

Univerza v Ljubljani
Fakulteta za elektrotehniko

Aleš Bardorfer

**HAPTIČNI VMESNIK PRI KVANTITATIVNEM
VREDNOTENJU FUNKCIONALNEGA STANJA
GORNJIH EKSTREMITET**

DOKTORSKA DISERTACIJA

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

Somentor: prof. dr. Anton Zupan, dr. med.

Ljubljana, oktober 2003

Zahvala

Za vzpodbudo, strokovno pomoč in konstruktivne pripombe se iskreno zahvaljujem mentorju prof. dr. Marku Munihu. Hvala tudi somentorju prof. dr. Antonu Zupanu, ki mi je omogočil številne meritve in mi nazorno razlagal medicinsko stroko. Zahvaljujem se tudi prof. dr. Tadeju Bajdu, ki mi je zaupal marsikatero idejo in strokovno misel, ki je tvorno prispevala k nastanku tega dela.

Hvala tudi pacientom Doma Dva topola v Izoli, ki so bili pripravljeni nesebično sodelovati pri meritvah, s čimer so omogočili tako obsežno študijo. Meritve tudi ne bi bile mogoče brez pomoči fizioterapevta Bojana Čeruja. Posebna zahvala gre tudi Petru Juvanu za pomoč pri obdelavi izmerjenih podatkov z metodami za odkrivanje znanj iz podatkov.

Za finančno podporo se zahvaljujem Ministrstvu za šolstvo, znanost in šport Republike Slovenije, deloma pa je bila študija financirana tudi s strani Evropske komisije v okviru programa GENTLE/S QLK6-CT-1999-02282.

Nenazadnje hvala tudi življenjski sopotnici Nataši za slovenistične pripombe.

Kazalo

Povzetek	1
Abstract	3
1 Uvod	5
1.1 Splošno o rehabilitacijski diagnostiki	5
1.2 Metodologija	8
1.3 Hipoteza in cilji doktorske disertacije	9
1.4 Originalni prispevki disertacije	10
2 Haptičnost in haptični vmesniki	11
2.1 Mehanizmi človeških haptičnih zaznavanj	13
2.1.1 Kinestetični čuti	16
2.1.2 Taktilni čuti	19
2.2 Haptični vmesniki	19
2.3 Vodenje haptičnih vmesnikov	22
2.3.1 Vrste vodenja	22
2.3.2 Simulacija navideznega okolja	26
2.3.3 Analiza stabilnosti	27
2.3.4 Energijske razmere v dotiku	37
2.3.5 Meritve na realnem sistemu	43
2.4 Haptični vmesnik Phantom 1.5 kot merilna naprava	46
2.4.1 Kinematični model	49
2.4.2 Dinamični model	51
2.4.3 Analiza točnosti merjenja s haptičnim vmesnikom Phantom 1.5	52
3 Metode merjenja in ocenjevanja v rehabilitaciji	55
3.1 Merjenje v rehabilitaciji	55
3.1.1 Patološki nivo	57
3.1.2 Nivo okvare oz. prizadetosti	57

3.1.3	Nivo omejene dejavnosti oz. (ne)zmožnosti	57
3.1.4	Nivo oviranosti oz. omejenega sodelovanja	58
3.2	Merjenje s stališča gornje ekstremitete	59
3.2.1	Merjenje in ocenjevanje	60
3.2.2	Kriteriji dobrega ocenjevanja	61
3.2.3	Standardizirane meritve v rehabilitaciji	62
3.3	Robotsko ocenjevanje v rehabilitaciji in oblike terapije	66
3.3.1	ARM Guide	67
3.3.2	MIME	67
3.3.3	MIT-MANUS	67
3.3.4	GENTLE/S	68
3.3.5	Reharob	68
3.3.6	I-Match	69
3.4	Modeliranje in identifikacija gornje ekstremitete	70
3.5	Ocenjevanje v navideznem okolju	70
4	Eksperimentalno okolje	73
4.1	Arhitektura sistema	73
4.2	Metodologija merjenja	75
4.2.1	Linearno pozicijsko sledenje	75
4.2.2	Krožno pozicijsko sledenje	77
4.2.3	Dotikanje točk v ravnini	78
4.2.4	Labirint 2 DOF	78
4.2.5	Labirint 3 DOF	79
4.2.6	Maksimalna sila	79
4.3	Metodologija obdelave rezultatov	82
4.3.1	Splošni numerični parametri gibanja	82
4.3.2	Numerični parametri nalog sledenja	83
4.3.3	Numerični parametri naloge dotikanja točk v ravnini	84
4.3.4	Numerični parametri naloge labirinta	84
4.3.5	Numerični parametri naloge maksimalne sile	86
4.3.6	Avtomatsko generiranje poročil	86
5	Rezultati	87
5.1	Vzorec	87
5.1.1	Živčno-mišične bolezni	87
5.2	Eksperimentalni pogoji	90
5.3	Eksperimentalni merilni rezultati	92

5.3.1	Krožno pozicijsko sledenje	92
5.3.2	Linearno pozicijsko sledenje	100
5.3.3	Maksimalna sila	103
5.3.4	Labirint 2 DOF	106
5.3.5	Dotikanje točk v ravni	110
5.4	Primer spremljanja učinkovanja zdravila	117
5.5	Odkrivanje znanj iz podatkov	118
6	Zaključek	123
Literatura		125
Dodatek A: Dinamični model haptičnega vmesnika Phantom 1.5		137
Dodatek B: Primer celotnih rezultatov meritve		141

Povzetek

Pričujoče delo obravnava možnosti uporabe haptičnih vmesnikov v namene objektivnega kvantitativnega vrednotenja funkcijskih sposobnosti gornje ekstremitete. Dotaknili smo se problematike odprtozančnega impedančnega vodenja haptičnih vmesnikov z digitalnim regulatorjem, tj. regulatorjem v diskretnem in kvantiziranem prostoru. Prikazani so vplivi zakasnitev vodenja na pasivnost in z njo povezano stabilnost haptičnih vmesnikov v dotiku z navideznim okoljem in podan je teoretični in praktični dokaz nestabilnosti haptičnega sistema. Lastno trenje/dušenje haptičnih vmesnikov, sicer njihova neželena lastnost, se pokaže kot nujna za stabilnost digitalnega vodenja. Ugotovljen je bil recipročni odnos med vzorčnim časom vodenja in maksimalno trdoto navidezne stene kot osnovnega gradnika navideznega okolja ter z njim povezana nujnost vodenja haptičnih sistemov v doslednem realnem času. Zaradi nezadovoljivega vodenja haptičnega vmesnika Phantom 1.5 s proizvajalčevou programsko opremo z vidika doslednosti izvajanja v realnem času je bil razvit odprt krmilnik haptičnega vmesnika za delo v doslednem realnem času v operacijskem sistemu Real-Time Linux.

Razvito je bilo merilno okolje in metodologija za merjenje funkcije gornje ekstremitete s haptičnim vmesnikom Phantom 1.5, del merilne metodologije pa prenesen na haptični vmesnik FCS HapticMaster v okviru evropskega projekta robotske podprte rehabilitacije po kapi GENTLE/S. Merilno okolje sestavlja zmogljiv simulator/prikazovalnik navideznega prostora s haptično, vizualno in avditorno povratno informacijo z možnostjo mrežno distribuiranega izvajanja v realnem času. Naloge pacienta v navideznem okolju so ciljno oz. funkcijsko usmerjene ter zajemajo tri dimenzijske elementarnega modela virov zmogljivosti: natančnost, hitrost in silo¹. V tem duhu naloge sestojijo iz: linearne in krožne pozicijskega sledenja z motnjami (perturbacijami) v obliki naključnih sil in brez njih, dotikanja točk v patientovi frontalni ravnini, prehoda labirinta z dvema stopnjama prostosti gibanja in napenjanja relativno trde vzmeti v šestih različnih smereh z namenom merjenja "mišične moči"

¹V nestrokovnem jeziku je pojem sile pogosto zamenjan s pojmom moči, kar pa fizikalno ni korektno.

(zmogljivosti izvajanja sile oz. pritiska). Merilno okolje oz. večmodalni simulator navideznega okolja omogoča preprosto gradnjo objektov in z njim povezano fleksibilnost in prilagodljivost naloge različnim zmogljivostim in težavnostnim stopnjam.

Analizirana je bila točnost merjenja lege in predvsem sil s haptičnim vmesnikom Phantom 1.5 brez senzorja sile. V ta namen je bil zgrajen dinamični model uporabljenega haptičnega vmesnika in uporabljen v korekciji ocene vektorja sile na vrhu robota na osnovi karakteristik gibanja, predvsem pospeškovnih in hitrostnih signalov ter vpliva gravitacije.

Izvedena je bila obsežna študija z omenjenim merilnim sistemom v navideznem haptičnem okolju. V študijo je bilo vključenih 19 zdravih oseb in skupno 75 bolnikov z različnimi nevrološkimi in predvsem živčno-mišičnimi boleznimi, vključujuč oblike mišične distrofije (düchennova, beckerjeva, ramensko-medenična, facio-skapulo-humeralna ter miotonična oblika), spinalne mišične atrofije (tipa II in III), hereditarne motorično-senzorične nevropatije, friedreichove ataksije, parkinsonove bolezni in multiple skleroze.

Razvit je bil sistem za avtomatsko obdelavo izmerjenih podatkov in generiranje poročil/izvidov v obliki, primerni za tisk in pregledovanje preko svetovnega spletja v namene telemedicine. Kvantitativno so prikazane nekatere tipične lastnosti različnih živčno-mišičnih in nevroloških bolezni. Podan je primer uporabe razvite metodologije z diferencialno meritvijo v namene dokazovanja učinka medikamentne terapije. Numerični rezultati študije so obdelani z algoritmi za odkrivanje znanj iz podatkov (metodami strojnega učenja), ki privedejo do najpomembnejših numeričnih parametrov testov, ki razlikujejo paciente z različnimi živčno-mišičnimi boleznimi od zdravih oseb in razkrivajo vsebinsko veljavnost testov.

Razvita metodologija merjenja s haptičnim vmesnikom predstavlja objektivno, kvantitativno in ponovljivo metodo ugotavljanja funkcionalnega stanja gornje ekstremitete.

Ključne besede: rehabilitacijska diagnostika, haptični vmesnik, gornja ekstremiteta, robotika v medicini.

Abstract

The thesis is focused on the feasibility study of employing haptic interfaces for the purpose of quantitative assessment of the upper limb functional state. The properties of open-loop impedance control of the haptic interfaces using digital control are discussed. The effects of control-loop time delay on the passivity and thus on the stability of the haptic system in contact with a virtual environment are shown. The required haptic system stability conditions and its instability, due to (relatively) low sampling frequency, is proven in theoretical terms and shown in practical terms, as well. The inherent damping of the haptic interfaces, which is considered as their undesired property, is found to be essential for the stability of the haptic digital control. A reciprocal relation between the digital control sampling time and the maximal virtual wall stiffness has been established. The latter relation, supported by the control simulations and theoretic stability analysis, has proven the necessity of employing hard real-time control of the haptic interfaces. Due to poor hard real-time performance of the Phantom 1.5 control software provided by its manufacturer, a new open source control software has been developed. The new control software meets hard real-time timing constraints and runs on Real-Time Linux platform.

The experimental measurement setup and the methodology for the assessment of upper limb functional state utilizing the Phantom 1.5 haptic interface has been developed. A part of the measurement methodology, the labyrinth test, has been ported to the FCS HapticMaster robot under the European Comission framework 5 programme GENTLE/S, a post-stroke robot-mediated physical therapy. The measurement setup consists of a powerful virtual reality simulator, capable of providing quality haptic, visual and audio feedback and capable of network distributed real-time execution as well. The patient's tasks in the virtual environment are goal oriented and include 3 dimensions of the elementary resource model, namely: accuracy, speed of motion and motor capacity. The patient's tasks follow this paradigm and include the following: linear and circular trajectory tracking with and without the random force perturbations, point-to-point movements in the patient's frontal plane, a labyrinth test, and a maximal force test in six evenly distributed directions.

ABSTRACT

The measurement setup, that is the multi modal virtual reality simulator, allows for simple virtual object construction and is flexible and adaptable to various task difficulty levels.

The accuracy of measuring the position and force signals using the Phantom haptic interface without the force sensor has been analysed. The dynamic model of the Phantom haptic interface has been built and used in order to correct the end-effector force vector estimate on the basis of motion characteristics, namely on the basis of acceleration and velocity signals and the effect of the gravity.

The comprehensive study, using the developed measurement setup within the haptic virtual environment, was carried out. 19 healthy subjects and a total of 75 patients with various neurological and neuro-muscular disorders took part in the study. The participants of the study were diagnosed of various forms of muscular dystrophy (Duchenne and Becker type, Limb-Gridle type, and Facioscapulohumeral type), Spinal Muscular Atrophy (type II and III), Hereditary Motor Sensory Neuropathies, Friedreich ataxia, Parkinson's disease and multiple sclerosis.

The batch processing system for processing large quantities of the measured data has been developed. The system automatically produces several condensed reports/findings in a printable form and a form suitable for web based telemedicine approach. Some typical characteristics of the upper limb movement, affected by various neuro-muscular and neurological disorders are shown in a quantitative manner. An example of using the developed methodology with a pre-post differential measurement is employed to prove the drug treatment effects. The numerical results of the comprehensive study are analysed using data mining techniques, leading to the most important numerical parameters of the tests that differentiate patients with various neuro-muscular disorders from healthy subjects.

The developed measurement methodology utilizing haptic interface provides objective, quantitative and repeatable method for the assessment of the upper limb functional state.

Key words: rehabilitation diagnostics, haptic interface, upper limb, medical robotics.

1

Uvod

Že grški filozof Aristotel (384–322 pr. n. š.) je v eni od svojih naravoslovnih študij [1] oporekal svojemu predhodniku Anaksagori z misljijo: “*Anaksagora vidi vzrok, zakaj se je človek razvil v najbolj intelligentno živo bitje, v tem, da ima roke. Menim, da je pravilneje sklepati, da ima roke zaradi svoje inteligence.*” Že v tistem času se je torej pojavilo vprašanje o odnosu med človekovimi rokami in njegovim umom, in sicer v smislu, ali je človek postal intelligenten zaradi svojih (spretnih) rok ali obratno. Kasneje so številni raziskovalci paleoantropologije potrdili Anaksagorovo intuicijo, da je bila prav spremnost človekovih rok vodilni vzrok za tako uspešen razvoj njegovih možganov [2], [3].

Človekovi gornji ekstremiteti (roki) in njuna spremnost sta poleg spodnjih ekstremitet, ki mu omogočata mobilnost, za človeka izrednega pomena. Sposobnost natančnega manipuliranja objektov z rokami je ključnega pomena za človekovo preživetje in opravljanje številnih opravil, ki so v vsakdanjem življenju pogosto kar privzeta.

Pri živčno-mišičnih boleznih, poškodbah perifernega živčevja in travmatičnih poškodbah ter nevroloških boleznih, kot sta friedreichova ataksija in parkinsonova bolezen, so pogosto prizadete tudi gornje ekstremetite, kar se kaže v zmanjšani sposobnosti gibanja in opravljanja vsakodnevnih opravil. Nastopi potreba po čim hitrejši in čim uspešnejši rehabilitaciji ter delovni terapiji, ki naj povrneta gibalne sposobnosti in funkcionalnost gornjih ekstremitet.

1.1 Splošno o rehabilitacijski diagnostiki

Potreba po ocenjevanju oz. merjenju sposobnosti gibanja, torej funkcionalnega stanja gornjih ekstremitet, se pojavlja predvsem pri pacientih z živčno-mišičnimi in nevrološkimi boleznimi in pri katerikoli drugih posttravmatičnih primerih, kjer so

prisotne residualne motnje gibanja.

S strani Svetovne zdravstvene organizacije (angl. *WHO – World Health Organization*) so modeli za klasifikacijo prizadetosti, sposobnosti in invalidnosti gornjih ekstremitet relativno dobro definirani [4], [5]. Glede na O’Sullivan [6] lahko ocenjevanje uspešnosti rehabilitacije gornjih ekstremitet delimo v več skupin, in sicer v ocenjevanje senzorične prizadetosti [7], prizadetosti koordinacije [8], motorične prizadetosti [9] in funkcionalne prizadetosti [10], vendar se pri večini bolezni in poškodbah centralnega živčnega sistema omenjene prizadetosti ne izključujejo med seboj, nastopa pa lahko tudi več prizadetosti hkrati.

Na področju rehabilitacije v splošnem lahko zasledimo tri vrste ocenjevanj, in sicer ocenjevanje stopnje okvare oz. prizadetosti (angl. *impairment*), ocenjevanje omejene dejavnosti oz. (ne)zmožnosti (angl. *disability*) in ocenjevanje omejenega sodelovanja oz. oviranosti (angl. *handicap*), med katerimi je ključnega pomena ocenjevanje omejene dejavnosti/(ne)zmožnosti [11]. Le-to je največkrat funkcionalno ocenjevanje, kjer se rezultat ocenjevanja nanaša na spretnosti oz. veščine pacienta pri interakciji z okoljem [12], [13] in različnih delovnih spretnostih. Taki testi v osnovi obsegajo razne manipulacijske naloge in vključujejo predvsem dnevne aktivnosti (angl. *ADL – Activities of Daily Living*), iz katerih je izpeljanih mnogo testov. Rezultati teh ocen imajo v splošnem majhno razločljivost zaradi semikvantitativnih odgovorov (stopenjsko ocenjevanje) [14]. Velikokrat je edina fizikalna veličina, ki jo je mogoče objektivno meriti z instrumenti, čas izvedbe naloge. Ostali elementi oz. karakteristike gibanja gornjih ekstremitet in fenomenov, vključujuč kinematiko in statiko, ki izvirajo iz interakcije z okoljem, pa ostajajo neznani in niso vključeni v rezultate ocenjevanja.

Funkcionalna prizadetost gornjih ekstremitet se pri posameznih pacientih močno razlikuje. To kaže na dejstvo, da bi morali bolnike obravnavati preko široke palete testov na osnovi individualnih sposobnosti in natančnih meritev funkcionalnega stanja gornjih ekstremitet [15]. Natančen vpogled v funkcionalno stanje gornjih ekstremitet individualnega pacienta je predpogoj za načrtovanje njemu najustreznejše rehabilitacijske terapije in kompleksnega zdravljenja. Nadalje bi natančna, objektivna in občutljiva kvantifikacija disfunkcije gornjih ekstremitet lahko pripomogla tudi k boljšemu razumevanju naravnega poteka bolezni in terapeutom omogočila sodbo o učinkovitosti uporabljenih rehabilitacijskih terapij. Čeprav je v zadnjem času opaziti veliko zanimaanja med raziskovalci in terapeuti za objektivna kvantitativna merjenja [49, 15, 16], ostajajo tehnike merjenja funkcionalnega stanja gornjih ekstremitet (motorične disfunkcije) relativno preproste, metode evalvacije pa v veliki meri neobčutljive in subjektivne.

