

Univerza v Ljubljani  
Fakulteta za elektrotehniko

Uroš Mali

**Haptična naprava in navidezno okolje za  
prst na roki**

Doktorska disertacija

Mentor: prof. dr. Marko Munih, univ. dipl. inž. el

V Ljubljani, junij 2006



# Zahvala

Za strokovno pomoč se zahvaljujem mentorju prof. dr. Marku Munihu, ki me je s svojim bogatim strokovnim znanjem usmerjal v pravo smer raziskovalnega dela. Zahvaliti se moram tudi prof. dr. Tadeju Bajdu za koristne nasvete in vprašanja, ki so pripomogla h kreativnemu ustvarjanju dela.

Za posredovanje izkušenj s področja strojništva in računalniškega načrtovanja se najlepše zahvaljujem Mitji Mahniču, sodelavcem Alešu Bardorferju in Matjažu Mihlju za koristne pripombe pri programiranju, Romanu Kamniku in Janezu Šegi za tehnično pomoč ter ostalim kolegom iz Laboratorija za robotiko in biomedicinsko tehniko.

Zahvaljujem se tudi dr. Niki Goljar in delovnim terapevtom Davidu Breclju, Meti Javh, Janji Poje in Slavici Kotnik z Inštituta Republike Slovenije za rahabilitacijo za pomoč pri izvedbi meritev na pacientih.

Iskreno se zahvaljujem tudi staršema Bogdanu in Marjani, ki sta me v času študija vzpodbujala in podpirala, ter Martini, ki mi je ves čas stala ob strani. Zahvaljujem se še vsem ostalim, ki so kakorkoli pripomogli pri nastajanju tega dela.



# Kazalo

<b>Slike</b>	<b>v</b>
<b>Seznam uporabljenih simbolov</b>	<b>ix</b>
<b>Povzetek</b>	<b>1</b>
<b>Abstract</b>	<b>3</b>
<b>1. Uvod</b>	<b>5</b>
1.1 Cilji . . . . .	7
1.2 Splošno o rehabilitaciji . . . . .	7
1.3 Metodologija . . . . .	9
1.4 Originalni prispevki disertacije . . . . .	10
<b>2. Haptična naprava</b>	<b>11</b>
2.1 Mehanizem haptične naprave . . . . .	11
2.1.1 Pogonski mehanizem . . . . .	15
2.2 Kinematika haptične naprave . . . . .	16
2.2.1 Inverzna kinematika . . . . .	17
2.2.2 Jacobijeva matrika manipulatorja . . . . .	18
2.2.3 Statična analiza mehanizma . . . . .	19
2.3 Dinamika . . . . .	20
2.3.1 Enačbe gibanja . . . . .	21

---

2.4	Vodenje naprave . . . . .	22
2.4.1	Aplikacija za vodenje naprave v realnem času . . . . .	22
2.4.2	Regulacijska shema vodenja naprave . . . . .	23
2.5	Izvedene izpopolnitve . . . . .	26
2.5.1	Merjenje kota vpetja prsta . . . . .	27
2.6	Varnost . . . . .	28
<b>3.</b>	<b>Navidezno eksperimentalno okolje</b>	<b>29</b>
3.1	Arhitektura sistema . . . . .	30
3.2	Navidezno okolje . . . . .	30
3.2.1	Metoda priprave vaj v navideznem okolju . . . . .	32
3.2.2	'Test sile' . . . . .	32
3.2.3	'Test z gumbi' . . . . .	34
3.2.4	'Test z žogico' . . . . .	35
3.2.5	'Test s tunelom' . . . . .	35
3.2.6	'Test z vzmetjo' . . . . .	37
3.2.7	Seznam testov . . . . .	37
3.3	Protokol in priprava meritev . . . . .	38
3.3.1	Navodilo pacientom in terapevtom . . . . .	38
3.3.2	Navodilo za posamezne teste . . . . .	39
3.3.3	Navodila za teste s seznama . . . . .	41
3.4	Obdelava rezultatov . . . . .	41
3.4.1	Analiza podatkov . . . . .	42
3.4.2	Numerični parametri 'zanimivih' veličin . . . . .	43
3.4.3	Statistična analiza . . . . .	44
3.4.4	Generator poročil . . . . .	45
<b>4.</b>	<b>Rezultati</b>	<b>47</b>

---

4.1	Vzorec testiranih oseb . . . . .	47
4.2	Merilni rezultati eksperimentov . . . . .	48
4.2.1	Test sile . . . . .	49
4.2.2	Test z gumbi . . . . .	52
4.2.3	Test z žogico . . . . .	58
4.2.4	Test s tunelom . . . . .	63
4.3	Statistika rezultatov in korelacije . . . . .	67
4.3.1	Regresijske črte . . . . .	68
4.3.2	Primerjava s tradicionalnim načinom ocenjevanja . . . . .	73
<b>5.</b>	<b>Zaključek</b>	<b>75</b>
	<b>Dodatek A - Detekcija trkov in modeliranje tunela</b>	<b>85</b>
	<b>Dodatek B - Primer rezultatov merjenja</b>	<b>89</b>





# Slike

2.1	Delovno področje prsta na roki obkroženo z delovnim področjem haptične naprave. . . . .	13
2.2	3D model naprave z vrisanimi koordinatnimi sistemi posameznih sklepov. . . . .	14
2.3	Ravninski prikaz mehanizma haptične naprave. . . . .	17
2.4	Spremenljivke uporabljene pri inverznem kinematičnem modelu . . . . .	18
2.5	Elipsoidi sil haptične naprave za vodenje gibaje prsta. . . . .	19
2.6	Električna vezalna shema sistema naprave . . . . .	22
2.7	Regulacijska shema vodenja haptične naprave v povezavi z navideznim okoljem . . . . .	24
2.8	Ocenjena sila proti izmerjeni sili. . . . .	25
2.9	AM256 - 8 bitni kotni magnetni senzor in njegova namestitvev na vrh naprave . . . . .	27
3.1	Haptična interakcija med haptično napravo za vodenja gibanja prsta roke in navideznim okoljem. . . . .	29
3.2	Arhitektura aplikacije navideznega okolja. . . . .	31
3.3	Shema priprave vaj v navideznem okolju. . . . .	33
3.4	Grafični prikaz navideznega okolja 'Test sile'. . . . .	34
3.5	Grafični prikaz navideznega okolja 'Test z gumbi'. . . . .	35
3.6	Grafični prikaz navideznega okolja 'Test z žogico'. . . . .	36
3.7	Grafični prikaz navideznega okolja 'Test s tunelom'. . . . .	36
3.8	Grafični prikaz navideznega okolja 'Test z vzmetjo'. . . . .	37

3.9	Prikaz izračuna delovnega področja prsta - DPP prsta. . . . .	44
3.10	Primer regresijske črte za vrednost velikosti DPP pri pacientu 'p4'. . .	45
4.1	Legenda. . . . .	50
4.2	PACIENT – Postavitev elementov 'Testa sile' in narisane trajektorije gibanja. . . . .	50
4.3	PACIENT – Hitrosti v odvisnosti od položaja v tunelu. . . . .	50
4.4	PACIENT – Prečna oddaljenost od središnice tunela. . . . .	51
4.5	PACIENT – Hitrost vzdolž tunela v odvisnosti od položaja v tunelu. .	51
4.6	ZDRAVI – Postavitev elementov 'Testa sile' in narisane trajektorije gibanja. . . . .	51
4.7	ZDRAVI – Hitrosti v odvisnosti od položaja v tunelu. . . . .	51
4.8	ZDRAVI – Prečna oddaljenost od središnice tunela. . . . .	52
4.9	ZDRAVI – Hitrost vzdolž tunela v odvisnosti od položaja v tunelu. . .	52
4.10	Legenda slik grafične predstavitve rezultatov za 'Test z Gumbi'. . . . .	54
4.11	PACIENT – Postavitev gumbov z izrisano celotno trajektorijo gibanja prsta. . . . .	54
4.12	PACIENT – Hitrost in sila med testom. Povprečna hitrost, kadar prst ni v dotiku z gumbom $\overline{ v }=4.5$ cm/s. . . . .	54
4.13	PACIENT – Sile dotika pri vsakem gumbu. . . . .	54
4.14	PACIENT – Prvi (a) in drugi (b) segment poti . . . . .	55
4.15	ZDRAVI – Postavitev gumbov z izrisano celotno trajektorijo gibanja prsta. .	56
4.16	ZDRAVI – Hitrost in sila med testom. Povprečna hitrost, kadar prst ni v dotiku z gumbom $\overline{ v }=7.3$ cm/s. . . . .	56
4.17	ZDRAVI – Sile dotika pri vsakem gumbu. . . . .	57
4.18	ZDRAVI – Prvi (a) in drugi (b) segment poti . . . . .	57
4.19	PACIENT – Trajektorija prsta in obkroženo področje. Narisane so tudi točke dotikov. . . . .	60
4.20	PACIENT – $x$ in $y$ pozicija vrha prsta s točkami dotikov ter kót prsta. .	60

4.21	PACIENT – Hitrost in sila med testom. . . . .	61
4.22	ZDRAVI – Trajektorija prsta in obkroženo področje. Narisane so tudi točke dotikov. . . . .	61
4.23	ZDRAVI – $x$ in $y$ pozicija vrha prsta s točkami dotikov ter kót prsta. . .	62
4.24	ZDRAVI – Hitrost in sila med testom. . . . .	62
4.25	PACIENT – Postavitev tunela z izrisano trajektorijo prsta, s točkami dotikov s steno in markerji napredovanja. . . . .	64
4.26	PACIENT – Odmik od središčnice tunela in sila dotika pri gibanju skozi tunel. Odmik desno od središčnice v smeri tunela je negativno predznačen. 65	65
4.27	PACIENT – Tangencialna hitrost (zgornja slika). Hitrost in hitrost na- predovanja skozi tunel (spodnja slika). . . . .	65
4.28	ZDRAVI – Postavitev tunela z izrisano trajektorijo prsta, s točkami dotikov s steno in markerji napredovanja. . . . .	66
4.29	ZDRAVI – Odmik od središčnice tunela in sila dotika pri gibanju skozi tunel. Odmik desno od središčnice v smeri tunela je negativno predznačen. 66	66
4.30	ZDRAVI – Tangencialna hitrost (zgornja slika). Hitrost in hitrost na- predovanja skozi tunel (spodnja slika). . . . .	67
4.31	Regresijske črte za primer srednje vrednosti izvajane sile $\bar{F}$ v odvisnosti od zaporedne številke eksperimenta za eksperiment 'Test z vzmetjo'. Črte so narisane za vse testirane skupine za obe roki. S 'p' so označeni pacienti in s 'H' zdrave osebe. . . . .	68
4.32	Koeficienti regresijskih črt s slike 4.31. . . . .	69
4.33	Koeficienti regresijskih črt za velikost DPP za 'Test z vzmetjo'. . . . .	70
4.34	Koeficienti regresijskih črt za povprečne vrednosti hitrosti (mobilnost prsta) za 'Test z žogico'. . . . .	71
4.35	Primerjava srednjih vrednosti DPP za 'Test z vzmetjo' in 'Test z žogico'. V prvem primeru je prst obrnjen z vzmetjo, v drugem primeru pa je gibanje neovirano. . . . .	72
4.36	Primerjava koeficientov napredovanja velikosti izvajane sile in velikosti DPP. . . . .	72

4.37	Primerjava koeficientov napredovanja velikosti izvajane sile $\bar{F}$ in mobilnosti prsta $\bar{v}$ . . . . .	73
5.1	Slika haptične naprave za vodenje gibanja prsta roke in navideznega okolja. . . . .	75
A2	Skica tunela s posameznimi segmenti. . . . .	86

# Seznam uporabljenih simbolov

V delu so uporabljeni naslednji simboli:

- Črke s poševno in poudarjeno pisavo označujejo vektorje:  $\mathbf{h}$ ,  $\mathbf{q}$ ,  $\mathbf{G}$ , ...
- Grške črke s poudarjeno pisavo tudi označujejo vektorje:  $\boldsymbol{\varphi}$ ,  $\boldsymbol{\tau}$ , ...
- Velike črke označujejo matrike:  $\mathbf{B}$ ,  $\mathbf{C}$ ,  $\mathbf{F}$ , ...
- Črke s poševno pisavo označujejo skalarne spremenljivke:  $\varphi_i$ ,  $K$ ,  $f_i$ , ...
- Črke z normalno pisavo označujejo enote: cm, Nm, rad/s, ...

Pogosto uporabljne okrajšave

- MCP sklep ... metakarpalni sklep prsta,
- PIP sklep ... proksimalni sklep prsta,
- DIP sklep ... distalni sklep prsta,
- DPN ... delovni prostor naprave,
- DPP ... delovni prostor prsta,
- OGP ... območje gibanja prsta,
- FIM ... lestvica funkcionalne neodvisnosti (*angl. Functional Independence Scale*).



# Povzetek

Razvit je bil sistem navidezne rehabilitacije, ki vključuje haptično napravo in navidezna okolja, z namenom uporabe v rehabilitacijske namene in namene ocenjevanja funkcij prsta roke. Sam razvoj vključuje načrtovanje in izdelavo haptične naprave ter vseh ostalih elementov sistema, ki so potrebni za delovanje naprave. Izdelan je bil celoten kinematični in dinamični model razvite haptične naprave. Podana je enačba gibanja, ki je uporabljena pri oceni sile na vrhu mehanizma. Nadalje so prikazani elementi vodenja naprave, vključujoč elemente za vodenje v realnem času in implementirane mehanizme, tako strojne kot programske, ki skrbijo za varno delovanje sistema. Ocenjene so bile haptične lastnosti naprave, predvsem točnost ocenjene sile, ki je ključni element sistema in najbolj vpliva na kvaliteto haptičnosti.

Nadalje je bilo razvito navidezno eksperimentalno okolje, ki vključuje prikazovalnik navideznega prostora s haptično in vizualno povratno informacijo. Implementirane so bile različne vaje, katere poskušajo deloma posnemati gibanje prstov pri vsakdanjih opravilih, deloma pa vnašajo nove možnosti navidezne rehabilitacije. Vaje so osredotočene na oceno velikosti delovnega prostora prsta (*angl.* range of motion), hitrosti gibanja oz. mobilnosti in velikosti izvajane sile. Navidezno okolje je sestavljeno iz navidezne sobe in objektov, ki jih je moč poljubno razporediti in prilagoditi različnim zmogljivostim in težavnostnim stopnjam. Določitev velikosti delovnega prostora prsta uporabnika pred izvajanjem testov, zagotavlja dosegljivost elementov testa. Vaje so dovolj preproste za takojšnje razumevanje, aplikacija pa poskuša ohraniti enostavnost uporabe sistema za terapevta kljub široki paleti vaj in nivojev stopenj zahtevnosti.

Z omenjenim sistemom je bila izvedena klinična validacija v dejanskem rehabilitacijskem okolju in je trajala dva meseca. V testih je sodelovalo 9 pacientov in 5 zdravih oseb. V skupini pacientov so sodelovali pacienti po kapi, ki so bili pripravljene sodelovati v času dveh mesecev in so obiskovali delovno terapijo. Paciente smo spremljali skozi njihovo celotno terapijo, ki je ponavadi trajala en mesec. Rezultati predstavljene

študije so primerjani z rezultati ocenjevanja po lestvici funkcione neodvisnosti (*angl.* Functional Independence Measure). Rezultati študije in ocene FIM lestvice so močno korelirani.

Sistem za avtomatično obdelavo podatkov in izdelavo poročil omogoča takojšnjo obdelavo meritev in izpis poročil, ki so že pripravljena v obliki primerni za tisk. Podan je niz objektivnih rezultatov za vsak tip testa. Nadalje omogoča sistem sproten avtomatičen vnos podatkov v skupno bazo, iz katere jo potem možno črpati podatke za spremljanje učinka terapije skozi proces rehabilitacije. Uporaba podatkovne baze omogoča tudi spremljanje terapije na daljavo, *oz.* izvajati terapijo na oddaljenem mestu in dostopati do enotne baze – *tj.* telerehabilitacija.

Razviti sistem haptične naprave v povezavi z navideznim okoljem je mogoče uporabiti pri rehabilitaciji prsta roke kot pripomoček pri sami terapiji in kot napravo za objektivno ocenjevanje funkcionalnega stanja prsta roke.

**Ključne besede:** haptični vmesniki, navidezna okolja, navidezna rehabilitacija, rehabilitacija prsta roke, telerehabilitacija



# Abstract

A virtual rehabilitation system, including a haptic device and virtual environments, was developed. The system was designed for the hand finger rehabilitation and finger functionality assessment. The development of the haptic device includes a design and construction of the device together with accompanying elements needed for a proper functioning. Along with the mechanism, accurate kinematic and dynamic models of the haptic device were developed. The models are used for estimating contact forces at the tip of the device and for controlling required motor torques. The control strategies, the implementation of the application on a PC, the real-time millisecond-class control environment, running under the MS Windows operating system, and safety mechanisms are described. Also the endurance test for the maximum sustained output force, and validations of the accuracy of the output force were performed.

Furthermore, the experimental virtual environment setup and the methodology for the assessment were developed. The setup utilizes the haptic device and the virtual environments as a visual feedback. A set of tests which imitate activities in everyday life or extend options of a virtual rehabilitation, was implemented. The tests are focused on the assessment of a finger range of motion, finger mobility, and a magnitude of an exerted force. All the tests are implemented within a virtual room with virtual walls and experimental objects placed in the room space according to the test type and to a level of complexity. Before working with a new patient or when the hand of a patient changes from right to left, the finger workspace must be defined, which ensures the attainability of the experimental objects. The tests are easy understandable and the application keeps the usage of the system simple in spite of the number of test types and different levels of complexity.

The system was evaluated in a group of stroke patients during a one-month period of therapy. The patients suffered from ischemic or hemorrhagic stroke. A total of 9 patients participated in the present study. The results of the study are compared to

the Functional Independence Measure - FIM clinical scores, and are well correlated. The control group consisted of 5 healthy male volunteers.

The system for processing large quantities of the measured data and an automatic report generator were developed. The system automatically produces condensed reports in a printable form. Typical characteristics of the finger therapy are given in the reports. Moreover, the numerical results are stored in a database for further analysis. The recorded data can be used to follow the therapy effects on site as well as at a distance – telerehabilitation.

The presented haptic device together with the virtual environments can be used as rehabilitative aid for finger exercise as well as an instrument for objective finger functionality assessment.

**Keywords:** haptic interface, virtual environment, virtual rehabilitation, finger rehabilitation, telerehabilitation

# 1.

## Uvod

Vodenje gibanja prsta je kot del prijemanja eno od najpomembnejših in najzahtevnejših človekovih gibalnih dejavnosti [1][2][3]. To se odraža pri mnogih aktivnostih v vsakdanjem življenju, ki so močno povezane najprej s sposobnostjo izvajanja gibov s prsti npr. prijemanje predmetov, pobiranje manjših predmetov, in nato z izvajanjem sile na npr. prijet predmet, tipko. Čeprav je zanesljiv in stabilen prijem cilj pri večini nalog, je pomembna tudi koordinacija gibanja prsta v povezavi z izvajanjem sile [4][5][6]. To zahteva usklajeno delovanje osrednjega živčnega sistema in mišic, ki sodelujejo pri vodenju gibanja in pri prijemu [5][7].

Pri osebah s poškodovanim osrednjim centralnim živčevjem ter po poškodbah skeletnega ali živčno mišičnega sistema roke je funkcijska sposobnost roke pogosto zmanjšana. Funkcijska sposobnost pa vpliva na sposobnost opravljanja vsakdanjih aktivnosti. Na področju diagnostike in rehabilitacije se uporablja ocena funkcionalnosti roke kot podlaga za določitev ustrezne terapije. Funkcionalnost lahko opišemo kot sposobnost prijemanja in manipulacije z objekti [4], na kar vplivajo predvsem območje gibanja prstov in zapestja, sila prijema ter senzorne sposobnosti osebe. Najpogosteje se za oceno funkcionalnosti roke uporabljajo različni funkcionalni testi, ki ocenjujejo sposobnost izvajanja nalog povezanih s prijemanjem. V rehabilitaciji so najpogostejši testi test vsakdanjih aktivnosti [4], Jebsenov test roke [8], Fugl-Mayerjev test roke [9], manualni mišični test, test funkcionalne neodvisnosti [10][11] in drugi [4] [12]. Pri večini testov so posameznikove sposobnosti običajno opisane s kvalitativno oceno, ki pa je lahko podvržena tudi subjektivnim kriterijem ocenjevalcev in odvisna od izkušenosti terapevta. Tak opis redko zazna in upošteva majhne spremembe, ki so lahko posledica bodisi progresivnih bolezni ali učinkov terapije. Zaradi tega se pojavljajo vedno nove naprave in računalniško podprti sistemi, ki omogočajo rehabilitacijo, merjenje objek-

tivnejših in natančnejših podatkov, skrajšajo čas ocenjevanja ter omogočajo lažje in enostavnejše primerjalne študije.

Proces rehabilitacije po poškodbi ali bolezni, ki ima za posledico zmanjšano funkcionalnost roke, je ponavadi dolgotrajen. Glede na funkcionalno stanje roke, delovni terapevt predpiše terapijo, pri kateri izvaja določeno silo na prizadete prste, s čimer poskuša prizadetemu sklepu povrniti moč in območje giba. Tako bi bila naprava, ki lahko posnema terapevtove gibe, ključnega pomena in mora omogočati tako pozicijsko vodenje kot tudi vodenje sile. Haptične naprave, ki že po definiciji omogočajo vodenje po sili, so zaradi narave delovanja primerne za aplikacijo vodenja gibanja prsta. Danes je na tržišču moč kupiti kar nekaj haptičnih naprav, vključno z naprednejšimi, ki so bile razvite v zadnjem času in bi lahko bile primerne tudi za vodenje gibanja prsta. Delovni prostor naprave mora pokrivati celotni delovni prostor prsta in dolgotrajna sila na vrhu mehanizma mora dosežati 10 N ali več. Čeprav so najvišje sile prstov med prijemanjem tudi več kot 50 N [13], so Massie in ostali [14] ter Jones [15] izpostavili, da je redko potrebna sila več kot 10 N, kadar gre za precizno manipulacijo s prsti.

V literaturi najdemo različne primere uporabe navidezne resničnosti [16] v povezavi s haptičnimi napravami v rehabilitaciji in ocenjevanju funkcionalnosti roke [17][18][19]. Burdea je izpostavil mnoge prednosti (npr. motivacija pacientov, prilagodljivost, raznolikost, shranjevanje podatkov in dostop do le-teh, zmanjšani stroški rehabilitacije) in izzive uporabe (npr. pomanjkljivo računalniško znanje terapevtov, pomanjkanje infrastrukture, draga oprema) navidezne rehabilitacije [20]. S pomočjo haptične naprave PHANToM so Bardorfer in ostali [21] analizirali funkcionalnost zgornje ekstremitete. Korak dlje so sistemi navidezne resničnosti namenjeni rehabilitaciji, kot so to pokazali Jack in ostali, ki so za rehabilitacijo uporabili haptično napravo Rutgers Master II [22], in Gentle/S [23] projekt Evropske skupnosti, kjer so za rehabilitacijo zgornje ekstremitete uporabili komercialno haptično napravo Haptic Master. Pokazano je bilo, da lahko sistemi navidezne resničnosti povečajo motivacijo pacientov za daljše časovno obdobje, s čimer se poveča učinek same terapije [24][22][23]. Primerne metode za ocenjevanje in terapijo so različne naloge sledenja [25], kjer oseba s pomočjo vidne povratne informacije sledi določeni točki z izvajanjem giba ali sile. S posnemanjem nalog iz vsakdanjega življenja s pomočjo navidezne resničnosti, pa je želja raziskovalcev čimbolj približati terapijo osebam in jih še bolj motivirati [17][22].

## 1.1 Cilji

Cilj doktorske disertacije je zgraditi izpopolnjeno haptično napravo za vodenje gibanja prsta roke [26][27] ter razviti aplikacijo in metode za urjenje in ocenjevanje senzomotoričnih funkcij prsta v navideznem okolju s pomočjo haptične naprave.

- Izpopolnitev haptične naprave mora vključevati dodatno merilno os za merjenje kota vpetja prsta, izboljšano konstrukcijo mehanizma, zamenjavo obstoječih motorjev z močnejšimi in s kodirniki zasuka z večjo ločljivostjo ter prilagoditev in zamenjavo krmilnih sklopov elektronike za doseganje večjih sil.
- Razvite vaje v navideznem okolju, naj poskušajo deloma posnemati gibanje prstov pri vsakdanjih opravilih, deloma pa naj vnašajo nove možnosti navidezne rehabilitacije. Vaje morajo biti dovolj preproste za takojšnje razumevanje, aplikacija pa naj poskuša ohraniti enostavnost uporabe sistema za terapevta kljub široki paleti vaj in nivojev stopenj zahtevnosti.
- Razviti različni možni kvantitativni kriteriji za ocenjevanje kvalitete gibanja prsta in izvajanja sil naj izhajajo iz navidezne resničnosti. Zaradi različnih stopenj zahtevnosti morajo biti metode preizkušene najprej pri zdravih ljudeh in na podlagi teh meritev izbrani najprimernejši kriteriji za ocenjevanje testiranih oseb.

## 1.2 Splošno o rehabilitaciji

Vse več raziskav dokazuje, da je količinsko intenzivna in ponavljajoča se vaja pogoj za ponovno uskladitev delovanja osrednjega živčnega sistema in s tem povrnitev senzomotoričnih sposobnosti [28][22][29]. Zaradi omejenih sredstev in s tem povezane omejitve 'ročno izvajane' terapije, se pojavljajo potrebe po novih načinih rehabilitacije, ki bi vključevali avtomatsko izvajanje intenziven in ponavljajoč trening [30][31]. Smiselna je uporaba kognitivne informacije, ki jo posredujemo pacientu, saj s tem lahko povečamo učinek terapije [22][25]. Vse bolj se v proces rehabilitacije vključujejo informacijske tehnologije [32] in različna področja robotike. Največkrat se omenja uporaba navidezne resničnosti [33][34][22][35] [36][37][38] in haptičnosti [21][39][23] ter prednosti le-teh pri navidezni rehabilitaciji [20].

Največkrat so v namene ocenjevanja uporabljene različne metode sledenja [22][25][40]. Tu primerno izbrano obliko zelenega giba ali sile, ki naj jo izvaja paci-

ent, opišemo v različnih oblikah povratne informacije (npr. zvok, slika). Kurillo in ostali so uporabili preprost vizualni primer s tarčo, kjer so z obliko signala rampe ocenjevali moč in utrujanje pri prijemanju ter s sinusnim signalom kontrolo sile prijemanja [40]. Bardorfer in ostali so za analizo stanja zgornje ekstremitete uporabili navidezne labirinte [21]. Zahtevnost eksperimenta je določena z zahtevnostjo labirinta. Vizualno zahtevnejši je primer uporabe 'Rutgers Ankle' sistema za rehabilitacijo gležnja po kapi [22]. Pacient med vajo vodi letalo (simulator letenja) skozi navidezne zanke. Zahtevnost vaje je odvisna od števila in velikosti zank ter hitrosti letala. Z novimi metodami lahko preproste merjene veličine (npr. čas, hitrost, število blokov) zamenjamo s kompleksnejšimi (npr. pozicija, sila in navori, moč) in kljub temu ohranimo enostavno oceno. Pravilno moramo določiti le uteži, ki določajo stanje posameznih segmentov ocene, ali podati ocene ločeno. Vsekakor poskušamo čimbolj izločiti dejavnike subjektivne ocene.

Pri omenjenih študijah večina raziskovalcev uporablja različne metode ocenjevanja funkcionalnega stanja roke in prstov, vendar pri tem uporabljajo kot merjeno veličino silo pri različnih načinih prijemanja tj. izometrične meritve prijemanja [41][1][42][40][43][44][45]. Moramo pa poudariti, da spretnost pri prijemanju vključuje tako statiko med prijemanjem kot tudi kinematiko in dinamiko gibanja, in prav slednji komponenti se skorajda ne omenjata, kar terapevtom in kirurgom zmanjšuje količino podatkov potrebnih za določitev pacientovega stanja [4][5]. Mnogi so za ocenjevanje statičnih veličin prijemanja uporabili naprave lastne konstrukcije različnih izvedb. Kurillo in ostali so uporabili komercialni senzor sile JR3 z različnimi nastavki za različne načine prijemanja [40]. Fowler in ostali so razvili merilnik sil in navorov v obliki predmetov iz vsakdanjega življenja [46]. Hermsdorfer in ostali so ocenjevali sposobnost manipuliranja, ki vključuje držanje, premik in krožni gib predmeta opremljenega s senzorji sile in pospeška [1]. Sheng Li in ostali so merili silo prijemanja posameznega prsta in primerjali največjo silo prsta pri prijemanju z več prsti in pri prijemanju z le dvema prstoma [3]. Primerjali so rezultate med prizadeto in neprizadeto stranjo pri pacientih po kapi. Zong-Ming Li in ostali so izdelali napravo za izometrično merjenje sil kazalca [47]. Merili so najvišjo silo v 16-ih smereh na območju 360° .

Kot je že bilo omenjeno v uvodu, so haptične naprave, ki po definiciji omogočajo vodenje po sili, že bile uspešno uporabljene in izbrane kot primerne v aplikacijah v rehabilitaciji in ocenjevanju funkcionalnega stanja [21][22] [23][14] [48]. Največkrat uporabljene in omenjene haptične naprave so iz družine PHANToM haptičnih naprav

firme SensAble [21][14]. Kljub odlični konstrukciji pa sta nizka dolgotrajna sila in visoka cena glavni pomanjkljivosti naprave. CyberGrasp [48] je naslednji 'force-feedback' sistem za prste in celotno roko, kjer pa so teža sistema, le ena prostostna stopnja na prst in sile delujoče le v smeri ekstenzije prsta ključne pomanjkljivosti. Kljub obstoječi široki paleti haptičnih naprav, nismo uspeli najti naprave, ki bi ustrezala kriterijem za vodenje gibanja prsta. Bodisi dolgotrajna sila na vrhu mehanizma ni dovolj velika ali pa ima naprava omejen delovni prostor. Delovni prostor naprave mora pokrivati celotni delovni prostor prsta in dolgotrajna sila mora dosegati 10 N ali več [15][14]. Prav zaradi tega je bila razvita haptična naprava za vodenje gibanja prsta, ki ustreza obema kriterijema kljub nizki ceni sistema.