Obstajajo številni testi za ocenjevanje funkcionalne sposobnosti gornjih ekstremitet, ki se trenutno uporabljajo v terapevtski praksi. Večina le-teh je omejenih na subjektivne ocene terapevtov, zdravnikov oz. ocenjevalcev. Standardni testi zajemajo: spretnost in hitrost gibov ene roke, obeh rok (odpenjanje/zapenjanje gumbov, odvijanje/privijanje), zmožnost pisanja, stiskanje dinamometra za ocenjevanje mišične moči in merjenje območja gibanja v posameznih sklepih [17]–[22]. Vseh vidikov funkcije gornjih ekstremitet, kot so anatomska integriteta, gibljivost, mišična moč, občutljivost, prijemi (grobi in fini), natančnost, spretnost in koordinacija, unilateralne in bilateralne aktivnosti, tako ni možno oceniti v enem testu [18], [19], [21].

Testi, kot so Fugl-Mayr [23]–[26], Barthel Index [27], Extended Barthel Index [28], Jebsen [18] [19], Smith [22] in Rivermead [29], se v klinični praksi veliko uporabljajo, vendar dajejo do določene mere subjektivne in semikvantitativne rezultate [30]. Subjektivne razlike v rezultatih testov, ki nastanejo pri različnih ocenjevalcih, lahko celo presegajo 40 % [49], vprašljiva/premajhna pa je tudi razločljivost meritev. Logični in sodobni trend v rehabilitacijski diagnostiki je v zagotavljanju objektivnih in ponovljivih merilnih rezultatih ter metodah, ki zmanjšujejo subjektivne dejavnike in omogočajo terapeutom priti do uporabnih zaključkov, na osnovi katerih se odločajo za oblike nadaljnje terapije.

Enega od zadnjih dosežkov v svetu robotike predstavljajo t. i. haptični vmesniki (angl. *haptic interfaces*). To so roboti, ki so na svojem vrhu sposobni izvajati nadzorovane sile in momente, kar je osnova za haptično/taktilno prikazovanje in stik z navideznimi prostori in objekti (poleg vizualnega). Uporaba samo na vizualnih tehnologijah temelječih navideznih okolij v rehabilitacijske namene je že raziskana [31]–[35]. Wilson in drugi [31] so pokazali, da se znanje in spretnosti pacientov, pridobljene preko vizualnega simuliranega okolja, lahko prenesejo tudi v realno življenje. Kljub mnogim etičnim in varnostnim vprašanjem se omenjeni raziskovalci strinjajo, da uporaba tehnologij navideznih okolij lahko pripomore k kvaliteti rehabilitacije [34]. Kar pa je za to študijo velikega pomena, je po našem mnenju to, da lahko haptični roboti še v večji meri pripomorejo k izboljšanemu, objektivnemu in ponovljivemu merjenju, spremeljanju in terapiji pacientov z gibalnimi motnjami gornjih ekstremitet.

S pomočjo haptičnih vmesnikov v kombinaciji z vizualnimi sredstvi lahko ustvarimo navidezna okolja, v katerih je možno izmeriti neposredne in posredne veličine in parametre, ki nastopajo med interakcijo pacienta z navideznim okoljem in ostajajo v konvencionalnih testih skriti. Prav tako skriti ostajajo tudi vsi vidiki vodenja gornje ekstremitete kot sistema, sestavljenega iz mehanike (okostja), aktuatorjev (mišic) in večnivojskega krmilnega sistema.

1.2 Metodologija

Običajna uporaba robotov v namene rehabilitacije gornjih ekstremitet je aktivne narave [36]–[40]. Gre namreč za večjo ali manjšo aktivno pomoč pri ustvarjanju gibanja gornje ekstremitete in s tem za aktivno poseganje v sistem, sklop človek–stroj (pacient–robot). Lahko govorimo o pretoku energije od robota k človeku/pacientu [41]. Haptični vmesniki so v osnovi tudi aktivni sistemi, torej sposobni generacije gibanja, vendar je možno s pravilnimi regulacijskimi algoritmi doseči njihovo popolno pasivnost. Torej razmere, kjer gre za minimalen pretok energije od pacienta/človeka k robotu, in ne obratno. Možnih pa je še precej vmesnih stopenj, torej razmer, kjer robot samo do določene stopnje prispeva k gibanju, ki pa zaenkrat ostajajo neraziskane. Robotska rehabilitacijska terapija gornjih ekstremitet omogoča merjenje teh prispevkov. Z uporabo navideznih okolij, haptične in vizualne tehnologije nameravamo preveriti njihovo primernost v namene vrednotenja funkcionalnih sposobnosti gornjih ekstremitet.

V študiji je opravljeno kompleksno merjenje relevantnih karakteristik gibanja gornjih ekstremitet s haptičnim vmesnikom pri več osebah z živčno-mišičnimi in nevrološkimi boleznimi. S tem želimo pokazati, da merjenje s haptičnim vmesnikom ustreza kriterijem dobrega/učinkovitega testa za ocenjevanje funkcionalne sposobnosti gornjih ekstremitet, kot so veljavnost, zanesljivost, občutljivost, normiranost in objektivnost [42].

Z navideznim okoljem lahko ustvarimo podobne razmere kot pri nekaterih konvencionalnih testih, ki jih razvrščamo v teste dnevnih aktivnosti (ADL), zato ima merjenje s haptičnim vmesnikom podobne značilnost v smislu funkcijске usmerjenosti testov. Haptični vmesnik in z njim povezano navidezno okolje omogoča izredno široko paletto in svobodo pri kreiranju okolja za interakcijo s pacientom. Preizkusili smo različne tipe oz. težavnostne stopnje navideznih okolij.

Najenostavnejša okolja predstavljajo gibanje v eni prostostni stopnji, tj. naloge sledenja, kjer je eden najpomembnejših parametrov/rezultatov meritve deviacija od referenčne sledilne trajektorije ter povprečna hitrost. Naslednjo stopnjo zahtevnosti testov predstavljajo testi v prostorih z dvema prostostnima stopnjama. Pacientova naloga je sledenje tarči v ravnini [43]. S haptičnim vmesnikom lahko izvajamo naključne sile v različnih smereh oz. perturbacije. Iz pacientovih časovnih odzivov na omenjeno vzbujanje želimo v smislu teorije vodenja sklepati o kvaliteti njegovega regulacijskega sistema (izkrmiljenja motnje) oz. delovanju osrednjega živčnega sistema, senzorike in motorike, ki se kažejo v funkcionalni sposobnosti gornjih ekstremitet.

Naslednja stopnja kompleksnosti je uporaba labirinta v dveh dimenzijah, kjer je pacientova naloga čim hitreje prepotovati labirint s čim manj trki ob navidezne stene. Iz kinematičnih parametrov želimo pri bolnikih z nevrološkimi motnjami izluščiti vzorce gibanja (trajektorije) in s tem pokazati, da merjenje funkcionalne sposobnosti gornjih ekstremitet s haptičnim vmesnikom lahko razkrije še mnoge karakteristike. Za relevantne parametre pri nalogi labirinta smo predvideli število trkov, povprečne hitrosti gibanja in prehoda skozi labirint ter njuno razmerje [44].

Zadnja stopnja kompleksnosti so navidezna okolja s kompleksnejšimi nalogami, torej okolja, ki od pacienta zahtevajo večjo kognitivno sposobnost in gibanje v več stopnjah prostosti. Naloga zajema simulacijo vrtenja in privijanja/odvijanja v labirintu s predpisano orientacijo. Vsekakor se pri kompleksnejših nalogah pojavi problem vpliva in izločanja mentalnih sposobnosti, ki ne sodijo v vrednotenje funkcionalne sposobnosti gornjih ekstremitet, obenem pa predstavljajo največji tehnološki izziv.

Ker je analiza meritev s haptičnim vmesnikom relativno hitra in avtomatizirana, je smiselno izmerjene rezultate uporabiti tudi v namene telemedicine.

1.3 Hipoteza in cilji doktorske disertacije

Pri rehabilitaciji gornjih ekstremitet, bodisi zaradi živčno-mišičnih bolezni, po poškodbah, bodisi po nastopu nevrološke motnje oz. poškodbah osrednjega živčnega sistema, igra pomembno vlogo ocena gibalnih sposobnosti gornjih ekstremitet. Ocene gibalne sposobnosti predstavljajo osnovo za načrtovanje rehabilitacije in/ali delovne terapije ter ocenjevanje njune uspešnosti. Tradicionalne ocene in metode so močno podvržene subjektivni presoji terapevta in imajo relativno majhno razločljivost, saj gre večinoma za vprašalnike izbirnega tipa, velikokrat pa zasledimo tudi pacientovo samoocenjevanje [49]–[53].

Rdeča nit doktorske disertacije je uporaba haptičnih vmesnikov (robotov) v kombinaciji z navideznim okoljem v namene objektivnega merjenja funkcionalnega stanja gornjih ekstremitet. Glede na nevpletenost človeškega dejavnika je v predlagani metodi pričakovati objektivnost in veliko ponovljivost meritev/metode s haptičnim vmesnikom ter večjo razločljivost meritev od subjektivnih ocen [54], s tem pa bi metoda optimalno ustrezala kriterijem primernosti testov funkcionalne sposobnosti gornjih ekstremitet po Law in Letts [55]. Cilj doktorske disertacije je torej izdelava spektra kvantitativnih ocen oz. meritnih metod funkcionalnega stanja gornjih ekstremitet, ki vključujejo haptični vmesnik.

1.4 Originalni prispevki disertacije

- Uporaba haptičnega vmesnika (robova) v namene vrednotenja gibanja gornjih ekstremitet, kjer robot ne posega aktivno v sistem, sklop človek–stroj.
- Uporaba tehnologij navidezne resničnosti, tako vizualne kot haptične/taktilne v rehabilitacijske namene.
- Kvantitativna, numerična, objektivna in selektivna metoda ocenjevanja/merjenja funkcionalnega stanja gornjih ekstremitet pri bolnikih z nevrološkimi motnjami.
- Možnost prilagoditve naloge oz. merilnega okolja/poligona dejanskim pacientovim zmožnostim od preprostih enodimensionalnih meritov do kompleksnih operacij, ki zahtevajo meritve v več stopnjah prostosti gibanja.
- Prilagoditev/posnemanje merilnega okolja z vključenim haptičnim vmesnikom za naloge, ki so pomembne za bolnika s stališča delovne terapije.

2

Haptičnost in haptični vmesniki

Beseda *haptični* (angl. *haptic*) izvira iz grškega glagola **ἅπτω** (*hapto* oz. *haptesthai*) – *prijemati se, držati se, dotikati se* [57, 58, 59]. Termin haptičnost zajema vse aspekte otipnega zaznavanja okolice, pridobivanja informacij ter manipulacije objektov z dotikanjem, prijemanjem oz. fizičnim stikom z objekti. Človek se srečuje s haptičnostjo – haptičnim zaznavanjem – na vsakem koraku. Ob prisotnosti številnih kinestetičnih in taktilnih senzorjev v človeškem telesu je to neizbežno. Še mnogo bolj ugotovitev velja za slepe osebe oz. osebe z motnjami vida. V tem primeru haptično zaznavanje popolnoma nadomesti njihovo vizualno zaznavanje, kar dokazuje pomembnost haptičnega zaznavanja okolice in polnost “haptičnega jezika”. Haptičnost je neposredno povezana z gibanjem, saj je gibanje potrebni pogoj za nastop dotika z okolico in haptično raziskovanje le-te. Človek gibanje zaznava primarno s svojim vestibularnim, kinestetičnim in deloma vizualnim aparatom. Tem pa se v dotiku pridruži še taktilno zaznavanje. Haptičnost lahko opredelimo z naslednjo definicijo [60]:

Haptičnost se nanaša na zaznavni sistem, ki uporablja tako površinske (kožne, taktilne) kot tudi kinestetične informacije za pridobitev predstave objektov, njihovih (mehanskih) lastnosti in njihove prostorske razporeditve.

Haptično raziskovanje sveta torej pomeni procesiranje kinestetičnih in taktilnih signalov ter njihovo interpretacijo na kognitivnem nivoju v namene gradnje (prostorskih) modelov v možganih. Kinestetične in taktilne informacije navadno izvirajo iz manipulacije in dotika z realnim (fizičnim) svetom, praviloma enako velja tudi za vizualne in avditorne informacije. Nedavni tehnološki, predvsem elektrotehniški in telekomunikacijski razvoj pa omogoča uporabniku (fizično) odsotnost za prikaz navideznih prostorov, bodisi sintetičnih ali pa posnetka realnih. Prikaz temelji na

stimulaciji določenih uporabnikovih čutil, navadno vizualnih in avditorskih, in z njo povezane iluzije prisotnosti. Vmesniki človek–stroj (angl. *HCI – Human Computer Interfaces in HMI – Human Machine Interfaces*) predstavljajo generatorje teh stimulacijskih signalov, namenjenih človekovemu zaznavnemu sistemu, in so nekašna vez (vmesniki) med navideznim svetom na eni strani, bodisi v obliki električnih signalov bodisi v obliki numeričnega zapisa najrazličnejših modelov v spominu digitalnega računalnika, in človekovimi fizičnimi čutili na drugi strani ter posledično s človekovimi modeli (predstavami) v njegovih možganih. Namesto stimulacije človekovih naravnih čutil, bodisi vizualne, avditorne ali mehanske/haptične, je teoretično možna tudi neposredna električna stimulacija živcev ali celo delov možganov, odgovornih za določeno domeno zaznavanja, vendar so raziskave na tem področju redke, uspehi pa omejeni [61]. Tak pristop je smiselen le v primeru poškodb čutil in/ali kakorkoli prekinjene naravne živčne prenosne poti.

Tradicionalni vmesniki človek–stroj so vezani na človekovo vidno in slušno zaznavanje kot mehanizem za posredovanje informacij človeku. Temeljijo torej na slikovnih in zvočnih tehnologijah, za katere je značilen enosmerni pretok informacij in energije od vmesnika k človeku in le posredni stik med človekom in strojem (navadno računalnikom). Haptična tehnologija na področju vmesnikov človek–stroj odpira nove zaznavne (in prikazovalne) zmožnosti, tj. čutno povratno informacijo operaterju oz. povratno informacijo o dotiku oz. iluziji dotika. Zaposlitev večjega dela človeškega senzornega sistema in z njo povezana senzorna integracija na kognitivnem nivoju nedvomno pripomore k bolj realističnemu prikazu in doživljajuju navideznega sveta. Pri tem navidezno okolje/svet razumemo kot vsako umetno prikazano (nefizično) okolje uporabniku preko specifičnih vmesnikov človek–stroj, ki naj sprožijo določene dražljaje naravnih človekovih senzorjev, odgovornih za občutek določene domene. Navidezna okolja pokrivajo tudi izredno široko področje, segajoče od zelo razširjenega in preprostega “računalniškega namizja” in televizorja, tj. dvodimenzionalnega vizualnega sintetičnega okolja, do kompleksnih tridimenzionalnih “potopitvenih” (angl. *immersive*) prostorov, ki uporabniku/operaterju omogočajo zelo realistično komunikacijo na čim več nivojih zaznavanja, tudi haptičnega, preko ustreznih vmesnikov.

V nasprotju z običajnimi avditorskimi in vizualnimi informacijami, haptične informacije ne povzročajo nereda v uporabnikovem okolju z nepotrebnimi dražljaji. Govorimo lahko o usmerjenosti haptičnih dražljajev. Lep primer je uporaba vibracijskega opozarjanja na dohodni klic mobilnega telefona. Haptični vmesnik podaja samo potrebno informacijo pravi osebi ob pravem času.

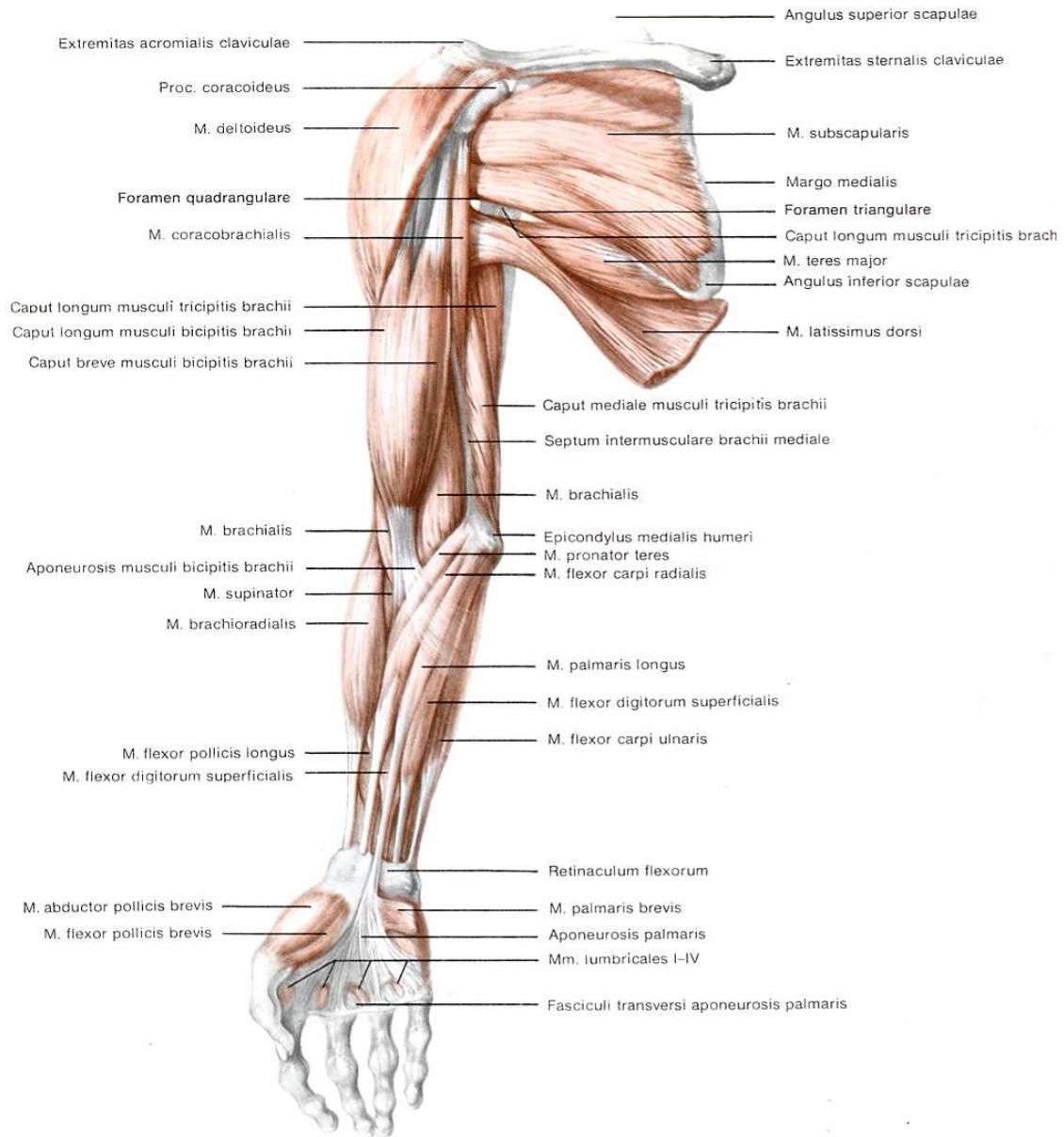
V predelu človeške roke v ožjem smislu (gornje ekstremitete) najdemo največjo gostoto kinestetičnih in predvsem taktilnih senzorjev v primerjavi z ostalimi deli človeškega telesa [62]. Le-to kaže na veliko primernost uporabe gornje ekstremitete za haptično raziskovanje sveta in ni naključje, da večina haptičnih raziskav in z njimi povezane tehnologije temelji na vmesnikih za gornje ekstremitete. Tudi v tem delu se bomo v smislu haptičnega zaznavanja omejili na obravnavo gornje ekstremitete.

2.1 Mehanizmi človeških haptičnih zaznavanj

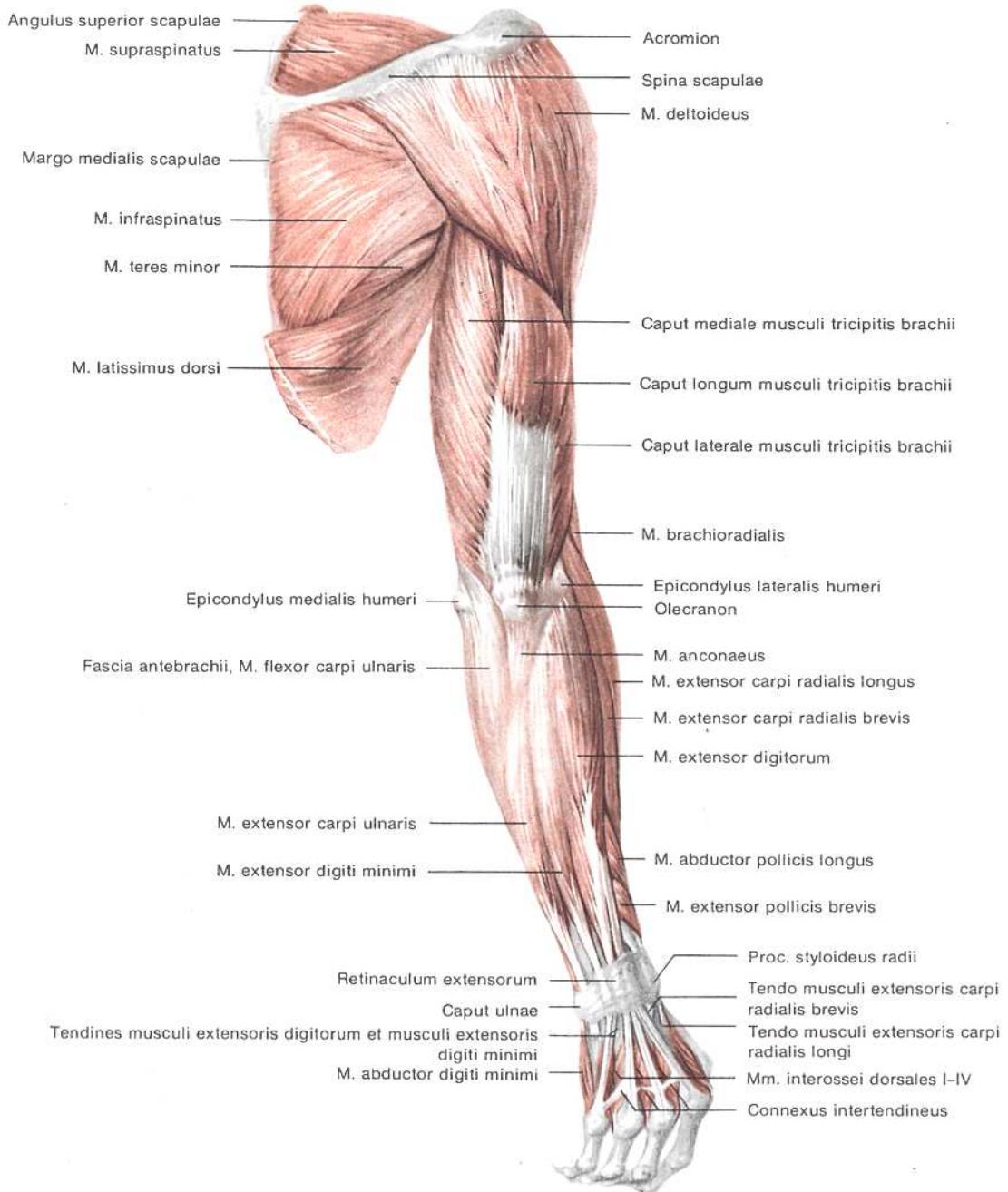
V tem razdelku predstavljamo medsebojne vloge, ki jih imajo senzorni, motorični ter kognitivni podsistemi človeškega sistema haptičnega zaznavanja. Mehanska struktura človeške roke je sestavljena iz zapletene razporeditve 27 kosti, ki jih povezuje skoraj enako število sklepov in ki so pokrite s plastmi mehkega tkiva in kože. Na kosti je pritrjenih približno 20 mišic preko številnih kit, ki omogočajo upravljanje 28 prostostnih stopenj roke [63] (Slike 2.1 in 2.2). Senzorni sistem roke vključuje številne raznolike razrede receptorjev in živčnih končičev v koži, sklepih, kitah in mišicah. Ustrezni mehanski, topotni ali kemični dražljaji aktivirajo te receptorje, s čimer povzročijo prenos električnih signalov preko aferentnih živcev do osrednjega živčnega sistema. Od tod potem signali potujejo v nasprotni smeri preko eferentnega živčnega sistema do mišic, ki proizvedejo želeno motorično akcijo.

V realnem svetu, kadarkoli se dotaknemo objekta, reakcijske sile delujejo na kožo, podkožno tkivo in se s tem prenašajo tudi na mišice in okostje. Tako sile kot tudi položaj in gibanje posameznih segmentov telesa se prenašajo v možgane kot *kinestetična* informacija, prenesena iz različnih in mnogoštevilnih izvorov, kot so receptorji v sklepih, kitah in mišicah [62]. To je način, s katerim zaznavamo naravne lastnosti objektov, kot so oblike in podajnost oz. togost, pri katerih je potrebno gibanje roke za raziskovanje/preiskovanje. Poleg tega se prostorske in časovne variacije v porazdelitvi sile znotraj območja dotika na koži prenašajo kot *taktilna* informacija, ki izvira iz številnih in raznolikih senzorjev v koži (nizkopražnih mehanoreceptorjev, npr. konice prstov). Lastnosti objektov, kot so natančna tekstura, mehkost in drsnost površine ter celo temperatura, se zaznavajo s taktilnimi senzorji, kjer površina kot tudi volumetrične fizične lastnosti kože in podkožnega tkiva igrajo pomembno vlogo.

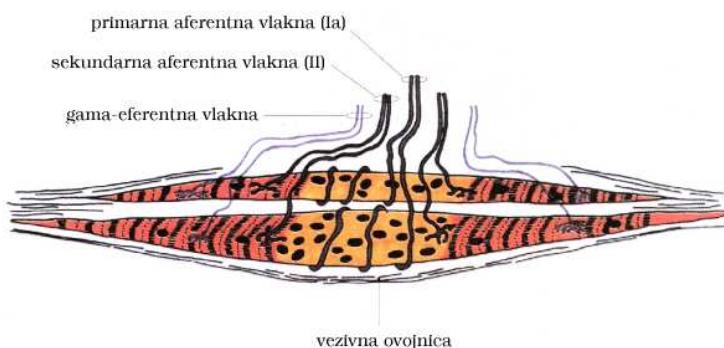
Čeprav so lahko informacije pri gibanju pretežno kinestetične (npr. v prostem gibanju) ali pretežno taktilne narave (npr. v dotiku objektov s stacionarno gorno ekstremiteto), popolna odsotnost ene od njih ni možna. V vseh senzornih in manipulacijskih nalogah, ki se izvajajo aktivno, nastopata oba razreda povratnih



Slika 2.1: Mišice gornje ekstremitete (anteriorni pogled). Vir: R. Bertolini in ostali: *Anatomski atlas, I. del: Zgornji in spodnji ud*, Ljubljana, DZS, 1987.



Slika 2.2: Mišice gornje ekstremitete (posteriorni pogled). Vir: R. Bertolini in ostali: *Anatomski atlas, I. del: Zgornji in spodnji ud*, Ljubljana, DZS, 1987.



Slika 2.3: Mišično vreteno in živčevje le-tega.

informacij.

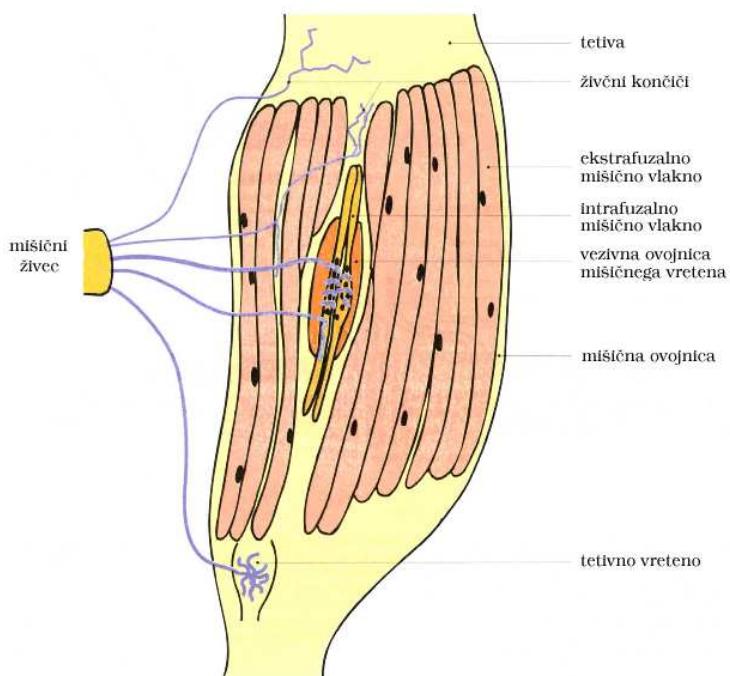
Poleg taktilnih in kinestetičnih senzornih podsistemov človeški haptični sistem sestavlja motorični sistem, ki omogoča aktivno raziskovanje ali manipulacijo okolja (pozicioniranje čutil), ter kognitivni sistem, ki analizira in povezuje pridobljene senzorne informacije z zaznavami in občutki ter jih (lahko) preslika v motorične funkcije [64]. V splošnem je slika dotika sestavljena tako iz taktilnih kot tudi iz kinestetičnih senzornih informacij in je vodena preko motoričnih ukazov glede na cilje uporabnika.

2.1.1 Kinestetični čuti

Termin kinestezija se nanaša na zaznavanje gibanja in položaja udov in v širšem pomenu besede vključuje tudi zaznavanje sile. Kinestetična senzorna informacija izvira iz proprioceptorjev, ki osrednjemu živčnemu sistemu zagotavljajo informacije o statični dolžini mišic, hitrostih krčenja mišic ter silah, ki jih mišice generirajo. Iz teh signalov izhaja naše spoznanje o položaju posameznih okončin v prostoru, o premikih okončin ter mehanskih lastnostih objektov (npr. masa, podajnost), katerih se dotikamo. Senzorna informacija o spremembah položaja okončin izhaja še iz drugih čutil, predvsem receptorjev v koži.

Fiziologija čutil

Mehanoreceptorji, ki jih najdemo v mišicah, so primarni in sekundarni receptorji, locirani v mišičnih vretenih. Mišična vretena so tanke podolgovate strukture dolžine 4 mm do 10 mm ter premera 1 mm, ki jih sestavljajo svežnji intrafuzalnih mišičnih vlaken (Slika 2.3). Vretena ležijo paralelno z ekstrafuzalnimi mišičnimi vlakni, ki so generatorji mišične sile. Na obeh koncih so vretena pritrjena bodisi na ekstrafuzalna



Slika 2.4: Lega mišičnih vreten v mišici.

mišična vlakna ali pa na tetive (Slika 2.4). Zaradi njihovega položaja v mišicah so vretena občutljiva predvsem na spremembe dolžine mišice. Oba tipa receptorjev v mišičnih vretenih se odzivata na spremembe v dolžini mišic, toda primarni receptorji so precej bolj občutljivi na hitrostno in pospeškovno komponento. Odziv primarnih receptorjev je zelo nelinearen in aktivnost v pripadajočih primarnih aferentnih vlaknih je zelo odvisna od številnih faktorjev, vključno z dolžino mišice, zgodovino krčenja in trenutne hitrosti spremembe dolžine mišice. Sekundarni receptorji v mišičnih vretenih kažejo precej manj dinamičen odziv in aktivnost v pripadajočih sekundarnih aferentnih vlaknih je pravilnejša kot pri primarnih receptorjih pri konstantni dolžini mišice [65]. Večja dinamična občutljivost primarnih receptorjev kaže, da se ti predvsem odzivajo na hitrost in smer mišičnega raztezka ali premika okončine, medtem ko sekundarni receptorji merijo statično dolžino mišice ali pozicijo okončine.

Drugi tip mehanoreceptorjev so tetivna vretena oz. golgijevi tetivni organi, locirani med mišično tetivo in 10–20 ekstrafuzalnimi mišičnimi vlakni, zaporedno glede na smer mišičnega raztezka. Tetivna vretena so manjša od mišičnih (premer 0.1 mm, dolžina 1 mm) in se glede na njihovo postavitev odzivajo na sile, ki jih ta mišična vlakna generirajo, in le malo na krčenje ostalih mišic [66].

Tretji tip mehanoreceptorjev se nahaja v sklepih. To so ruffinijevi konččki, od-

govorni za zaznavanje položaja sklepa in kotne hitrosti gibanja sklepa, pacinijeva telesca, odgovorna za oceno pospeška v sklepih ter golgijevi končiči in prosti živčni končiči.

Zaznavanje gibanja in položaja okončin

Sposobnost zaznavanja gibanja je odvisna od številnih dejavnikov, vključno s hitrostjo gibanja sklepov, ki so vključeni v gibanje, in stanjem krčenja mišice, ki nadzira gibanje posameznega sklepa. Hitrejše gibe je lažje zaznati kot počasne gibe in za distalne sklepe prstov prag zaznave pada od 8° do 1° , ko se hitrost gibanja spreminja od $1,25^\circ/s$ do $10^\circ/s$. Prag ostaja večinoma nespremenjen pri 1° za hitrosti od $10^\circ/s$ do $80^\circ/s$ [62, 71]. Gibanje proksimalnih sklepov, kot sta komolčni in ramenski sklep, je lažje zaznati kot gibanje enakih amplitud v distalnih sklepih. Boljše zaznave v proksimalnih sklepih niso naključje, saj se ti običajno počasneje gibajo kot distalni sklepi in enaka rotacijska napaka kot pri distalnih sklepih povzroči večjo pozicijsko napako.

V nasprotju z zaznavami gibanja okončin je sposobnost zaznavanja spremembe položaja okončine neodvisna od kotne hitrosti gibanja, toda odvisna od absolutne pozicije okončine. V splošnem velja, da je občutljivost človekovih čutil za rotacije v proksimalnih sklepih večja kot v distalnih sklepih. Komaj opazna sprememba, ki jo človek še zazna, znaša približno $2,5^\circ$ za sklepe prstov, 2° za zapestje in komolec ter $0,8^\circ$ za ramenski sklep [62].

Zaznavanje sile

Silo dotika je mogoče zaznati tako preko taktilne kot tudi preko kinestetične povratne informacije. Izhodi golgijevih tetivnih organov signalizirajo intramuskularno silo in zatorej osrednjemu živčnemu sistemu podajajo informacijo o sili, ki jo proizvajajo mišice. Sprememba sile, ki jo oseba lahko zazna, je funkcija trenutne sile. Diferencialni prag spremembe sile za roko znaša približno 7 do 10 % za območje od $0,5\text{ N}$ do 200 N in je konstanten za številne mišične skupine [67]. Ločljivost se poslabša za sile, ki so manjše od $0,5\text{ N}$, kjer se prag dvigne na 17 do 27 %.

Zaznavanje posrednih veličin: mehanske impedance

Kinestetični sistem ni vključen le v procesiranje informacij, povezanih s silami, ki jih generirajo mišice in posledičnimi premiki okončin, ampak te pridobljene informacije o neposrednih veličinah tudi uporablja za oceno spremenljivk, kot so togost, viskoznost in vztrajnost oz. mehanske impedance/admitance okolja, za katere ni

specifičnih senzorjev [68]. Pri zaznavanju togosti in viskoznosti se pokaže znatna izguba ločljivosti glede na zaznave sile, premika in hitrosti. Diferencialni prag za zaznave togosti znaša od 8 do 22 % [69] in za viskoznost od 14 do 23 % [70], kar je znatno več, kot je diferencialni prag za zaznavo gibanja, pozicije in sile. Psihofizične študije so pokazale, da je potrebna togost objekta, da ga z roko zaznamo kot togega, od 2 do 25 kN/m . Prav tako je tudi občutljivost pri merjenju vztrajnosti relativno slaba. Diferencialni prag za zaznave spremembe vztrajnosti objektov, ki jih oseba drži v roki, znaša med 28 in 113 % [62].