### 1.3 Metodologija

V okviru predlagane disertacije bo izboljšana haptična naprava s pripadajočo aplikacijo uporabljena najprej kot terapevtski pripomoček, kjer bo lahko oseba z vajo izboljšala senzomotorične spretnosti pri vodenju gibanja prsta, in drugič kot sistem za ocenjevanje vodenja giba prsta. Haptična naprava je izvedena kot nesamozaporni mehanizem, ki ga poganjata dva enosmerna motorja. S tem dokaj verno izvajamo silo na vrhu mehanizma naprave brez merjenja dejanske sile. Pri vodenju gibanja prsta je mogoče posnemati gibe pri vsakdanjih opravilih ali pa posnemati situacije in jih prikazati v obliki sintetičnega okolja. Le-ta pri izvajanju vaje od testirane osebe zopet zahtevajo podobne gibe kot pri vsakdanjih opravilih.

V sklopu aplikacije haptičnega vmesnika bodo izvedene različne vaje v okolju navidezne resničnosti, ki bodo uporabljene pri metodah za vrednotenje kvalitete koordinacije giba in sile. Testi bodo razdeljeni v različne tipe in nivoje zahtevnosti. Tipi bodo razdeljeni glede na namen testa, ki pa je bodisi oceniti koordinacijo vodenja gibanja prsta ali koordinacijo sile. Predvideni testi s poenostavljenimi imeni so: gumbi, test statičnih veličin, tunel, valj. Predlagani testi bodo preizkušeni na zdravih osebah ter osebah po kapi. Primerjale se bodo vrednosti glede na dominantnost roke pri zdravih ljudeh, in glede na neprizadeto stran pri pacientih po kapi. Da bi se izognili vplivu učenja, bodo vaje uporabljene pri rehabilitaciji drugačne kot pri eksperimentih, ki bodo uporabljene za podajanje ocene stanja.

Predvideni testi bodo predstavljeni v obliki sintetičnega okolja sestavljenega iz različnih objektov. Vrh prsta bo opisan z navidezno kroglico, ki bo predstavljala dejan-

sko pozicijo vrha prsta v navideznem okolju. Interakcija med objekti in vrhom prsta se bo odražala, odvisno od eksperimenta, v obliki sile na vrhu naprave in/ali v obliki premika objekta v interakciji. Zahtevnost eksperimentov bo določena v več stopnjah in bo odvisna od vrednosti dinamičnih parametrov in zahtevnosti postavitve navideznih objektov.

V drugem delu aplikacije bo zgrajena podatkovna baza s podatki o pacientih in testih. Poleg teh podatkov se bodo beležile tudi vrednosti, ki vodijo do ocene funkcionalnega stanja prsta in so odvisne od tipa testa, nivoja zahtevnosti, vrednosti izmerjenih pri zdravih osebah. Vse te odvisnosti bodo določene in predstavljene v disertaciji. Kot osnova se bo uporabila odprto kodna izvedba 'SQL' baze 'MySQL'. Podatkovna baza bo omogočila pregledno shranjevanje izmerjenih vrednosti in izpis le-teh po poljubnih kriterijih, pri katerih je eden izmed glavnih kriterijev izpis po časovnih presledkih, ki je glavni pokazatelj napredovanja terapije pri pacientih.

### 1.4 Originalni prispevki disertacije

- razvoj haptične merilne naprave, ki omogoča navidezno rehabilitacijo prsta z možnostjo merjenja lege prsta in izvajanje sile v poljubni smeri v sagitalni ravnini prsta
- razvoj metodologije robotsko podprte rehabilitacije prstov roke s haptično napravo
- razvoj večjega števila vaj, tako da so tiste uporabljene pri treningu, drugačne od tistih uporabljenih pri ocenjevanju funkcionalnih sposobnosti
- razvoj objektivnih merilnih metod za ocenjevanje funkcionalnega stanja prsta v sintetičnem okolju



## 2.

# Haptična naprava

V okviru magistrske naloge je že bila izdelana haptična naprava z dvema aktivnima (v bazi naprave) in dvema pasivnima (na vrhu za vpetje vrsta na napravo) prostostnima stopnjama. Uporablja enosmerne motorje za pogon in nesamozaporni (*angl.* backdrivable) mehanizem za prenos navora. Napravo uvrščamo med haptične zaradi omenjene lastnosti mehanizma in lastnosti uporabljenih motorjev, saj je mogoče dokaj enostavno ocenjevanje sile na vrhu mehanizma, kot tudi vodenje le-te.

Naprava je plod lastnega razvoja in izdelave, zaradi česar poznamo večino podatkov vključujoč mase in vztrajnostne momente segmentov ter dimenzije. Izdelan je bil matematični model, ki vključuje vse pomembne in izključuje lahko zanemarljive parametre. Model je bil ovrednoten s simulacijo in primerjanjem z odzivi realnega sistema. Poleg tega vključuje razvoj tudi vodenje naprave preko osebnega računalnika v realnem času in implementacijo varnostnih mehanizmov, ki skrbijo za pravilno in varno delovanje. Več o napravi je opisano v magistrskem delu [26] in v članku na koncu disertacije [27].

V okviru doktorske disertacije so bili podrobneje izmerjeni in ocenjeni nekateri parametri naprave, kot so npr. točnost ocenjene sile, pasovna širina dinamike naprave in izvedene določene izboljšave. Izboljšave vključujejo popravke v izvedbi paralelnega mehanizma z dvojnimi vpetjem v oseh, nov način vpetja prsta, merjenje kota vpetja prsta in zamenjave motorjev ter končnih stopenj motorjev.

### 2.1 Mehanizem haptične naprave

Kljub množici dosegljivih haptičnih naprav, moramo poudariti, da je bila predstavljena naprava že pri načrtovanju predvidena za uporabo pri prstu na roki. Pri načrtovanju

Tabela 2.1: Dolžine prstnih členov

prstni člen	max / mm	povprečna / mm
Proksimalni	54	47
Medialni	36	30
Distalni	30	25

Tabela 2.2: Največji koti v sklepih med prstnimi členi

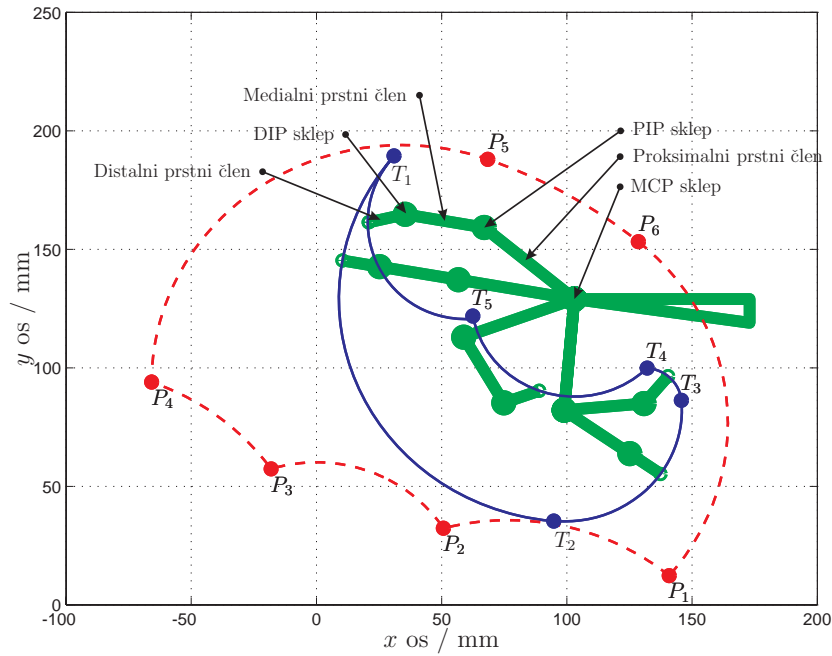
sklep	fleksija	ekstenzija	opomba
MCP	85°	-40°	fleksija narašča od II. do V. prsta za cca. 5°
PIP	100°	0°	enako za vse prste
DIP	80°	0°	enako za vse prste

sta bila vodilo predvsem pomembna parametra: zadostna velikost delovnega področja naprave - DPN, ki pokrije celotni delovni prostor prsta - DPP na roki, in dovolj visoka izvajana sila na vrhu mehanizma naprave. Parametra pa sta v neposredni izkjučujoči povezavi, tj. pri istem uporabljenem motorju povzroči večja izvajana sila na vrhu zmanjšanje dimenzij naprave ter s tem manjši DPN in obratno. Zato je potreben kompromis pri izbiri velikosti DPN in izvajane sile.

Pri zagotovitvi zadostnega DPN smo najprej izračunali DPP, kjer smo za dolžine prstnih členov in največje normalne kote območja gibov prstov uporabili znane podatke iz literature. Uporabljeni antropometrični podatki [49] so predstavljeni v Tabeli 2.1. Uporabili smo povprečne vrednosti dolžin prstnih členov. Tabela 2.2 prikazuje uporabljene podatke za območje giba ekstenzije in fleksije prsta [15].

Na podlagi znanih dolžin prstnih členov in območij gibov posameznih sklepov prsta so bile izračunane meje DPP, kot prikazuje Slika 2.1 s polno črto. Črta meje DPP začne pri točki  $T_1$ , ko je prst popolnoma iztegnjen. Iz točke  $T_1$  do  $T_2$  se metakarpalni - MCP sklep premakne iz popolne ekstenzije do popolne fleksije. Med točkama  $T_2$  in  $T_3$  se enako premakne proksimalni - PIP sklep in naprej do točke  $T_4$  še distalni DIP sklep. Na odseku od točke  $T_4$  do  $T_5$  ostaneta PIP in DIP sklepa nespremenjena, medtem ko se MCP sklep premakne v popolno ekstenzijo. Na koncu se enakomerno premakneta še PIP in DIP sklepa do njune največje ekstenzije pri točki  $T_1$ .

Po preučitvi vseh pomembnih dejavnikov, smo se odločili za izvedbo naprave v obliki paralelnega mehanizma, kjer je vrh mehanizma povezan z bazo preko dveh med



Slika 2.1: Delovno področje prsta roke (polna črta) obkroženo z delovnim področjem haptične naprave (prekinjena črta).

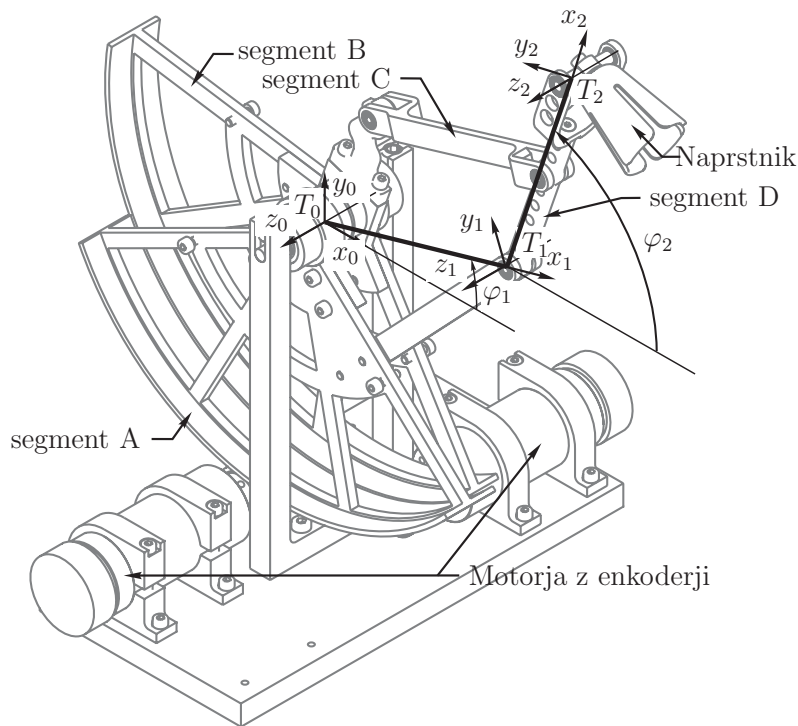
seboj neodvisnih kinematičnih verig. Ravninski prikaz mehanizma je podan na Sliki 2.3 na strani 17. Prednosti izbrane izvedbe so predvsem velika togost, večja izvajana sila, natančnost, izvrstne dinamične lastnosti ter enostavna konstrukcija [50]. Te prednosti odtehtajo pomankljivosti, kot je npr. majhen delovni prostor. Sicer zapletena kinematika podobnih mehanizmov v našem primeru ne pride do izraza zaradi majhnega števila prostostnih stopenj.

Velikost DPN je bila optimirana glede na velikost DPP. Pri izbiri dolžin segmentov 100 mm, je DPN dovolj velik, da pokrije celoten DPP. Rezultirajoči DPN je prikazan na Sliki 2.1 s prekinjeno črto. Kota  $\varphi_1$  in  $\varphi_2$  (Slika 2.2) se spreminjata po zapisu, ki je podan v Tabeli 2.3. S tem obkrožimo celotni DPP. Izvedba mehanizma tako zagotavlja izvajanje sile v poljubni smeri v vsaki točki DPP, tj. v vsakem položaju prsta.

Kota  $\varphi_1$  in  $\varphi_2$  na Sliki 2.2 vodimo z dvema neodvisnima motorjema nameščenima v bazi naprave. Namestitev motorjev v bazo in uporaba tetivnega prenosa z nizkim prestavnim razmerjem omogoča nizko vztrajnost, ki jo čuti uporabnik. Za doseganje dobrih haptičnih lastnosti naprave, so kar najboljše reducirane mase in vztrajnostni momenti segmentov. Tudi namestitev motorjev v bazo zmanjša inercija mehanizma zaradi mase motorjev in upošteva se le vztrajnostni moment rotorja motorja.

Tabela 2.3: Segmenti meje DPN

segment meje DPN	$\varphi_1$	$\varphi_2$
$P_1 \rightarrow P_2$	$-40^\circ$	$50^\circ \rightarrow 105^\circ$
$P_2 \rightarrow P_3$	$-40^\circ \rightarrow 35^\circ$	$105^\circ \rightarrow 180^\circ$
$P_3 \rightarrow P_4$	$35^\circ \rightarrow 70^\circ$	$180^\circ$
$P_4 \rightarrow P_5$	$70^\circ$	$180^\circ \rightarrow 70^\circ$
$P_5 \rightarrow P_6$	$70^\circ \rightarrow 50^\circ$	$70^\circ \rightarrow 50^\circ$
$P_6 \rightarrow P_1$	$50^\circ \rightarrow -40^\circ$	$50^\circ$



Slika 2.2: 3D model naprave z vrisanimi koordinatnimi sistemi posameznih sklepov.

Ker mehanizem ni prenosljiv *oz.* nosljiv, bodisi zaradi celotne teže sistema kot tudi zaradi same priključitve, je naprava nameščena na plošči, na kateri je leseno naslonjalo nastavljivo po višini. Uporabnikova roka se namesti v naslonjalo in nalahko pritrdi z elastičnimi trakovi. S tem zagotovimo minimalno premikanje roke in s tem dosegljivost *oz.* pokrivanje obeh delovnih prostorov.

### 2.1.1 Pogonski mehanizem

Izdelana haptična naprava uporablja enosmerni motor brez železnega jedra v rotorju. Stator motorja je sestavljen iz cilindričnega magneta nameščenega znotraj rotorja. Rotor predstavlja navita žica in komutator. Magnetno polje se zaključuje preko zunanjega železnega ohišja. Odsotnost železa v rotorju preprečuje zaklepanje polov v magnetne na statorju, kar pomeni, da se lahko motor ustavi v poljubni poziciji oz. v poljubni poziciji generira navor. Poleg tega je vztrajnostni moment rotorja motorja manjši, kar zmanjša celotno vztrajnost, ki jo čuti uporabnik pri premikanju vrha naprave. Hitrost vrtenja ni omejena z izgubami v železnem jedru, ampak s priključeno napetostjo in navorom obremenitve. Predstavljena konstrukcija motorja ponuja izrazite prednosti v mnogih aplikacijah, ki zahtevajo zmogljive pogone in servopogone.

Nadalje je potrebno zagotoviti prenos navora od gredi motorja do posameznih segmentov in naprej do sile na vrhu. Prenos je lahko izveden na različne načine. Večina mehanskih prenosov je namenjena prenosu energije, *tj.* navora le v smeri od gredi motorja k bremenu. V primeru haptičnih naprav pa potuje energija tudi v obratni smeri - navor se prenaša k motorju. Mehanski prenosi z relativno visokimi prestavnimi razmerji omogočajo uporabo motorjev majhnih moči, saj se navor množi s prestavnim razmerjem, na drugi strani pa se hitrost preko istega razmerja zmanjša. Tu velja še poudariti, da se sicer navor in hitrost spreminjata s prestavnim razmerjem, medtem pa se vztrajnostni moment rotorja prenaša preko kvadrata istega razmerja [51]. To je tudi eden izmed razlogov uporabe nizkih prestavnih razmerij pri haptičnih napravah podobnih konstrukcij [14][52], kot je predstavljena v disertaciji.

Mehanizem predstavljene naprave uporablja tetivni prenosni sistem z dokaj nizkim prestavnim razmerjem  $k_R \approx 10$ . Tetiva, ki poganja obe neodvisni aktivni prostostni stopnji, je na eni strani pritrjena na segment, navita okoli gredi motorja in nato pritrjena na isti segment še na drugem koncu. Tetivni prenosi se v glavnem delijo v odprto in zaprto zadržane. V odprto zadržanem načinu sta za aktuacijo ene prostostne stopnje uporabljena dva ali več motorjev, ki premikajo segment vsak v svojo smer, medtem ko je v zaprto zadržanem načinu uporabljen le en motor. V našem primeru smo uporabili zaprtozadržani tetivni prenos. To pomeni, da je za aktuacijo potrebno toliko motorjev, kolikor je aktivnih prostostnih stopenj. Prenos navora poteka preko trenja med gredjo motorja in tetivo, kar pa lahko predstavlja problem zdrsanja tetive na gredi. Zaradi tega je potrebno tetivo preko gredi prednapeti, to pa lahko povzroči povečano trenje

pri premikanju in določen mrtvi hod. Kompromis pri tem je povečano število ovojev okoli gredi pri nekoliko nižji prednapetosti tetive.

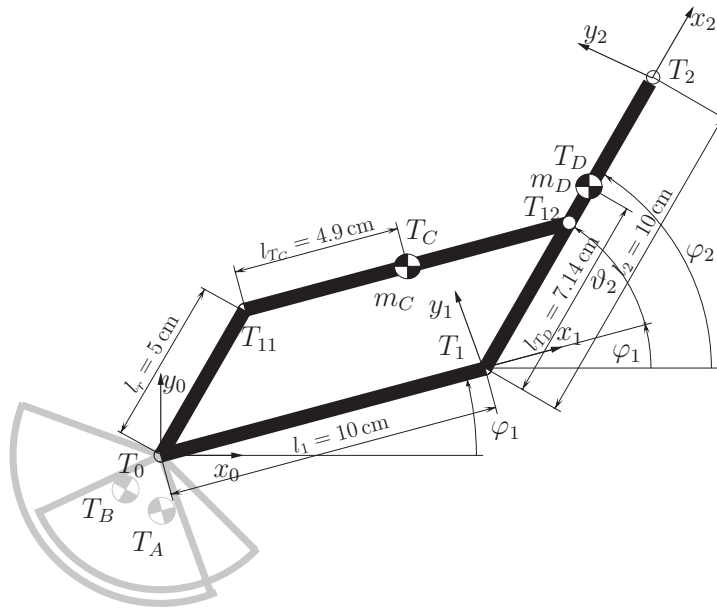
Nizko prestavno razmerje daje mehanizmu lastnost nesamozapornosti, kar pomeni, da je mehanizem premakljiv tudi kadar motorji niso aktivirani. Nesamozapornost je bistvena pri napravah, ki za oceno sile na vrhu ne uporabljajo merilnika sile in je merilo, kako dobro je navor motorjev preslikan v silo na vrhu mehanizma. V podobnih mehanizmih pomeni dobra nesamozapornost to, da lahko uporabnik premika vrh naprave s čim manj truda.

Naj omenimo še, da je bil v okviru doktorske disertacije preizkušen tudi ultrazvočni motor, ki deluje na principu potujočega valovanja. Fazno (krajevno) zamaknjeni polji dveh različnih piezokristalov vzbujamo s sinusnim signalom blizu resonančne frekvence kristala. Potujoče valovanje preko trenja premika rotor motorja. Tako se na gredi motorja proizvaja velik navor, vendar je hitrost vrtenja dokaj majhna. Poleg tega je vodenje naprave zelo zapleteno in potrebuje poseben krmilnik. Predvsem zapletenost vodenja in nizka hitrost sta bili preveliki pomankljivosti, da bi tovrstni motor uporabili za pogone pri predstavljeni haptični napravi.

## 2.2 Kinematika haptične naprave

Slika 2.3 prikazuje koordinatne sisteme uporabljene pri modelu direktne kinematike in dinamičnem modelu. Težišča segmentov označenih na Sliki 2.2 so označena s  $T_A$ ,  $T_B$ ,  $T_C$  in  $T_D$ . Na isti sliki je prikazan tudi ravninski model mehanizma z nekaterimi pomembnimi podatki o dolžinah segmentov. Iz kinematičnih podatkov ( $l_1, l_2, r, l_{T_C}, l_{T_D}$ ) in znanih vrednosti kotov  $\varphi_1$  in  $\varphi_2$ , lahko izračunamo položaj in orientacijo koordinatnih sistemov v točkah  $T_1, T_2, T_{11}, T_{12}, T_C$  in  $T_D$ . Izračunane podatke uporabimo naprej pri določanju translatorskih in kotnih hitrostih težišč posameznih segmentov. Položaj vrha mehanizma  $\mathbf{p}(\boldsymbol{\varphi})$  je, glede na Sliko 2.3, definiran kot:

$$\mathbf{p}(\boldsymbol{\varphi}) = \begin{bmatrix} T_{2x} \\ T_{2y} \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_1 \cos \varphi_1 + l_2 \cos \varphi_2 \\ l_1 \sin \varphi_1 + l_2 \sin \varphi_2 \\ 0 \end{bmatrix}. \quad (2.1)$$



Slika 2.3: Ravninski prikaz mehanizma haptične naprave.

### 2.2.1 Inverzna kinematika

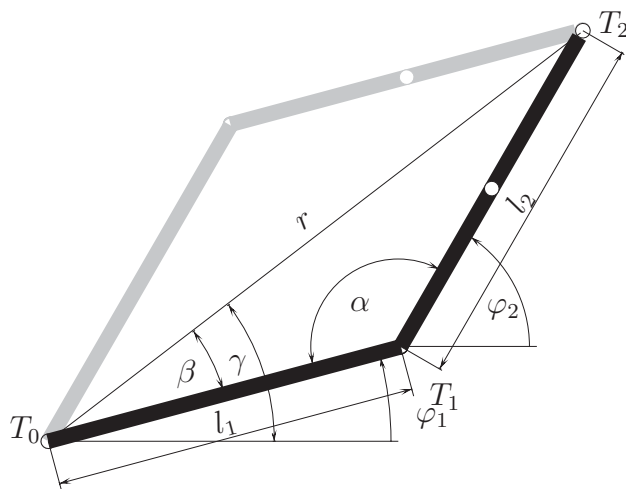
Za izračun notranjih koordinat, tj. kotov  $\varphi_1$  in  $\varphi_2$ , iz znanega položaja vrha robota  $T_{2x}$  ter  $T_{2y}$  moramo izračunati inverzno kinematiko modela. Inverzna kinematika predstavlja v večini primerov velik problem, saj imamo v zapletenejših mehanizmih lahko več rešitev. Tudi v našem primeru imamo dve rešitvi. Ker pa je konfiguracija mehanizma taka, da mora biti vedno  $\varphi_1 < \varphi_2$ , ima predstavljeni model vedno le eno dejansko izvedljivo inverzno kinematično rešitev (Slika 2.4 – nepoudarjene rešitve ne upoštevamo).

Najprej izračunamo radij  $r$ , ki je tudi pokazatelj rešljivosti inverzne kinematike za podan položaj vrha:

$$r = \sqrt{T_{2x}^2 + T_{2y}^2}. \quad (2.2)$$

Največja vrednost radija je  $r_{max} = l_1 + l_2 = 20$  cm, najmanjša pa znaša približno  $r_{min} \approx 5$  cm.

V naslednjem koraku izračunamo kot  $\alpha$ , ki je za našo predvideno rešitev inverzne kosinusne funkcije vedno v mejah  $\alpha \in [0, \pi]$ . Podobno izračunamo tudi kot  $\beta$ . Pri izračunu kota  $\gamma$  pa moramo paziti, da inverzna tangens funkcija vrne rešitev glede na



Slika 2.4: Spremenljivke uporabljene pri inverznem kinematičnem modelu

kvadrant, kjer se nahaja točka vrha:

$$\alpha = \arccos\left(\frac{l_1^2 + l_2^2 - r^2}{2l_1l_2}\right) \quad (2.3)$$

$$\beta = \arccos\left(\frac{r^2 + l_1^2 - l_2^2}{2l_1r}\right) \quad (2.4)$$

$$\gamma = \arctan2(T_{2y}, T_{2x}). \quad (2.5)$$

Na koncu izračunamo še vrednosti iskanih kotov:

$$\varphi_1 = \gamma - \beta \quad (2.6)$$

$$\varphi_2 = 180^\circ - \alpha + \varphi_1 = 180^\circ - \alpha - \beta + \gamma. \quad (2.7)$$

## 2.2.2 Jacobijeva matrika manipulatorja

Za izračun Jacobijeve matrike, ki jo potrebujemo za določitev hitrosti vrha pri znanih hitrostih notranjih koordinat, oz. sil na vrhu robota glede na znane momente v sklepih, uporabimo znano enačbo 2.8. Tu odvajamo posamezne koordinate vrha glede na posamezne notranje koordinate (odvajamo enačbo 2.1). Za naš primer je tako dobljena Jacobijeva matrika zelo enostavna:

$$J_A(\varphi) = \begin{bmatrix} \frac{\partial T_{2x}}{\partial \varphi_1} & \frac{\partial T_{2x}}{\partial \varphi_2} \\ \frac{\partial T_{2y}}{\partial \varphi_1} & \frac{\partial T_{2y}}{\partial \varphi_2} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -l_1 \sin \varphi_1 & -l_2 \sin \varphi_2 \\ l_1 \cos \varphi_1 & l_2 \cos \varphi_2 \end{bmatrix}. \quad (2.8)$$

Za izračun hitrosti vrha uporabimo naslednjo povezavo:

$$\dot{\mathbf{p}} = J_A \dot{\varphi}, \quad (2.9)$$



kjer je  $\dot{\mathbf{p}}$  vektor hitrosti vrha in  $\dot{\boldsymbol{\varphi}}$  vektor hitrosti notranjih koordinat tj. hitrosti kotov v sklepih. Podobno se v statičnih razmerah pri mehanizmih s togimi segmenti izrazi povezavo med silo in momentom med vrhom robota, ko je robot v dotiku z okolico, in aktuatorji z

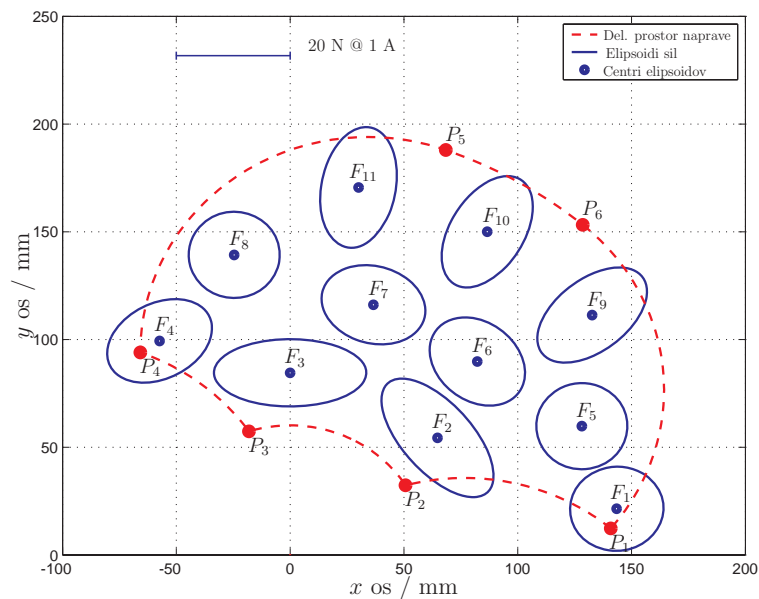
$$\boldsymbol{\tau} = \mathbf{J}_A^T \mathbf{f}, \quad (2.10)$$

kjer je  $\mathbf{f}$  vektor sile na vrhu in  $\boldsymbol{\tau}$  vektor navorov na gredeh motorjev.

### 2.2.3 Statična analiza mehanizma

Tradicionalni opis z elipsoidi sil opisuje sile na vrhu mehanizma, ki jih je le-ta sposoben izvajati pri izbranem enotskem vektorju navorov motorjev  $\boldsymbol{\tau}^T \boldsymbol{\tau} = 1$ . Pri uporabljenem dvosegmentnem planarnem mehanizmu se sila na vrhu izračuna kot  $\mathbf{f} = \mathbf{J}_A^{-T} \boldsymbol{\tau}$ . Preprost izračun pokaže, da imajo elipsoidi sil glavne osi  $\mathbf{v}_i$  amplitudo  $\frac{1}{\lambda_i}$ , kjer so  $\mathbf{v}_i$  in  $\lambda_i$  lastni vektorji in lastne vrednosti matrice  $\mathbf{J}_A \mathbf{J}_A^T$ . Elipsoidi sil so pravokotni na elipsoid manipulabilnosti, kar kaže, da so smeri, v katerih je mehanizem sposoben izvajati največje sile, tudi smeri, v katerih je mehanizem najmanj občutljiv na spremembe položaja vrha [51].

Slika 2.5 prikazuje elipsoide sil v različnih pozicijah vrha mehanizma. V večini pozicij mehanizma je vektor glavne osi elipsoidov sil usmerjen pravokotno na prst, kar označuje dobro izkoriščanje statičnih lastnosti mehanizma.



Slika 2.5: Elipsoide sil haptične naprave za vodenje gibaje prsta.

### 2.2.3.1 Test trajanja izvajanja največje sile

V okviru magistrskega dela ni bil izveden test trajanja izvajanja največje sile, ki pa se je izkazal kot pomemben podatek. Podatek je pomemben pri dolgotrajni uporabi haptične naprave, saj lahko pride do pregrevanja motorjev ali celo do uničenja le-teh.

V sklopu disertacije je bil izveden test dolgotrajne obremenitve motorjev. Tu smo pri konstantnem toku na rotorju motorja merili temperaturo ohišja motorja. Mehanizem je bil zaklenjen v določeni legi, tako da se rotor motorja ni vrtel. Merili smo pri sobni temperaturi  $20^{\circ}\text{C}$ . Za merjenje temperature smo uporabili FLUKE 53 K/J termometer s tipično točnostjo merjenja znotraj  $\pm 1.1^{\circ}\text{C}$ . Mednarodni standard [53] zahteva, da: "površina uporabljenih delov naprav, ki niso namenjeni gretju pacientov, naj ne preseže vrednosti  $41^{\circ}\text{C}$ ". Pri vrednosti toka 1 A temperatura ni preseгла  $41^{\circ}\text{C}$ . Pri toku 2 A pa je temperatura dosegla mejno vrednost v 5-ih minutah. Za ohladitev motorja brez prisilnega hlajenja pod  $25^{\circ}\text{C}$  je nato potrebnih 40 minut.

Pri normalni uporabi je največja sila na vrhu haptične naprave izvajana le nekaj sekund za vsak eksperiment. Pregrevanja motorjev ni bilo opaziti in ne predstavlja povečanega tveganja pri uporabi ali časovne omejitve uporabe.

## 2.3 Dinamika

Za opis dinamičnega modela naprave smo uporabili Lagrangeov pristop. Zaradi preglednosti analize smo segmente mehanizma označili s črkami A do D, kot je prikazano na Sliki 2.2. Najprej so bile določene translacijske in kotne hitrosti segmentov uporabljene pri določitvi kinetičnih energij. Določene so bile še potencialne energije in izgubne energije zaradi trenja. Prispevek statičnega trenja smo zaradi izrazite nelinearnosti zanemarili oz. deloma upoštevali pri linearnem trenju.

Pri obravnavi enačb smo uporabili naslednjo notacijo: položaji so označene s črko  $T$ , kinetične energije s  $K$ , potencialne z  $V$  in izgubne energije s  $P$ . Vrednost pospeška gravitacije je bila  $g = 9.81 \text{ m/s}^2$ . Prispevki posameznih energij za vsak segment ločeno so izpisani v Tabeli 2.4. S  $T_A$  do  $T_D$  so označena težišča segmentov,  $T_{Ax}$  je npr. komponenta vektorja težišča  $T_A$  v  $x$  smeri glede na bazni koordinatni sistem, ki je pripet v točki  $T_0$ .  $Z$   $m$  in  $J$  so označene mase in vztrajnostni momenti segmentov,  $v$  in  $\omega$  so označene translacijske in kotne hitrosti težišč segmentov in  $z$   $f$  so označeni koeficienti trenj.

Tabela 2.4: Prispevki energij segmentov

	kinetična energija $K$	potencialna energija $V$	trenje $P$
A	$\frac{1}{2}J_A \omega_1^2$	$m_A g T_{Ay}$	$\frac{1}{2}f_A \omega_1^2$
B	$\frac{1}{2}J_B \omega_2^2$	$m_B g T_{By}$	$\frac{1}{2}f_B \omega_2^2$
C	$\frac{1}{2} \left( m_C v_{TC}^2 + J_C \omega_1^2 \right)$	$m_C g T_{Cy}$	$\frac{1}{2}f_C (\omega_1 - \omega_2)^2$
D	$\frac{1}{2} \left( m_D v_{TD}^2 + J_D \omega_2^2 \right)$	$m_D g T_{Dy}$	
motor	$\frac{1}{2}(J_m + J_{gred}) \omega_m^2$		$\frac{1}{2}f_m \omega_m^2$ ,

Opozoriti velja, da sta v sistemu upoštevana dva motorja, zato je tudi energija obravnavana ločeno. V enačbah nastopajo tudi parametri, kot so npr. vrednosti viskoznih trenj v ležajih in velikosti statičnega trenja, ki niso bili znani vnaprej in so bili določeni z identifikacijo. Zaradi izrazite nelinearnosti statičnega trenja, je bilo le-to v določeni meri kompenzirano oz. upoštevano v viskoznem (linearnem) trenju.

### 2.3.1 Enačbe gibanja

Za začetek zapišemo Lagrangeovo funkcijo

$$L = K - V, \quad (2.11)$$

kjer sta  $K$  in  $V$  vsoti kinetičnih in potencialnih energij. Enačbe gibanja določimo iz

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{\varphi}_i} - \frac{\partial L}{\partial \varphi_i} + \frac{\partial P}{\partial \dot{\varphi}_i} = \tau_i, \quad i = 1, 2, \quad (2.12)$$

kjer je  $P$  vsota nepovratnih energij,

$$\tau_i = k_{I2M} I_{mi}, \quad i = 1, 2 \quad (2.13)$$

in  $\tau_i$  navor na gredi posameznega motorja.  $I_{mi}$  je tok skozi navitje motorja in  $k_{I2M} = 2 \text{ N cm/A}$  konstanta navora motorja.

Končni matrični zapis dinamične enačbe haptične naprave je tako

$$\mathbf{M}(\varphi) \ddot{\varphi} + \mathbf{C}(\varphi, \dot{\varphi}) \dot{\varphi} + \mathbf{F} \dot{\varphi} + \mathbf{G}(\varphi) = \boldsymbol{\tau}. \quad (2.14)$$

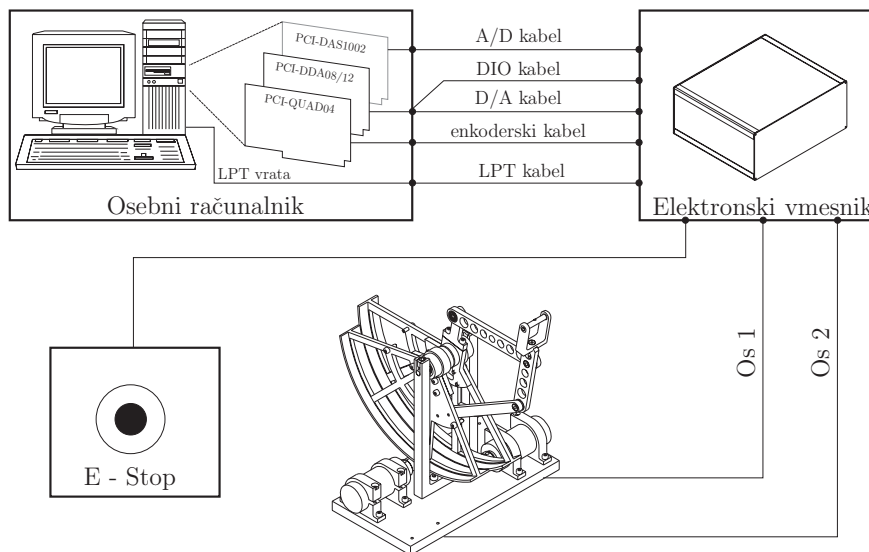
$\mathbf{M}$  predstavlja matriko vztrajnosti,  $\mathbf{C}$  matriko Coriolisovih in centrifugalnih prispevkov,  $\mathbf{F}$  matriko viskoznih trenj in  $\mathbf{G}$  vektor gravitacije. Podrobnejši opis, identifikacija in

simulacija modela ter primerjava modela z dejansko napravo so zapisani v magistrski nalogi [26].

Lasten razvoj in konstrukcija naprave sta omogočila poznavanje večine parametrov, kot so npr. mase segmentov, položaji težišč, dimenzije in prestavno razmerje. Ostali neznani parametri so bili določeni s pomočjo identifikacije. Končni model vključuje le vse pomembne prispevke, nevplivni parametri pa so zanemarjeni. Pasovna širina dinamike haptične naprave je bila merjena z uporabo sinusnega signala različnih frekvenc. Pasovna širina haptične naprave znaša približno 6 Hz.

## 2.4 Vodenje naprave

Vodenje naprave poteka preko aplikacije, ki teče na osebem računalniku. V računalniku sta vgrajeni dve merilni kartici, ki zajemata podatke z enkoderjev in dajeta referenco za tok skozi motorje. Računalnik je naprej povezan z elektronskim vmesnikom, ki vsebuje varnostni del, generator časovno točnih impulzov in močnostni del za pogon motorjev. Skica sistema je prikazana na Sliki 2.6.



Slika 2.6: Električna vezalna shema sistema naprave

### 2.4.1 Aplikacija za vodenje naprave v realnem času

Aplikacija za vodenje haptične naprave je bila napisana v razvojnem okolju Borland® C++ Builder™ v operacijskem sistemu Microsoft Windows. Za dobro haptičnost mo-

ramo zagotoviti visoko frekvenco vodenja, *tj.* hitrost izvajanja regulacijske zanke [54]. V najslabšem in najpogostejšem primeru se to odraža v dotiku s simulirano trdo površino, kot je npr. stena ali površina mize. V primeru prenizke frekvence vodenja lahko uporabnik čuti nezveznosti v simulirani površini. Frekvenca vodenja omejuje tudi največjo še stabilno togost površine.

Načrtovana hitrost izvajanja zanke je 1 kHz. Da bi zagotovili ta pogoj, smo preizkusili različne metode v različnih razvojnih okoljih. Izkazalo se je, da je izvajanje realnega časa najboljše v operacijskem sistemu RT-Linux, vendar je omejeno grafično razvojno okolje glavna pomankljivost sistema. Cilj je bil implementirati vodenje v realnem času v operacijskem sistemu Microsoft Windows, ki je najbolj uporabljen in priljubljen med uporabniki osebnih računalnikov. Priljubljenost gre pripisati predvsem kopici razvojnih okolij, ki omogočajo enostavno programiranje aplikacij s kompleksnimi grafičnimi uporabniškimi vmesniki.

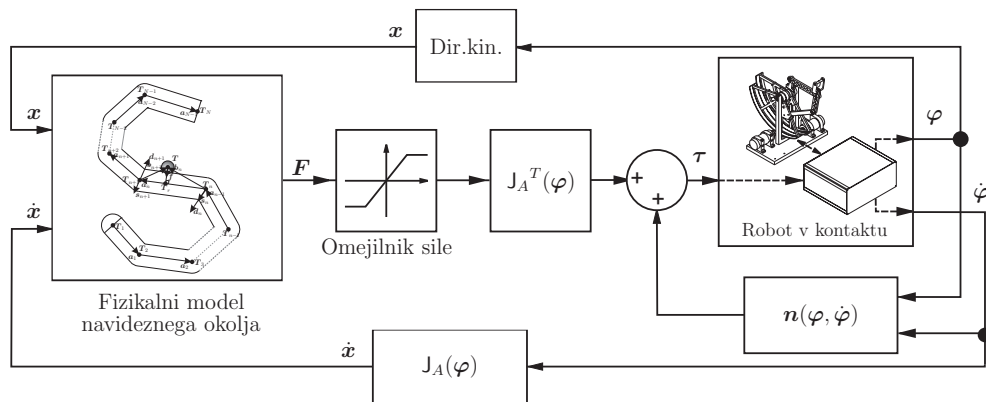
Glavna pomankljivost izbranega operacijskega sistema je zagotavljanje točne hitrosti izvajanja v razredu milisekunde. Vodenje v realnem času smo zagotovili s pomočjo prekinitvene rutine paralelnih - LPT vrat. Rutina se izvede ob vsakem proženju, ki je izvedeno od zunaj s pomočjo točne ure. Točnost izvajanja je v primerjavi z RT-Linux metodo slabša, vendar je še vedno sprejemljiva. Poleg tega je izvedba veliko enostavnejša. Preizkusili smo sicer še tretjo metodo znotraj MATLAB-Simulink<sup>®</sup> okolja, kjer smo v zanki čakali na pravi trenutek izvajanja, vendar je bila ta rešitev zelo neučinkovita in slabša v lastnostih izvajanja od metode s prekinitvijo.

#### 2.4.2 Regulacijska shema vodenja naprave

V okviru magistrskega dela je bilo preizkušenih več različnih načinov vodenja robota v dotiku z okolico, v našem primeru s prstom. Zaradi stalnega dotika haptične naprave s prstom ne moremo uporabiti vodenja pozicije, kljub temu da želimo v določeni meri tudi to. V primeru prevelike izvajane sile je lahko občutek pri uporabniku neudoben ali pa lahko pride celo do poškodb prsta.

V podobnih primerih sta največkrat uporabljena načina vodenja impedančno ali admitančno [51]. Vodenje haptičnih vmesnikov sestavlja vodenje v prostem gibanju in vodenje v dotiku z okolico. Zaradi narave konstrukcije mehanizma smo v našem primeru uporabili odprtozančno impedančno vodenje. Vhod v regulator *oz.* fizikalni model navideznega okolja sta podatka o poziciji in hitrosti vrha, izhod pa podatek o

želeni sili na vrhu mehanizma. Regulacijsko shemo prikazuje Slika 2.7.



Slika 2.7: Regulacijska shema vodenja haptične naprave v povezavi z navideznim okoljem [51]. Vhod v model so podatki o poziciji ter hitrosti vrha naprave, izhod iz modela pa je sila, ki se izvaja na vrhu naprave. Sila je preslikana v navore v motorjih preko transponirane Jacobijeve matrike.

Algoritem fizikalnega modela na osnovi podatkov o poziciji vrha manipulatorja določi, ali je uporabnik v dotiku z objekti navideznega okolja in nato izračuna silo dotika  $\mathbf{f}$ , ki je odvisna od trdote in strukture površine. Podatek o hitrosti je v modelu uporabljen za stabilizacijo vodenja in za generiranje viskozne trenja, ki je neposredno odvisen od hitrosti. Tako je enačba fizikalnega modela sledeča

$$\mathbf{f} = f(\mathbf{x}, \dot{\mathbf{x}}), \quad (2.15)$$

kjer je hitrost vrha robota  $\dot{\mathbf{x}} = J_A(\varphi)\dot{\varphi}$  in  $J_A(\varphi)$  Jakobijeva matrika manipulatorja. Nato se omeji velikost izračunane sile za preprečitev prevelikih izvajanih sil oz. morebitnih poškodb in preslika v navore v motorjih preko transponirane Jakobijeve matrike. Želeni navor v motorjih je tako

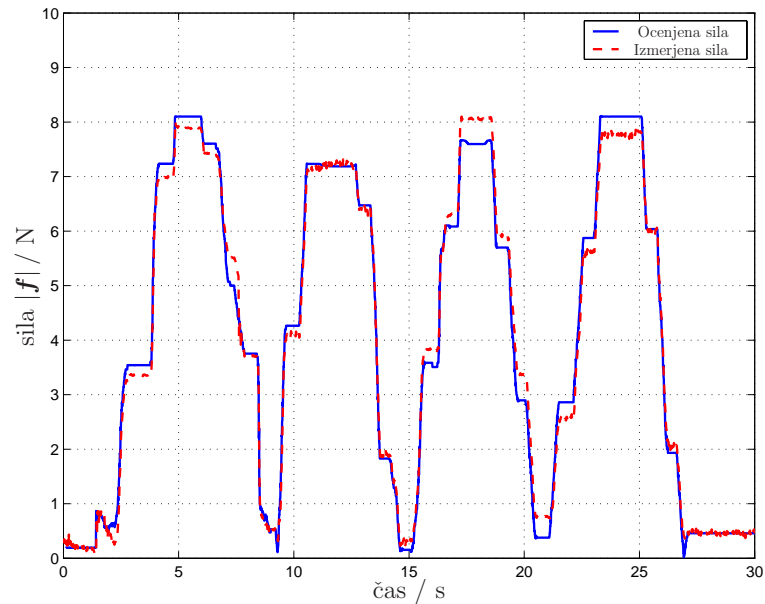
$$\boldsymbol{\tau} = J_A^T(\varphi)\mathbf{f} + \mathbf{n}(\varphi, \dot{\varphi}). \quad (2.16)$$

V enačbi (2.16) predstavlja  $\mathbf{n}(\varphi, \dot{\varphi})$  linearno kompenzacijo vplivov gravitacijskih in Coriolisovih prispevkov

$$\mathbf{n}(\varphi, \dot{\varphi}) = \mathbf{G}(\varphi) + \mathbf{C}(\varphi, \dot{\varphi})\dot{\varphi}. \quad (2.17)$$

### 2.4.2.1 Točnost izvajane sile haptične naprave

Konstrukcija mehanizma in uporaba že omenjenih enosmernih motorjev omogočata dobro oceno izvajane sile na vrhu mehanizma brez merjenja le-te. Zaradi tega nas je zanimala točnost izvajane sile. Za merjenje točnosti ocene sile smo uporabili robotski šest osni senzor sile proizvajalca JR3 model 85M31A. Senzor smo pritrdili v bazni koordinatni sistem naprave in povezali z vrhom mehanizma. Nato smo napravo poskušali premikati v več smereh. Največja sila izvajanja je bila omejena na 8.1 N. Primerjava izmerjene in ocenjene sile je prikazana na Sliki 2.8. Izmerjena točnost ocenjene sile je boljša od 10%.



Slika 2.8: Ocenjena sila proti izmerjeni sili. Pri merjenju sile je bil uporabljen JR3 šest osni senzor sil in momentov, ki je bil povezan z vrhom naprave. Točnost ocenjene sile je znotraj 10%.

Podobno smo izmerili tudi silo, ki jo čutimo *oz.* jo moramo premagovati pri premikanju vrha mehanizma. V tem preizkusu smo pritrdili senzor sile na vrh mehanizma in premikali senzor, kot bi premikali prst. Gravitacija mehanizma je bila programsko kompenzirana. Povprečna vrednost izmerjene sile pri neaktiviranem premikanju mehanizma je bila 1 N in največja 1.5 N.

## 2.5 Izvedene izpopolnitve

V sklopu disertacije je bilo izvedenih kar nekaj izpopolnitev na obstoječi haptični napravi. Izpopolnitve vključujejo:

- dodatno merilno os za merjenje kota vpetja prsta,
- izboljšano konstrukcijo mehanizma,
- zamenjavo obstoječih motorjev z močnejšimi in s kodirniki zasuka z večjo ločljivostjo,
- ter prilagoditev in zamenjavo krmilnih sklopov elektronike za doseganje večjih sil.

Zaradi težav s togotjo prečno na ravnino gibanja vrha mehanizma, je bila potrebna rekonstrukcija izvedbe sklepov. Pri novi izvedbi sklepov sta za vsak sklep uporabljena dva ležaja (v prejšnjem premeru samo eden), ki sta pritrjena na vsaki strani 'vilice' sklepa *oz.* na prvi segment sklepa, os sklepa pa je togo pritrjena na drugi del sklepa *oz.* na drugi segment sklepa. Primer sklepa je med drugim prikazan na Sliki 2.9 desno spodaj. Poleg sklepov so bili rekonstruirani še:

- segmenta C in D, kjer smo nekoliko zmanjšali njuno maso,
- način vpetja naprstnika, kjer je novo mesto vpetja na vrhu prsta in ne več pod prstom,
- pogonske gredi, kjer smo zaradi večjega navora motorjev povečali radij vijačnih pogonskih gredi (vijačnic) na motorjih, s čimer smo zmanjšali trenje in 'uležanje' tetive v prosti legi *tj.* lega, kadar motorji niso aktivni.

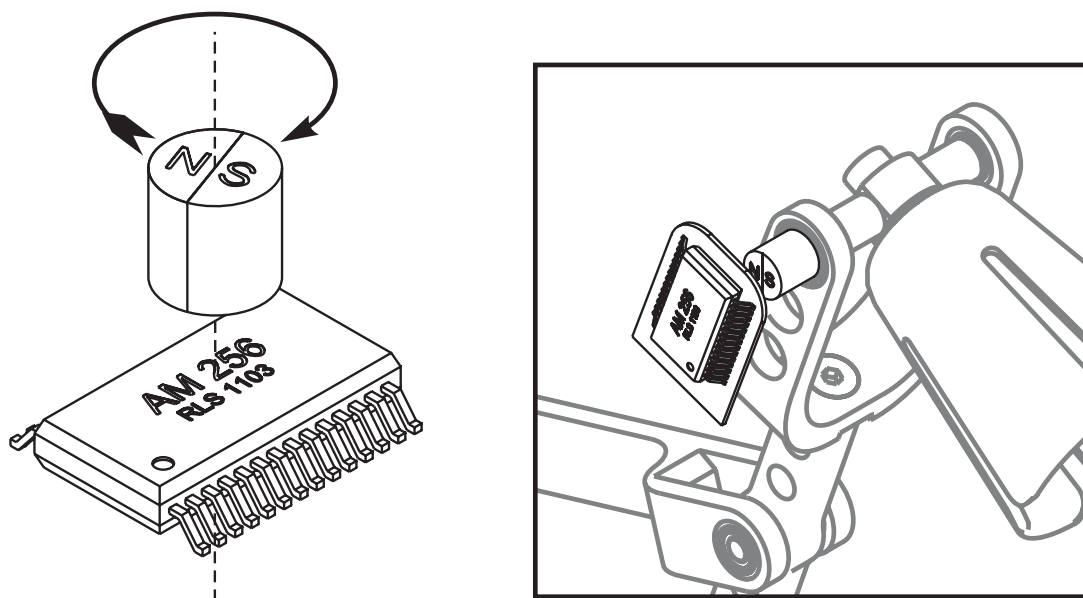
V izpopolnjeni različici naprave so uporabljeni enosmerni motorji RE35 proizvajalca Maxon motor [55] z močjo 90 W, z nameščenimi kvadrturnimi enkoderji z ločljivostjo 1024 impluzov na obrat motorja. Za pogon motorjev so uporabljeni 4-kvadrantni servo ojačevalniki s tokovno zmogljivostjo do 10 A, z izhodno močjo do 500 W in za delovanje potrebujejo napajalno napetost 12 V ali več. Ojačevalniki so bili nastavljeni na tokovni način, za napajanje pa smo uporabili PC napajalnik moči 400 W. Servo ojačevalnik ima vgrajene nekatere varnostne mehanizme, kot so zaščita proti preobremenitvi in termična zaščita ter omogoča ločen izklop v sili.



### 2.5.1 Merjenje kota vpetja prsta

Merjenje kota vpetja prsta je izvedeno z AM256 – 8 bitnim kotnim magnetnim senzorjem slovenskega proizvajalca RLS d.o.o. [56]. Izveden je v obliki majhnega SMD čipa ohišja SSOP28 in velikosti 10 mm x 7.8 mm.

Vezje zaznava kotno lego diametralno polariziranega permanentnega magneta, ki je nameščen nad vezje, kot je prikazano na Sliki 2.9. Permanentni magnet mora biti diametralno polariziran in cilindrične oblike. Vezje AM256 ima integrirane Hallove senzorje, ki zaznavajo gostoto magnetnega polja na površini silikona. Senzorji, ki so krožno postavljeni okoli središča vezja, generirajo napetost, ki je sorazmerna z razporeditvijo magnetnega polja. Relativne spremembe kotne lege se prenašajo prek inkrementalnih A QUAD B signalov dajalnika. Ločljivost inkrementalnega izhoda je 256 položajev na obrat.



Slika 2.9: AM256 - 8 bitni kotni magnetni senzor in njegova namestitev na vrh naprave

Magnet je nameščen v osi vrha naprave, magnetni senzor pa je zaščiteno s toplotno skrčljivim ovojem in pritrjen na segment D. Magnetni senzor je zaradi majhne velikosti kljub nizki ločljivosti primeren za uporabo v naši aplikaciji.

## 2.6 Varnost

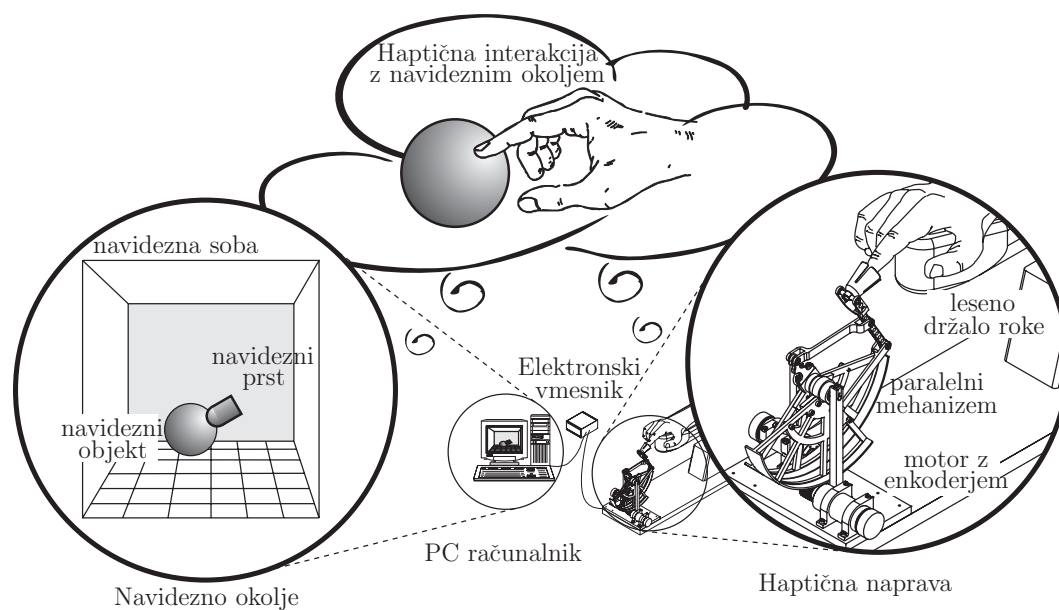
Eden izmed pomembnih parametrov v aplikacijah s haptičnimi napravami je aktivna varnost sistema. Haptične naprave so v osnovi robotski mehanizmi in uporabnik je ves čas znotraj delovnega prostora naprave. Nasprotno od ostalih vmesnikov npr. vizualni in avdio, so haptični vmesniki v primeru napake strojne ali programske opreme sposobni bodisi poškodovati samega sebe oz. uporabnika v dotiku z napravo.

Opisana haptična naprava je izdelana kot zelo lahek mehanizem, kar samo po sebi predstavlja določeno stopnjo varnosti. Poleg tega je vgrajenih nekaj dodatnih varnostnih mehanizmov. Preverjanje stanja vseh funkcij in sklopov, ki bi lahko predstavljali nevarnost, je vključeno v aplikaciji vodenja. Največja vrednost izvajane sile je omejena znotraj aplikacije in je vezana na dinamični in kinematični model naprave. Elektronski varnostni elementi preverjajo stanje in odzivnost aplikacije vodenja vsako milisekundo in v primeru napake ali neodzivanja aplikacije izklopijo motorje. V najslabšem primeru se uporabi gumb za izklop v sili. Varnost bi se lahko izboljšala z zahtevo po kontinuiranem aktiviranju delovanja, kot je npr. držanje gumba za aktivacijo motorjev. S tem preprečimo nenadzorovano oz. nehoteno delovanje naprave. V celotnem času koriščenja razvite naprave se je izkazalo, da je količina varnostnih mehanizmov zadostna in da je varnost haptične naprave za vodenje gibanja prsta odlična.

### 3.

## Navidezno eksperimentalno okolje

V nadaljevanju je prikazan programski del navideznih okolij, ki je bil razvit v okviru disertacije. Prikazana je sama arhitektura sistema, predstavljeni so posamezni testi v navideznem okolju in podani merjeni parametri, *t.i.* 'zanimive' veličine, ki so pomembni za ocenjevanje rehabilitacijskega procesa. Na Sliki 3.1 je prikazana povezava med haptično napravo in navidenim okoljem – haptična interakcija.



Slika 3.1: Haptična interakcija med haptično napravo za vodenja gibanja prsta roke in navideznim okoljem.

### 3.1 Arhitektura sistema

Merilni sistem s haptičnim vmesnikom in prikazovalnikom navideznih okolij vključuje haptično napravo za prst na roki, vmesnik/krmilnik med napravo in osebnim računalnikom ter osebni računalnik za vodenje in grafični prikaz navideznih okolij.

Programski del merilnega sistema je naprej razdeljen na tri med seboj povezane enote:

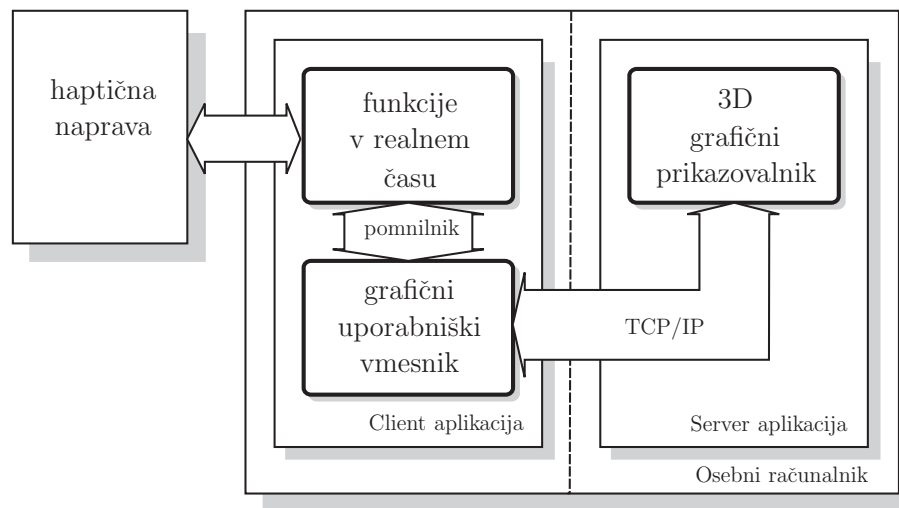
- enota za vodenje naprave
- enota grafičnega uporabniškega vmesnika za izbiro in izvajanje nalog ter shranjevanje meritev in
- enota za grafični prikaz navideznih okolij.