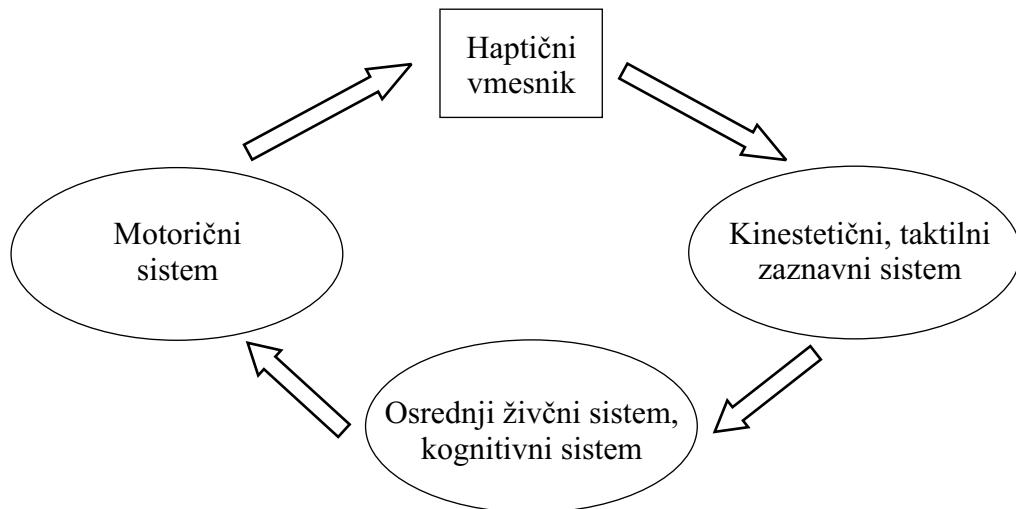
2.1.2 Taktilni čuti

Taktilni čuti zajemajo na eni strani zaznavanje površinskih lastnosti objektov, kot so tekstura, mehkost in drsnost površine, in na drugi strani zaznavanje prostorskih in časovnih variacij v porazdelitvi sile (vibracij) in temperature znotraj območja dotika objekta. Človekovo taktilno zaznavanje poteka preko mehano- in termoreceptorjev v koži in podkožju. V koži človeške gornje ekstremitete so širje različni tipi senzornih organov za zaznavanje dotika. Le-ti so missnerjeva telesca, pacinianova telesca, markelovi diskki in ruffinijevi končiči. Največja frekvenca zaznavnih vibracijskih držljajev znaša $f_{hmax} = 400 \text{ Hz}$ [71]. Ker delo ne temelji na taktilnem zaznavanju in taktilnih haptičnih vmesnikih, se podrobnejše v mehanizme človekovega taktilnega zaznavanja ne bomo spuščali.

2.2 Haptični vmesniki

Haptični vmesniki so naprave, ki so sestavljene iz mehanskih delov (robotski mehanizmi) in delujejo v fizičnem stiku s človeškim telesom v namen izmenjave informacij s človeškim živčnim sistemom. Z drugimi besedami: haptični vmesniki so generatorji haptičnih stimulacijskih signalov, namenjenih človeškemu zaznavnemu sistemu, obenem pa so vodeni s strani operaterja. Slika 2.5 umešča haptične vmesnike v kontekst človeškega senzorično-motoričnega in kognitivnega sistema. Pri opravljanju analog s haptičnim vmesnikom uporabnik/operater prenaša želene motorične ukaze s fizično manipulacijo vmesnika, ki v nasprotni smeri prikazuje senzorsko sliko otipa uporabniku s pravilno stimulacijo taktilnih in kinestetičnih senzornih (pod)sistemov.

Operaterju haptičnega vmesnika le-ti omogočajo fizično interakcijo z navideznim okoljem oziroma teleoperacijo oddaljenih sistemov. Čeprav so haptične naprave tipično načrtane za upravljanje z gornjo ekstremiteto, obstajajo številne alternativne možnosti, ki so primerne za somatosenzorne in motorične sisteme ostalih segmentov



Slika 2.5: Haptični vmesnik in njegova povezava z osrednjim živčnim sistemom.

človeškega telesa, predvsem spodne ekstremitete [72, 73, 74]. V splošnem lahko gledamo na haptične vmesnike kot naprave, ki:

1. merijo položaj in silo dotika (ter časovne odvode) roke oziroma drugih delov telesa ter
2. delujejo s (poljubno) silo dotika (in/ali njihovo prostorsko oziroma časovno razporeditev) na uporabnika.

Toda vse naprave, ki delujejo na človeški mehansko-senzorno-motorični sistem, niso haptični vmesniki. S kritičnim pregledom množično uporabljenih vmesnikov človek–stroj ugotovimo, da nekateri, kot so npr. tipkovnica, miška in igralna palica, vključujejo tudi neposredni fizični stik s človekovo/operatorjevo roko. Čeprav ti vmesniki zaznavajo gibe rok in izvajajo sile na človeško roko ob dotiku in posledično podajajo občutek dotika, pa generirane sile niso programsko vodene. Take vmesnike štejemo med pasivne haptične vmesnike, ki vključujejo le senzorje gibanja, ne pa tudi aktuatorjev, ki bi bili sposobni prikazati poljubno (programsко definirano) haptično sliko operatorju. Slednja sposobnost je v domeni t. i. aktivnih haptičnih vmesnikov, ki bodo predmet nadaljnje obravnave v disertaciji. Aktivni haptični vmesniki, kot so namizni roboti ali rokavice z lastnostmi eksoskeletona s povratno informacijo o sili, vključujejo tako senzorje kot tudi pogone/aktuatorje.

Haptični vmesniki predstavljajo novo področje v robotiki. Od običajnih industrijskih robotov se ločijo po sposobnosti izvajanja poljubne (programsко vodene) sile na vrhu robota.

Primarni vhodno-izhodni spremenljivki aktivnega haptičnega vmesnika sta lega in sila, vključujoč njuno časovno in prostorsko porazdelitev. Haptične naprave lahko torej obravnavamo kot generatorje mehanske impedance, ki predstavlja razmerje med silo in premiki (ter njunima odvodoma) v različnih položajih in orientacijah zvezno v času. V prostoru kompleksne frekvence s v splošnem mehansko impedanco lahko zapišemo kot:

$$Z_m(s) = \frac{F(s)}{X(s)} \quad (2.1)$$

Dober haptični vmesnik zagotavlja dobro ujemanje med človeškim haptičnim sistemom in strojno opremo za zaznavanje in prikazovanje. Zaradi omejitev v strojni opremi pa lahko haptični vmesniki podajajo le dražljaje, ki aproksimirajo interakcije z realnim okoljem. Kljub temu pa to še ne pomeni, da umetno sintetizirani haptični dotiki niso čutno realistični za uporabnika. Analogijo fenomenu lahko najdemo pri vizualnih vmesnikih človek–stroj. Čeprav so vizualni dražljaji v realnem svetu zvezni v času in prostoru, vizualni vmesniki projicirajo slike s frekvenco le $f_v = 25 \text{ Hz}$ do $f_v = 100 \text{ Hz}$. Kljub temu pa imamo občutek realističnosti ob gledanju virtualnih slik, pri čemer se lahko pojavi tudi občutek teleprisotnosti, saj so virtualni prikazovalniki sposobni izkoristiti omejitve človeškega vizualnega aparata.

Podobne omejitve so prisotne tudi pri človeškem haptičnem zaznavnem sistemu in so opisane v razdelku 2.1 na strani 13. Osnovno poznavanje biomehanskih, senzorno-motoričnih ter kognitivnih sposobnosti človekovega haptičnega sistema je kritičnega pomena za pravilno načrtovanje strojne in programske opreme haptičnih naprav.

Široko gledano, lahko aktivne prikazovalnike sile¹ ločimo na:

1. fiksne oz. prizemljene (angl. *ground-based*) ter
2. prenosne (angl. *body-based*).

Raziskovanje ali manipulacija objektov zahteva delovanje vektorjev sil na uporabnika v različnih točkah dotika z objektom. Posledično enake in nasprotne reakcijske sile delujejo tudi na haptični vmesnik. Če so te sile medsebojno uravnotežene, kot npr. pri držanju objekta v pincetnem prijemu, ni potrebna mehanska prizemljitev haptičnega vmesnika. V primeru neuravnoteženih sil, npr. pri dotiku objekta z enim prstom, pa je potrebno za uravnoteženje sile haptični vmesnik pritrdati na podlago, da preprečimo gibanje roke. Tako je igralna palica, ki odseva silo in je postavljena na mizo, prizemljeni haptični vmesnik, medtem ko je rokavica (eksoskeleton), pritrjena

¹Prikazovalnik sile (angl. *haptic display*) izvira iz analogije z vizualnimi vmesniki človek-stroj – vizualnimi prikazovalniki (angl. *visual display*).

na podlaket, prenosna naprava. Uporaba prizemljenih haptičnih vmesnikov ima več prednosti pri izvajjanju nalog v navideznem ali telemanipulacijskem okolju [75]. Prizemljeni haptični vmesniki lahko prikazujejo geometrične lastnosti objektov, kot so velikost, oblika in tekstura [76], kot tudi dinamične lastnosti objektov, kot so masa, togost in trenje [77]. Glavna prednost neprizemljenih haptičnih vmesnikov pa je njihova prenosnost in zatorej večji delovni prostor [71]. Do danes so bili razviti številni haptični vmesniki, tako kinestetični kot tudi taktilni, večina pa jih je (še) na eksperimentalni stopnji [78].

2.3 Vodenje haptičnih vmesnikov

Haptični vmesniki oz. haptični roboti so v osnovi aktivne narave. V mehanski sistem (sklop človek–stroj) so zato sposobni vnašati energijo oz. predstavljajo generatorje (mehanske) energije². Njihova aktivnost zato postavlja vprašanje stabilnosti regulacije oz. vodenja haptičnih vmesnikov, bodisi v prostem gibanju ali v dotiku z okolico. Le-ta bo predmet obravnave v nadaljevanju. Osvetlimo najprej osnovne regulacijske sheme za vodenje haptičnih vmesnikov.

2.3.1 Vrste vodenja

Vodenje haptičnih vmesnikov je praviloma implementirano na digitalnem računalniku in ima zato vse lastnosti diskretne in kvantizirane regulacije [79]. Vodenje haptičnih vmesnikov v grobem delimo v dve skupini [80], in sicer v:

1. impedančno vodenje in
2. admitančno vodenje.

Že na začetku naj omenimo, da sta s stališča želenega obnašanja sistema (medsebojnega razmerja med silo in pozicijo) impedančno in admitančno vodenje enakovredna. Vsaki impedanci ustreza njena inverzna admitanca in obratno. Razlike v obnašanju pa nastanejo zaradi določene (impedančne/admitančne) izvedbe vodenja, predvsem zaradi narave vhodov in izhodov oz. dinamike izhodov pri določenem načinu vodenja.

²Strogo gledano, predstavljajo le pretvornike električne energije v mehansko, vendar želimo tu poudariti njihovo aktivno naravo v nasprotju s pasivno naravo večine fizičnih objektov.

Impedančno vodenje

S stališča reguliranega sistema (robova) pri impedančnem vodenju sila na vrhu robova \mathbf{F} predstavlja vhodno veličino, pozicija \mathbf{X} (in posledično njeni odvodi) pa izhodno veličino. Dualno zato velja, da s krmilnega/regulacijskega stališča predstavlja pozicija vrha manipulatorja \mathbf{X} vhodno veličino, izhod pa je sila oz. moment na vrhu manipulatorja \mathbf{F} , izračunan na osnovi pozicije:

$$\mathbf{F}(s) = (K_p + K_v s + K_a s^2) \mathbf{X}(s), \quad (2.2)$$

kjer so K_p , K_v in K_a pozicijsko, hitrostno in pospeškovno ojačenje oz. koeficienti impedance drugega reda. Želena mehanska impedance haptičnega vmesnika v zunanjih koordinatah je tako

$$\mathbf{Z}_d = \frac{\mathbf{F}(s)}{\mathbf{X}(s)} = K_p + K_v s + K_a s^2. \quad (2.3)$$

Dinamika reguliranega sistema (robova) je pri zgoraj opisanih vhodnih in izhodnih signalih relativno počasna, saj je sistem v grobem druge vrste, torej ima dvojni integracijski značaj in zato gladilni učinek vhodnih signalov.

Če želimo silo oz. moment, ki predstavlja izhod regulatorja, prikazati na vrhu robova oz. haptičnega vmesnika, imamo v grobem dve možnosti:

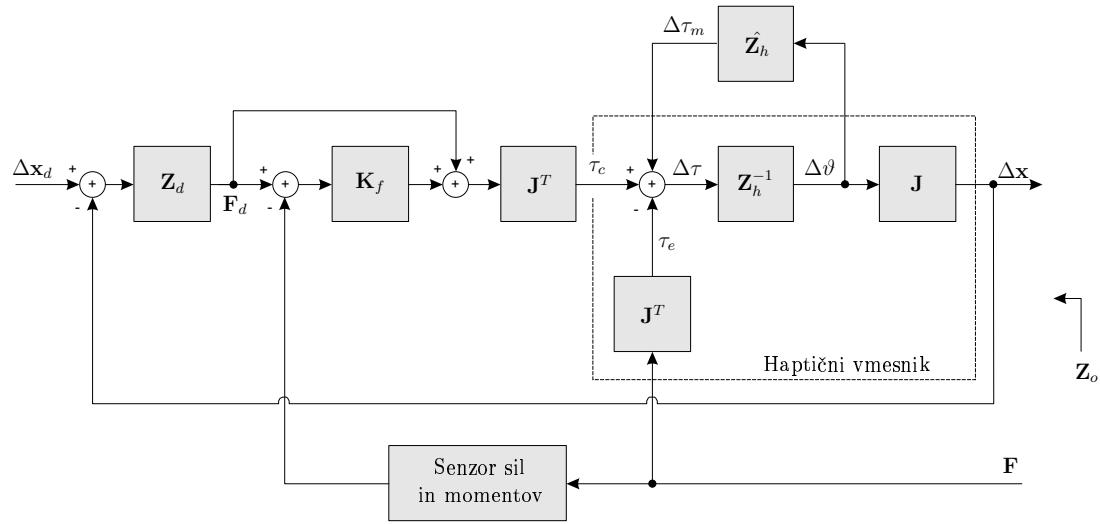
1. zaprtozančno impedančno vodenje, ki je prikazano na Sliki 2.6,
2. odprtozančno impedančno vodenje, ki je prikazano na Sliki 2.7.

Prvo možnost, tj. zaprtozančno impedančno vodenje, je smiselno oz. smo jo prisiljeni uporabiti v primeru manipulatorja s precejšnjim trenjem, zobniškimi prenosili itd. Značilni predstavniki, pri katerih gre za zaprtozančno impedančno vodenje, so industrijski manipulatorji.

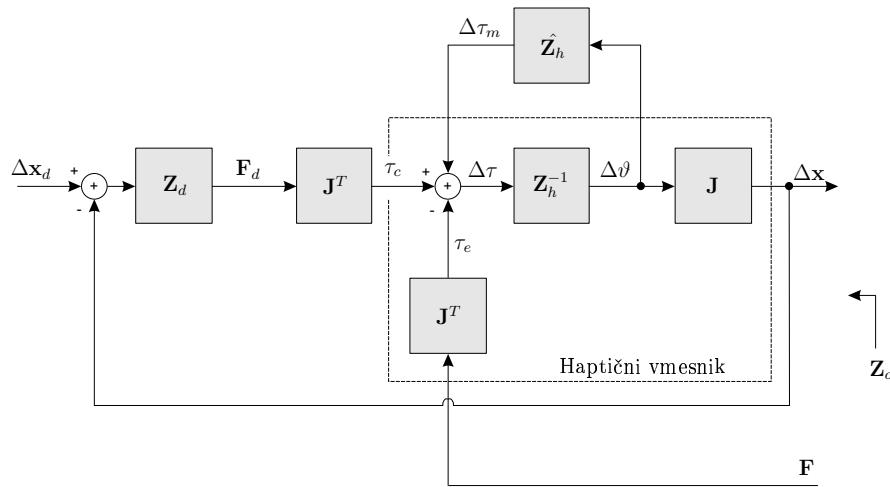
Mehansko impedance, ki jo čuti operater \mathbf{Z}_o pri zaprtozančnem impedančnem vodenju, določimo s Slike 2.6

$$\mathbf{Z}_o = \frac{-\mathbf{F}}{\Delta \mathbf{x}} = \mathbf{Z}_d + (\mathbf{I} + \mathbf{K}_f)^{-1} (\mathbf{Z}_h - \hat{\mathbf{Z}}_h). \quad (2.4)$$

Ob dovolj velikih ojačanjih \mathbf{K}_f lahko tudi brez natančnega poznavanja dinamičnega modela $\hat{\mathbf{Z}}_h$ zagotovimo zadovoljivo transparentnost haptičnega vmesnika $\mathbf{Z}_o \approx \mathbf{Z}_d$. Slabost zaprtozančnega impedančnega vodenja je omejitev ojačanj \mathbf{K}_f zaradi sistemske stabilnosti in s tem povezana omejitev dosegljivih impedanc \mathbf{Z}_o . Kot merilo kvalitete haptične naprave sta Colgate in Brown [81, 82] predlagala območje dosegljivih impedanc (angl. *Z-width*). Mnenja o teh merilih so deljena in zato še niso



Slika 2.6: Zaprtozančno impedančno vodenje haptičnega vmesnika. Z_d predstavlja želeno mehansko impedanco, Z_h lastno impedanco haptičnega vmesnika, \hat{Z}_h oceno lastne impedance (dinamični model) in Z_o impedanco, ki jo čuti operater, ter K_f matriko ojačanj impedančnega regulatorja.



Slika 2.7: Odprtozančno impedančno vodenje haptičnega vmesnika. Z_d predstavlja želeno mehansko impedanco, Z_h lastno impedanco haptičnega vmesnika in \hat{Z}_h oceno lastne impedance (dinamični model) ter Z_o impedanco, ki jo čuti operater.

izoblikovana in enotna. Načeloma vsak proizvajalec haptične naprave poudarja najboljše parametre lastne naprave. Hayward in Astley [83] sta predlagala bolj splošna merila kvalitete, kot so število prostostnih stopenj in delovni prostor manipulatorja, ki sta že sicer uveljavljena parametra v robotiki. Sledijo maksimalna sila, vztrajnost in dušenje haptične naprave ter z njimi povezani maksimalni pospešek, pasovna širina in maksimalna moč haptične naprave.

Druga možnost, tj. odprtozančno impedančno vodenje, je neprimerno enostavnejša od prve in temelji na prenosu sil in momentov iz motorjev/sklepov na vrh manipulatorja. Mehansko impedanco, ki jo čuti operater \mathbf{Z}_o pri odprtozančnem impedančnem vodenju, določimo s Slike 2.7

$$\mathbf{Z}_o = \frac{-\mathbf{F}}{\Delta \mathbf{x}} = \mathbf{Z}_d + (\mathbf{Z}_h - \hat{\mathbf{Z}}_h). \quad (2.5)$$

Zadovoljivo transparentnost haptičnega vmesnika, tj. $\mathbf{Z}_o \approx \mathbf{Z}_d$, lahko v tem primeru zagotovimo z izredno nizko lastno impedanco manipulatorja \mathbf{Z}_h (angl. *intrinsic end-point impedance*) ali z natančnim poznavanjem dinamičnega modela $\hat{\mathbf{Z}}_h$. Pri odprtozančnem impedančnem vodenju merjenje momentov motorjev ali sil/momentov na vrhu robota ni potrebno, saj lahko ob natančnem poznavanju momentne karakteristike oz. modela motorja zadovoljivo sklepamo na momente preko merjenja toka skozi motor ali celo preko številčne vrednosti D/A-pretvornika z napetostnotokovnim pretvornikom.

Za vodenje haptičnega vmesnika Phantom 1.5, ki je uporabljen v tej študiji, je implementirano odprtozančno impedančno vodenje (Slika 2.7).