Enota za vodenje naprave se izvaja v prekinitveni rutini s frekvenco 1 kHz. Skrbi za krmiljenje strojne opreme in izvaja različne algoritme vodenja ter zaznava trke z objekti testov. Enota grafičnega uporabniškega vmesnika *oz.* glavna enota skrbi za povezavo med vsemi enotami. Enota posreduje podatke o nastavitvah trenutnega algoritma vodenja in objektih eksperimenta enoti za vodenje in prejema izmerjene podatke o poziciji vrha ter sili. Taista enota posreduje izmerjene podatke in nastavitve objektov eksperimenta enoti za grafični prikaz. Glavna enota skrbi tudi za shranjevanje izmerjenih podatkov v datoteke in celoten logistični proces. Zadnja enota je enota za grafični prikaz navideznih okolij. Zgrajena je na odprto kodni knjižnici Maverik, ki temelji na OpenGL jedru. Shema arhitekture aplikacije je prikazana na Sliki 3.2.

Komunikacija med enotama za vodenje naprave in grafičnega uporabniškega vmesnika poteka preko globalnih spremenljivk in struktur, medtem ko komunikacija med enoto grafičnega uporabniškega vmesnika in enoto za grafični prikaz navideznih okolij poteka preko standardnega protokola TCP/IP. Ta možnost je bila izbrana zaradi morebitne uporabe dveh ločenih osebnih računalnikov za vodenje in grafični prikaz v primeru nezadostne procesorske moči enega računalnika.

### 3.2 Navidezno okolje

Ključni vodili pri oblikovanju vaj v navideznem okolju sta bili posnemanje aktivnosti vsakdanjega življenja in vaje primerne za trening prstov. Poleg tega pa je potrebno



Slika 3.2: Arhitektura aplikacije navideznega okolja. Enote aplikacije so označene z zaobljenimi ogljišči.

upoštevati pomembne omejitve naprave in grafičnega prikaza. Najpomembnejša omejitev je omejeno število prostostnih stopenj haptične naprave, *tj.* vaje se lahko izvajajo le v sagitalni ravnini prsta brez zaznavanja abdukcije in addukcije gibanja prsta. Poleg tega je zaželena primerna namestitvev roke s čim manjšim premikanjem zapetjaja, predvsem zaradi optimirane velikosti delovnega področja naprave.

Kljub naštetim omejitvam, je bil izdelan nabor vaj v navideznem okolju:

- 'Test sile': preprost test statičnih veličin, *tj.* sile na vrhu prsta v določenih smereh (predvsem fleksija, ekstenzija),
- 'Test z gumbi': test koordinacije gibanja prsta skupaj s silo,
- 'Test z žogico': motivacijski test,
- 'Test s tunelom': test koordinacije gibanja prsta,
- 'Test z vzmetjo': test statičnih veličin, *tj.* sile na vrhu prsta v poljubni smeri,
- 'Posnemi-predvajaj vaja': pasivna vaja, pri kateri naprava predvaja posneti gib s samodejnimi ponovitvami in
- 'Vaja z biološko povratno zanko': vaja podobna vaji 'Test Sile', le da tu naprava vodi uporabnika do mesta začetka giba.

#### 3.2.1 Metoda priprave vaj v navideznem okolju

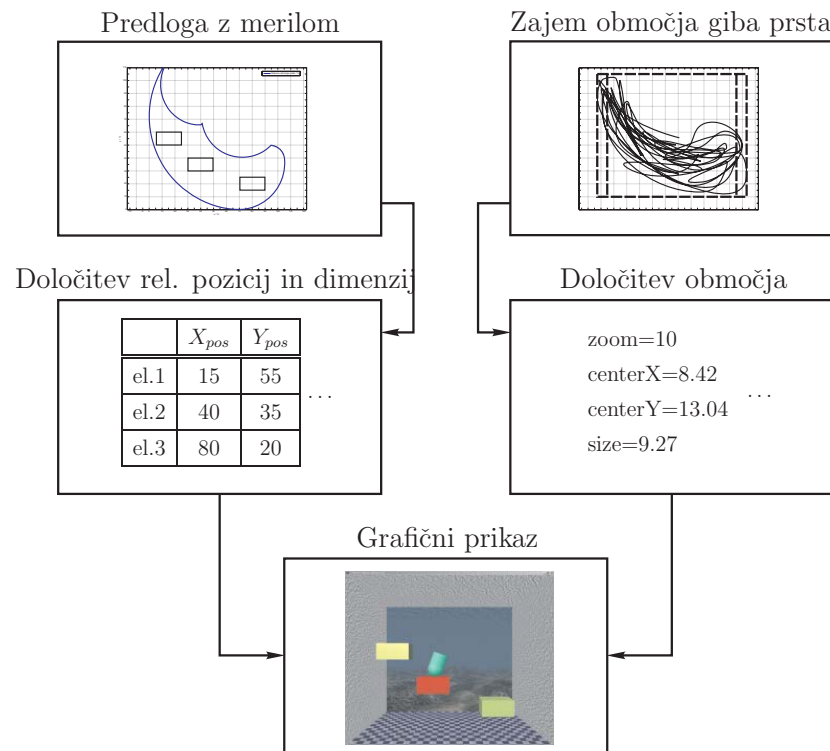
Pri postavitvi aktivnih elementov, *tj.* tistih elementov, ki neposredno določajo tip in zahtevnost posamezne vaje, je bilo potrebno upoštevati različne velikosti delovnih prostorov različnih prstov. Ne glede na velikost, je bila zahtevana dosegljivost elementov vaje. Način, s katerim zagotovimo dosegljivost, je naslednji:

1. Pri postavitvi elementov vaje poskrbimo, da se le-ti nahajajo znotraj delovnega prostora na podani predlogi. Predloga označuje meje delovnega prsta povprečnega človeka. Predpostavimo, da je delovni prostor pacienta v sorazmerju s predlogo.
2. Merilo predloge, ki je tudi merilo za postavitev elementov, je podano v odstotkih delovnega prostora. Relativne pozicije v odstotkih so tako podatki za določitev postavitve elementov vaje.
3. Pred začetkom treninga oz. merjenja moramo določiti meje, *tj.* velikost delovnega področja prsta trenutnega uporabnika. V načinu zajemanja mej je naprava prosto gibljiva s kompenziranim vplivom gravitacije segmentov. Uporabniku je podano navodilo za zajem mej delovnega področja. Uporabnik naj premika prst do skrajnih meja fleksije in ekstenzije prsta.
4. Na podlagi zajetih mej in relativnih pozicij elementov se določi center delovnega območja in dejanska lega elementov vaje.

Ob upoštevanju zgoraj navedenih navodil, je možnost nedoseganja elementov vaje močno zmanjšana. Poleg tega je grafični prikaz normiran *oz.* vpet na prednastavljene meje. S tem zagotovimo optimalen in identičen izris, *tj.* isti tip in nivo zahtevnosti testa je grafično predstavljen enako. Celoten postopek priprave vaj je predstavljen na Sliki 3.3. Poudariti je potrebno, da se tip in nivo zahtevnosti testa določi le enkrat, medtem ko se meje delovnega območja nastavlja vedno pred začetkom in po potrebi tudi med urjenjem ali vajo.

#### 3.2.2 'Test sile'

'Test sile' je osredotočen na evalvacijo največje statične vrednosti sile na vrhu prsta v različnih pozicijah in orientacijah. Eksperiment je sestavljen iz več enakih valjev, ki



Slika 3.3: Shema priprave vaj v navideznem okolju: V predlogo (levo zgoraj) vrišemo elemente vaje v navideznem okolju, na podlagi katerih se določi relativne parametre vaje. Pred začetkom vaj pomerimo delovni prostor prsta uporabnika in določimo meje ter središče (desno zgoraj). Aplikacija samodejno določi postavitev glede na podane parametre.

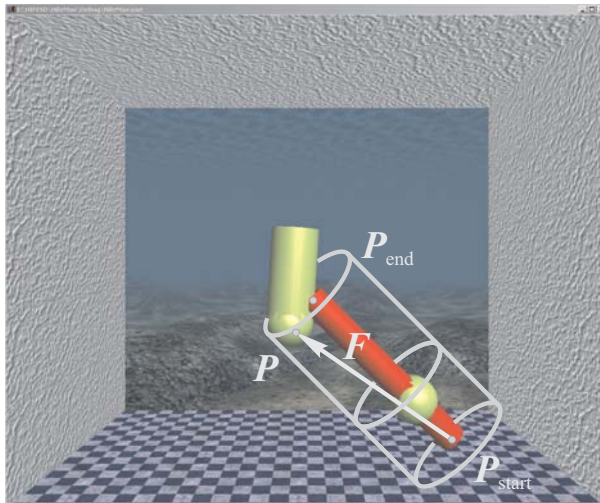
predstavljajo navidezne tunele. Primer izrisanega tunela je prikazan na Sliki 3.4. Za vsak tunel sta vnaprej podani relativna začetna in končna točka, na podlagi katerih se izračuna dejansko postavitev glede na izmerjene vrednosti delovnega območja prsta. Sila vzdolž tunela linearno narašča po enačbi

$$\mathbf{F} = k \overrightarrow{\mathbf{P} \mathbf{P}_{start}}, \quad (3.1)$$

kjer je  $k$  koeficient navidezne vzmeti in  $\overrightarrow{\mathbf{P} \mathbf{P}_{start}}$  vektor od vrha prsta do točke vpetja vzmeti. Sila je nič v začetni točki in največja v končni. Poleg tega je gibanje omejeno znotraj tunela z navideznimi stenami. Kolikor se od središčnice tunela premaknemo prečno, nas v smeri stran od središčnice omejuje stena. Togost stene je veliko večja kot togost oz. elastičnost navidezne vzdolžne vzmeti.

Število tunelov in togost vzdolžne vzmeti narašča s stopnjo zahtevnosti testa. Najvišja sila je večinoma ocenjevana v smeri ekstenzije in fleksije prsta, le v primeru

zelo visoke stopnje zahtevnosti eksperimenta, kjer nas zanima sila tudi v smeri proti oz. od MCP sklepa prsta.



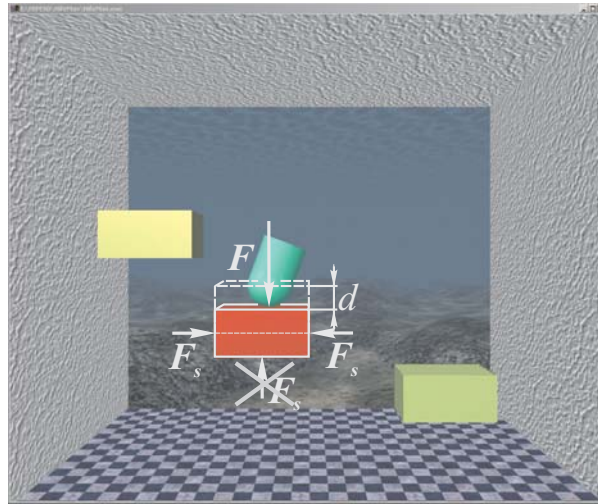
Slika 3.4: Grafični prikaz navideznega okolja 'Test sile'. Prikazan je eden izmed elementov vaje, kjer sta označeni začetna  $P_{start}$  in končna  $P_{end}$  točka ter sila navidezne vzmeti.

#### 3.2.3 'Test z gumbi'

V tem primeru je ocenjevanje osredotočeno na koordinacijo gibanja prsta in sile dotika z navideznimi gumbi. Le-ti so enakomerno razporejeni po delovnem prostoru prsta, število in podajnost se povečuje oz. velikost se zmanjšuje z višjo stopnjo zahtevnosti eksperimenta. Naloga je pritiskanje gumbov s kar se da visoko silo. Paziti je potrebno na koordinacijo giba, tj. prst ne zdrsi s površine. Pri dotiku prsta z gumbom se barva gumba spremeni. Pri dotiku s strani gumb ne spremeni pozicije, pri dotiku oz. pritisku z zgornje strani se gumb umakne. Togost gumba na zgornji strani je nižja kot na levi in desni strani.

Na začetku validacije, oz. pri prvih testih s pacienti se je pojavila težava pri premikanju prstov med gumbi pri pacientih z višjo stopnjo prizadetosti. Le-ti so se s težavo premikali med gumbi - če je bil prst pod gumbom, pacient ni več uspel premakniti prsta nad gumb. Zaradi teh težav je bil algoritem dopolnjen, tako da pri dotiku s spodnje strani sile ni čutiti, tj. lahko prosto preidemo skozi gumb.





Slika 3.5: Grafični prikaz navideznega okolja 'Test z gumbi'. Na sliki je narisan vertikalni pomik zaradi sile  $F$  in sile na stene gumba  $F_s$ . Sile stene na spodnji ploskvi ni čutiti. Ob dotiku gumba le-ta spremeni barvo.

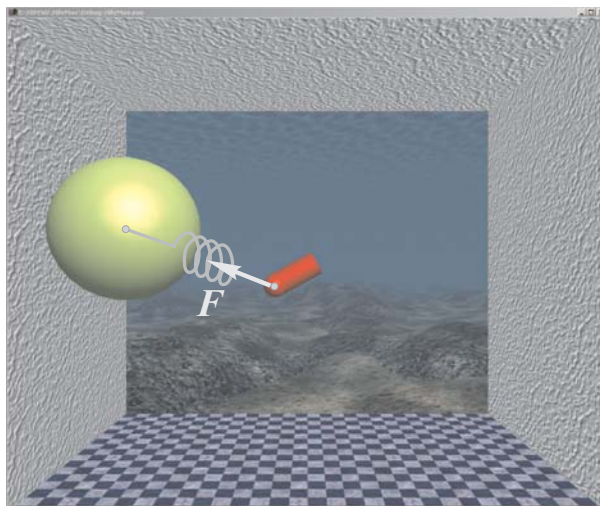
### 3.2.4 'Test z žogico'

V najenostavnejšem testu z žogico je navidezna žogica preko navidezne vzmeti pritrjena na vrh prsta, kot prikazuje Slika 3.6. Prostovoljni gib je dodatno vzpodbujen s haptično informacijo, tj. pacient čuti povezavo in trk z žogico. Naloga pacienta je premikati žogico s trki, kar se da hitro. Z naraščanjem stopnje zahtevnosti testa se povečuje masa žogice, togost površine, dušenje gibanja oz. navidezna viskoznost snovi, v kateri se giblje žogice ter zmanjšuje togost vzmeti med prstom in navidezno žogico.

Med testom se zajema pozicija in hitrost gibanja prsta, kjer sta hitrost in površina obkrožene poti giba, tj. območje giba (ROM), ključni zanimivi veličini. Izračun površine obkrožene poti giba je podan v nadaljevanju v Odstavku 3.4.2.4 na strani 43.

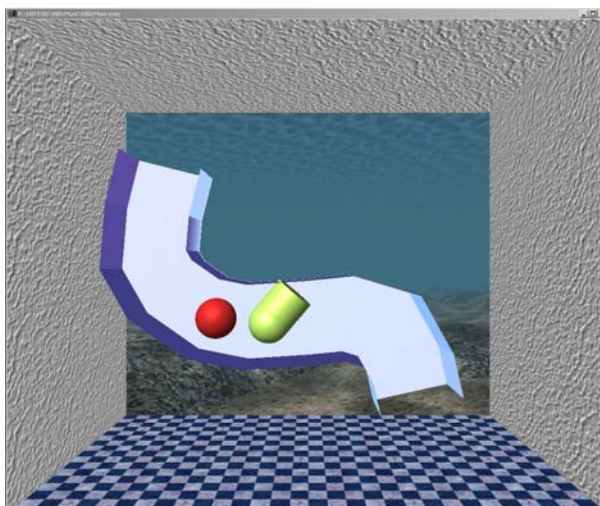
### 3.2.5 'Test s tunelom'

V primeru vaje s tunelom mora pacient slediti središčnici tunela od začetka do konca. Tunel je podan kot seznam zaporednih vozlišč, ki tvorijo središčnico, levo in desno pa gibanje preprečujejo stene tunela. Na Sliki 3.7 je prikazana grafična upodobitev tunela. Cilj gibanja skozi tunel je napredovanje vzdolž tunela s čim manj trki s stenami. Zahtevnejši korak je slediti žogici, ki se giblje skozi tunel s konstantno hitrostjo. S



Slika 3.6: Grafični prikaz navideznega okolja 'Test z žogico'. Na sliki je prikazana smer sile  $F$  zaradi navidezne vzmeti, ki povezuje žogico in vrh prsta.

stopnjo zahtevnosti narašča kompleksnost tunela, medtem ko širina tunela pada.

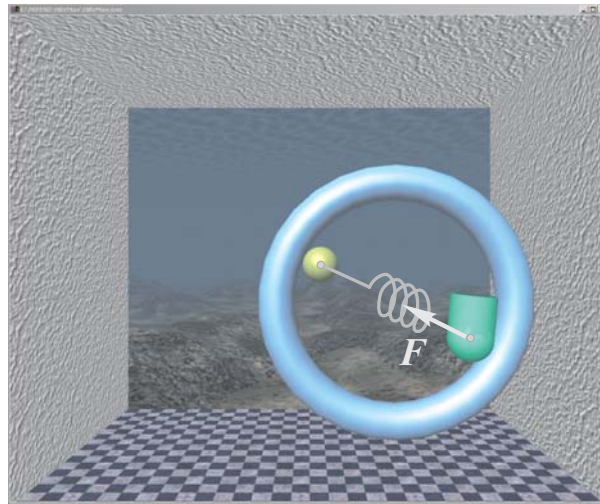


Slika 3.7: Grafični prikaz navideznega okolja 'Test s tunelom'.

V tem primeru je ocenjevanje osredotočeno na koordinacijo gibanja prsta in sta odmik od središčnice tunela in točnost sledenja sledilni žogici ključna parametra eksperimenta.

### 3.2.6 'Test z vzmetjo'

Vaja je namenjena pretežno treningu prsta, pri čemer pacient napenja navidezno vzmet v poljubni smeri. Navidezna vzmet je prikazana kot torus (Slika 3.8), ki je na eni strani pripet na središče delovnega prostora prsta in na drugi strani na vrh prsta. Sila napenjanja linearno narašča z oddaljenostjo od središča delovnega prostora in je odvisna od koeficienta navidezne vzmeti.



Slika 3.8: Grafični prikaz navideznega okolja 'Test z vzmetjo'. Na sliki so poleg navideznega prsta prikazani še: točka vpetja vzmeti (leva kroglica), torus, ki predstavlja navidezno vzmet, skico navidezne vzmeti in smer sile  $F$  zaradi navidezne vzmeti, ki povezuje žogico in vrh prsta.

Hitrost gibanja vrha prsta, sila napenjanja in področje giba so ključni parametri testa.

### 3.2.7 Seznam testov

Vsak pacient je pred začetkom merjenja seznanjen z vsakim testom ločeno. Predstavi se mu potek in nalogo testa ter določi stopnjo zahtevnosti. Na podlagi izbranih stopenj zahtevnosti za posamezne testa se generira seznam testov. Seznam je sestavljen iz 'Testa sile', 'Testa z gumbi', 'Testa z žogico', treh zaporednih stopenj 'Testa s tunelom' in 'Testa z vzmetjo'. Vsi testi so časovno omejeni na eno minuto, z izjemo 'Testa sile' in 'Testa s tunelom', kjer se test konča po evalvaciji vseh objektov eksperimenta oz. s prihodom do konca tunela.

Opozoriti je potrebno, da je pred prvim zagonom ali pred vsako zamenjavo testirane strani roke potrebno ponovno določiti meje delovnega področja prsta.

## 3.3 Protokol in priprava meritev

### 3.3.1 Navodilo pacientom in terapevtom

#### 3.3.1.1 Pred meritvijo

Ob prvem soočenju z napravo se pacienta seznaniti z napravo. Pacienta udobno namestiti - nastavimo višino naslonjala in namestiti roko ter pritrdimo z elastičnimi trakovi. Prvič pacienta vodimo skozi posamične vaje in šele nato poganjamo seznam testov. Pred vsakim testom mu po potrebi podamo predlagano navodilo za posamezne teste.

*Navodilo (prvo soočenje z napravo):* Naprava omogoča razširjeno medsebojno aktivnost z navideznim okoljem, ki je prikazano pred vami na zaslonu. Razširjena aktivnost vsebuje informacijo v obliki sile, ki jo izvaja naprava na prst. Izvajana sila je ves čas nadzorovano vodena in je po velikosti omejena, tako da je zagotovljena varna uporaba naprave. Varnost in dejstvo, da naprave ne morete poškodovati, vam omogoča popolnoma sproščeno uporabo naprave.

#### 3.3.1.2 Določitev delovnega področja prsta – DPP

Pravilno in udobno namestiti roko pacienta. Prst namestiti v naprstnik, pri tem pa pazimo na velikost naprstnika, ki najbolje ustreza pacientu. Zatem poženemo postopek za določitev velikosti delovnega območja. Postopek izvajamo na začetku dela s pacientom, ob zamenjavi strani roke in ob opaženi morebitni nepravilnosti zadnje določitve DPP.

*Navodilo:* Poskusite premikati prst v skrajne lege, kolikor zmorete. Prst dvignite, spustite, iztegnite naprej, skrčite k sebi in skrčenega spustite.

### 3.3.2 Navodilo za posamezne teste

#### 3.3.2.1 TEST SILE

**Navodilo:** Takoj po zagonu testa, je prst obarvan rdeče. Po dveh sekundah se prst obarva zeleno. To je znak za začetek testa. Vstopite v posamezen valj pri rdeči kroglici, katera vam pokaže tudi smer giba. V primeru pravilnega vstopa se rahlo spremeni barva prsta. Poskusite slediti žogici do konca. Pri sledenju vas določena sila vleče nazaj k začetni točki. Sila se z oddaljenostjo od začetne točke linearno povečuje. Ko dosežete končno točko - konec valja, se vrnite v začetno točko valja. Poskusite potovati z enako hitrostjo kot prej. Kolikor ne morete doseči končne točke valja, se lahko predčasno vrnete na začetek. Nov valj se pojavi, ko se vrnete v začetno točko in ste pred tem prepotovali vsaj polovico valja. Izvajanje testa je časovno omejeno na 60 s.

**Napredovanje:** Kolikor pacient brez težav dosega končne točke valjev, lahko zvišamo stopnjo zahtevnosti za primer testa sile.

**Cilj:** S tem testom poskušamo oceniti velikosti izvajanja sile v prednastavljenih smereh - valjih. Z višjo stopnjo zahtevnosti povečujemo togost (trdost) vzmeti, ki vleče pacienta nazaj k začetni točki, število prednastavljenih smeri - valjev in smeri valjev - fleksija, ekstenzija.

#### 3.3.2.2 TEST Z GUMBI

**Navodilo:** Takoj po zagonu testa, je prst obarvan rdeče. Po dveh sekundah se prst obarva zeleno. To je znak za začetek testa. V omejenem času poskusite čimvečkrat pritisniti gumbe do globine višine gumba. Začnite na skrajno oddaljenem in nadaljujete k bližjim gumbom. Gumb pritisnite z zgornje strani in le tu gumb spremeni lego, z leve in desne je gibanje omejeno, s spodnje strani pa ni čutiti gumba. Med prehodi med gumbi poskušajte paziti, da se ne dotikate gumbov s strani.

**Napredovanje:** Kolikor pacient brez težav dosega vse gumbe in brez težav doseže globino višine gumba, lahko zvišamo stopnjo zahtevnosti za primer testa z gumbi.

**Cilj:** S testom želimo ugotoviti sposobnost koordinacije vodenja giba in izvajanja sile v smeri fleksije. Pomembna je tudi prepotovana pot (hitrost) v omejenem času in moč pritiska.

#### 3.3.2.3 TEST Z ŽOGICO

**Navodila:** Takoj po zagonu testa je prst obarvan rdeče. Po dveh sekundah se prst obarva zeleno. To je znak za začetek testa. V omejenem času poskusite čim hitreje odbijati žogico v vse smeri. Pri tem poskušajte kar se da gibati prst v vse smeri. Izvajanje testa je časovno omejeno na 60 s.

**Napredovanje:** Kolikor pacient brez težav manipulira z žogico, lahko zvišamo stopnjo zahtevnosti za primer testa z žogico.

**Cilj:** S testom želimo določiti pokrivanje delovnega prostora prsta. Z žogico poskušamo čimbolj motivirati pacienta. Pacient naj poskuša čimbolj odbijati žogico v vseh točkah, ki jih doseže. Pomembna je tudi prepotovana pot (hitrost) v omejenem času.

#### 3.3.2.4 TEST S TUNELI

**Navodila:** Takoj po zagonu testa je prst obarvan rdeče. Po dveh sekundah se prst obarva zeleno. To je znak za začetek testa. Vstopite v tunel pri rdeči kroglici, katera vam pokaže tudi smer giba. V primeru pravilnega vstopa se rahlo spremeni barva prsta. V smeri tunela ne čutite upora, stene pa vam omejujejo predčasen izhod iz tunela. Poskusite čim hitreje prepotovati tunel s čim manj trki ob stene. Izvajanje testa je časovno omejeno na 20 s.

**Napredovanje:** Kolikor pacient brez težav dosega konec tunela, lahko zvišamo stopnjo zahtevnosti za primer tunela.

**Cilj:** S testom želimo ugotoviti sposobnost koordinacije vodenja giba brez izvajanja sile. Pomembna je predvsem natančnost vodenja giba - sledenje sredini tunela in čim manj trkov ob stene.

#### 3.3.2.5 TEST Z VZMETJO

**Navodilo:** Takoj po zagonu testa je prst obarvan rdeče. Vrh prsta postavimo v sredino delovnega območja. Začetna točka vrha prsta je hkrati točka vpetja vzmeti. Po dveh sekundah se prst obarva zeleno. To je znak za začetek testa. Poskusite krožiti okoli točke vpetja tako, da je torus čimvečji. Nič ni narobe, če se vrnete v začetno točko. V tem primeru nadaljujete s testom. Izvajanje testa je časovno omejeno na 60s.

**Napredovanje:** Kolikor pacient brez težav dosega skrajne lege svojega delovnega območja - velikost torusa večja kot polovica ekrana, lahko zvišamo stopnjo zahtevnosti. Z višanjem stopnje zahtevnosti se povečuje togost (trdost) vzmeti.

**Cilj:** S testom želimo ugotoviti sposobnost izvajanja sile brez določene koordinacije vodenja giba. Pomembna je predvsem velikost sile v različnih smereh in želimo ugotoviti razlike v velikosti sile v odvisnosti od smeri.

### 3.3.3 Navodila za teste s seznama

Preden poganjamo teste s seznama, predstavimo pacientu vsak test posamično in mu podamo predlagana navodila. Teste poganjamo posamično pred začetkom merjenja ali na željo pacienta.

**Navodilo:** V nadaljevanju se bo izvršilo sedem različnih testov. Na začetku vsakega testa je navidezni prst obarvan rdeče, po dveh sekundah pa se obarva zeleno, kar je tudi znak za začetek testa. Prvi test je test sile, naslednji je test z gumbi, za njim test z žogico, nato so štirje testi s tuneli različnih stopenj - stopnja narašča in na koncu še test z vzmetjo. Testi so časovno omejeni na 60s razen test s tunelom na 20s, nato se prične izvajati naslednji test. Test se predčasno konča v primeru testa sile in testa s tuneli, kadar z vrhom prsta prepotujete vse valje ali celoten tunel.

## 3.4 Obdelava rezultatov

Kot je že bilo omenjeno, različni tipi vaj poudarjajo oz. se osredotočajo na različne tipe merjenih parametrov ali kombinacijo le-teh:

- test statičnih veličin (sile na vrhu prsta),
- test koordinacije gibanja prsta in
- test koordinacije gibanja prsta skupaj s silo.

Iz merjenih parametrov lahko naprej določimo 'zanimive' veličine kot so: območje giba (*angl.*: range of motion - ROM), sila, hitrost in natančnost giba. 'Zanimive' veličine se razlikujejo glede na tip vaje. Npr. pri 'testu sile' nas dejansko zanima največja sila prsta, medtem ko hitrost in koordinacija nista pomembni - 'zanimiva'



veličina je torej sila. 'Zanimive' veličine posameznega tipa testa bodo predstavljene v nadaljevanju.

### 3.4.1 Analiza podatkov

Kljub temu da je frekvenca regulacijske zanke 1000 Hz, se podatki meritev shranjujejo s frekvenco  $f = 100$  Hz. Merjeni parametri so filtrirani v realnem času z nizkopasovnim Butterworth filtrom drugega reda z mejno frekvenco 40 Hz. Shranjujejo se podatki o času izvajanja, signali pozicije in hitrosti vrha, ter podatek o sili na vrhu mehanizma. Slednji podatek ni izmerjen, temveč ocenjen na podlagi dinamičnega modela (podpoglavje 2.3 na strani 20). Poleg merjenih parametrov, se shranjujejo tudi podatki o pacientu,  $tj.$  enolično določena oznaka pacienta in merjena stran, ter vsi podatki o testu,  $tj.$  tip testa, zaporedna številka, število elementov, stopnja zahtevnosti, itn.

Pri analizi smo uporabili MATLAB programski paket. 'Zanimive' veličine se izračunajo za vsakega pacienta ter za vsak eksperiment ločeno in nato shranijo v 'MySQL' podatkovno bazo za lažjo nadaljnjo obdelavo. Pri analizi so poudarjene 'zanimive' veličine, ki so predstavljene v nadaljevanju. Te veličine so:

- $\bar{v}$  [cm/s] - povprečna vrednost hitrosti gibanja vrha prsta ( $p_n = v_n$ );
- $v_{max}$  [cm/s] - največja vrednost hitrosti gibanja vrha prsta;
- $\bar{F}$  [N] - povprečna vrednost izvajane sile ( $p_n = F_n$ );
- $F_{max}$  [N] - največja vrednost izvajane sile;
- delovno področje prsta DPP [cm<sup>2</sup>] - velikost področja giba vrha prsta.

Povprečna vrednost  $i$ -tega merjenega parametra  $\bar{p}_i$  in oznaka tipa testa  $se\#$  za pacienta označenega z enolično določeno oznako ID se izračuna kot

$${}_{se\#}^{ID}\bar{p}_i = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N {}_{e\#}^{ID}p_n, \quad (3.2)$$

kjer je  $e\#$  zaporedna številka eksperimenta,  $N$  število vseh vzorcev eksperimenta in  $p_n$  je  $n$ -ti vzorec merjenega parametra.

V nadaljevanju so predstavljeni izračuni numeričnih vrednosti za posamezne tipe testov. Širša obrazložitev bo podana ločeno za vsak tip v poglavju Rezultati.



### 3.4.2 Numerični parametri 'zanimivih' veličin

#### 3.4.2.1 Numerični parameter $\bar{v}$ [cm/s] - povprečna vrednost hitrosti gibanja vrha prsta

Za izračun povprečne vrednosti hitrosti gibanja vrha prsta je uporabljena enačba 3.2. Opozoriti moramo, da se vrednosti računajo različno glede na tip testa. Tako se vrednosti pri 'Testu sile' računajo za vsak valj testa ločeno pri gibanju od in nazaj k točki vpetja. Za primer 'Testa z gumbi' se povprečna hitrost računa na posameznih segmentih med dvema pritiskoma gumba in le kadar vrh prsta ni v dotiku z gumbom. Pri ostalih tipih testov se vrednost računa na celoten čas izvajanja.

#### 3.4.2.2 Numerični parameter $v_{max}$ [cm/s] - največja vrednost hitrosti gibanja vrha prsta

Podobno kot v prejšnjem primeru, se največja vrednost hitrosti računa različno glede na tip testa. Pri 'Testu sile' se računa vrednost za vsak valj ločeno pri gibanju od in nazaj k točki vpetja. Za primer 'Testa z gumbi' se hitrost računa na posameznih segmentih med dvema pritiskoma gumba in le kadar vrh prsta ni v dotiku z gumbom. Pri ostalih tipih testov se vrednost računa na celoten čas izvajanja.

#### 3.4.2.3 Numerična parametera sile $\bar{F}$ [N] in $F_{max}$ [N]

Pri izračunu parametrov sile se pojavijo enake razlike glede na tip eksperimenta, le da v primeru 'Testa s tunelom' sila ni relevanten parameter.

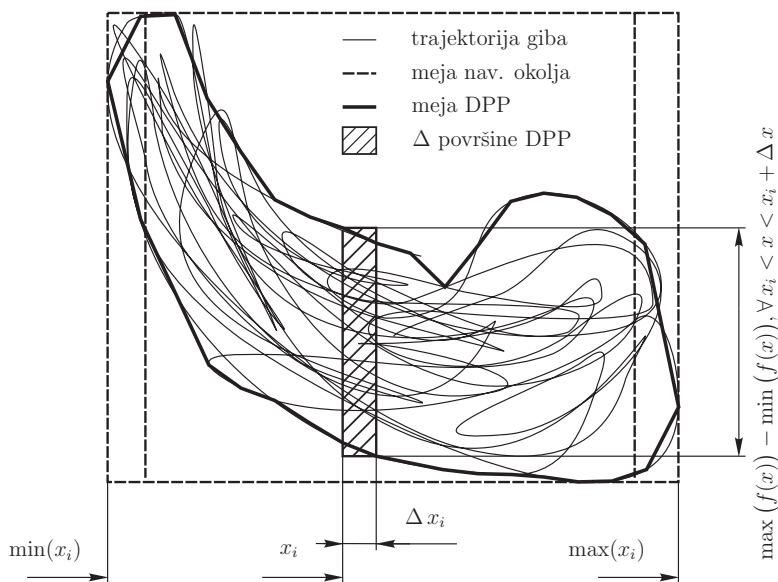
#### 3.4.2.4 Numerični parameter DPP [cm<sup>2</sup>] - velikost področja giba vrha prsta

Pri vseh tipih testov, pri katerih gibanje ni omejeno bodisi z valjem ali tunelom, je velikost področja giba relevanten parameter. Parameter je dober pokazatelj gibljivosti prsta. Težava se lahko pojavi v primeru, ko pacient ne poskuša povsem slediti nalogi. Največkrat se to pojavi, ko pacient premika prst le v enem sklepu (MCP ali PIP) ali skladno odvisno v obeh sklepih. V tem primeru je površina opisana s trajektorijo giba zelo ozka, s čimer je tudi velikost parametra manjša. Navkljub temu lahko z

ocenjevanjem parametra pri različnih tipih vaj boljše določimo sam parameter delovnega območja.

Za izračun velikosti DPP uporabimo enačbo 3.3, potek izračuna pa je prikazan na Sliki 3.9. Za vsak korak spremenljivke  $x$  v širini  $\Delta x$  poiščemo najmanjšo in največjo  $y$  vrednost točk znotraj območja  $\Delta x$ . Nato vse površine tako dobljenih pravokotnikov seštejemo in dobimo velikost DPP. Z dovolj majhnim korakom  $\Delta x$  lahko dovolj dobro izračunamo vrednost parametra.

$$P_{DPP} = \sum_{\min(x_i) < x < \max(x_i)} \left( \max(f(x)) - \min(f(x)) \right) \Delta x_i, \forall x_i < x < x_i + \Delta x \quad (3.3)$$



Slika 3.9: Prikaz izračuna delovnega področja prsta - DPP prsta.

### 3.4.3 Statistična analiza

Statistične podatke analiziranih eksperimentov želimo zaradi večje preglednosti prikazati grafično. Med množico načinov smo se odločili za regresijske črte. Izbrali smo regresijsko metodo najmanjših kvadratov [57] z uporabo logaritemske funkcije za prikaz sprememb 'zanimivih' veličin  ${}^{ID}\mathbf{p}_i = [{}^{ID}_1\bar{p}_i, {}^{ID}_2\bar{p}_i, \dots, {}^{ID}_m\bar{p}_i]^T$ , kjer je  $m$  število testov. Enačba (3.4) določa funkcijo regresijske črte  ${}^{ID}\mathbf{p}_{i,reg}$ .

$${}^{ID}\mathbf{p}_{i,reg} = a \log({}^{ID}\mathbf{p}_i) + b \quad (3.4)$$

kjer  $\mathbf{p}_i$  predstavlja povprečne vrednosti parametrov zaporednih testov,  $a$  je koeficient napredka in  $b$  premik,  $t_j$  stanje glede na celotno evalvacijo.

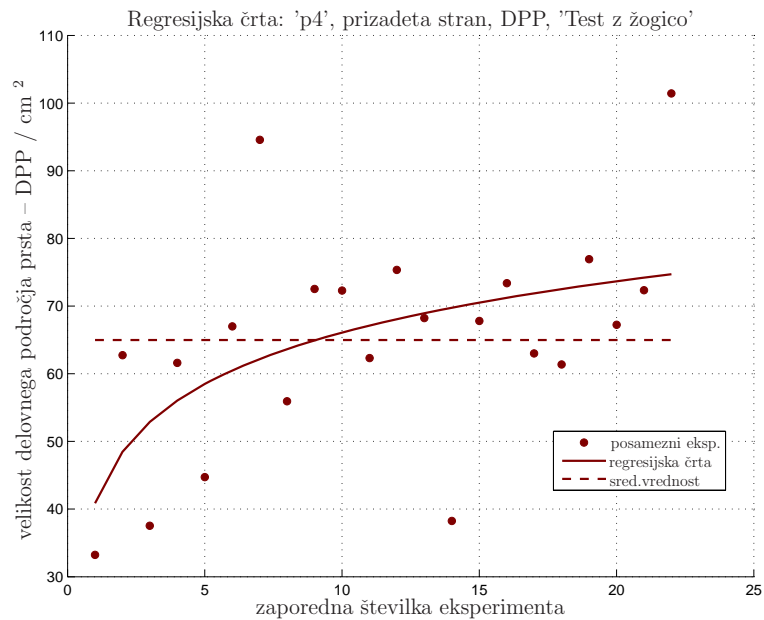
Za izračun parametrov  $a$  in  $b$  najprej določimo vhodno matriko

$$\mathbf{U} = [\log({}^{ID}\mathbf{p}_i), \mathbf{1}_{m \times 1}]_{m \times 2}, \quad (3.5)$$

kjer je  $m$  dolžina vektorja  ${}^{ID}\mathbf{p}_i$ . Parametra  $a$  in  $b$ , ki sta združena v matriko  $\mathbf{k}$ , sta izračunana kot:

$$\mathbf{k} = [(\mathbf{U}^T \mathbf{U})^{-1} \mathbf{U}^T {}^{ID}\mathbf{p}_{i,reg}]_{2 \times 1} = [a, b]^T. \quad (3.6)$$

Primer regresijske črte za DPP pri 'Testu z žogico' pri pacientu je prikazan na Sliki 3.10. Vsaka točka predstavlja vrednost DPP v enem testu. Polna črta prikazuje regresijsko črto z logaritemsko funkcijo, črtkana črta pa predstavlja srednjo vrednost DPP vseh testov iste osebe na isti roki.



Slika 3.10: Primer regresijske črte za vrednost velikosti DPP pri pacientu 'p4'.

#### 3.4.4 Generator poročil

Poleg aplikacije navideznih okolij je bila razvita tudi aplikacija za avtomatično izdelavo poročil. Aplikacija omogoča celotno analizo in izdelavo izvidov za vsak test ločeno, ne glede na tip. Poročila vsebujejo numerične parametre in grafe 'zanimivih' veličin. Zaradi varstva osebnih podatkov so poročila označena le z enolično določenimi (ID) oznakami, vsebujejo pa vse potrebne podatke o eksperimentu, kot so npr. datum, ura, testirana stran, itn.

Aplikacija za avtomatično izdelavo poročil je bila izdelana v MATLAB programskem paketu. Z grafičnim uporabniškim vmesnikom izberemo testirano osebo in zaporedno številko eksperimenta. Aplikacija izračuna numerične parametre in izriše grafikone. Nato z urejevalnikom besedil  $\text{\LaTeX}$  oblikuje poročilo in izdelava PostScript datoteko, ki je primerna za pregledovanje in tisk. Primer posameznih poročil za eno testirano osebo je podan v Dodatku B na strani 89.

## 4.

# Rezultati

Z opisanim sistemom haptične naprave in navideznih okolij za prst na roki so bile izvedene meritve v kliničnem okolju, tj. na Inštitutu Republike Slovenija za rehabilitacijo – IRSR. V eksperimentih so sodelovali pacienti po ishemični ali hemoragični kapi, ki so bili na voljo v času dveh mesecev in so obiskovali delovno terapijo. Sodelovalo je 9 pacientov in 5 zdravih oseb.

### 4.1 Vzorec testiranih oseb

V skupini pacientov so bile testirane 3 ženske in 6 moških, starih med 20 in 75 let. Za vsakega pacienta je bil predviden čas meritev štiri tedne. Podatki o pacientih so podani v Tabeli 4.1 na strani 48. Pacienti so označeni z naključnimi številkami, podatki v drugem stolpcu pa so naslednji: starost, spol (M/Ž), prizadeta stran (L/D), testiran prst roke (K-kazalec, S-sredinec), tip kapi (Ishem-ishemična, Hemo-hemoragična) in čas prizadetosti. Pri pacientih se je izvajalo 8 meritev dnevno, 5 dni v tednu na prizadeti strani in 8 meritev enkrat tedensko na zdravi strani. V Tabeli 4.1 so podani še rezultati ocen FIM lestvice [10][11], ki so na strani 73 primerjani z rezultati meritev s haptično napravo in navideznimi okolji.

Po končanem merjenju pacientov so bile izvedene še kontrolne meritve na zdravih osebah. V kontrolni skupini je sodelovalo 5 moških starih med 23 in 29 let. Meritve pri zdravih osebah so se izvajale en teden, 5 dni in sicer 8 različnih vaj za vsako roko. Vsi sodelujoči v eksperimentih so bili seznanjeni s potekom in so sodelovali prostovoljno.

Tabela 4.1: Podatki o pacientih in rezultati ocen po FIM lestvici

oznaka pac.	podatki (starost, spol, priz. stran, prst, tip, trajanje/[mes])	m-FIM (odpust)	$\Delta$ m-FIM
p1	50, M, L, K, Ishem, 5.5	77	2
p2	62, Ž, D, K, Hemo, 1.5	68	19
p3	62, Ž, D, S, Hemo, 1	71	25
p4	20, M, D, S, Hemo, 1	72	15
p5	64, M, L, K, Ishem, 3	74	4
p6	66, M, L, S, Ishem, 8	59	1
p7	74, M, D, S, Ishem, 3	73	2
p8	63, Ž, L, K, Hemo, 3.5	73	2
p9	64, M, D, K, Ishem, 7	79	1

## 4.2 Merilni rezultati eksperimentov

Za vsak test, tj. 8 različnih testov, je izdelanih do 10 strani poročil, kar za vsakega pacienta pomeni do 240 strani zgoščenih numeričnih in grafičnih podatkov. Primer poročil za avtorjevo dominantno stran je podan v Dodatku B na strani 89. Za lažje razumevanje generiranih poročil so tipi testov predstavljeni posamično. Razloženi so parametri nastavitvev testov in numerični parametri ter opisani grafi. Vrednosti nekterih parametrov so podane v odstotkih (%) dolžine krajše stranice pravokotnika, ki oriše pot izmerjenega delovnega prostora prsta. Pri grafih, ki prikazujejo postavitev elementov pri eksperimentih, so s prekinjeno črto podane tudi izmerjene in dejanske meje delovnih področij prstov uporabnika. Pri grafih, ki prikazujejo kot prsta, pomeni manjši kot 'splošno' ekstenzijo prsta in večji kot fleksijo prsta. 'Splošna' vrednost je podana kot kót distalne falange glede na bazni koordinatni sistem naprave.

Za razloženimi rezultati eksperimentov so prikazani statistični podatki meritev in podane korelacije med rezultati.

Zaradi podobnosti eksperimentov 'Test z žogico' in 'Test z vzmetjo', je v nadaljevanju opisan le prvi.

### 4.2.1 Test sile

Tabela 4.2 prikazuje parametre objektov navideznega okolja, kot je upodobljeno na Sliki 3.4 na strani 34. Parametri navideznega tunela, ki je prikazan kot valj, so: radij tunela, togost navidezne vzmeti vzdolž tunela in togost stene. Podan je še parameter praga vrnitve, to je tista razdalja, ki jo mora pacient preiti, da se ob vrnitvi na začetno točko test nadaljuje na naslednjem elementu ali konča. Tu je parameter praga vrnitve izjemoma podan kot odstotek dolžine trenutnega tunela. Podana sta še parametra sledilne žogice, to sta hitrost in radij, ter radij navidezne žogice, ki predstavlja prst.

Tabela 4.2: Primer nastavitve parametrov objektov navideznega okolja za eksperiment 'Test sile'

Parametri nav. tunela	Radij:	0.23 cm (2 %)
	Togost vzdolž tunela:	0.5 N/cm
	Togost stene:	20 N/cm
	Razdalja praga vrnitve:	2.85 cm (25 %)
Parametri sledilne žogice	Radij:	0.57 cm (5 %)
	Hitrost:	1 cm/s
Parametri žogice vrha:	Radij:	0.57 cm (5 %)

#### 4.2.1.1 Numerični rezultati za 'Test sile'

V Tabeli 4.3 so podani numerični rezultati za primer 'Testa sile' za pacienta 'p2'. Rezultati so podani ločeno za smer od začetka do najbolj oddaljene točke poti in nazaj. Prikazana je najprej zaporedna številka segmenta v testu, nato čas izvajanja  $T_{ex}$ , povprečna hitrost na segmentu  $\bar{v}_e$  in nazadnje še največja dosežena sila  $F_{max}$ . V zadnji vrstici so podane še povprečne vrednosti. Kolikor element testa ni bil opravljen,  $t_j$  kadar se čas eksperimenta izteče, neizmerjene vrednosti za tisti segment niso upoštevane v povprečni vrednosti.

Tabela 4.3: Numerični rezultati za 'Test sile' v smeri od začetka do najbolj oddaljene točke poti (levo) in nazaj (desno).

$n_{seg}$	$T_{ex}/s$	$\bar{v}_e / \text{cm/s}$	$F_{max} / \text{N}$
1	6.04	1.37	3.7
2	4.64	1.92	3
$\bar{1-2}$	5.34	1.65	3.4

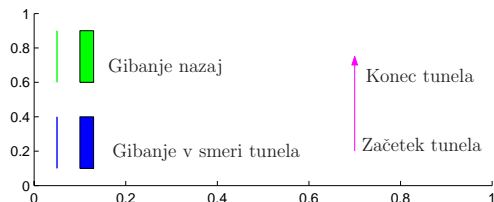
$n_{seg}$	$T_{ex}/s$	$\bar{v}_e / \text{cm/s}$	$F_{max} / \text{N}$
1	1.52	5.7	3.7
2	1.62	3.62	3
$\bar{1-2}$	1.57	4.66	3.4

V tabeli lahko opazimo, da je oseba prehitevala sledilno žogico, saj je izmerjena povprečna hitrost (1.65 cm/s) večja od hitrosti sledilne žogice (1 cm/s). Hitrost vračanja

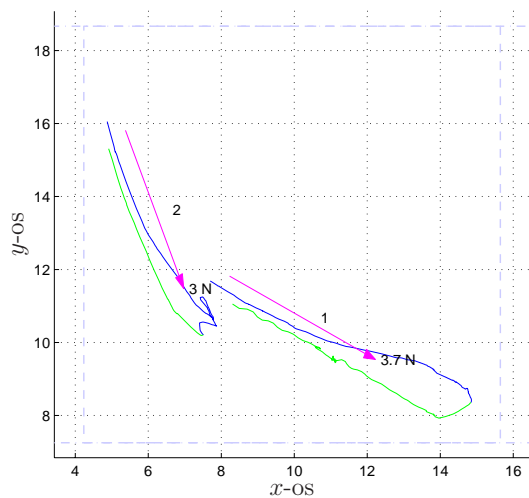
vzdolž tunela (desna tabela) je v večini primerov še nekoliko večja, ker gibanju pomaga navidezna vzmet.

#### 4.2.1.2 Grafična predstavitev rezultatov za 'Test sile'

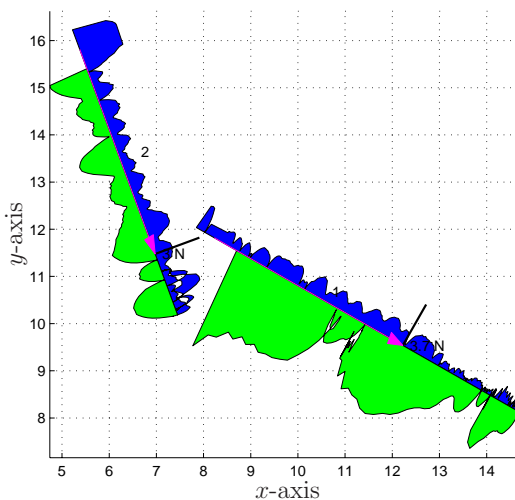
Na Slikah 4.2 in 4.3 sta prikazana rezultata trajektorije in hitrosti gibanja za primer pacienta 'p2'.



Slika 4.1: Legenda.



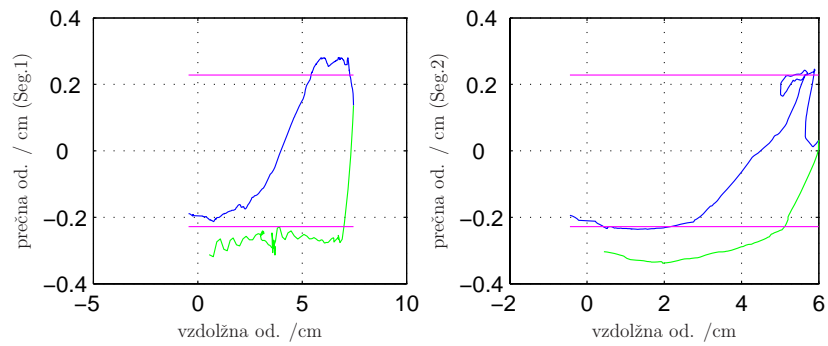
Slika 4.2: PACIENT – Postavitev elementov 'Testa sile' in narisane trajektorije gibanja.



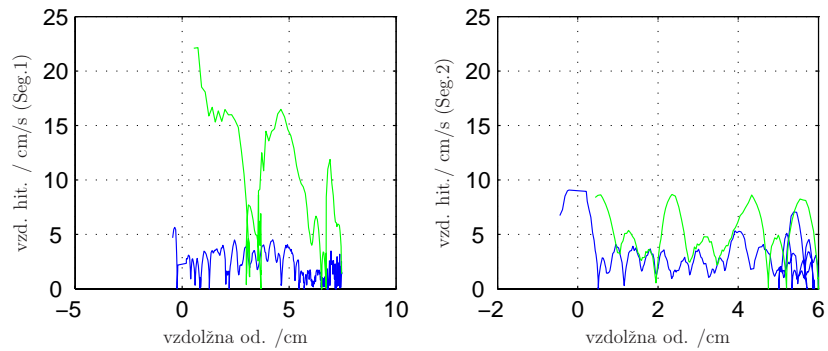
Slika 4.3: PACIENT – Hitrosti v odvisnosti od položaja v tunelu.

Za primerjavo je podan še grafični prikaz rezultatov gibanja zdrave osebe (Slike 4.6 do 4.9). Pri primerjavi obeh rezultatov opazimo boljše sledenje središčnici tunelov pri zdravi osebi kot pri pacientu (Sliki 4.2 in 4.6). Enako opazimo tudi boljše sledenje hitrosti sledilne žogice. Slednji rezultati so prikazani na Slikah 4.3 in 4.7.

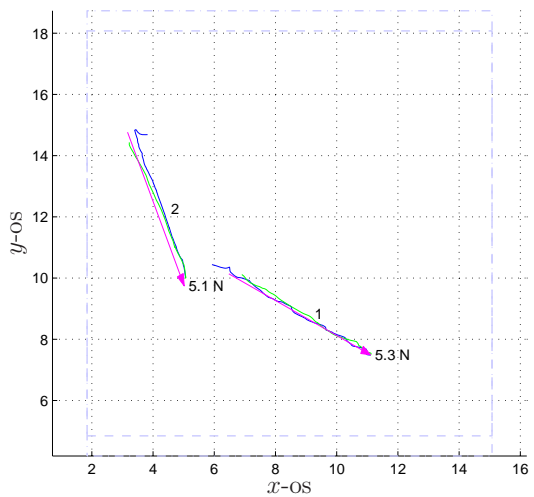




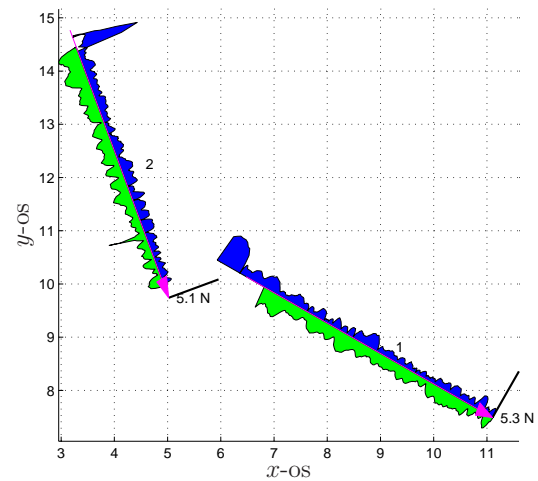
Slika 4.4: PACIENT – Prečna oddaljenost od središčnice tunela.



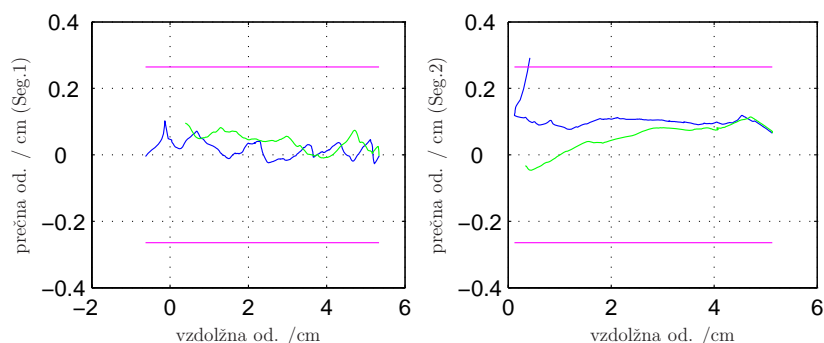
Slika 4.5: PACIENT – Hitrost vzdolž tunela v odvisnosti od položaja v tunelu.



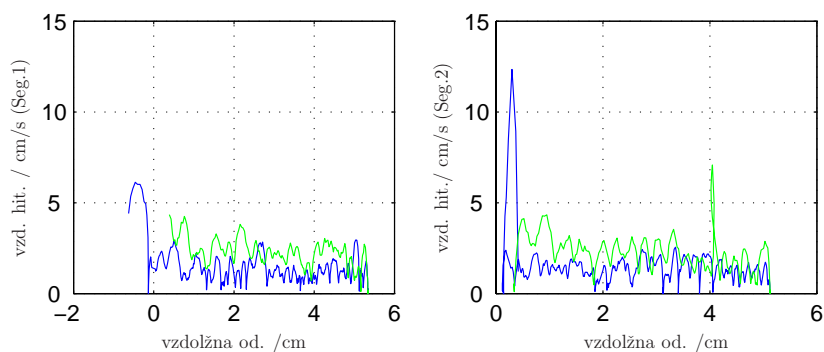
Slika 4.6: ZDRAVI – Postavitev elementov 'Testa sile' in narisane trajektorije gibanja.



Slika 4.7: ZDRAVI – Hitrosti v odvisnosti od položaja v tunelu.



Slika 4.8: ZDRAVI – Prečna oddaljenost od središnice tunela.



Slika 4.9: ZDRAVI – Hitrost vzdolž tunela v odvisnosti od položaja v tunelu.

#### 4.2.2 Test z gumbi

Podobno kot v prejšnjem primeru so v Tabeli 4.4 podani parametri lastnosti elementov navideznega okolja za 'Test z gumbi'. Podane so dimenzije gumbov, togost gumba v vertikalni smeri  $t_j$ , pravokotno na zgornjo ploskev in radij žogice vrha prsta. Naj ponovno omenim, da stranice gumba s spodnje strani ni čutiti in je gumb prosto prehoden.

Tabela 4.4: Primer nastavitve parametrov navideznega okolja za eksperiment 'Test z gumbi'

Parametri gumbov	X-dimenzija:	1.98 cm (15 %)
	Y-dimenzija:	1.32 cm (10 %)
	Z-dimenzija:	1.32 cm (10 %)
	Togost:	20 N/cm
Parametri žogice vrha:	Radij:	0.53 cm (4 %)

#### 4.2.2.1 Numerični rezultati za 'Test z gumbi'

Numerični rezultati za 'Test z gumbi' za pacienta 'p4' so podani v dveh ločenih tabelah. Tabela 4.5 (levo) podaja povprečne sile izvajane v dotiku s posameznim gumbom, medtem ko Tabela 4.5 (desno) podaja podatke o posameznih segmentih trajektorije gibanja. Segment se začne s prvim dotikom na gumb in konča z dotikom na katerikoli ostali gumb. Segmentov je lahko več, kot je število gumbov. Za vsak segment je podan čas trajanja  $T_{ex}$ , povprečna hitrost  $\bar{v}_e$  v segmentu, kadar prst ni v dotiku z gumbom, ter največja sila dotika  $F_{max}$  v segmentu.

Tabela 4.5: Numerični rezultati za 'Test z gumbi'

<i>Gumb</i>	$\bar{F}/\text{N}$	$F_{max}/\text{N}$
1	3.8	10.5
2	3.5	9.6
3	3.5	8.4
4	4.7	7.8
$\bar{1-4}$	3.8	9.1

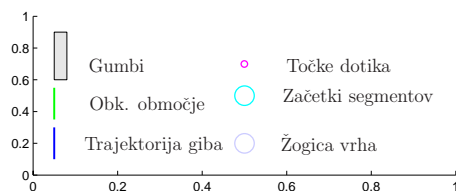
$n_{seg}$	$T_{ex}/\text{s}$	$\bar{v}_e/\text{cm/s}$	$F_{max}/\text{N}$
1	11.45	2.11	9.3
2	14.85	2.91	10.2
$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$
15	0.29	6.93	6.9
$\bar{1-25}$	2.37	5.93	7.6

Zaradi preglednosti je izpis v primeru večjega števila segmentov omejen na 15 segmentov, medtem ko so povprečne vrednosti podane glede na vse segmente trajektorije (v tem primeru 25).