Admitančno vodenje

Admitančno vodenje v osnovi temelji na pozicijskem vodenju. Vhod v admitančni regulator predstavlja vektor sil in momentov na vrhu manipulatorja \mathbf{F} , ki ga je potrebno tudi meriti z ustreznim merilnikom sil in momentov in je običajno nameščen v robotske zapestje, redkeje v posameznih sklepih/motorjih manipulatorja. Izhod regulatorja pa predstavlja pozicijski in hitrostni signali \mathbf{X} in $\dot{\mathbf{X}}$, torej enaki signali kot pri pozicijsko vodenih manipulatorjih. To je nedvomno velika prednost pri industrijskih robotih, ki jih je edino možno krmiliti pozicijsko oz. hitrostno. S pozicijskim oz. hitrostnim krmiljenjem se namreč na zelo eleganten način izognemo vsem problemom, ki izhajajo iz trenja in lepenja v mehanskih prenosnih mehanizmih. Za to namreč poskrbi interna hitrostna in pozicijska regulacijska zanka v klasični kaskadni regulaciji.

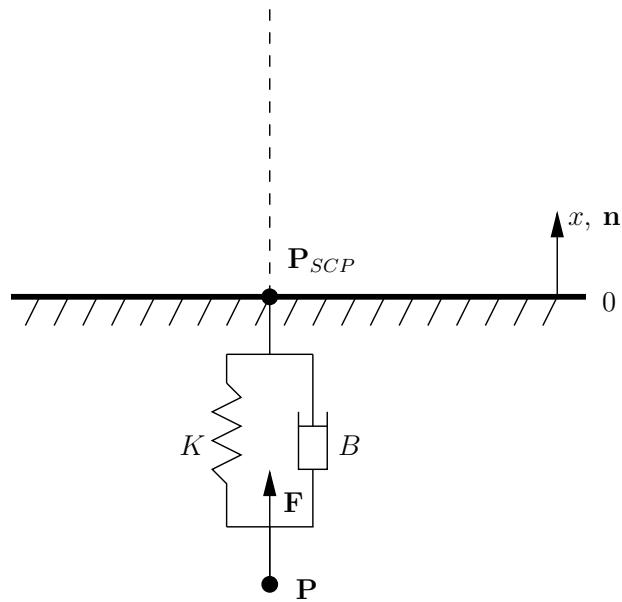
2.3.2 Simulacija navideznega okolja

Navidezno okolje je računalniško generirano sintetično okolje, ki lahko vzajemno deluje na človeka pri izvajanju zaznavnih in motoričnih nalog. Simulacija navideznih okolij v realnem času, kjer so uporabljeni tako vizualna kot tudi haptična povratna informacija operaterju/uporabniku, je zahtevna. Vključuje namreč detekcijo trkov (angl. *collision detection*) oz. preverjanje medsebojnega odnosa med vsemi objekti v navideznem prostoru v realnem času. Pri realističnih in s tem kompleksnih navideznih okoljih je zaradi multilateralne narave problema detekcija trkov računsko izredno zahtevna in potratna. Rezultati detekcije trkov predstavljajo pomembne informacije za izračun haptične slike oz. izračun reakcijskih sil in momentov, ki naj jih haptični vmesnik prikaže.

Detekcija trkov predstavlja jedro problematike prikazovanja kompleksnih navideznih okolij. Raziskave na tem področju niso redke. Preproste metode detekcije trkov so se pojavile časovno vzporedno z razvojem prvih haptičnih vmesnikov in vključujejo preprosto volumsko porazdelitev polja sile [84]. Volumska metoda je sicer preprosta, vendar odpove pri kompleksnih navideznih objektih. Metoda je tudi neprimerna za tanke objekte, kjer obstaja velika možnost predrtja objekta [85]. Boljšo detekcijo trkov zagotavlja metoda vmesnih ravnin [86], kjer je objekt aproksimiran s številnimi ravninami (Slika 2.8) od katerih je vedno le ena aktivna in prikazana na haptičnem vmesniku. Metoda poligonov je edina prava metoda detekcije trkov in ima številne podvariante, ki se med seboj razlikujejo predvsem po učinkovitosti lokalizacije območja možnih trkov v izogib veliki računski zahtevnosti [87]. Vsem poligonskim metodam pa je skupno iskanje najbližje površinske točke (angl. *SCP – surface contact point*) in analogija z grafičnimi poligonskimi modeli. Razširitev poligonskim metodam predstavljajo t. i. površinske metode, ki se namesto številnih poligonov poslužujejo kompaktnejših matematičnih zapisov površine navideznih objektov, bodisi parametričnih krivulj ali NURBS-krivulj in ploskev (angl. *Non-Uniform Rational B-Splines*) [88].

Grafično prikazovanje navideznih okolij je standardizirano (OpenGL³) in zahteva veliko računsko moč za doseg dovolj visoke frekvence osveževanja oz. prikazovanja scene ($f_v \geq 25 \text{ Hz}$). Zaradi enosmernega pretoka energije od vizualnega vmesnika k operaterju obnašanje grafičnega dela simulacije tudi ni odvisno od operaterja in njegovih dinamičnih lastnosti. Situacija pri simulaciji haptičnega dela navideznega okolja pa je popolnoma drugačna, s haptično povratno informacijo operaterju namreč ustvarimo zaprtozančni sistem, ki vsebuje tudi dinamične lastnosti opera-

³<http://www.opengl.org/>



Slika 2.8: Model dotika točkastega telesa z navidezno steno.

terja oz. njegove gornje ekstremitete. Le-ta pa je izredno težavna za modeliranje in identifikacijo njenih lastnosti.

Kot smo uvodoma že omenili, je namen pričajoče študije uporabiti navidezno okolje s haptičnimi, vizualnimi in auditornimi povratnimi informacijami v namene objektivnega ocenjevanja funkcionalnega stanja gornje ekstremitete. Navidezno okolje tu predstavlja določeno nalogu pacienta in obenem merilno okolje.

V nadaljevanju se bomo posvetili analizi stabilnosti dotika haptičnega vmesnika z navideznim okoljem in vodenju haptičnega vmesnika.

2.3.3 Analiza stabilnosti

Osnovni gradnik haptičnega navideznega okolja predstavlja navidezna stena. Vsako geometrijsko telo je namreč možno s poljubno natančnostjo opisati oz. aproksimirati z množico osnovnih elementov, tj. usmerjenih trikotnikov. Podobno načelo je močno uveljavljeno v računalniški grafiki (OpenGL). Usmerjeni trikotnik je določen s tremi točkami v prostoru, ki tvorijo ravnino v prostoru z ustrezno normalo.

Široko uveljavljen model stika navidezne stene in točkastega telesa je nedeforacijski model z vzmetjo in dušilnim elementom (viskoelastični element), kot je prikazan na Sliki 2.8.

Pri tej metodi ostaja pozicija površine stene ves čas konstantna in se ne defor-

mira. Reakcijska sila navidezne stene je različna od nič šele v primeru, ko testna točka \mathbf{P} (točkasto telo) predira površino stene (negativna oddaljenost testne točke od površine stene), kar fizikalno seveda ni realno, vendar zelo pripomore k enostavnosti modela. Kontaktna (površinska) točka P_{SCP} (angl. *SCP – surface contact point*) pa je pravokotna projekcija testne točke na površino stene.

Model navidezne stene temelji na hookovem zakonu in viskoznem dušenju (preprost PD-regulator):

$$\mathbf{F} = \begin{cases} -K(\mathbf{P} - \mathbf{P}_{SCP}) - B \frac{d}{dt} \mathbf{P}; & \mathbf{P} \cdot \mathbf{n} \leq 0 \\ 0 & \mathbf{P} \cdot \mathbf{n} \geq 0 \end{cases}, \quad (2.6)$$

kjer \mathbf{F} predstavlja vektor sile, ki deluje na \mathbf{P} , K je koeficient togosti stene in $|\mathbf{P} - \mathbf{P}_{SCP}|$ globina predrtja površine stene s testno točko \mathbf{P} ter B koeficient viskoznega dušenja in \mathbf{n} normala ravnine (stene).

Za nazornejšo nadaljnjo obravnavo, pri čemer ne izgubimo na splošnosti, postavimo ravnino oz. steno v koordinatno izhodišče z normalo \mathbf{n} usmerjeno v smeri osi x . Modela tako zapišemo v skalarni obliki:

$$F = \begin{cases} -Kx - B \frac{d}{dt} x; & x \leq 0 \\ 0 & x \geq 0 \end{cases}, \quad (2.7)$$

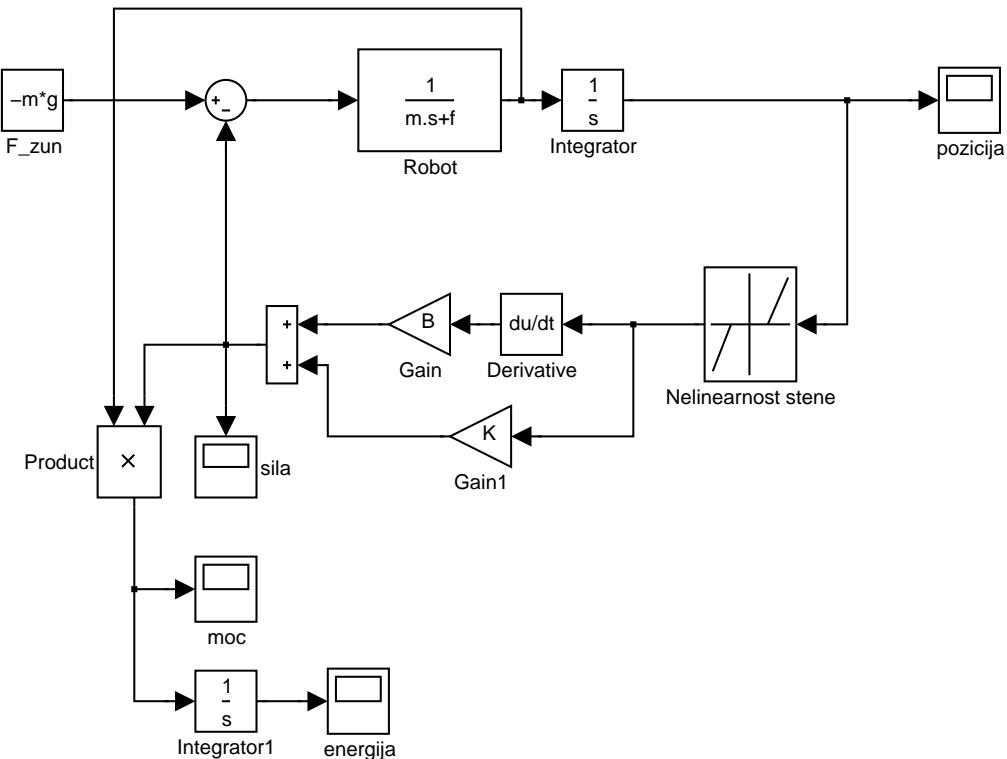
kjer nastopajo enaki parametri kot v (2.6).

Model navidezne stene je nelinearen ((2.6) in (2.7)). Nelinearnost je unilateralnega tipa in je ni mogoče linearizirati s tangentno aproksimacijo, kot je to možno za veliko nelinearnih sistemov. Nezmožnost linearizacije s tangentno aproksimacijo izvira iz nezveznega odvoda prenosne karakteristike unilateralnega nelinearnega člena.

Zaradi nazornosti in enostavnosti obravnavave zanemarimo dušilni člen B , ki bo obravnavan kasneje, in se posvetimo le vzmeti K . V zveznem oz. realnem svetu tak model res predstavlja pasivno vzmet. Pri diskretni/digitalni simulaciji takega modela pa prihaja do določenega odstopanja od obnašanja idealne vzmeti. Odstopanje izvira iz lastnosti digitalne (časovno diskretne) simulacije in z njo povezanimi zakasnitvami zadrževalnika ničtega reda (angl. *ZOH – Zero Order Hold*).

Model z zveznim regulatorjem navidezne stene

Raziščimo energijske in stabilnostne razmere v dotiku haptičnega vmesnika z navidezno steno, implementirano z zveznim regulatorjem. Tak regulator navidezne stene praktično ni izvedljiv, saj je večina haptičnih vmesnikov mikroprocesorsko,



Slika 2.9: Model dotika haptičnega vmesnika z navidezno steno (zvezni regulator).

torej digitalno krmiljenih. Čeprav so razmere pri zveznem regulatorju hipotetične, pa predstavljajo dobro osnovo za primerjavo z diskretnim/digitalnim regulatorjem, ki bo opisan v nadaljevanju, in so dobra aproksimacija dotika s pravo (realno) steno.

Študij nelinearnih in kombiniranih (zveznih in diskretnih) sistemov z matematičnimi analitičnimi pristopi je zapleten in eksaktno nemogoč, vsaj ne v smislu celovitega vpogleda v sistem, kot je to npr. možno pri linearnih sistemih s frekvenčno analizo in/ali analizo lege polov in ničel.

Zato v namene študija energijskih razmer v dotiku haptičnega vmesnika z navidezno steno z zveznim regulatorjem zgradimo model, kot ga prikazuje Slika 2.9.

Model robota aproksimirajmo z linearnim sistemom drugega reda. Parameter m predstavlja vztrajnost robota in f (lastno) dušenje robota. Z identifikacijo je bilo pokazano, da tak model dobro aproksimira haptični vmesnik Phantom 1.5, ki je bil uporabljen v študiji [90]. Identificirana je bila tudi ekvivalentna točkasta masa robota $m = 0.136 \text{ kg}$ v referenčni legi robota. V primeru dotika operaterja s haptičnim vmesnikom lahko roko modeliramo z dodatno maso in dodatnim dušenjem. V tem primeru parametra m in f v modelu na Sliki 2.9 predstavljata vsoto obeh prispevkov (manipulatorja in roke).

Za gornji model (Slika 2.9) lahko zapišemo karakteristično enačbo povratnozančnega sistema, če predpostavimo, da se ves čas nahajamo v dotiku z navidezno steno (eliminiramo unilateralno nelinearnost, ki je prikazana na Sliki 2.9 v obliki mrtve cone):

$$ms^2 + (B + f)s + K = 0. \quad (2.8)$$

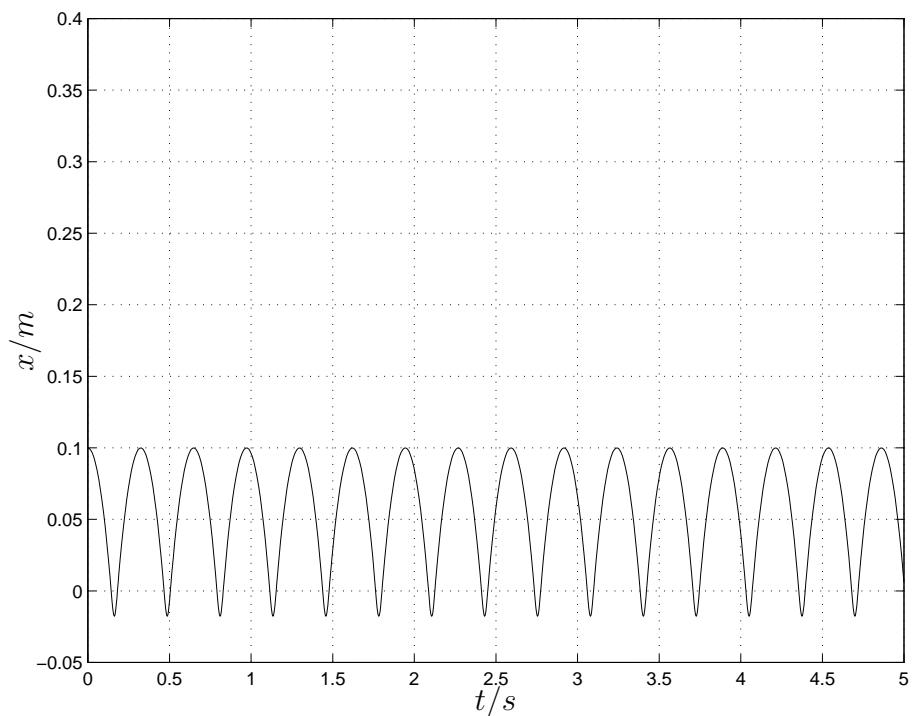
Ničle karakteristične enačbe oz. poli zaprtozančne prenosne funkcije se glasijo:

$$s_1 = \frac{-(B + f) + \sqrt{(B + f)^2 - 4mK}}{2m} \quad (2.9)$$

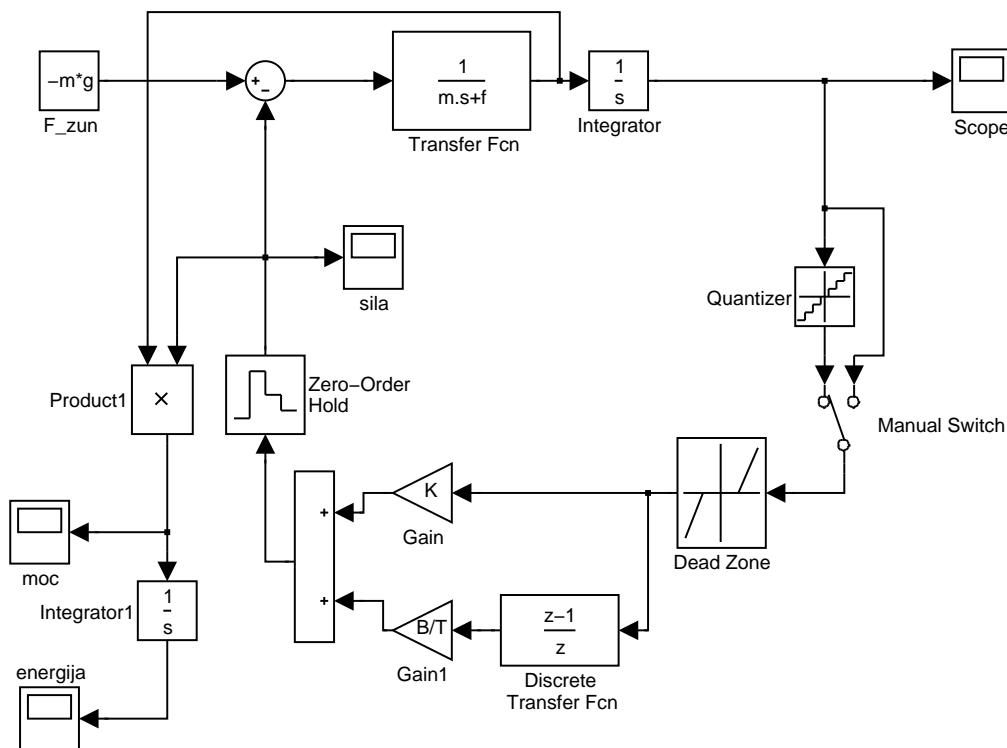
$$s_2 = \frac{-(B + f) - \sqrt{(B + f)^2 - 4mK}}{2m}. \quad (2.10)$$

Opazimo lahko, da sta pola konjugirano kompleksna in vedno ležita v levi polravnini s , če predpostavimo pozitivne koeficiente B , f , m in K , kar vedno drži pri realnih fizikalnih sistemih. Obravnavani sistem je torej vedno stabilen oz. mejno stabilen pri $(B + f) = 0$ oz. $B = 0$ in $f = 0$.

Slika 2.10 prikazuje odziv sistema ($B = 0$, $f = 0$) na gravitacijsko polje pri začetnih pogojih $x_0 = 0.1\text{ m}$ in hitrost $v_0 = 0$ (robot miruje 10 cm nad navidezno steno). Opazimo, da je sistem mejno stabilen, kar je v skladu z analizo lege polov zaprtozančne prenosne funkcije.



Slika 2.10: Simulacija dotikov haptičnega vmesnika z navidezno steno ($x = 0$), implementirano z zveznim regulatorjem pri parametrih $m = 0,136\text{ kg}$, $f = 0$, $B = 0$, $K = 1000\text{ N/m}$ in gravitaciji $g = 9,81\text{ ms}^{-2}$.



Slika 2.11: Kombinirani (zvezni in diskretni) model dotika haptičnega vmesnika z navidezno steno (digitalni regulator).

Model z digitalnim regulatorjem navidezne stene

Diskretni in kvantizirani (digitalni) regulator navidezne stene (ki krmili zvezni sistem, tj. haptični vmesnik – robot) se od zveznega razlikuje predvsem v dveh pogledih, in sicer:

1. vhodni signal, tj. pozicija haptičnega vmesnika x , je vzorčen in kvantiziran signal,
2. izhodni signal, tj. sila, ki deluje na vrh haptičnega vmesnika, se spreminja samo v vzorčnih trenutkih $t = kT$, med dvema vzorcema pa drži zadnjo vrednost, kar opišemo z zadrževalnikom ničtega reda (angl. *ZOH – Zero Order Hold*).

Kombinirani (zvezni in diskretni) model dotika haptičnega vmesnika z navidezno steno, implementirano z digitalnim regulatorjem, prikazuje Slika 2.11.

Odziv zadrževalnika ničtega reda na enotin impulz lahko modeliramo z razliko dveh stopničastih signalov, kjer je drugi zakasjen za vzorčni čas zadrževal-

nika/sistema T [79]:

$$g_0(t) = u(t) - u(t - T). \quad (2.11)$$

Pripadajoča prenosna funkcija zadrževalnika ničtega reda se tako glasi:

$$G_{ZOH}(s) = \frac{1 - e^{-sT}}{s}. \quad (2.12)$$

Karakteristična enačba zaprtozančnega sistema v dotiku z navidezno steno, če predpostavimo, da se ves čas nahajamo v dotiku z navidezno steno (izločimo unilateralno nelinearnost, ki je prikazana na Sliki 2.9 kot mrtva cona) in pri $B = 0$, se glasi:

$$ms^3 + fs^2 + K(1 - e^{-sT}) = 0. \quad (2.13)$$

Karakteristična enačba za diskretni regulator (2.13) je transcendentnega tipa in nima analitične rešitve. V ta namen si pomagamo s padejevimi aproksimacijami [91] prvega reda (2.14) in drugega reda (2.15):

$$e^{-sT} \doteq \frac{2 - sT}{2 + sT} \quad (2.14)$$

$$e^{-sT} \doteq \frac{12 - 6sT + (sT)^2}{12 + 6sT + (sT)^2}. \quad (2.15)$$

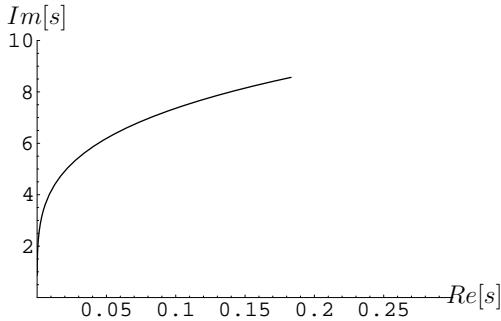
Karakteristična enačba, aproksimirana s padejevo funkcijo prvega reda, se tako glasi:

$$ms^3 + fs^2 + K\left(1 - \frac{2 - sT}{2 + sT}\right) = 0. \quad (2.16)$$

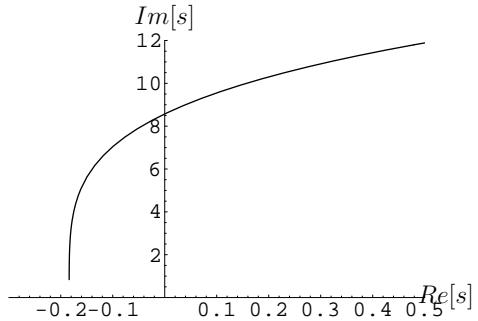
Splošna rešitev gornje karakteristične enačbe sicer obstaja, vendar je zapletena in je na tem mestu ne podajamo. Prvi pol zaprtozančnega sistema je pri $s = 0$, drugi je čisti realni in negativen, ostala dva pola, ki predstavljata potencialno nestabilnost sistema in sta zato dominantna, pa sta, pri konstantni trdoti navidezne stene K odvisna predvsem od realnega dušenja robota f in vzorčnega časa T . V namen analize teh dveh dominantnih polov si oglejmo parametrizacijo lege polov zaprtozančnega sistema glede na omenjena parametra.

Slika 2.12 prikazuje lego polov zaprtozančne prenosne funkcije pri padejevi aproksimaciji prvega reda za čase vzorčenja $T = 100 \mu s \div 10 ms$ oz. frekvence vzorčenja $f_s = 100 Hz \div 10 kHz$ in brez lastnega dušenja robota ($f = 0$). Ostali parametri so: $m = 0, 136 kg$, $K = 1000 N/m$.

Haptični sistem z digitalnim regulatorjem brez lastnega dušenja robota ($f = 0$) je vedno nestabilen, in to tem bolj, čim večji je vzorčni čas T . Z infinitezimalno majhnim vzorčnim časom T , ki ga praktično ni moč doseči, se približamo mejno



Slika 2.12: Parametrizacija ($T = 100 \mu s \div 10 ms$) lege prvega dominantnega pola (ničle karakteristične enačbe 2.16, Pade 1. red) pri parametrih: $f = 0$, $m = 0.136 kg$, $K = 1000 N/m$. Drugi dominantni pol je konjugirana vrednost prvega.



Slika 2.13: Parametrizacija ($T = 100 \mu s \div 20 ms$) lege prvega dominantnega pola (ničle karakteristične enačbe 2.16, Pade 1. red) pri parametrih: $f = 0.05 Ns/m$, $m = 0.136 kg$, $K = 1000 N/m$. Drugi dominantni pol je konjugirana vrednost prvega.

stabilnemu sistemu.

Slika 2.13 prikazuje lego polov zaprtozančne prenosne funkcije pri padejevi aproksimaciji prvega reda za čase vzorčenja $T = 100 \mu s \div 20 ms$ oz. frekvence vzorčenja $f_s = 50 Hz \div 10 kHz$, tokrat s prisotnim lastnim dušenjem robota $f = 0, 05 Ns/m$. Ostali parametri so enaki: $m = 0, 136 kg$, $K = 1000 N/m$. Trajektorija lege polov se ob prisotnosti lastnega dušenja ($f \neq 0$) pomakne proti levi polravnini. Sistem je torej stabilen do določenega vzorčnega časa T_m , ki je odvisen od lastnega (realnega) dušenja robota f in ga lahko numerično določimo iz enačbe:

$$Re[s_{1,2}] = 0. \quad (2.17)$$

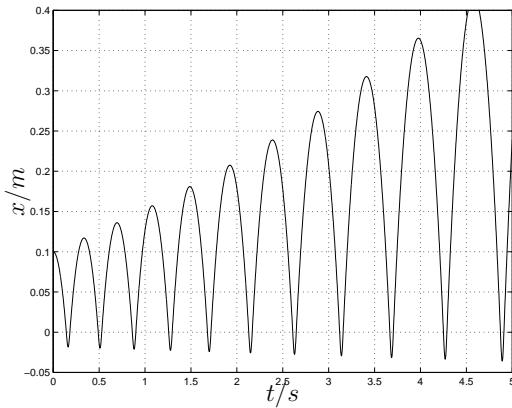
Le-ta znaša pri $f = 0.05 Ns/m$ $T_m \doteq 10 ms$ oz. $f_{sm} \doteq 100 Hz$.

Za primerjavo aproksimirajmo karakteristično enačbo zaprtozančnega sistema z digitalnim regulatorjem (2.13) še s padejevo funkcijo drugega reda:

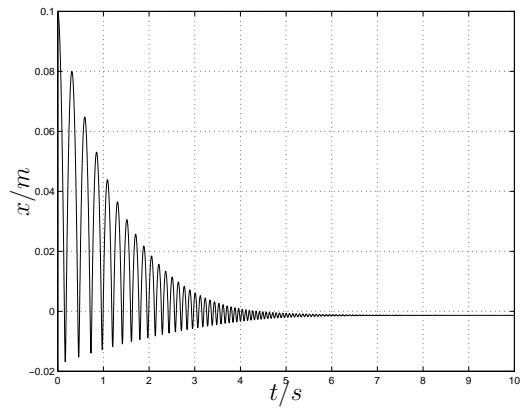
$$s \left(ms^2 + fs + \frac{12KT}{(sT)^2 + 6sT + 12} \right) = 0. \quad (2.18)$$

Enačba (2.18) je analitično obvladljiva le pri znanih (numeričnih) parametrih m , f in K . Še vedno pa so rešitve karakteristične enačbe (2.18) zelo zapletene, zato jih tu ne podajamo. Numerični rezultati pri padejevi aproksimaciji drugega reda so praktično enaki kot pri aproksimaciji prvega reda $T_m \doteq 10, 0031 ms$ oz. $f_{sm} \doteq 99, 97 Hz$.

Slika 2.14 prikazuje odziv sistema na gravitacijsko polje pri začetnih pogojih $x_0 = 0, 1 m$ in hitrost $v_0 = 0$ (robot miruje 10 cm nad navidezno steno). Opazimo,



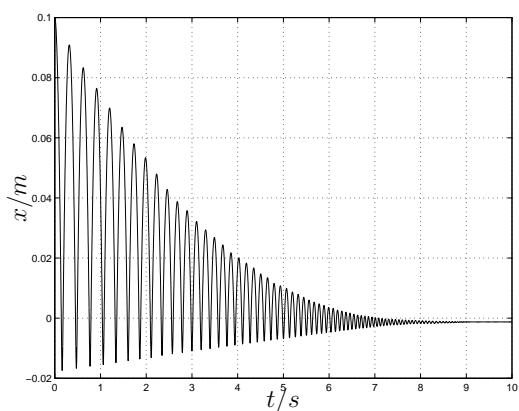
Slika 2.14: Simulacija dotikov haptičnega vmesnika z navidezno steno ($x = 0$), implementirano z digitalnim regulatorjem, pri parametrih $T = 1 \text{ ms}$, $m = 0,136 \text{ kg}$, $f = 0$, $B = 0$, $K = 1000 \text{ N/m}$ in gravitaciji $g = 9,81 \text{ ms}^{-2}$.



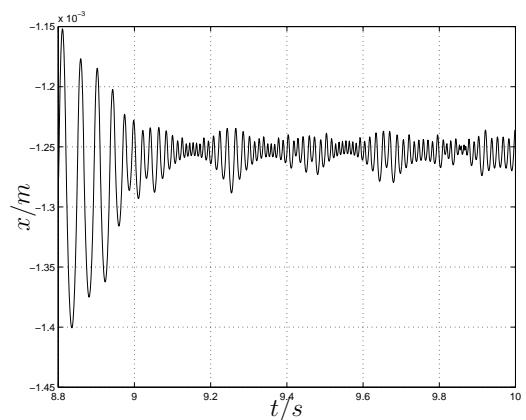
Slika 2.15: Simulacija dotikov haptičnega vmesnika z navidezno steno ($x = 0$), implementirano z digitalnim regulatorjem, pri parametrih $T = 1 \text{ ms}$, $m = 0,136 \text{ kg}$, $f = 0,8 \text{ Ns/m}$, $B = 0$, $K = 1000 \text{ N/m}$ in gravitaciji $g = 9,81 \text{ ms}^{-2}$.

da sistem ni stabilen, saj je izstopna hitrost iz stene ob vsakem trku večja kot vstopna. Stabilnostne razmere so tudi v skladu z analizo lege polov zaprtovančne prenosne funkcije (2.16) in (2.18).

Za stabilizacijo sistema je očitno potrebno dušenje, ki bi ga načeloma lahko dosegli z umetnim in lastnim dušenjem ($B + f$). Izkaže pa se, da je nujno potrebno lastno dušenje robota f , saj ima s povečevanjem umetnega dušenja B sistem sicer eksponencialno padajoče odzive (Slika 2.16), vendar se v ustaljenem stanju pojavijo oscilacije limitnega cikla (Slika 2.17). Oscilacije limitnega cikla nedvomno izvirajo iz numeričnega računanja odvoda kvantiziranega in diskretiziranega pozicijskega signala $x(k)$ (Slika 2.11). Slika 2.15 prikazuje eksponencialno upadanje amplitude pri lastnem dušenju robota $f = 0,8 \text{ Ns/m}$.



Slika 2.16: Simulacija dotikov haptičnega vmesnika z navidezno steno ($x = 0$), implementirano z digitalnim regulatorjem, pri parametrih $T = 1 \text{ ms}$, $m = 0,136 \text{ kg}$, $f = 0$, $B = 0,8 \text{ Ns/m}$, $K = 1000 \text{ N/m}$ in gravitaciji $g = 9,81 \text{ ms}^{-2}$.



Slika 2.17: Oscilacije limitnega cikla simulacije dotikov haptičnega vmesnika z navidezno steno, implementirano z digitalnim regulatorjem, pri parametrih $T = 1 \text{ ms}$, $m = 0,136 \text{ kg}$, $f = 0$, $B = 0,8 \text{ Ns/m}$, $K = 1000 \text{ N/m}$ in gravitaciji $g = 9,81 \text{ ms}^{-2}$.

2.3.4 Energijske razmere v dotiku

Vsak pasivni sistem, sicer pa poljuben, lahko tudi nelinearen, je stabilen sistem [92]. Pri tem pasivnost sistema razumemo kot nezmožnost vnašanja dodatne energije v sistem. Ljapunova stabilnostna teorija temelji na eksistenci zvezne skalarne pozitivno definitne realne funkcije stanj sistema $V(\mathbf{x})$, ki ima negativno definiten zvezni časovni odvod [93]:

$$V(\mathbf{x}, t) \geq 0 \quad \forall \mathbf{x}, \forall t \quad (2.19)$$

$$V(\mathbf{x}, t) = 0 \Leftrightarrow \mathbf{x} = 0 \quad (2.20)$$

$$V(\mathbf{x}, t) \text{ je zvezna funkcija in ima zvezne parcialne odvode} \quad (2.21)$$

$$\frac{d}{dt}V(\mathbf{x}, t) < 0 \quad \forall t, \forall \mathbf{x}. \quad (2.22)$$

V vsakem sistemu zahtevam od (2.19) do (2.22) ustreza energija sistema, ki je povezana s stanji sistema. Gornje zahteve lahko z inženirskega stališča interpretiramo kot izrek [92]:

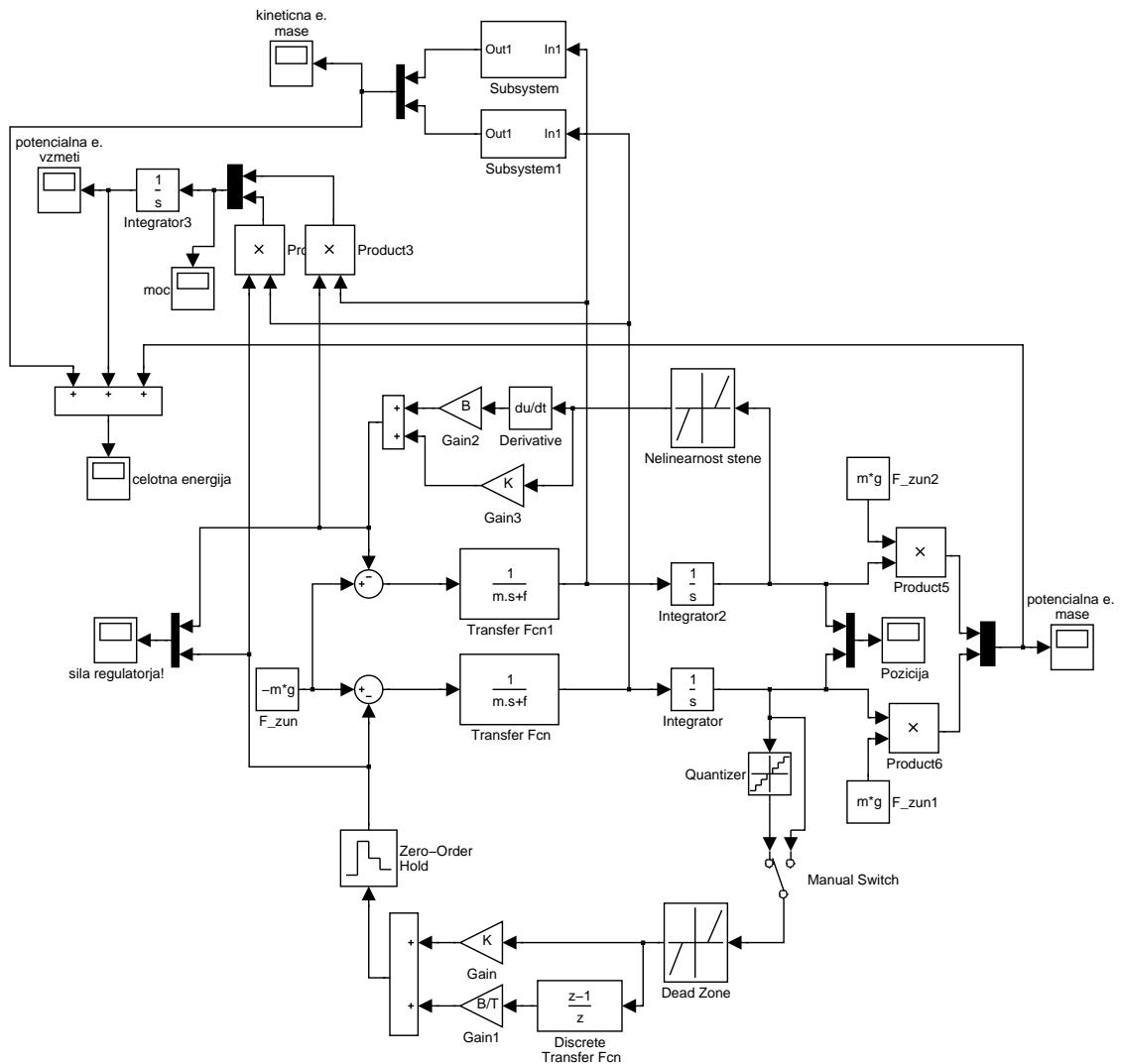
Če sistem izkazuje konstantno disipacijo energije sistema, ki je povezana s stanji sistema, se mora ta sistem, naj bo linearen ali nelinearen, prej ali slej ustaliti v nekem ravnotežnem stanju. Sistem oz. deli sistema morajo biti torej pasivni (ne smejo generirati oz. vnašati dodatne energije v sistem), če naj bo sistem stabilen.