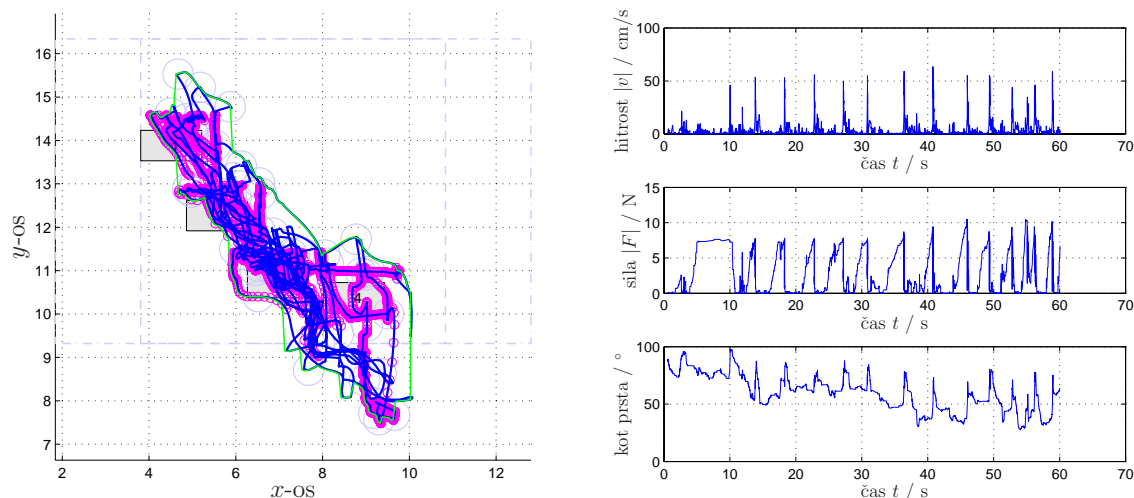
#### 4.2.2.2 Grafična predstavitev rezultatov za 'Test z gumbi'

Na Slikah 4.11 do 4.14 so podani grafični rezultati za primer pacienta 'p4'. Na Sliki 4.11 je izrisan primer postavitve gumbov in potek celotne trajektorije gibanja prsta. Na sliki so označene točke dotika z gumbi in obkroženo je območje gibanja (zelena črta). Slika 4.12 prikazuje hitrosti  $|v|$ , silo  $|F|$  in kot prsta v odvisnosti od časa. V opisu grafa je podana tudi povprečna hitrost, kadar prst ni v dotiku z gumbom  $\overline{|v|}$ . Sliki 4.13 in 4.14 prikazujeta silo dotika pri vsakem gumbu ločeno in primer izrisa segmenta poti med dvema dotikoma različnih gumbov.

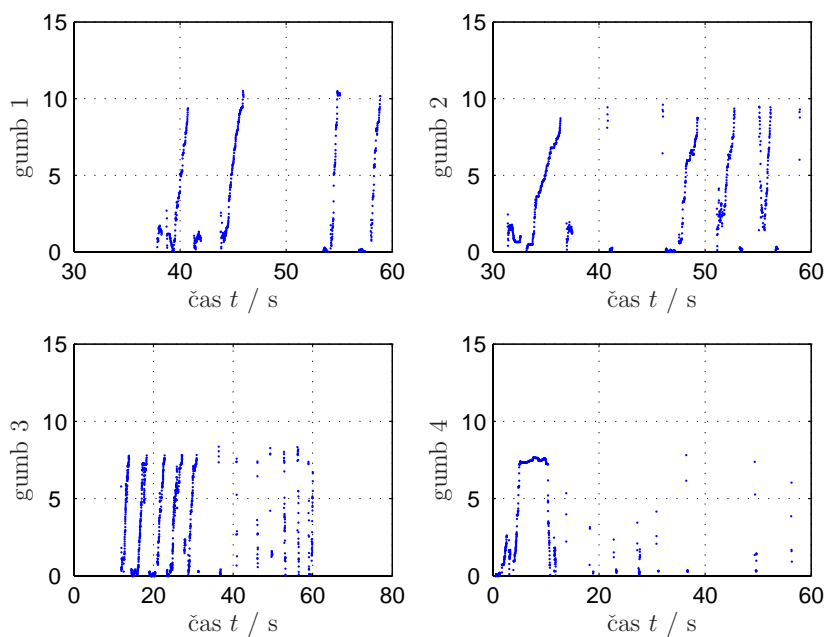
Na Slikah 4.15 do 4.18 so prikazani enaki grafi še za primer zdrave osebe. Pri primerjanju Slik 4.11 in 4.15 lahko opazimo zgoščeno gibanje na mestih gumbov pri pacientu, medtem ko je pri zdravih osebah moč opaziti kontrolirano gibanje med gumbi v obliki lokov. Tudi oblika trajektorije pri pacientih je bolj nezvezna kot pri zdravih.



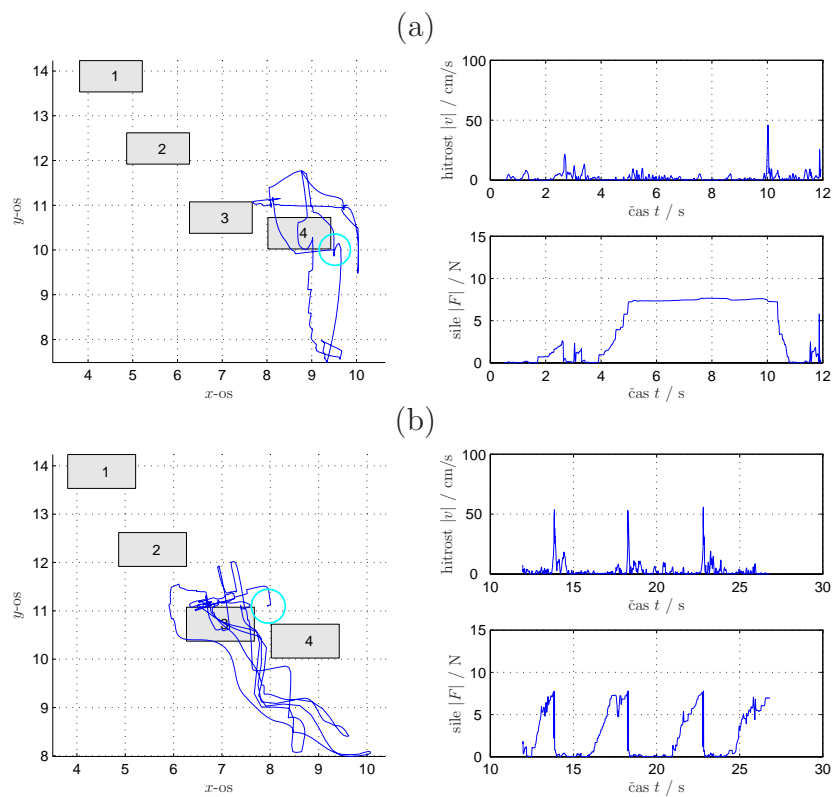
Slika 4.10: Legenda slik grafične predstavitve rezultatov za 'Test z Gumbi'.



Slika 4.11: PACIENT – Postavitev gumbov z izrisano celotno trajektorijo gibanja prsta.

Slika 4.12: PACIENT – Hitrost in sila med testom. Povprečna hitrost, kadar prst ni v dotiku z gumbom  $\overline{|v|} = 4.5$  cm/s.

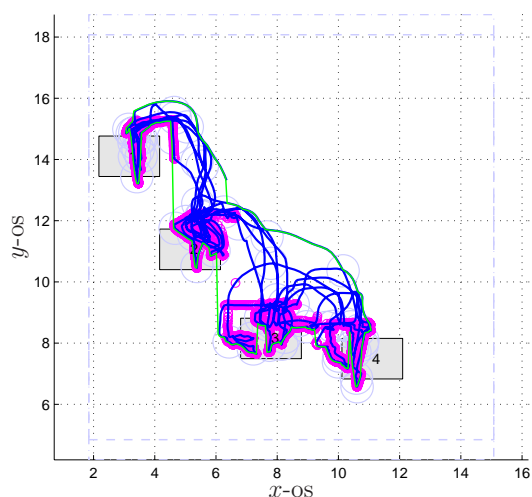
Slika 4.13: PACIENT – Sile dotika pri vsakem gumbu.



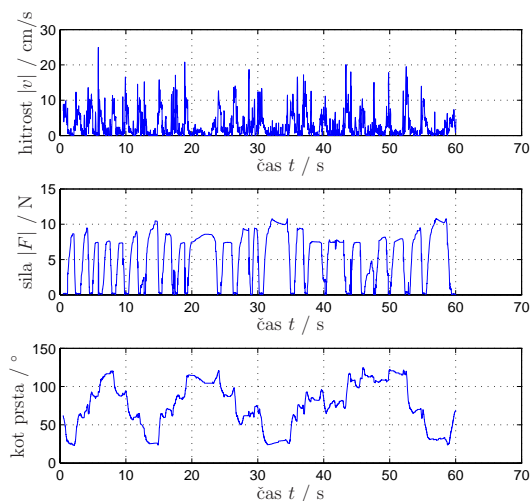
Slika 4.14: PACIENT – Prvi (a) in drugi (b) segment poti

Iz grafov 4.12 in 4.16 lahko na odsekih opazimo višje hitrosti gibanja pri pacientih. To se pojavi ob sprostitvi pritiska na gumb, ko gumb pospeši gibanje prsta. Nadzor hitrosti prsta *oz.* sile ob sprostitvi gumba, je pri pacientih po pričakovanju slabši. Tudi pritiski na gumb so pri pacientih krajši, medtem ko so pri zdravih pritiski nekoliko zadržani.

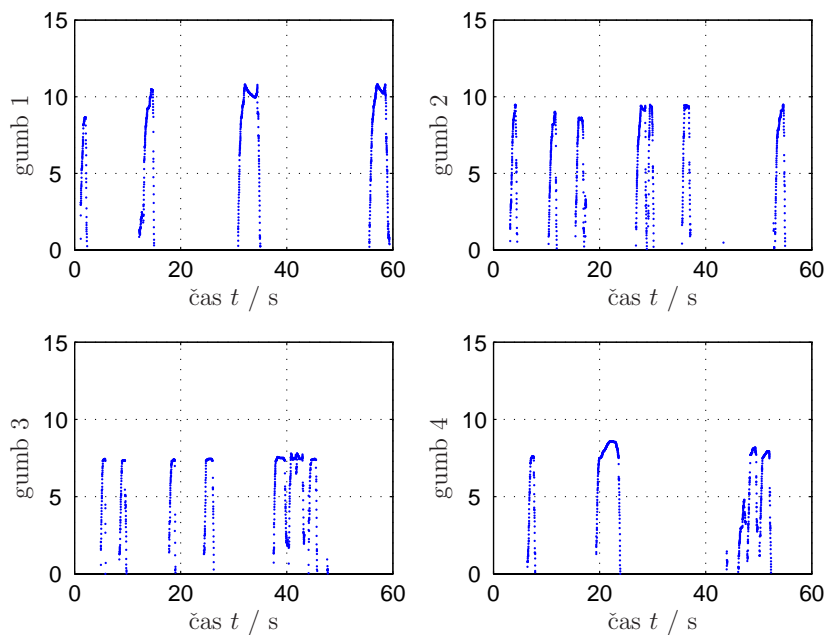
Pri izrisu segmentov poti med gumbi (Slika 4.14(b)) lahko pri pacientu opazimo večkratne zaporedne pritiske istega gumba. Tudi poti na segmentih potekajo pri pacientu skozi gumbe, kar je dejansko omogočeno zaradi proste spodnje stranice.



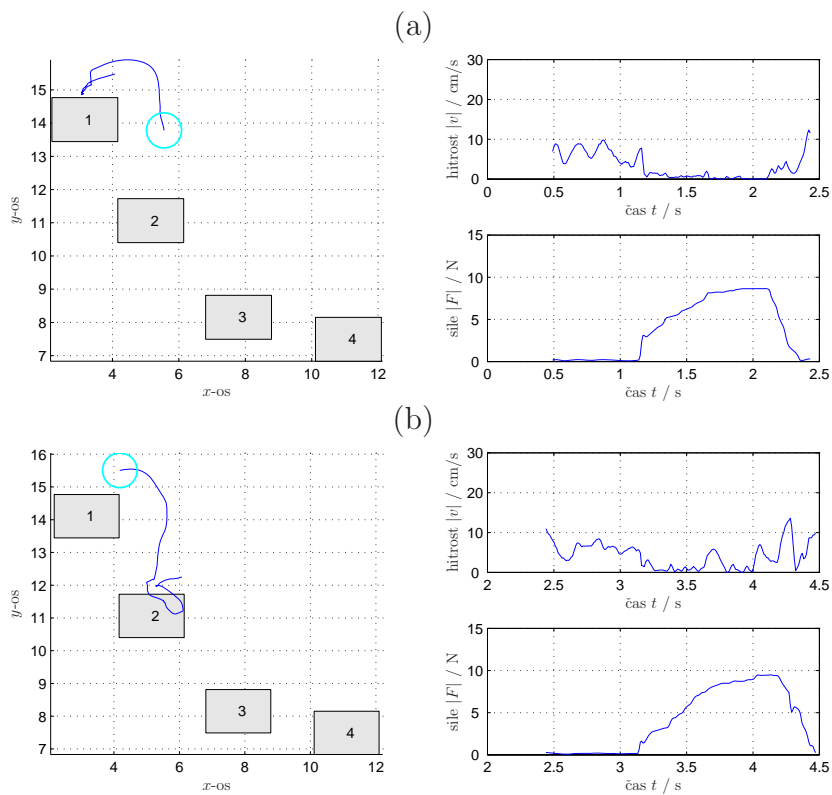
Slika 4.15: ZDRAVI – Postavitev gumbov z izrisano celotno trajektorijo gibanja prsta.



Slika 4.16: ZDRAVI – Hitrost in sila med testom. Povprečna hitrost, kadar prst ni v dotiku z gumbom  $\overline{|v|} = 7.3$  cm/s.



Slika 4.17: ZDRAVI – Sile dotika pri vsakem gumbu.



Slika 4.18: ZDRAVI – Prvi (a) in drugi (b) segment poti

### 4.2.3 Test z žogico

V Tabeli 4.6 so podani parametri nastavitvev 'Testa z žogico'. Podane so lastnosti navidezne vzmeti med žogico in prstom ter gravitacija v navideznem prostoru. Negativna vrednost predstavlja gravitacijsko silo v smeri navzdol. Nadalje so podane lastnosti navidezne žogice, kot so velikost, togost površine, dušenje pri premikanju skozi prostor in pa masa. V vseh prednastavljenih stopnjah so vrednosti izbrane tako, da so parametri gravitacije, dušenja in mase žogice usklajeni. Pri preveliki masi je sila teže prevelika in žogica je ves čas v spodnji legi. Pri premajhni masi pa je ob nizki vrednosti dušenja gibanje žogice prehitro, oz. pri prevelikem dušenju prepočasno in nezanimivo za paciente.

Tabela 4.6: Primer nastavitvev parametrov navideznega okolja za 'Test z žogico'

Parametri navidezne vzmeti	Togost:	0.1 N/cm
	Ničelna oddaljenost:	0 cm
	Gravitacija:	-0.001 m/s <sup>2</sup>
Parametri sledilne žogice	Radij:	0.07 cm (1 %)
	Togost površine:	15 N/cm
	Vizkozno dušenje:	15 Ns/cm
	Masa:	20 kg
Parametri žogice vrha:	Radij:	0.02 cm (0.3 %)

#### 4.2.3.1 Numerični rezultati za 'Test z žogico'

Zaradi enostavnosti narave testa, so tudi numerični rezultati enostavni in razumljivi, vendar kljub temu zelo zanimivi. Rezultati so naslednji:

- $T_{ex}$  – čas izvajanja, ki je sicer prednastavljen na 1 minuto
- $\overline{|v|}$  – povprečna hitrost gibanja, kjer večja vrednost predstavlja večjo aktivnost gibanja
- $|v|_{max}$  – največja hitrost gibanja
- $F_{max}$  – največja sila trka
- $n_{col}$  – odstotek časa v dotiku z žogico, kjer večja vrednost predstavlja nižjo aktivnost zaradi navidezne vzmeti, ki ves čas vleče žogico k prstu
- WA – površina obkroženega območja



Primer izpisanih numeričnih rezultatov za 'Test z žogico' pri pacientu 'p4' je podan v Tabeli 4.7.

Tabela 4.7: Numerični rezultati za 'Test z žogico'

$T_{ex}/s$	$ v /cm/s$	$ v _{max}/cm/s$	$F_{max}/N$	$n_{col}/\%T_{ex}$	WA/cm <sup>2</sup>
60.06	6.19	44.75	7.79	19.58	33.22

#### 4.2.3.2 Grafična predstavitev rezultatov za 'Test z žogico'

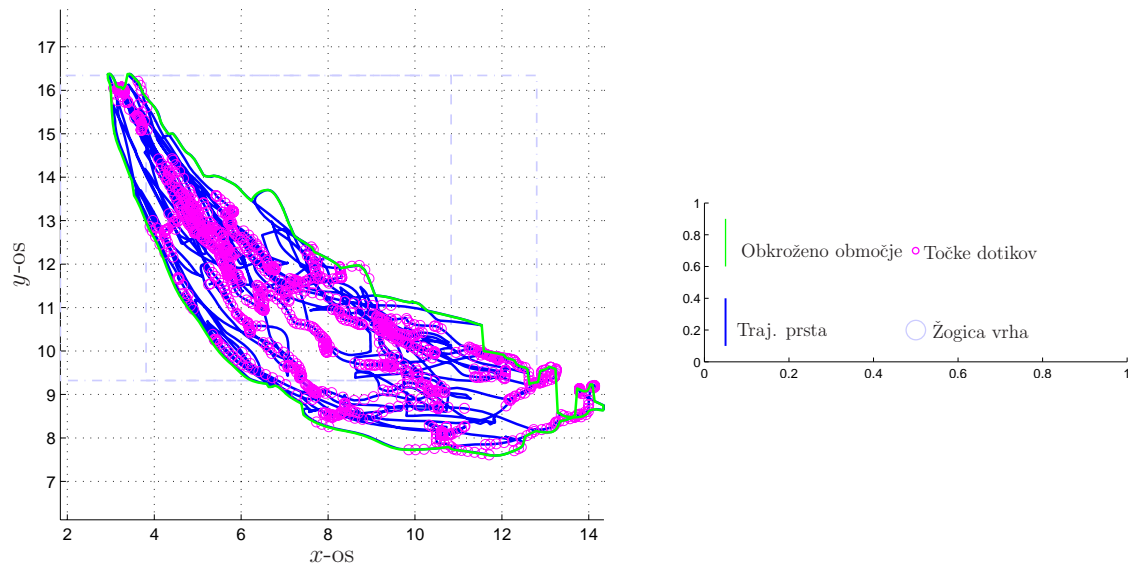
Na Slikah 4.19 do 4.21 so prikazani grafični rezultati za 'Test z žogico' pri pacientu 'p4'. Na Sliki 4.19 je izrisana celotna trajektorija giba in označena so mesta dotikov. Iz narisane trajektorije se da ugotoviti mesta pogostega zadrževanja in način gibanja. Kolikor je trajektorija podolgovata v obliki loka, pomeni, da se je izvajalo gibanje pretežno v metakarpalnem sklepu, oz. sorazmerno v metakarpalnem in proksimalnem sklepu. V takem primeru je tudi površina obkroženega območja majhna kljub širokim mejam območja območja gibanja. Obkroženo območje gibanja prsta je označeno z zeleno črto.

Slika 4.20 prikazuje ločeni  $x$  in  $y$  poziciji gibanja v odvisnosti od časa. Spodnji graf iste slike prikazuje kot vpetja prsta v odvisnosti od časa, iz česar se da ugotoviti enakomernost gibanja po celotnem področju.

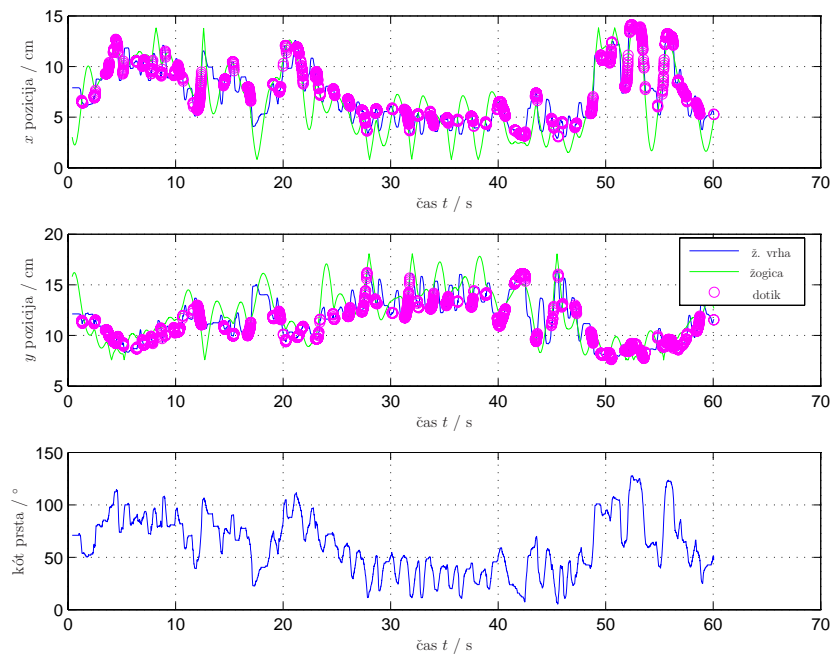
Nadalje Slika 4.21 podaja še hitrost in silo v odvisnosti od časa. Iz poteka hitrosti in sile lahko ugotovimo intenzivnost gibanja med eksperimentom, iz grafa sile pa je moč ugotoviti pogostost oz. uspešnost zadevanja žogice.

Rezultate za primer zdrave osebe prikazujejo Slike 4.22 do 4.24. Če primerjamo trajektorije primera pacienta in zdrave osebe (Sliki 4.19 in 4.22), lahko opazimo izrazite razlike v obliki trajektorije. Pri pacientu je področje ožje in so gibi usmerjeni pretežno v smeri fleksije-ekstenzije, medtem ko je pri zdravi osebi možno opaziti gibanje po celotnem delovnem področju prsta in enakomerno razporejenost gibanja.

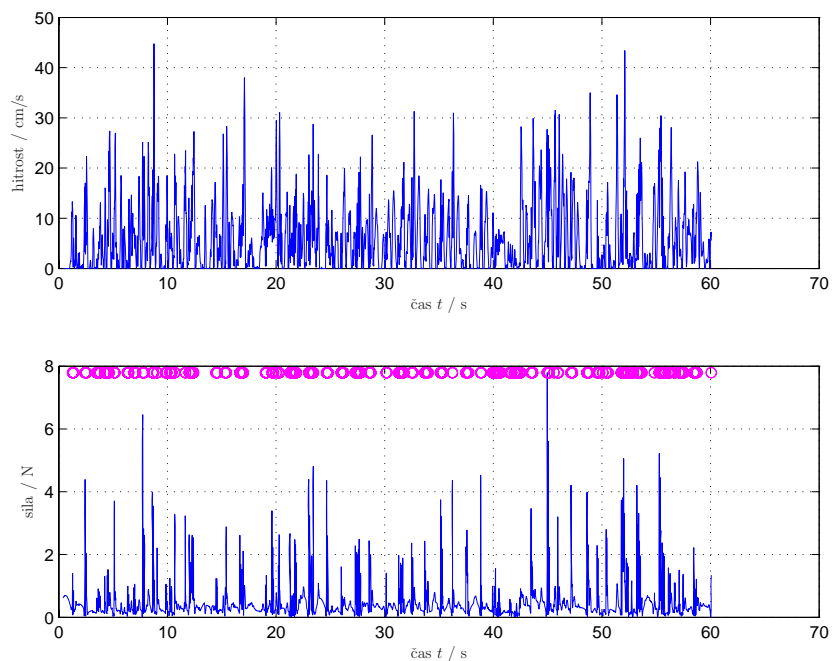
Iz grafov kota vpetja prsta na Slikah 4.20 in 4.23 lahko opazimo izrazito razliko v enakomernosti gibanja po delovnem področju prsta. Kót vpetja prsta pri pacientu je odsekoma zadržan, medtem ko je razporeditev pri zdravi osebi enakomerna vzdolž celega testa. Intenzivnost gibanja je pri zdravih osebah bistveno večja, kar se vidi tudi pri numeričnih rezultatih povprečne hitrosti  $|\overline{v}|$ .



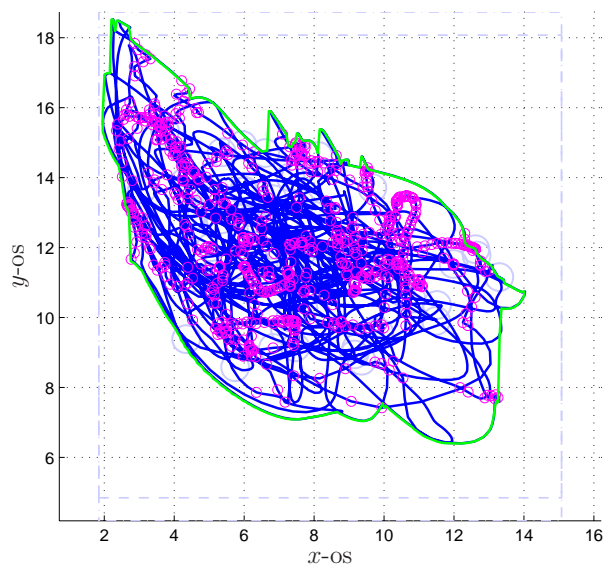
Slika 4.19: PACIENT – Trajektorija prsta in obkroženo področje. Narisane so tudi točke dotikov.



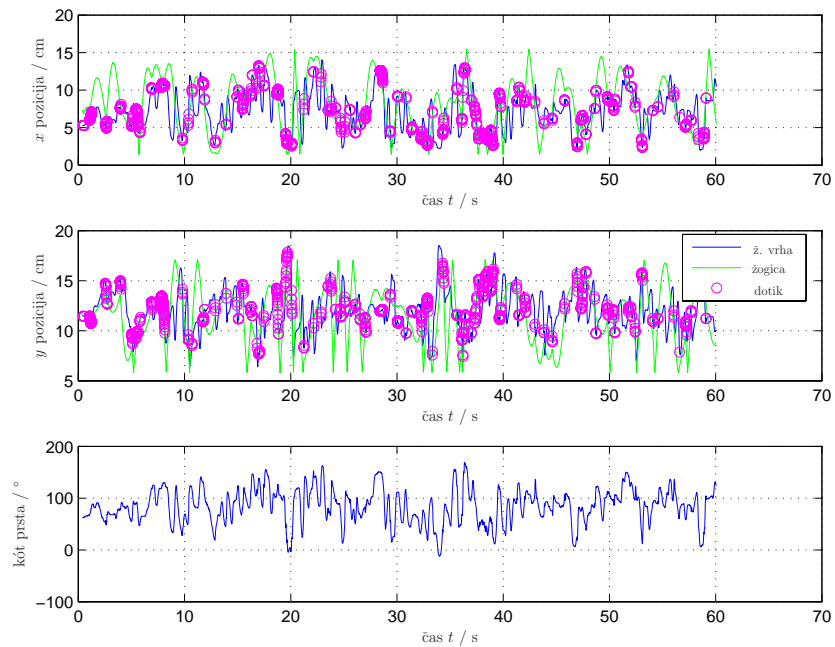
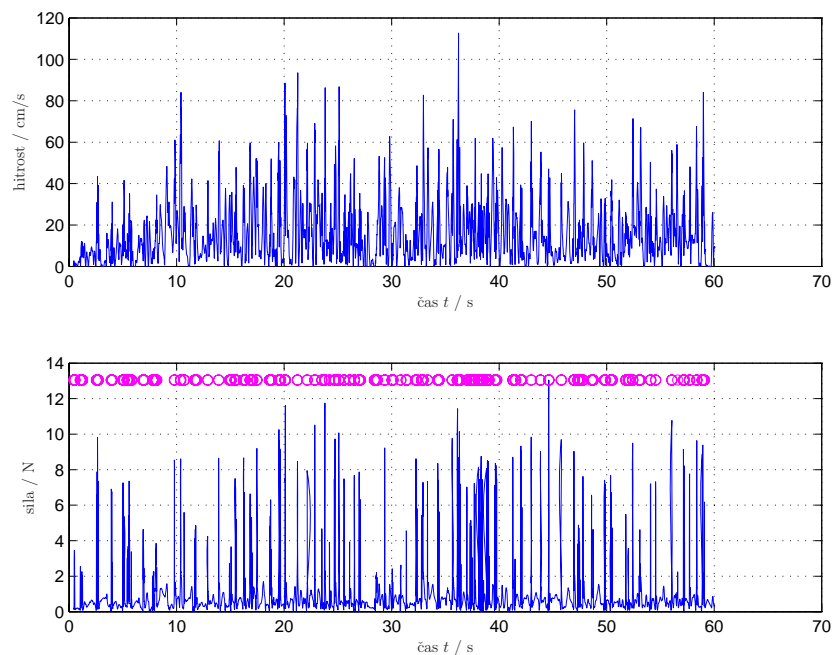
Slika 4.20: PACIENT –  $x$  in  $y$  pozicija vrha prsta s točkami dotikov ter kót prsta.



Slika 4.21: PACIENT – Hitrost in sila med testom.



Slika 4.22: ZDRAVI – Trajektorija prsta in obkroženo področje. Narisane so tudi točke dotikov.

Slika 4.23: ZDRAVI –  $x$  in  $y$  pozicija vrha prsta s točkami dotikov ter kót prsta.

Slika 4.24: ZDRAVI – Hitrost in sila med testom.

#### 4.2.4 Test s tunelom

V Tabeli 4.8 so prikazani parametri nastavitve primera testa 'Test s tunelom'. Podana sta širina in togost stene tunela ter parametri sledilne žogice in žogice vrha.