Ljapunova stabilnostna teorija je zelo primerna za obravnavo nelinearnih sistemov. V nadaljevanju podajamo numerično analizo energijskih razmer haptičnega vmesnika v dotiku, iz katere je moč sklepati na stabilnost sistema.

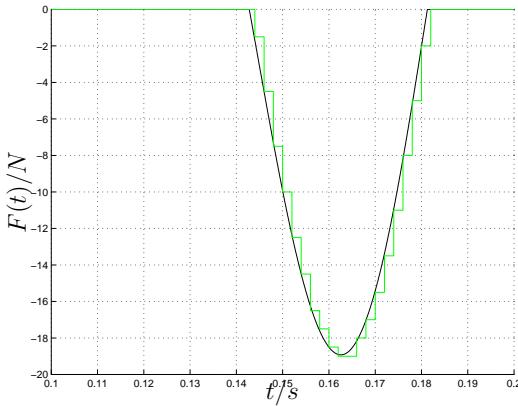
V ta namen si oglejmo simulacijske odzive sistemov z zveznim in digitalnim regulatorjem (Slika 2.18) brez lastnega dušenja sistema ($f = 0$).

Slike 2.19, 2.20 in 2.21 prikazujejo časovne poteke sile $F(t)$, moči vzmeti/regulatorja $p(t) = F(t)\frac{d}{dt}x(t)$ in potencialne (shranjene) energije v vzmeti $E_{pv}(t) = \int_0^t p(\tau)d\tau$ pri začetni potencialni energiji mase (robot miruje v dvignjeni legi nad navidezno steno).

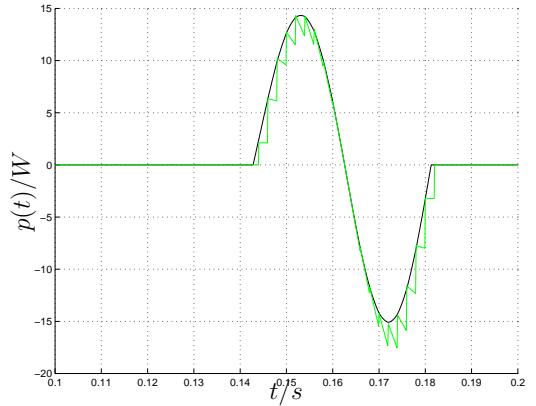
Iz Slike 2.19 je razvidno, da se reakcijska sila, ki jo generira diskretni regulator, ne spreminja časovno zvezno, temveč v diskretnih časovnih (vzorčnih) trenutnih. Zato je povprečna sila vzmeti med stiskanjem (po absolutni vrednosti) manjša od tiste, ki bi jo povzročila idealna vzmet (zvezni regulator), in analogno je povprečna sila vzmeti med popuščanjem vzmeti (po absolutni vrednosti) večja od tiste, ki bi jo povzročila idealna vzmet.



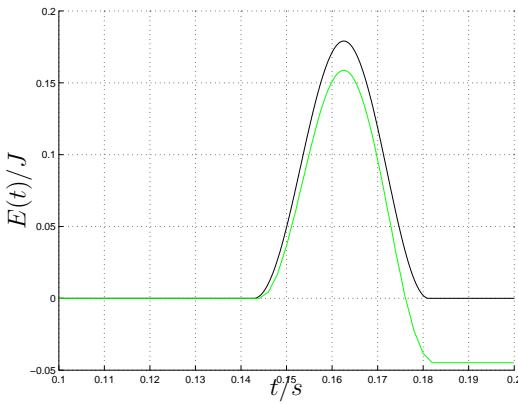
Slika 2.18: Model dotika haptičnega vmesnika z navidezno steno (zvezni in digitalni regulator) za študij energijskih razmer.



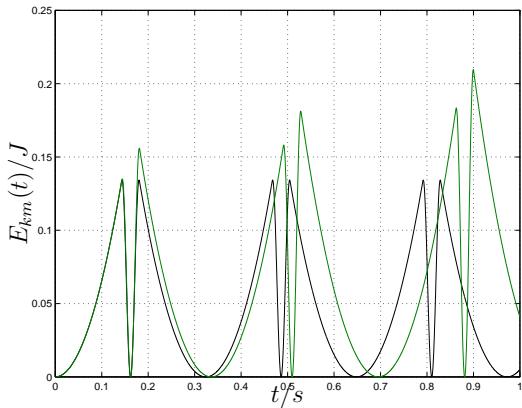
Slika 2.19: Časovni potek sil $F(t)$ pri trku haptičnega vmesnika z navidezno steno. Polna črta – zvezni regulator, pikčasta črta – digitalni regulator. Parametri: $T = 2\text{ ms}$, $m = 0,136\text{ kg}$, $f = 0$, $B = 0$, $K = 1000\text{ N/m}$, $g = 9,81\text{ ms}^{-2}$.



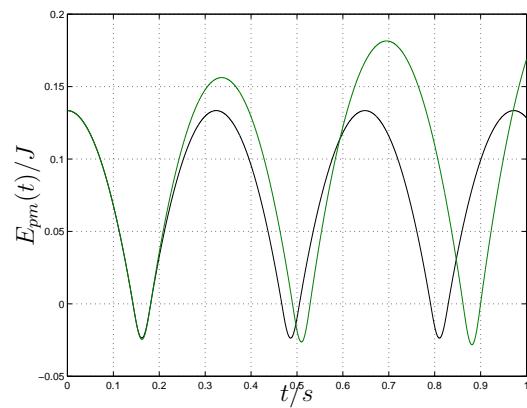
Slika 2.20: Časovni potek moči $p(t)$ pri trku haptičnega vmesnika z navidezno steno. Polna črta – zvezni regulator, pikčasta črta – digitalni regulator. Parametri: $T = 2\text{ ms}$, $m = 0,136\text{ kg}$, $f = 0$, $B = 0$, $K = 1000\text{ N/m}$, $g = 9,81\text{ ms}^{-2}$.



Slika 2.21: Časovni potek potencialne (shranjene) energije vzmeti $E(t)$ pri trku haptičnega vmesnika z navidezno steno. Polna črta – zvezni regulator, pikčasta črta – digitalni regulator. Parametri: $T = 2\text{ ms}$, $m = 0,136\text{ kg}$, $f = 0$, $B = 0$, $K = 1000\text{ N/m}$, $g = 9,81\text{ ms}^{-2}$.



Slika 2.22: Kinetična energija mase $E_{km} = \frac{m}{2} \left(\frac{dx}{dt} \right)^2$. Polna črta – zvezni regulator, pikčasta črta – digitalni regulator. Parametri: $T = 1 \text{ ms}$, $m = 0,136 \text{ kg}$, $f = 0$, $B = 0$, $K = 1000 \text{ N/m}$, $g = 9,81 \text{ ms}^{-2}$.



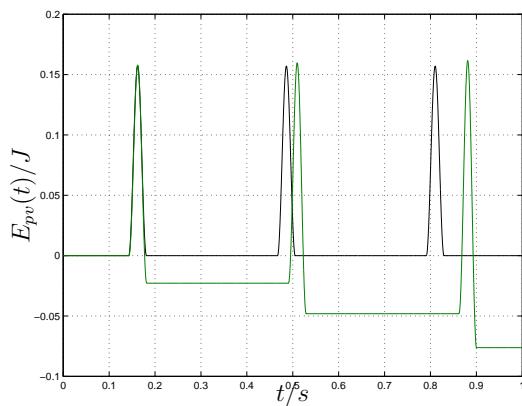
Slika 2.23: Potencialna energija mase $E_{pm} = mgx$. Polna črta – zvezni regulator, pikčasta črta – digitalni regulator. Parametri: $T = 1 \text{ ms}$, $m = 0,136 \text{ kg}$, $f = 0$, $B = 0$, $K = 1000 \text{ N/m}$, $g = 9,81 \text{ ms}^{-2}$, $x_0 = 0,1 \text{ m}$.

Enako velja tudi za potencialno (shranjeno) energijo vzmeti. Iz Slike 2.21 lahko razberemo, da v primeru zveznega regulatorja vzmet ob popuščanju odda natanko toliko energije, kot jo prejme ob stiskanju. Pri digitalnem regulatorju pa vzmet (zaradi zakasnitev ZOH) odda več energije ob popuščanju, kot jo prejme ob stiskanju. Rezultat trka je torej dodatno vnesena energija v sistem po vsakem trku. Časovno torej potencialna energija vzmeti narašča in ne upada, kar ni v skladu z negativno definitnostjo ljapunove funkcije, in sistem je zato nestabilen.

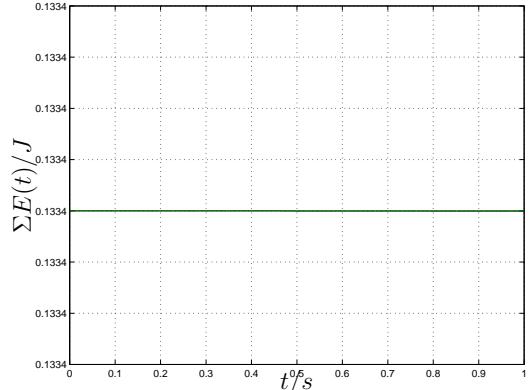
Za primerjavo si oglejmo še časovne poteke vseh energij, ki nastopajo v sistemu in so povezane s spremenljivkami stanja sistema (x in $\frac{dx}{dt}$). Te so: kinetična energija mase E_{km} (Slika 2.22), potencialna energija mase E_{pm} (Slika 2.23) in potencialna energija vzmeti E_{pv} (Slika 2.24).

Iz Slik 2.22, 2.23 in 2.24 lahko razberemo časovno naraščanje pripadajočih energij pri digitalnem regulatorju, kar dokazuje nestabilnost sistema.

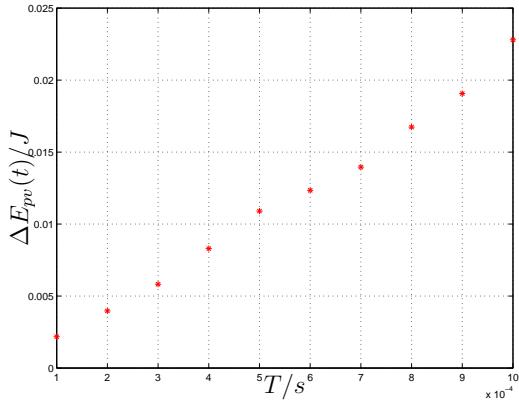
Vsota vseh energij je zaradi zakona o ohranitvi energije seveda konstantna in enaka začetni potencialni energiji (dvignjene) mase v gravitacijskem polju (mgx_0), kar prikazuje Slika 2.25. Konstanta mgx_0 pa je relativna, saj je odvisna od postavitve koordinatnega sistema (lege $x = 0$).



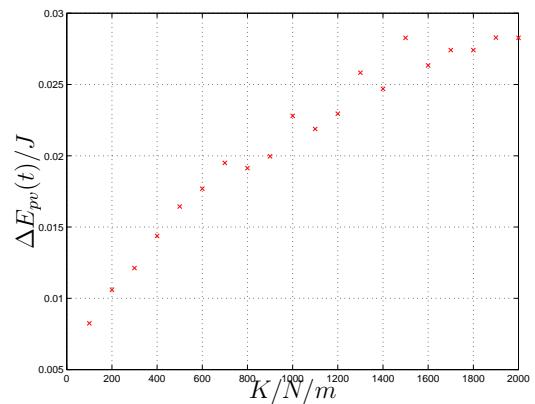
Slika 2.24: Potencialna (shranjena) energija vzmeti E_{pv} . Polna črta – zvezni regulator, pikčasta črta – digitalni regulator. Parametri: $T = 1 \text{ ms}$, $m = 0.136 \text{ kg}$, $f = 0$, $B = 0$, $K = 1000 \text{ N/m}$, $g = 9.81 \text{ ms}^{-2}$.



Slika 2.25: Vsota vseh energij v sistemu ΣE . Vsoti pri obeh sistemih sta enaki, zato se krivulji za zvezni in digitalni regulator prekrivata. Parametri: $T = 1 \text{ ms}$, $m = 0,136 \text{ kg}$, $f = 0$, $B = 0$, $K = 1000 \text{ N/m}$, $g = 9,81 \text{ ms}^{-2}$, $x_0 = 0,1 \text{ m}$.



Slika 2.26: Prispevki potencialne energije diskretno simulirane vzmeti ΔE_{pv} ob trku v odvisnosti od vzorčnega časa T . ΔE_{pv} je razlika potencialnih energij vzmeti med zveznim in diskretnim regulatorjem po trku. Parametri: $m = 0, 136 \text{ kg}$, $f = 0$, $B = 0$, $K = 1000 \text{ N/m}$, $g = 9, 81 \text{ ms}^{-2}$.



Slika 2.27: Prispevki potencialne energije diskretno simulirane vzmeti ΔE_{pv} ob trku v odvisnosti od togošči stene K . ΔE_{pv} je razlika potencialnih energij vzmeti med zveznim in diskretnim regulatorjem po trku. Parametri: $T = 1 \text{ ms}$, $m = 0, 136 \text{ kg}$, $f = 0$, $B = 0$, $g = 9, 81 \text{ ms}^{-2}$.

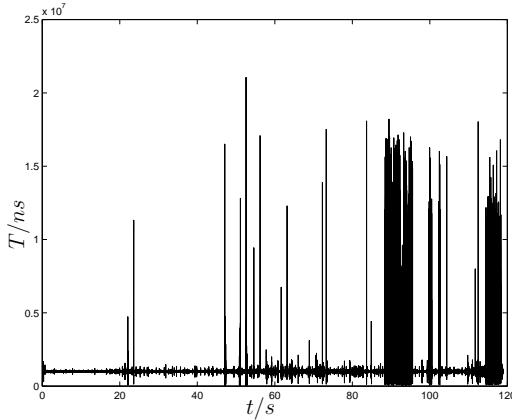
Prispevek potencialne energije vzmeti ΔE ob vsakem trku (pri $f = 0$) je odvisen predvsem od vzorčnega časa T in trdote navidezne stene K . Slike 2.26 in 2.27 podajata rezultate parametrizacije prispevkov energije diskretno simulirane vzmeti ΔE ob trku pri spremenljivih parametrih T in K .

Za stabilizacijo sistema očitno potrebujemo čiste porabnike energije, torej dušenje sistema. Ker ga z umetnim (regulatorskim) dušenjem B ni moč doseči zaradi numeričnih nestabilnosti odvajanja kvantiziranega signala pozicije $x(t)$, je edini porabnik energije lahko lastno dušenje robota $f > 0$, ki mora biti dovolj veliko pri določenem vzorčnem času T oz. trdoti navidezne stene K ($f_{stabil} = f(T, K)$).

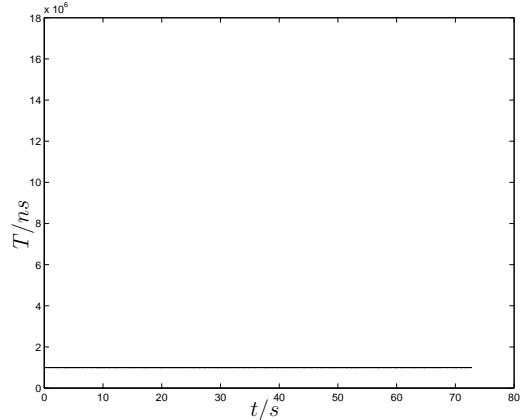
Colgate [94] je pokazal slednjo relacijo za stabilnost navidezne stene:

$$f_{stabil} \geq \frac{KT}{2} + |B|.$$

Pri znanem lastnem dušenju sistema f in konstantnem vzorčnem času T je trdota navidezne stene K navzgor omejena. Nekateri avtorji so predlagali uvedbo vmesnega viskoelastičnega člena med navideznim okoljem in haptičnim vmesnikom [95, 96]. Omenjeni pristop pa močno omeji območje dosegljivih mehanskih impedanc do vrednosti viskoelastičnega vmesnega člena. Vse gornje ugotovitve zato veljajo za viskoelastični element.



Slika 2.28: Vzorčni časi izvajanja regulacijske zanke haptičnega vmesnika ($f_s = 1 \text{ kHz}$) na operacijskem sistemu Windows NT/2000/XP s proizvajalcovo programsko opremo.



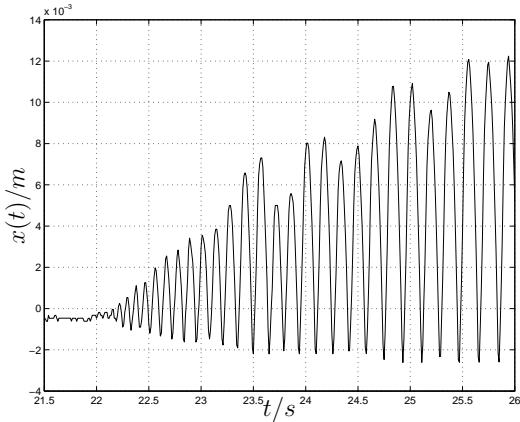
Slika 2.29: Vzorčni časi izvajanja regulacijske zanke haptičnega vmesnika ($f_s = 1 \text{ kHz}$) na operacijskem sistemu Real-Time Linux z avtorjevo programsko opremo.

2.3.5 Meritve na realnem sistemu

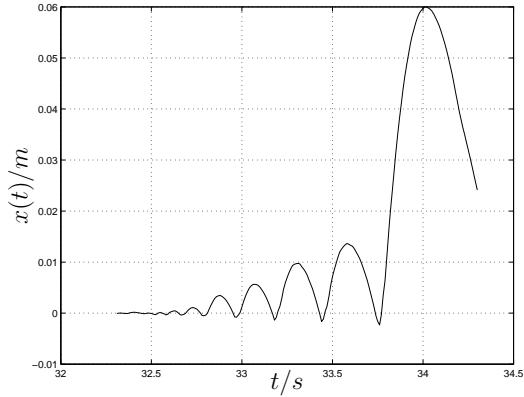
Časovna odstopanja regulacijskih vzorčnih trenutkov od eksaktnih (želenih) vzorčnih trenutkov imajo enak vpliv na sistem kot manjša vzorčna frekvence, tj. potencialno nestabilnost sistema [97]. Ker so ta časovna odstopanja relativno redka, je verjetnost globalne nestabilnosti sistema sicer majhna, vseeno pa prihaja pri krmiljenju v nedoslednem realnem času (angl. *soft-real-time*) do “trenutnih nestabilnosti”, ki se kažejo kot neželene motnje v silah, ki jih čuti operater. Krmiljenje haptičnih vmesnikov mora biti zato nujno izvajano v doslednem realnem času (angl. *hard-real-time*).