Tabela 4.8: Primer nastavitve parametrov navideznega okolja za 'Test s tunelom'

Parametri tunela	Širina:	0.68 cm (6 %)
	Togost stene:	20 N/cm
Parametri sledilne žogice	Radij:	0.57cm (5 %)
	Hitrost:	2 cm/s
Parametri žogice vrha:	Radij:	0.45 cm (4 %)

##### 4.2.4.1 Numerični rezultati za 'Test s tunelom'

V primeru 'Testa s tunelom' je kot rezultat podanih kar nekaj parametrov. Rezultati za pacienta 'p4' so podani v Tabeli 4.9 in pomenijo naslednje:

- $T_{ex}$  – čas izvajanja eksperimenta, ki je sicer prednastavljen na 1 minuto
- $\bar{v}_e$  – povprečna hitrost gibanja skozi tunel
- $\bar{v}_p$  – povprečna hitrost napredovanja, tj. hitrost v smeri tunela
- $R$  – količnik povprečne hitrosti in hitrosti napredovanja, kjer pomeni 1 zelo dobro ujemanje hitrosti oz. natančno gibanje v smeri tunela
- $n_{col}$  – odstotek časa v dotiku s steno tunela, kjer večja vrednost predstavlja daljše dotikanje sten oz. celo sledenje steni
- $L_T$  – dolžina središčnice tunela
- $L_W$  – dolžina celotne prepotovane poti
- $L_C$  – dolžina poti v dotiku s steno
- $n_{col}$  – odstotek dotika s steno izražen glede na celotno pot  $L_W$
- $\text{rms}(\text{err})$  – koren vsote kvadrata odmika od središčnice tunela

Tabela 4.9: Numerični rezultati za 'Test s tunelom'

$T_{ex}/s$	$\bar{v}_e / \text{cm/s}$	$\bar{v}_p / \text{cm/s}$	$R$	$n_{col} / \%T_{ex}$
10.89	2.13	1.84	1.16	53.54

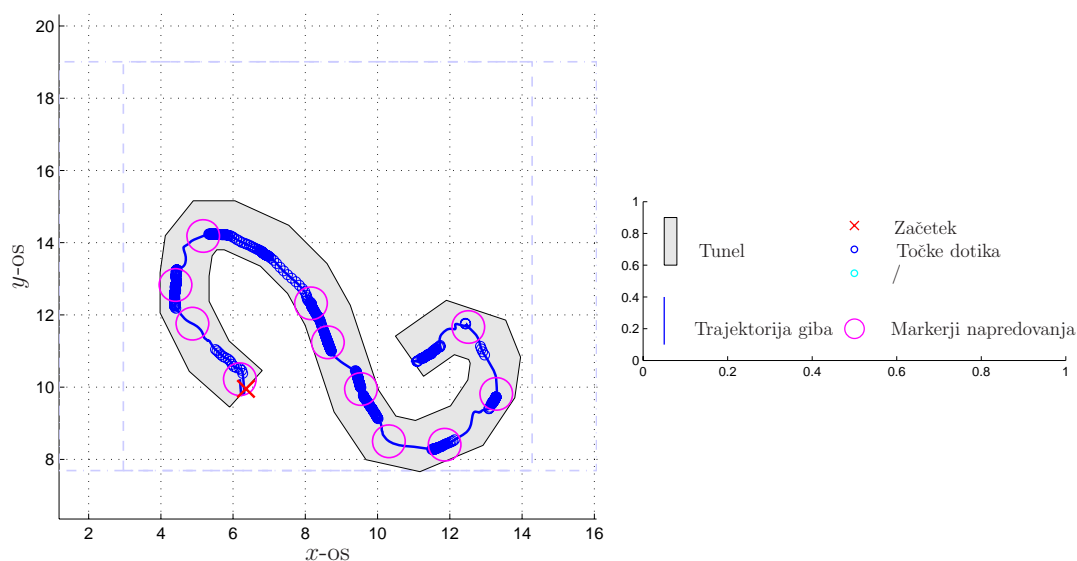
$L_T/\text{cm}$	$L_W/\text{cm}$	$L_C/\text{cm}$	$n_{col} / \%L_W$	$\text{rms}(\text{err})/\text{cm}$
21.14	21.7	11.39	52.48	0.22

#### 4.2.4.2 Grafična predstavitev rezultatov za 'Test s tunelom'

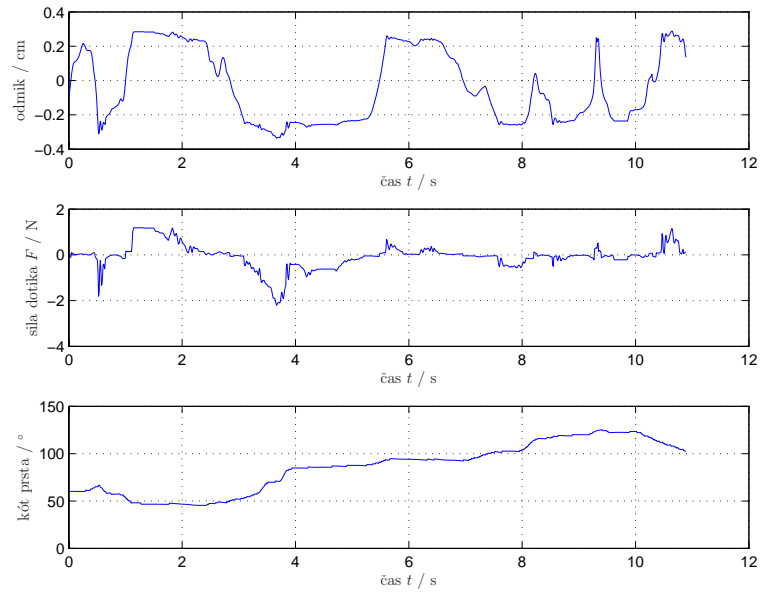
Na Slikah 4.25 do 4.27 so prikazane grafične upodobitve rezultatov gibanja v 'Testu s tunelom' pri pacientu 'p4'. Slika 4.25 podaja konfiguracijo in položaj tunela ter trajektorijo gibanja s točkami dotika s steno in markerji napredovanja (Slika 4.25). Enakomerna razporeditev markerjev pomeni enakomerno napredovanje gibanja skozi tunel, zgostitev pomeni upočasnjeno gibanje in obratno.

Na Sliki 4.26 je podana tangencialna hitrost,  $t_j$  hitrost v smeri prečno na središčnico tunela. S tem grafom lahko opazujemo morebitno prečno gibanje, ki je izrazitejše pri pacientih.

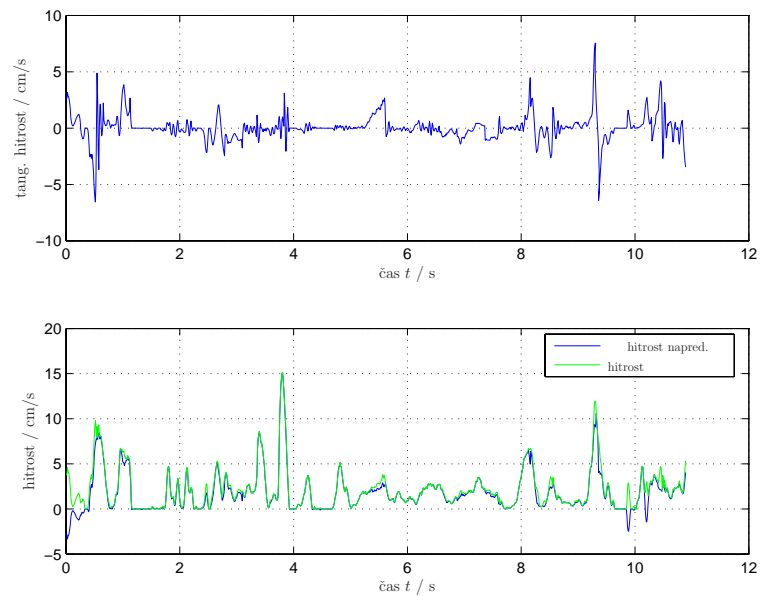
Nadalje sta na Sliki 4.27 prikazana grafa dejanske hitrosti gibanja in hitrosti gibanja v smeri tunela v odvisnosti od časa. Negativna hitrost napredovanja pomeni gibanje v smeri proti začetku tunela, ki je označen s križcem (Slika 4.25).



Slika 4.25: PACIENT – Postavitev tunela z izrisano trajektorijo prsta, s točkami dotikov s steno in markerji napredovanja.

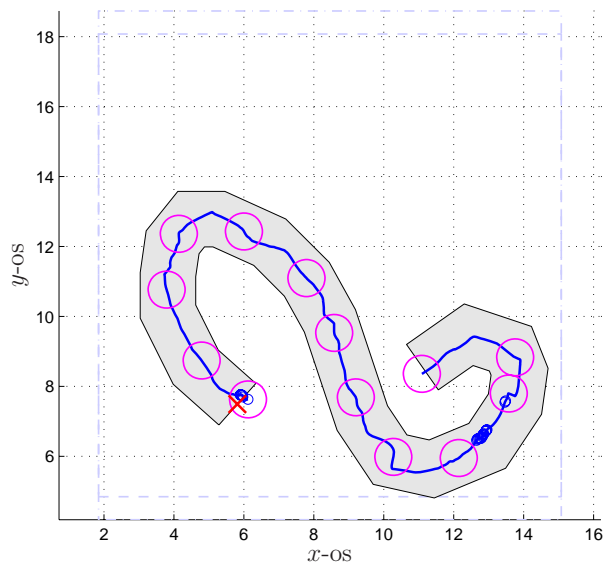


Slika 4.26: PACIENT – Odmik od središčnice tunela in sila dotika pri gibanju skozi tunel. Odmik desno od središčnice v smeri tunela je negativno predznačen.

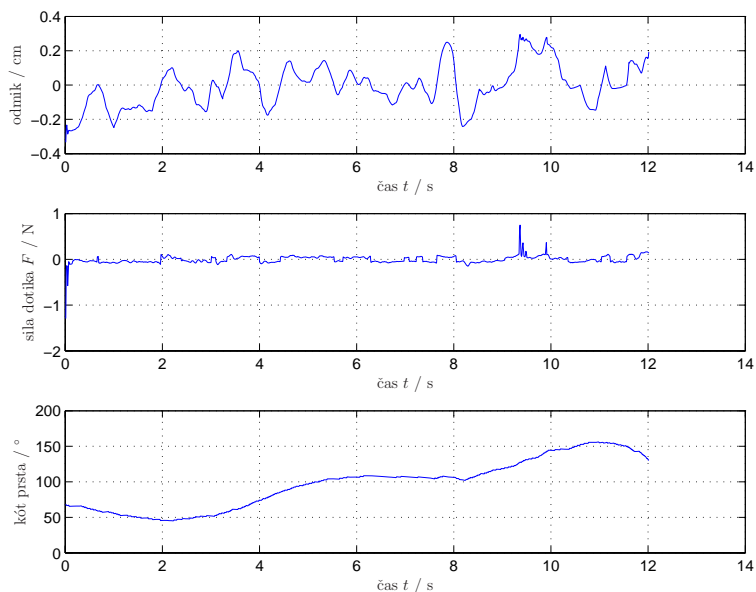


Slika 4.27: PACIENT – Tangencialna hitrost (zgornja slika). Hitrost in hitrost napredovanja skozi tunel (spodnja slika).

Enako so na Slikah 4.28 do 4.30 prikazani še grafi gibanja pri zdravi osebi. Opazimo lahko manjše število dotikov s steno in enakomerno razporeditev markerjev napredovanja gibanja v smeri tunela. Le-to kaže na dokaj točno sledenje sledilni kroglici, ki se giblje skozi tunel s hitrostjo 2 cm/s. Opazimo tudi, da je tangencialna hitrost manjša.

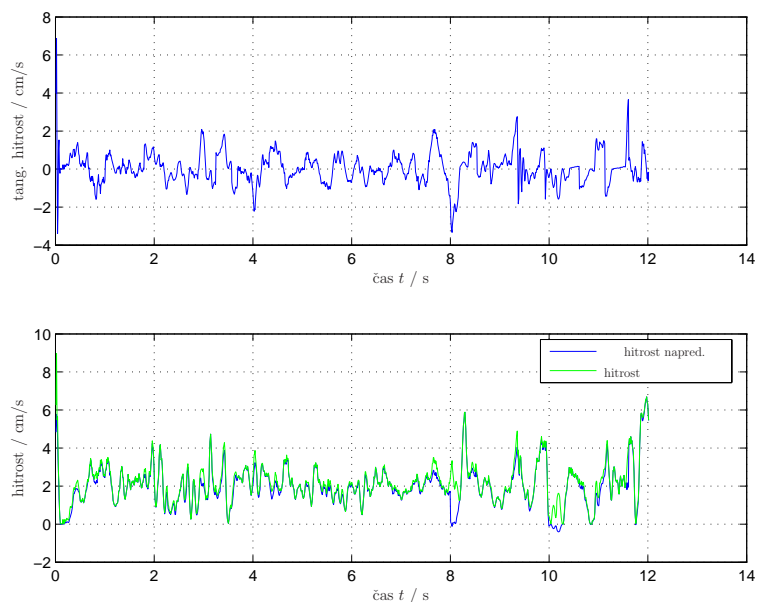


Slika 4.28: ZDRAVI – Postavitev tunela z izrisano trajektorijo prsta, s točkami dotikov s steno in markerji napredovanja.



Slika 4.29: ZDRAVI – Odmik od središčnice tunela in sila dotika pri gibanju skozi tunel. Odmik desno od središčnice v smeri tunela je negativno predznačen.





Slika 4.30: ZDRAVI – Tangencialna hitrost (zgornja slika). Hitrost in hitrost napredovanja skozi tunel (spodnja slika).

### 4.3 Statistika rezultatov in korelacije

Avtomatični generator poročil ob izdelavi le-teh shrani vse numerične parametre v podatkovno bazo. Ob pregledu posameznega poročila lahko zasledujemo le določene parametre gibanja, ne moremo pa opazovati sprememb na daljše obdobje (tedni, meseci). Iz grafičnih predstavitev v poročilih lahko opazujemo oblike trajektorije gibanja, intenzivnost gibanja in področja gibanja, sposobnost koordiniranja giba, itn.

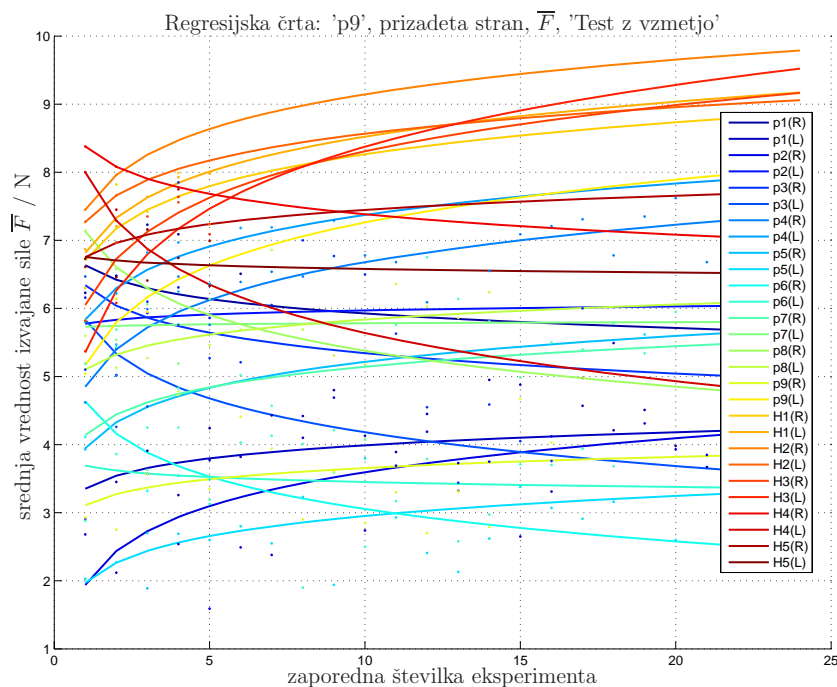
Z zapisom numeričnih rezultatov v podatkovno bazo odpremo nova področja in načine prikaza rezultatov. Sledimo lahko učinkom terapije skozi celoten trening za vsako testirano osebo ločeno ali pa jih primerjamo z rezultati druge osebe v isti skupini in celo med različnimi skupinami. Nadalje je možno iskati različne korelacije med spremembami pri posameznih tipih vaj, npr. kako je sprememba mobilnosti korelirana s spremembo velikosti območja giba, ali pa korelacije med posameznimi skupinami, npr. skupine, ki so rehabilitirane z enako terapijo. Dejansko obstaja skoraj poljubno število možnosti prikaza statističnih rezultatov.

V nadaljevanju podpoglavja bo zaradi nazornosti in zanimivosti prikazan le delček statističnih rezultatov. Vse slike vsebujejo rezultate vodenja gibanja prsta obeh rok tako pri pacientih, kot tudi pri zdravih osebah.

Na koncu poglavja so podani še rezultati ocenjevanja glede na tradicionalno lestvico ocene funkcionalne neodvisnosti (*angl.* Functional Independence Measure – FIM). Rezultati ocenjevanja so primerjani z rezultati, ki so bili dobljeni v študiji s haptično napravo in navideznimi okolji.

### 4.3.1 Regresijske črte

V prejšnjem poglavju na Sliki 3.10 na strani 45 smo že prikazali primer regresijske črte za en parameter in eno osebo. Korak naprej je prikaz povprečnih vrednosti izvajane sile  $\bar{F}$  v odvisnosti od zaporedne številke eksperimenta  $t_j$  dan, za eksperiment 'Test z vzmetjo'. Regresijske črte sile za vse testirane osebe so podane na Sliki 4.31. Naraščajoča tendenca velikosti izvajane sile je opazna skoraj pri vseh testiranih. Vrednosti pri zdravih osebah se nahajajo višje kot pri pacientih.



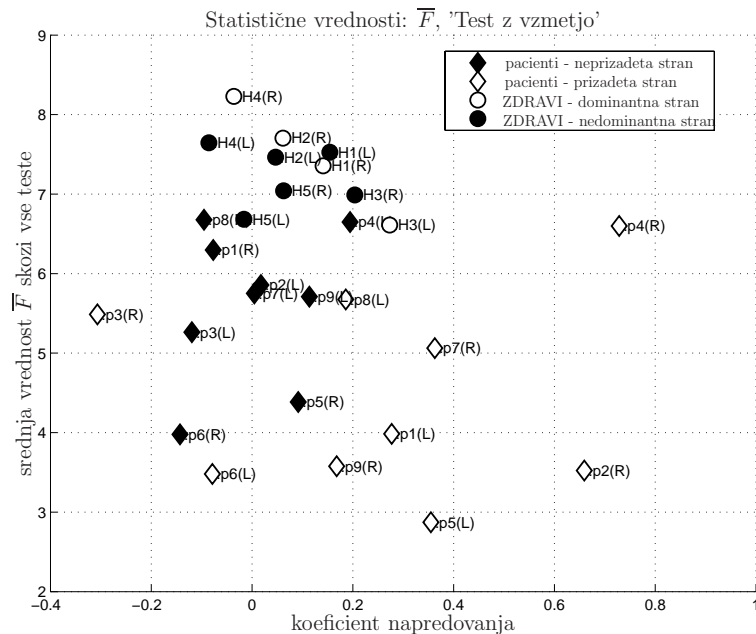
Slika 4.31: Regresijske črte za primer srednje vrednosti izvajane sile  $\bar{F}$  v odvisnosti od zaporedne številke eksperimenta za eksperiment 'Test z vzmetjo'. Črte so narisane za vse testirane skupine za obe roki. S 'p' so označeni pacienti in s 'H' zdrave osebe.

Na Sliki 4.32 so prikazani koeficienti regresijskih črt s Slike 4.31. Na  $x$ -osi je podan koeficient napredovanja, na  $y$ -osi pa je prikazana srednja vrednost sile skozi vse teste  $\bar{F}$  (glej enačbo (3.4) na strani 44). V nadaljevanju so na slikah uporabljeni nasle-

dnji simboli:  $\diamond$  - pacienti, prizadeta stran,  $\blacklozen$  - pacienti, neprizadeta stran,  $\circ$  - zdravi, dominantna roka  $\bullet$  - zdravi, nedominantna roka.

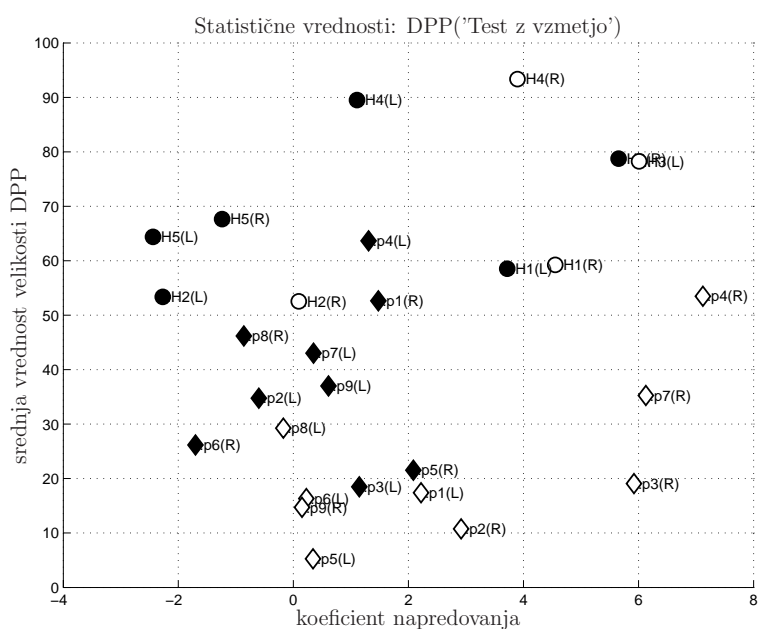
Na Sliki 4.32 lahko opazimo:

1. koeficient napredovanja je pri pacientih večji na prizadeti strani kot na neprizadeti strani (prazni karo so na desni strani grafa);
2. srednje vrednosti izvajanih sil so pri pacientih na neprizadeti strani večje kot na prizadeti strani (polni karo so višje kot prazni karo);
3. srednje vrednosti izvajanih sil so pri pacientih nižje kot pri zdravih osebah (karo znaki so nižje kot krogci);
4. koeficient napredovanja in srednje vrednosti so pri zdravih osebah podobni za obe strani (polni in prazni krogci so bolj skupaj);



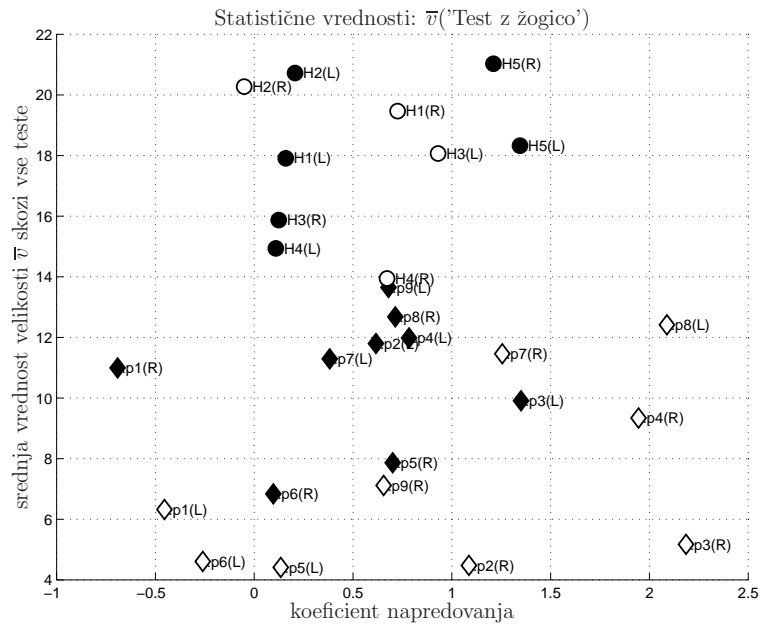
Slika 4.32: Koeficienti regresijskih črt s slike 4.31.

Podobno želimo naprej pokazati statistiko rezultatov za velikost delovnega področja prsta – DPP. Predpostavljamo, da je ta parameter močno koreliran z območjem gibanja prsta (*angl.* range of motion – ROM). Sicer je velikost DPP še vedno odvisna od dolžin prstnih členov, vendar je koeficient napredovanja še vedno pomemben pokazatelj. Rezultati koeficientov za DPP so podani na Sliki 4.33. Ugotovitve so podobne kot pri prejšnjem primeru srednje vrednosti izvajane sile.



Slika 4.33: Koeficienti regresijskih črt za velikost DPP za 'Test z vzmetjo'.

V istem testu lahko opazujemo koeficiente povprečnih hitrosti, ki nekako odražajo mobilnost prsta. Koeficienti so prikazani na Sliki 4.34. Podobno kot v prejšnjem primeru lahko opazimo večje napredovanje pri pacientih na prizadeti strani. Na drugi strani pa so koeficienti napredovanja in srednje vrednosti višje na dominantni roki pri večini zdravih oseb.

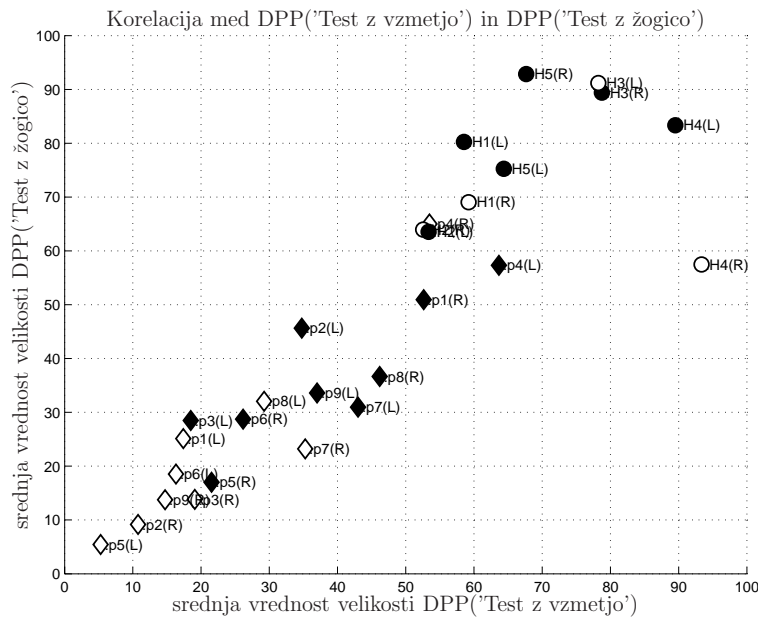


Slika 4.34: Koeficienti regresijskih črt za povprečne vrednosti hitrosti (mobilnost prsta) za 'Test z žogico'.

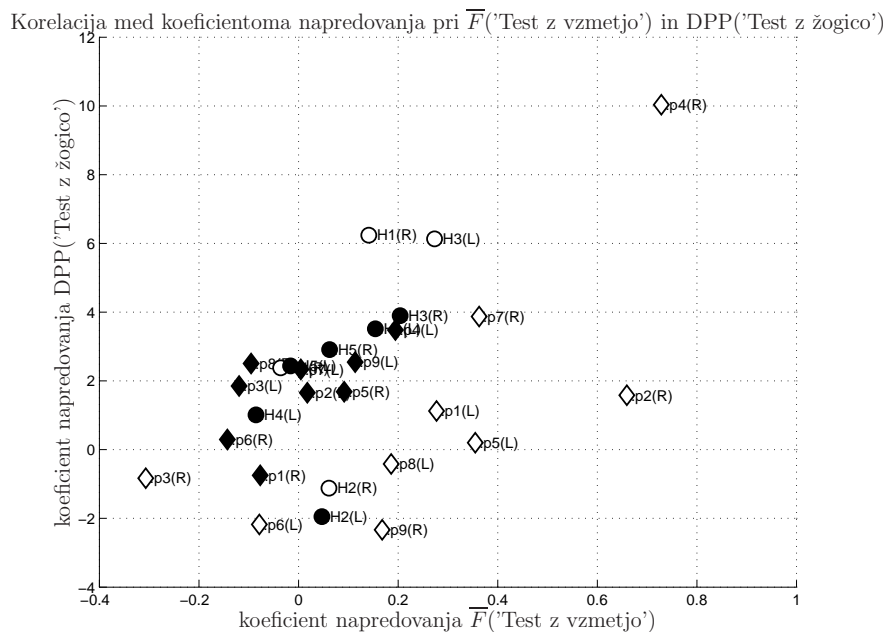
Nadalje smo primerjali velikost DPP za testa 'Test z žogico' in 'Test z vzmetjo', kar je prikazano na Sliki 4.35. V primeru 'Testa z žogico' je prst gibljiv neovirano, medtem ko mora prst v primeru 'Testa z vzmetjo' izvajati določeno silo. Zelo zanimivo je opažanje, da je velikost DPP skoraj neodvisna od obremenitve prsta. Le-to se kaže v razporeditvi simbolov na Sliki 4.35, ki so razprejeni skoraj na premici. Grupiranje simbolov na določenem mestu izven premice bi pomenilo, da je velikost DPP odvisna od tipa testa, izvajane sile ali česa drugega.

Na Sliki 4.36 je naslovljeno vprašanje, ali je napredovanje (sprememba) velikost DPP korelirana z napredovanjem velikosti izvajane sile. Iz prikaza primerjave lahko opazimo večje napredovanje pri pacientih (označeno s krogi) v primeru 'Testa z vzmetjo', kar pomeni v času terapije večje napredovanje v velikosti izvajane sile kot v velikosti DPP. Vrednosti koeficientov pri zdravih osebah so v obeh primerih v bližini ničle z le manjšimi odstopanji.

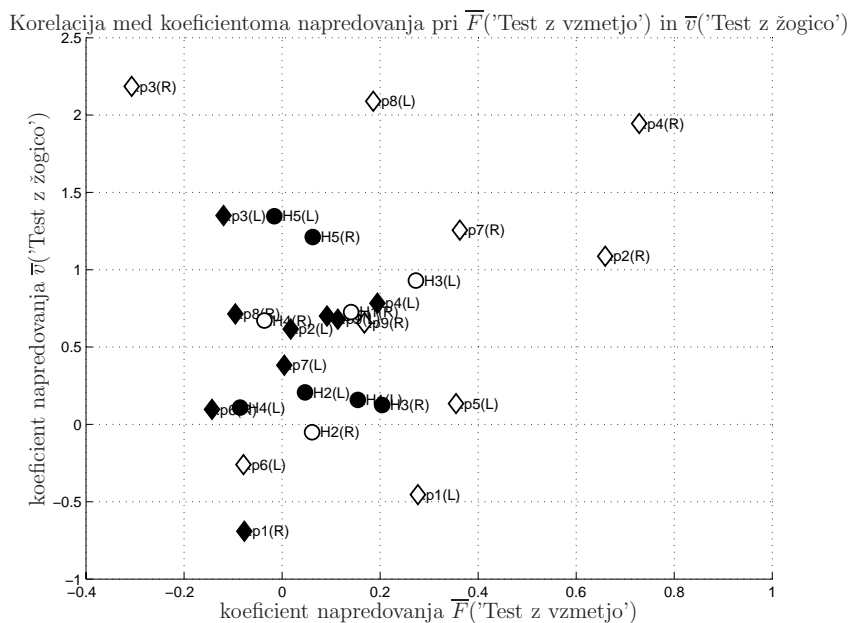
Sledi primerjava napredovanja velikosti izvajane sile in mobilnosti, ki je prikazana na Sliki 4.37. Rezultati se rahlo razlikujejo. Iz Slike 4.37 je razvidno, da je v določenih primerih vrednost napredovanja mobilnosti večja kot napredovanje velikosti izvajane sile, v drugih primerih pa ravno obratno. V primeru zdravih oseb je napredovanje manjše, *tj.* simboli se nahajajo blizu ničel obeh osi z manjšimi odstopanji.



Slika 4.35: Primerjava srednjih vrednosti DPP za 'Test z vzmetjo' in 'Test z žogico'. V prvem primeru je prst obrnjen z vzmetjo, v drugem primeru pa je gibanje neovirano.



Slika 4.36: Primerjava koeficientov napredovanja velikosti izvajane sile in velikosti DPP.



Slika 4.37: Primerjava koeficientov napredovanja velikosti izvajane sile  $\bar{F}$  in mobilnosti prsta  $\bar{v}$ .

#### 4.3.2 Primerjava s tradicionalnim načinom ocenjevanja

Rezultate študije predstavljene v tem poglavju smo primerjali z rezultati vrednotenimi s tradicionalnim načinom ocenjevanja, ki ga uporabljajo na IRSR. Uporabljajo lestvico funkcionalne neodvisnosti (*angl.* Functional Independence Measure – FIM), ki vključuje 18 postavk in sicer 13 v motoričnem delu ocene in 5 v kognitivnem delu [10][11]. Dejansko je v nadaljevanju primerjana le ocena motoričnega dela, *tj.* m-FIM ocena. Podatki o rezultatih ocen m-FIM lestvice so podani v Tabeli 4.10. V drugem stolpcu so podane vrednosti ocen m-FIM lestvice ob odpustu pacienta, v tretjem stolpcu pa so prikazane spremembe ocen od sprejema do odpusta.

Pri primerjavi rezultatov ocen m-FIM lestvice iz Tabele 4.10 in rezultatov dobljenih s haptično napravo lahko opazimo močno korelacijo. Če primerjamo paciente, ki so močno napredovali po m-FIM lestvici, lahko opazimo naslednje: Pacient 'p3' kaže močan napredek pri vrednosti velikosti DPP in mobilnosti (Sliki 4.33 in 4.34), medtem ko je velikost izvajane sile nekoliko upadla (Slika 4.32). Pacient 'p2' kaže večji napredek pri vrednosti izvajane sile, medtem ko je napredek manjši, a še vedno opazen, pri ostalih dveh vrednostih. Pri opazovanju pacienta 'p4' lahko opazimo močno napredovanje pri vrednostih vseh parametrov. Podobno lahko opazimo tudi ujemanje s podatki iz Tabele 4.1 pri ostalih pacientih.

Tabela 4.10: Rezultati ocen po FIM lestvici

oznaka pac.	m-FIM (odpust)	$\Delta$ m-FIM
p1	77	2
p2	68	19
p3	71	25
p4	72	15
p5	74	4
p6	59	1
p7	73	2
p8	73	2
p9	79	1

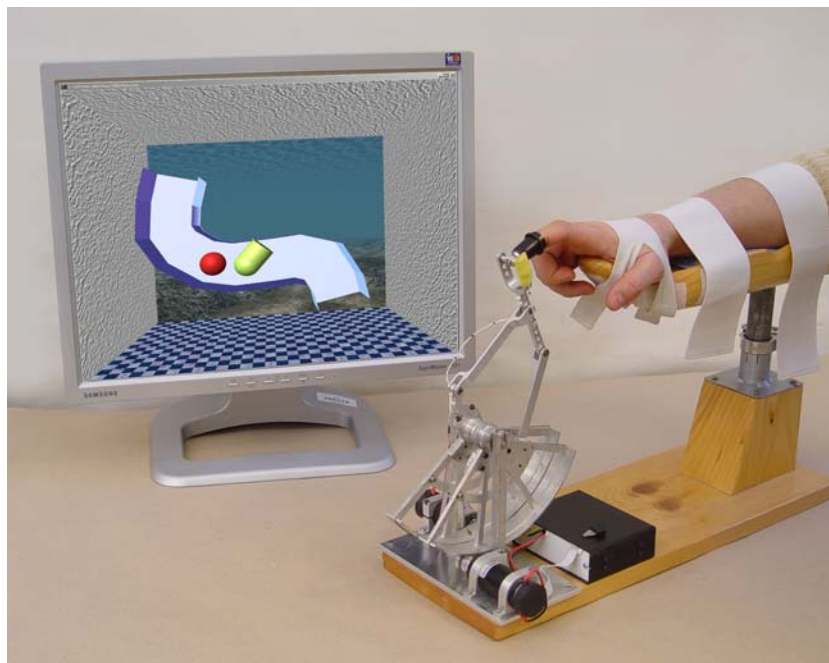
Kot je že bilo omenjeno, je možnosti prikaza statističnih analiz oz. korelacij skoraj poljubno mnogo. Prav zaradi tega je bilo prikazanih le nekaj najbolj zanimivih izsledkov. Izbira testov se je pokazala kot pravilna, tudi možnost izbire stopenj zahtevnosti je bila na mestu. Vsi izmerjeni in obdelani rezultati omogočajo še obsežnejše nadaljnje raziskave. Izmerjeni podatki so rezultat preliminarne klinične validacije.



## 5.

# Zaključek

Kljub široko zastavljeni nalogi disertacije, nam je uspelo povezati niz med seboj zelo različnih področij. Na prvem mestu je vsekakor haptična naprava, ki s svojimi lastnostmi odkriva oz. omogoča uporabo novih možnosti v rehabilitaciji prsta roke. K temu smo dodali še vaje v navideznem okolju, ki bodisi posnemajo aktivnosti prstov pri vsakdanjih opravilih ali pa vnašajo nove možnosti navidezne rehabilitacije s poudarkom na prstu roke. Na koncu je bila izvedena še študija z navideznim haptičnim okoljem v kliničnem okolju na skupini pacientov. Na Sliki 5.1 je prikazana naprava v interakciji z navideznim okoljem.



Slika 5.1: Slika haptične naprave za vodenje gibanja prsta roke in navideznega okolja.

Haptična naprava je bila izdelana z namenom zapolniti vrzel v naboru obstoječih haptičnih naprav. Velikosti izvajane sile in delovnega prostora naprave sta primerno optimirani prav za uporabo naprave za vodenje gibanja prsta roke. Delovni prostor naprave pokriva celoten delovni prostor prsta in velikost izvajane sile je 10 N ali več. Kinematični in dinamični model naprave zagotavljata dobre lastnosti vodenja po sili brez neposrednega merjenja le-te. Točnost ocene sile je v sprejemljivih mejah 10%. Poleg tega se je v celotnem času uporabe razvite naprave izkazalo, da je količina vgrajenih varnostnih mehanizmov zadostna in da je varnost haptične naprave za vodenje gibanja prsta odlična.

Primerne metode za ocenjevanje in terapijo so različne naloge sledenja, kjer oseba s pomočjo vidne povratne informacije sledi določeni točki z izvajanjem giba ali sile. Naprej pa želimo s posnemanjem nalog iz vsakdanjega življenja s pomočjo navidezne resničnosti čimbolj približati terapijo osebam in jih še bolj motivirati. Predlagana skupina testov v navideznem okolju je bil uspešno implementiran v klinično okolje in je osredotočen na ocenjevanje ter terapijo treh pomembnejših parametrov: sila, hitrost in delovno področje prsta.

Sistem opisane navidezne rehabilitacije je bil preizkušen na skupini pacientov po kapi med njihovo enomesečno terapijo. Izbira testov se izkazala kot primerna za omejeno skupino pacientov. Rezultati meritev so pokazali, da je napredovanje funkcionalnega stanja prizadete strani večje kot neprizadete strani. Na drugi strani pa so srednje vrednosti pri pacientih boljše na neprizadeti strani. Kot smo pričakovali, so napredovanja pri zdravih osebah manj izrazita, vendar so srednje vrednosti parametrov nad vrednostmi parametrov izmerjenih pri pacientih.

Razviti sistem navidezne rehabilitacije s haptično napravo za vodenje gibanja prsta roke in navideznim okoljem je po lastnostih popolnoma primerljiv s podobnimi sistemi rehabilitacije. Še več, odlikujejo ga mnoge prednosti pred ostalimi, kot so: eksaktna namembnost, celovitost rešitve, uporabniku prijazna, nizka cena, objektivnost ocenjevanja, varnost in druge.

Kljub omenjenemu, bi bilo možno *oz.* smiselno sistem nagraditi v smeri novih konstrukcijskih nadgradenj in rešitev, kot tudi v smeri novih vaj in popolne avtomatičnosti ocenjevanja in podajanja ocen funkcionalnega stanja. Zelo uporabna bi bila konstrukcija naprave, s katero bi lahko vodili gibanje več prstov roke hkrati ali celo v smeri ab/addukcije prsta. Tudi nadgradnje aplikacije v smeri vključitve glasovnega vode-

---

nja in dodatne glasovne ali animirane motivacije pacienta bi naredile sistem haptične naprave z navideznimi okolji še bližji in zanimivejši pacientom. Tudi rehabilitacija na daljavo – telerehabilitacija – je ena izmed možnosti, ki bi naredila napravo še privlačnejšo in tržno bolj zanimivo. Želimo si, da bi naprava postala cenjen rehabilitacijski pripomoček, ki bi našel svoj prostor v rehabilitacijskem okolju.



# Literatura

- [1] J. Hermsdörfer, E. Hagl, D. Nowak in C. Marquardt, “Grip force control during object manipulation in cerebral stroke,” *Clin Neurophysiology*, vol. 114, no. 5, str. 915–929, 2003.
- [2] T. Iberall, “Human prehension and dextrous robot hands,” *Int J Robotics Research*, vol. 16, no. 3, str. 285-299, June 1997.
- [3] S. Li, M. Latash, G. Yue, V. Siemionow in V. Sahgal, “The effects of stroke and age on finger interaction in multi-finger force production tasks,” *Clin Neurophysiology*, vol. 114, no. 9, str. 1646–1655, 2003.
- [4] S. McPhee, “Functional hand evaluations: a review,” *Am J Occup Ther*, vol. 41, str. 158–163, 1987.
- [5] F. Valero-Cuevas, “An integrative approach to the biomechanical function and neuromuscular control of the fingers,” *J Biomech*, vol. 38(4), str. 673–84, 2005.
- [6] F. Valero-Cuevas, N. Smaby, M. Venkadesan, M. Peterson in T. Wright, “The strength-dexterity test as a measure of dynamic pinch performance,” *J Biomech*, vol. 36(2), str. 265–270, 2003.
- [7] F. Valero-Cuevas, “Applying principles of robotics to understand the biomechanics, neuromuscular control and clinical rehabilitation of human digits,” in *Proceedings of the 2000 IEEE International Conference on Robotics & Automation*, San Francisco, CA, USA, April 24-28, 2000, str. 255–262.
- [8] R. H. Jebsen, N. Taylor in R. B. Trieschmann, “An objective standardized test of hand function,” *Arch Physical Med Rehab*, no. 50, str. 311–319, 1969.

- [9] A. R. Fugl-Meyer, L. Jääskö, I. Leyman, S. Olsson in S. Steglind, “The post-stroke hemiplegic patient, A method for evaluation of physical performance,” *Scand J Rehab Med*, no. 7, str. 13–31, 1975.
- [10] K. J. Ottenbacher, Y. Hsu, C. V. Granger in R. C. Fiedler, “The reliability of the functional independence measure: a quantitative review,” *Arch Phys Med Rehabil.*, vol. 77, no. 12, str. 1226–32, 1996.
- [11] M. E. Cohen in R. J. Marino, “The tools of disability outcomes research functional status measures,” *Arch Phys Med Rehabil.*, vol. 81, no. 12 S2, str. S21–29, Dec 2000.
- [12] A. Zupan, “Assessment of the functional abilities of the upper limbs in patients with neuromuscular diseases,” *Disabil Rehabil*, vol. 18, str. 69–75, 1996.
- [13] A. D. Astin, “Finger force capability: measurement and prediction using anthropometric and myoelectric measures,” Master’s thesis, Faculty of the Virginia Polytechnic Institute and State University, 1997.
- [14] T. H. Massie in J. K. Salisbury, “The PHANToM haptic interface: A device for probing virtual objects,” in *Proc. of the ASME Winter Annual Meeting, Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, Chicago, IL, Nov. 1994.
- [15] L. Jones, *Dextrous hands: Human, prosthetic and robotic*. Presence, vol. 6, no. 1, 1997, str. 29–56.
- [16] R. E. Stephen, “What are virtual environments?” *IEEE Computer Graphics and Applications*, vol. 14, no. 1, str. 17–22, Jan 1994.
- [17] W. Greenleaf in T. Piantanida, *Bronzino JD ed. The Biomedical Engineering Handbook*, 2nd ed. Boca Raton: CRC Press, 2000, vol. II, ch. Medical applications of virtual reality technology.
- [18] V. Popescu, G. Burdea, M. Bouzit in V. Hentz, “A virtual-reality-based telerehabilitation system with force feedback,” *IEEE Trans Inf Technol Biomed*, vol. 4(1), str. 45–51, Mar. 2000.
- [19] R. Teasell in L. Kalra, “What’s new in stroke rehabilitation,” *Stroke*, vol. 35, str. 383 – 385, Feb. 2004.

- 
- [20] G. Burdea, "Virtual rehabilitation - benefits and challenges," *Methods of Information in Medicine*, vol. 42, str. 519–523, 2003.
- [21] A. Bardorfer, M. Munih, A. Zupan in A. Primožic, "Upper limb motion analysis using haptic interface," *IEEE/ASME Trans. Mechatron.*, vol. 6, str. 253–260, 2001.
- [22] D. Jack, R. Boian, A. Merians, M. Tremaine, G. Burdea, S. Adamovich, M. Recce in H. Poizner, "Virtual reality-enhanced stroke rehabilitation," *IEEE Trans Neural Systems and Rehab Eng*, vol. 9(3), str. 308–318, Sept. 2001.
- [23] R. Loureiro, F. Amirabdollahian, M. Topping, B. D. B in W. Harwin, "Upper limb mediated stroke therapy - gentle/s approach," *Special Issue on Rehabilitation Robotics Journal of Autonomous Robots*, str. 35–51, 2003.
- [24] J. Deutsch, J. Latonio, G. Burdea in R. Boian, *Post-Stroke Rehabilitation with the Rutgers Ankle System - A case study*. Presence, MIT Press, Aug. 2001, vol. 10(4).
- [25] R. Jones, *Bronzino JD ed. The Biomedical Engineering Handbook*, 2nd ed. Boca Raton: CRC Press, 2000, vol. II, ch. Measurement of sensory-motor control performance capacities: Tracking tasks.
- [26] U. Mali, "Haptična naprava za vodenje gibanja prsta," magistrsko delo, Fakulteta za elektrotehniko, Ljubljana, 2003.
- [27] U. Mali in M. Munih, "HIFE – Haptic Interface for Finger Exercise," *IEEE/ASME Trans. Mechatron.*, vol. 11, no. 1, str. 93–102, Feb 2006.
- [28] C. Butefisch, H. Hummelsheim, P. Denzler in K. Mauritz, "Repetitive training of isolated movements improves the outcome of motor rehabilitation of the centrally paretic hand," *J Neurol Sci*, no. 130, str. 59–68, 1995.
- [29] C. Patten, J. Lexell in H. E. Brown, "Strength training in persons with post-stroke hemiplegia: Rationale, method in efficacy," *J Rehab Res Dev*, vol. 3A, no. 41, str. 293–312, 2004.
- [30] G. Kwakkel, B. J. Kollen in R. C. Wagenaar, "Long term effects of intensity of upper and lower limb training after stroke: a randomised trial," *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, no. 72, str. 473–479, Apr 2002.

- [31] E. M. J. Steultjens, J. Dekker, L. M. Bouter, J. C. M. V. de Nes, E. H. C. Cup, C. H. M. V. den Ende, F. Landi in R. Bernabei, "Occupational therapy for stroke patients: A systematic review of occupational therapy for stroke patients: When, where in how?" *Stroke*, vol. 34, str. 676 – 687, Mar 2003.
- [32] P. Vasta in G. V. Kondraske, J. Bronzino ed. *The Biomedical Engineering Handbook*, 2nd ed. Boca Raton: CRC Press, ch. Human performance engineering: Computer-based design and analysis tools, str. 156.1 – 156.16.
- [33] R. Boian, A. Sharma, C. Han, A. Merians, G. Burdea, S. Adamovich, M. Recce, M. Tremaine in H. Poizner, "Virtual reality-based post stroke hand rehabilitation." in *Proceedings of Medicine Meets Virtual Reality 2002*, Newport Beach CA, January 23-26 2002, str. 64–70.
- [34] T. Y. Chuang, W. S. Huang, S. C. Chiang, Y. A. Tsai, J. L. D. JL in H. Cheng, "A virtual reality-based system for hand function analysis," *Computer Methods & Programs in Biomedicine*, vol. 69, no. 3, str. 189–196, 2002.
- [35] E. A. Keshner, "Virtual reality and physical rehabilitation: a new toy or a new research and rehabilitation tool?" *J Neuroengineering Rehabil*, vol. 1(1), no. 8, Dec 3 2004.
- [36] J. Moline, *Virtual Reality for Health Care: A Survey*. The Netherlands: IOS Press, December 1997, ch. Virtual Reality in Neuro-Psycho-Physiology, str. 3–34.
- [37] H. Sveistrup, "Motor rehabilitation using virtual reality," *J Neuroengineering Rehabil*, vol. 10, no. 1, Dec 10 2004.
- [38] A. Viau, A. G. Feldman, B. J. McFadyen in M. F. Levin, "Reaching in reality and virtual reality: a comparison of movement kinematics in healthy subjects and in adults with hemiparesis," *J NeuroEngineering and Rehab*, vol. 1, no. 11, December 14 2004.
- [39] H. I. Krebs, M. Ferraro, S. P. Buerger, M. J. Newbery, A. Makiyama, M. Sandmann, D. Lynch, B. T. Volpe in N. Hogan, "Rehabilitation robotics: pilot trial of a spatial extension for mit-manus," *J Neuroengineering Rehabil*, vol. 1(1), no. 5, Oct 26 2004.



- 
- [40] G. Kurillo, A. Zupan in T. Bajd, "Force tracking system for the assessment of grip force control in patients with neuromuscular diseases," *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 19(10), str. 1014–21, Dec. 2004.
- [41] P. Boissy, D. Bourbonnais, M. Carlotti, D. Gravel in B. Arsenault, "Maximal grip force in chronic stroke subjects and its relationship to global upper extremity function," *Clin Rehabil.*, vol. 13, no. 4, str. 354–62, Aug 1999.
- [42] M. E. Johanson, F. J. Valero-Cuevas in V. R. Hentz, "Activation patterns of the thumb muscles during stable and unstable pinch tasks," *J Hand Surg [Am]*, no. 26, str. 698–705, 2001.
- [43] R. W. McGorry, P. G. Dempsey in J. S. Casey, "The effect of force distribution and magnitude at the hand-tool interface on the accuracy of grip force estimates," *J Occup Rehab*, vol. 14, no. 4, str. 255–266, Dec 2004.
- [44] T. A. Schreuders, M. E. Roebroek, J. B. Jaquet, S. E. Hovius in H. J. Stam, "Measuring the strength of the intrinsic muscles of the hand in patients with ulnar and median nerve injuries: reliability of the rotterdam intrinsic hand myometer (rihm)," *J Hand Surg*, vol. 29, no. 2, str. 318–24, Mar 2004.
- [45] F. J. Valero-Cuevas, F. E. Zajac in C. B. Burgar, "Large index-fingertip forces are produced by subject-independent patterns of muscle excitation," *J Biomech*, vol. 31, no. 8, str. 693–703, 1998.
- [46] N. K. Fowler in A. C. Nicol, "A force transducer to measure individual finger loads during activities of daily living," *J Biomech*, vol. 32, no. 7, str. 721–725, 1999.
- [47] Z. Li in R. Goitz, "Biomechanical evaluation of the motor function of the thumb," *Technology Health Care*, vol. 11, no. 4, str. 233–43, 2003.
- [48] M. Turner, D. Gomez, M. Tremblay in M. Cutkosky, "Preliminary tests of an arm-grounded haptic feedback device in telemanipulation," in *Proc. ASME IMECE 7th Annual Symposium on Haptic Interfaces*, vol. DSC-64, Anaheim, CA, 1998, str. 145–149.
- [49] B. Buchholz, T. Armstrong in S. Goldstein, "Anthropometric data for describing the kinematics of the human hand," *Ergonomics*, vol. 35, no. 3, str. 261–73, 1992.

- [50] J. Lenarčič in T. Bajd, *Robotski mehanizmi*. Ljubljana: Fakulteta za elektrotehniko: Založba FE in FRI, 2003.
- [51] L. Sciavicco in B. Siciliano., *Modelling and Control of Robot Manipulators*, 2nd ed. Springer-Verlag, London, UK, 2002.
- [52] G. Burdea, *Force and Touch Feedback for Virtual Reality*. New York: Wiley, 1996.
- [53] *International Standard IEC 601-1, Medical electrical equipment, Part 1: General requirements for safety*, Std., 1988.
- [54] J. Colgate in J. Brown, "Factors affecting the z-width of a haptic display," in *Proc. of the IEEE 1994 International Conference on Robotics & Automation*, San Diego, CA, May 1994, str. 3205–3210.
- [55] "Leading Supplier of High Precision Drives and Systems," Maxon Motor.  
<http://www.maxonmotor.com>
- [56] "Kotni magnetni senzor AM256," RLS – RLS merilna tehnika d.o.o.  
<http://www.rls.si/default.asp?prod=am256&lang=slovene>
- [57] S. Chapra in R. Canale, *Numerical Methods for Engineers*, 2nd ed. McGraw-Hill, 1988.

# Dodatek A - Detekcija trkov in modeliranje tunela

Ozko grlo simulatorjev fizikalnih modelov v realnem času je praktičen, učinkovit in preprost algoritem za detekcijo trkov. V nadaljevanju je predstavljen enostaven algoritem, ki v vsakem trenutku preverja dotik le s steno trenutnega 'aktivnega' segmenta tunela in ne celotnega tunela.

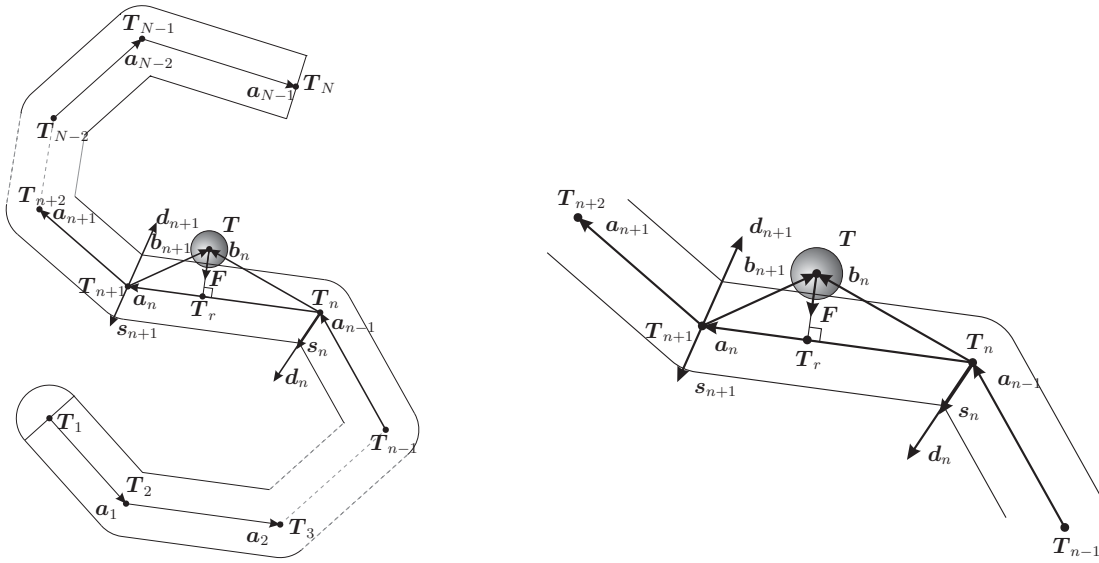
Tunel je podan kot niz zaporednih vozlišč  $\mathbf{T}_1 - \mathbf{T}_N$ , ki določajo tunel oz. segmente tunela. Skico tunela z vozlišči in 'aktivnim' -  $n$ -tim segmentom prikazuje slika A2. Uporabnik vstopi v tunel pri vozlišču  $\mathbf{T}_1$  in nato potuje poljubno po tunelu naprej in nazaj. Pred vstopom uporabnik ne čuti sten. Algoritem se izvaja s frekvenco 1 kHz, torej dovolj hitro, da lahko upoštevamo določene poenostavitve. Tako vsi izračuni potekajo le za 'aktivni' segment, algoritem pa zaradi hitrosti uspe dovolj hitro zaznati prehode med segmenti oz. je napako zaradi zaznavanja prehoda težko zaznati.

Nato za 'aktivni' segment iz vozlišč določimo vektorje  $\mathbf{a}_n$ ,  $\mathbf{a}_{n-1}$ ,  $\mathbf{a}_{n+1}$ , in določimo vektorja do vrha manipulatorja  $\mathbf{b}_n$  in  $\mathbf{b}_{n+1}$ . Za tem določimo vektorja simetral kotov med prejšnjim in naslednjim segmentom  $\mathbf{d}_n$  in  $\mathbf{d}_{n+1}$  kot določa enačba (A1).  $Rot(\varphi)$  predstavlja matriko, ki zavrti vektor za kot  $\varphi$  v  $xy$  ravnini.

$$\mathbf{d}_n = \begin{cases} \mathbf{a}_1 Rot(90^\circ) : n = 1 \\ \mathbf{a}_{N-1} Rot(90^\circ) : n = N \\ \mathbf{a}_n Rot(90^\circ) : 1 < n < N \wedge \left| \frac{\mathbf{a}_n}{|\mathbf{a}_n|} - \frac{\mathbf{a}_{n-1}}{|\mathbf{a}_{n-1}|} \right| = 0 \\ \frac{\mathbf{a}_n}{|\mathbf{a}_n|} - \frac{\mathbf{a}_{n-1}}{|\mathbf{a}_{n-1}|} : sicer \end{cases} \quad (\text{A1})$$

Vektor  $\mathbf{s}_n$  je enotski vektor iz enačbe (A1) in usmerjen levo gledano v smeri od začetka proti koncu tunela. Oznaka  $(\mathbf{x})_z$  predstavlja komponento vektorja v  $z$  smeri.

$$\mathbf{s}_n = \begin{cases} \frac{\mathbf{d}_n}{|\mathbf{d}_n|} : (\mathbf{a}_n \times \mathbf{d}_n)_z \geq 0 \\ -\frac{\mathbf{d}_n}{|\mathbf{d}_n|} : (\mathbf{a}_n \times \mathbf{d}_n)_z < 0 \end{cases} \quad (\text{A2})$$



Slika A2: Skica tunela s posameznimi segmenti. Oblika tunela je podana z vozlišči, ki določajo odseke tunela. Algoritem sledi gibanju žogice skozi tunel po odsekih. Nato na odseku določi oddaljenost od sredine in detektira trk. V primeru trka modelira steno tunela kot navidezno vzmet z dovolj veliko togostjo.

Nato določimo točko projekcije vrha na središčnico aktivnega segmenta s pomočjo enačb (A3) in (A4)

$$k = \frac{\mathbf{a}_n \cdot \mathbf{b}_n}{|\mathbf{a}_n|^2} \quad (\text{A3})$$

$$\mathbf{T}_r = \begin{cases} \mathbf{T}_n & : k \leq 0 \\ \mathbf{T}_n + k\mathbf{a}_n & : 0 < k < 1 \\ \mathbf{T}_{n+1} & : k \geq 1 \end{cases} \quad (\text{A4})$$

in izračunamo vektor  $\mathbf{e}$  (oddaljenost od središčnice)

$$\mathbf{e} = \mathbf{T}_r - \mathbf{T}, \quad (\text{A5})$$

ki ga uporabimo za določitev oddaljenosti trka in sile

$$\mathbf{F} = \begin{cases} 0 & : |\mathbf{e}| < r_t - r_b \\ k_v \left( \mathbf{e} - \frac{\mathbf{e}}{|\mathbf{e}|} (r_t - r_b) \right) & : |\mathbf{e}| \geq r_t - r_b \end{cases}, \quad (\text{A6})$$

kjer predstavlja  $k_v$  togost stene,  $r_t$  polovico širine tunela in  $r_b$  polmer žogice, ki predstavlja vrh.

Nazadnje preverimo še pogoj, ki določa prehode med segmenti

$$n = \begin{cases} n++ & : (\mathbf{b}_n \times \mathbf{s}_n)_z < 0 \quad \wedge \quad n > 1 \\ n-- & : (\mathbf{b}_{n+1} \times \mathbf{s}_{n+1})_z > 0 \quad \wedge \quad n < N - 1 \end{cases} . \quad (\text{A7})$$

Pogoj se ugotavlja na koncu regulacijske zanke, kar pomeni, da se lahko upoštevajo stene napačnega segmenta za čas 1 ms. Zaradi visoke hitrosti izvajanja zanke pa dejansko ni čutiti nezveznosti.



# Dodatek B - Primer rezultatov merjenja

V nadaljevanju je podan primer izpisa rezultatov merjenja za eno testirano osebo (avtorja disertacije). Rezultati prikazujejo seznam testov dominantne roke.





## **Izjava**

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

V Ljubljani, 12. april 2006

Uroš Mali