Programska oprema proizvajalca haptičnega vmesnika Phantom 1.5 omogoča le krmiljenje v nedoslednem realnem času. Avtor disertacije pa je izdelal gonilnik za krmiljenje v doslednem realnem času, ki teče na operacijskem sistemu Real-Time Linux [98, 99]. Gonilnik omogoča nizkonivojski dostop do krmiljenja sile haptičnega vmesnika in merjenja pozicije vrha robota z vzorčno frekvenco do $f_s = 16 \text{ kHz}$ in maksimalnim odstopanjem od eksaktnih vzorčnih trenutkov (angl. *jitter*) $\Delta T = 8 \mu\text{s}$ (tipično $\Delta T_{typ} < 4 \mu\text{s}$) in razločljivostjo merjenja časa $\Delta T_m = 32 \text{ ns}$. Slike 2.28 in 2.29 ilustrirata primerjavo časovne doslednosti izvajanja regulacijske zanke na operacijskem sistemu Windows in Real-Time Linux.

Prikažimo izsledke teoretične obravnave stabilnosti še na praktičnem primeru. Slike 2.30, 2.31 in 2.32 prikazujejo odzive realnega sistema, tj. haptičnega vmesnika Phantom 1.5 v dotiku z navidezno steno, torej z digitalnim (diskretnim in kvantiziranim) regulatorjem, implementiranim z zgoraj opisanim gonilnikom, pri različnih



Slika 2.30: Odziv realnega sistema haptičnega vmesnika v dotiku z navidezno steno, implementirano z digitalnim regulatorjem. Parametri regulacije: $T = 10 \text{ ms}$ ($f_s = 100 \text{ Hz}$), $K = 2000 \text{ N/m}$.



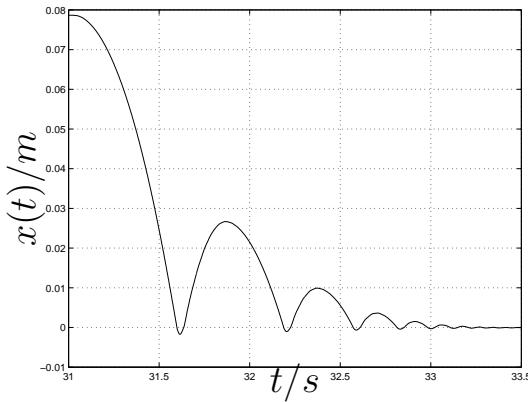
Slika 2.31: Odziv realnega sistema haptičnega vmesnika v dotiku z navidezno steno, implementirano z digitalnim regulatorjem. Parametri regulacije: $T = 20 \text{ ms}$ ($f_s = 50 \text{ Hz}$), $K = 2000 \text{ N/m}$.

vzorčnih frekvencah $f_s = 100 \text{ Hz}$, $f_s = 50 \text{ Hz}$ in $f_s = 5000 \text{ Hz}$ ter konstantni togosti navidezne stene $K = 2000 \text{ N/m}$.

Pri nizkih vzorčnih frekvencah je sistem v obeh primerih ($f_s = 100 \text{ Hz}$ in $f_s = 50 \text{ Hz}$) nestabilen. V drugem primeru, tj. pri $f_s = 50 \text{ Hz}$, je nestabilnost precej večja kot v prvem primeru, saj vrhovi pozicijskega signala $x(t)$ naraščajo bistveno hitreje in zelo hitro pridemo v nasičenje signala sile, ki prekine izvajanje regulatorja zaradi prevelikih momentov motorjev. Pri veliki vzorčni frekvenci (Slika 2.32) pa je sistem stabilen.

Kljub temu, da je na začetku obeh nestabilnih meritev haptični vmesnik zelo blizu ravnovesne lege, lahko opazimo, da sistem vseeno postane nestabilen po določenem času. Iz obravnavane teoretične stabilnostne analize in predhodnih simulacij bi moral biti (digitalni) sistem v ustaljenem stanju, ko ni prisotno gibanje ($\frac{d}{dt}x(t) = 0$), stabilen. V takih razmerah je namreč sila vzmeti (navidezne stene) konstantna in zato ni razlik med reakcijskimi silami $F(t)$, ki bi izvirale iz zakasnitev zadrževalnika ničtega reda ZOH, in s tem tudi energija sistema ne narašča. V praksi pa je delno zaradi prisotnosti mehanskih vibracij, delno zaradi kvantizacijskega šuma optičnih inkrementalnih dajalnikov gibanje vedno prisotno ($\frac{d}{dt}x(t) \neq 0$), kar prej ali slej poveže do nestabilnosti sistema, če ostali parametri (K , T , f) ne zadoščajo pogojem stabilnosti.

Meritve na realnem sistemu dokazujojo prisotnost nestabilnosti že pri $f_s = 100 \text{ Hz}$ oz. $T = 10 \text{ ms}$. Na tem mestu dodajmo le še dejstvo, da tipična odstopanja od



Slika 2.32: Odziv realnega sistema haptičnega vmesnika v dotiku z navidezno steno, implementirano z digitalnim regulatorjem. Parametri regulacije: $T = 0,2 \text{ ms}$ ($f_s = 5000 \text{ Hz}$), $K = 2000 \text{ N/m}$.

vzorčnih trenutkov (angl. *jitter*) oz. zakasnitve pri izvajjanju procesov na operacijskih sistemih, ki niso namenjeni izvajjanju procesov v doslednem realnem času, znašajo lahko nekaj 100 ms in neredko presežejo 300 ms pri večji (lahko tudi trenutni) obremenitvi operacijskega sistema [98, 99], kar je približno 10- od 30-krat več, kot je dopustni vzorčni čas T_m mejne stabilnosti sistema pri konkretno izbrani togosti navidezne stene ($K = 2000 \text{ N/m}$). Časovna odstopanja od vzorčnih trenutkov ΔT regulacije haptičnega vmesnika Phantom s proizvajalčevu programsko opremo z uporabo GHOST⁴ knjižnice presegajo 20 ms [100], kar sicer še ne povzroča globalne nestabilnosti regulacijske zanke, vendar pogosto prihaja do neželenih penetracij navideznih sten. Avtor disertacije je lastni goničnik, razvit za operacijski sistem Real-Time Linux prenesel tudi na operacijski sistem RTX Windows⁵, kjer časovno odstopanje ne presega $\Delta T = 17 \mu\text{s}$ [101].

Iz zgoraj obravnavanih stabilnostnih analiz sistema haptičnega vmesnika v dotiku z navideznim okoljem lahko ugotovimo, da je za stabilnost digitalno krmiljenega haptičnega vmesnika nujna prisotnost realnega dušenja robota f in dovolj kratek vzorčni čas T oz. dovolj velika vzorčna frekvenca f_s . Po eni strani zelo nezaželena lastnost haptičnih vmesnikov, tj. trenje in dušenje, ki omejuje dinamično območje izvedljivih navideznih impedanc, je po drugi strani njihova potrebna lastnost za brezpogojno stabilnost. Največja dosegljiva togost navidezne stene K je pri določenem dušenju

⁴http://www.sensible.com/products/phantom_ghost/ghost.asp

⁵http://www.vci.com/products/windows_embedded/index.asp

sorazmerna vzorčni frekvenci f_s .

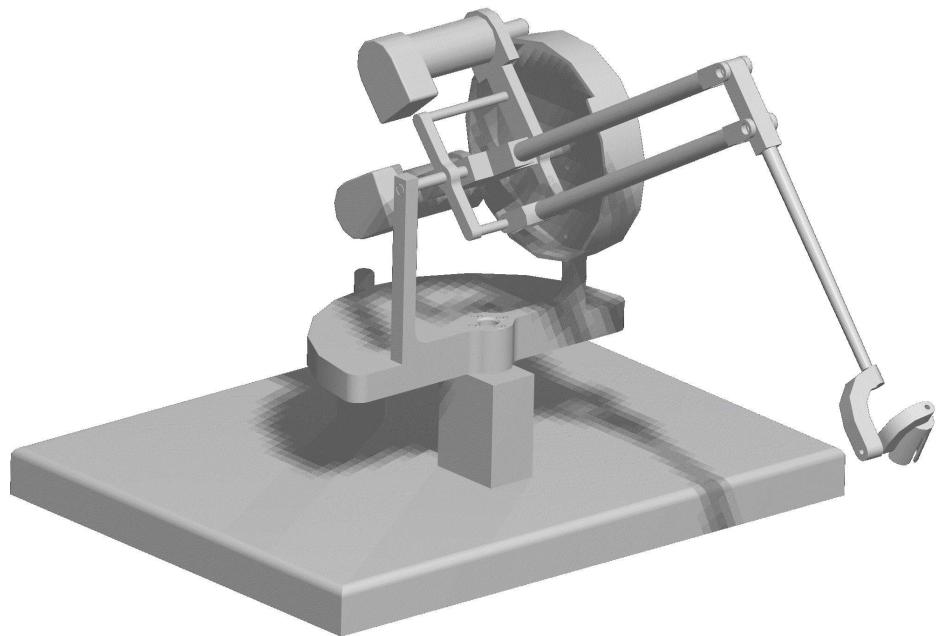
V limitnem primeru, $f_s \rightarrow \infty$, bi bilo obnašanje dotika haptičnega vmesnika z navideznim okoljem enako obnašanju dotika z realnim okoljem. Medtem ko povečevanje vzorčne frekvence f_s preko vseh meja ni možno, se poraja vprašanje, ali ne bi bilo bolj smiselno za regulacijo navideznih okolij uporabiti zvezne (analogne) regulatorje. Tako bi bile reakcije dotika (reakcijske sile) hipne, in ne zakasnjene. Navdih za tak regulator lahko najdemo tudi v bioloških sistemih, npr. sočasno delovanje agonističnih in antagonističnih mišičnih skupin pri človeški roki za doseganje določene mehanske impedance ob prijemu. Implementacija takega regulatorja je na prvi pogled (Slika 2.9) res enostavna, ker pa haptični vmesniki praviloma niso kartezični roboti (jacobijeva matrika $\mathbf{J} \neq \mathbf{I}$), bi bila implementacija računanja transponirane jacobijeve matrike za izračun momentov motorjev ($\tau = \mathbf{J}^T \mathbf{F}$) v analogni tehniki dokaj zapletena in občutljiva na motilne vplive (temperaturne spremembe, lezenje), če že ne nemogoča.

2.4 Haptični vmesnik Phantom 1.5 kot merilna naprava

Haptični vmesnik Phantom 1.5, ki je bil uporabljen v tej študiji in je prikazana na Sliki 2.33, je komercialno dosegljiv⁶ haptični vmesnik s tremi aktivnimi in šestimi merilnimi prostostnimi stopnjami (delovni prostor $19,5\text{ cm} \times 27\text{ cm} \times 37,5\text{ cm}$, pozicijska razločljivost $0,03\text{ mm}$, maksimalna kratkotrajna obremenitev $8,5\text{ N}$ in trajna $1,5\text{ N}$). Omenjeni haptični vmesnik sta razvila Salisbury in Massie v laboratoriju *Artificial Intelligence Laboratory*, MIT [84] (PHANToM – *Personal Haptic Interface Mechanism*).

Haptični vmesnik Phantom 1.5 je prizemljen haptični vmesnik in je pasivno ročno vodljiv oz. nezaporen (angl. *back-drivable*). Odlikuje ga izredno majhna vztrajnost, dušenje in trenje sistema, kar dokazuje izmerjena neparametrična identifikacija vmesnika za os x v referenčni legi po metodi ortogonalne korelacije na Slikah 2.34 in 2.35. S sistemskega stališča na omenjenih slikah in pri haptičnem vmesniku kot sistemu sila na vrhu robota F predstavlja vhod (vzbujanje) mehanskega sistema, premik X pa izhod. Identifikacija s psevdonaključnim vzbujevalnim signalom je zaradi dvojnega integratorskega značaja tako definiranega sistema težavna, saj lega haptičnega vmesnika kaj hitro (integratorsko) pobegne iz določene delovne točke. Dinamični model haptičnega vmesnika Phantom 1.5 je nelinearen, v referenčni legi pa ga lahko

⁶<http://www.sensable.com>



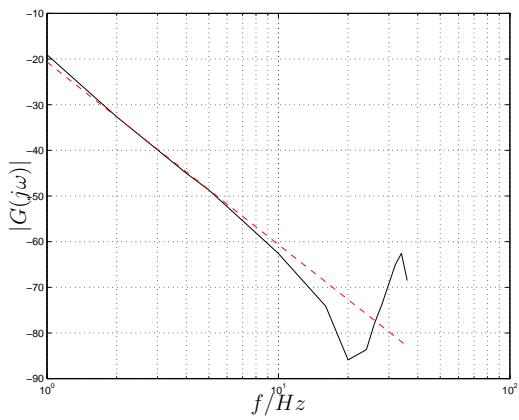
Slika 2.33: Haptični vmesnik Phantom 1.5.

relativno dobro opišemo z linearnim modelom za posamezno os (x, y, z):

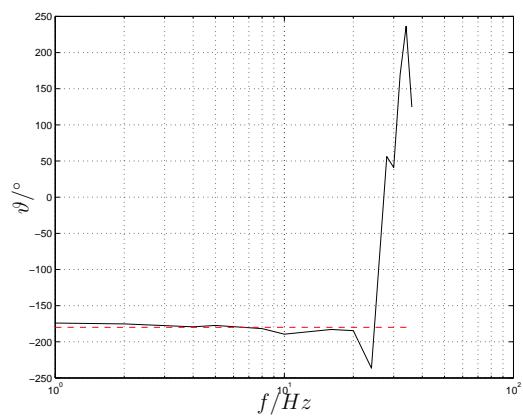
$$G(s) = \frac{X(s)}{F(s)} = \frac{1}{ms^2}, \quad (2.23)$$

kjer sta $X(s)$ in $F(s)$ pozicija in sila na vrhu haptičnega vmesnika v ustrezeni smeri ter m ekvivalentna točkasta masa na vrhu manipulatorja v referenčni legi za določeno smer/os. Le-ta je bila izmerjena s parametrično identifikacijo in za smer x znaša $m = 136\text{ g}$.

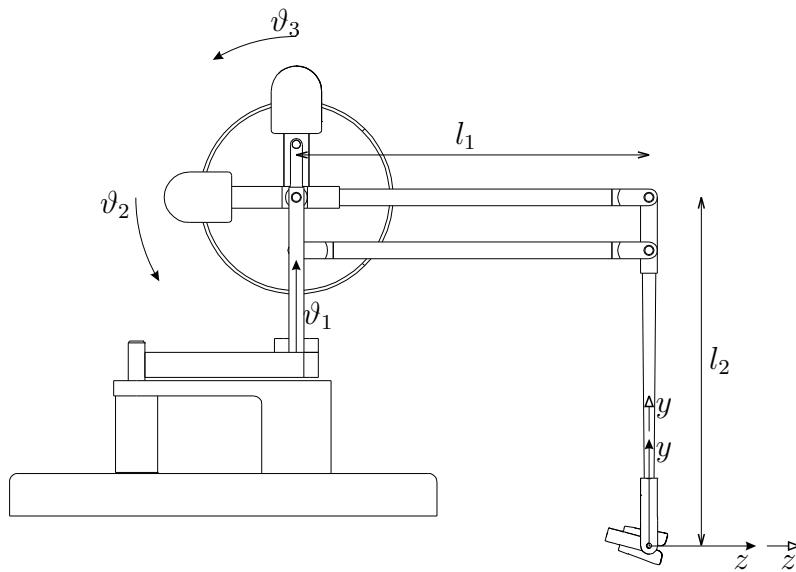
V frekvenčnem področju, zanimivem za naš namen identifikacij, tj. do 10 Hz , lahko ugotovimo zadovoljivo ujemanje z modelom druge vrste brez dušenja ($G(s) = \frac{1}{ms^2}$) tako v amplitudni kot tudi v fazni karakteristiki, pri višjih frekvencah pa je lepo vidna resonanca ($f_r \doteq 32\text{ Hz}$).



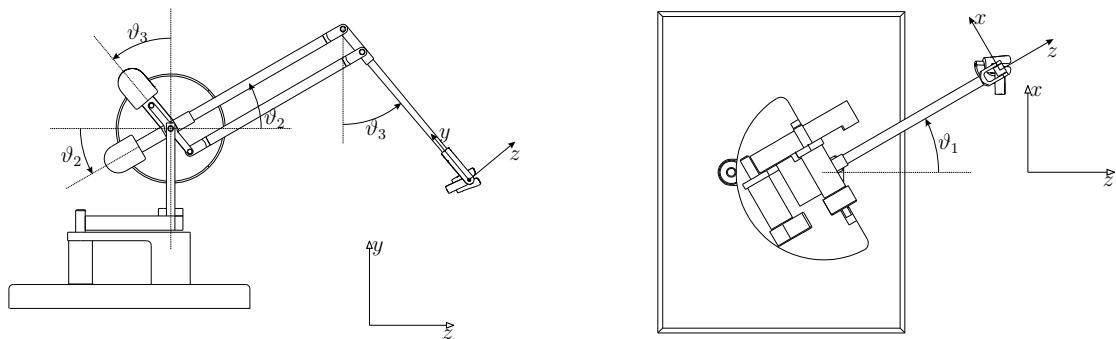
Slika 2.34: Amplitudni odziv haptičnega vmesnika Phantom 1.5 kot samostojnega sistema brez operaterjevega prijema. (—) realni sistem, (---) model $G(s) = \frac{1}{ms^2}$.



Slika 2.35: Fazni odziv haptičnega vmesnika Phantom 1.5 kot samostojnega sistema brez operaterjevega prijema. (—) realni sistem, (---) model $G(s) = \frac{1}{ms^2}$.



Slika 2.36: Referenčna lega haptičnega vmesnika Phantom 1.5.



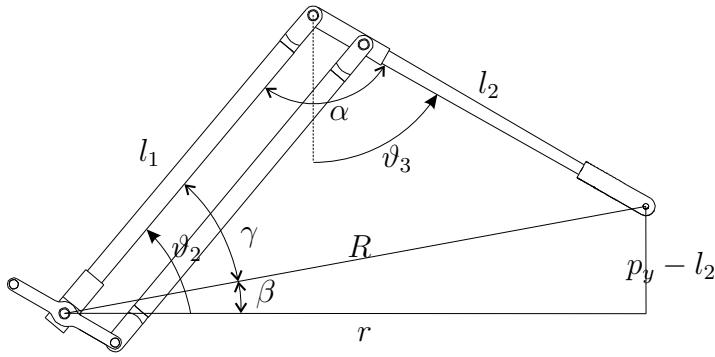
Slika 2.37: Stranski ris haptičnega vmesnika Phantom 1.5.

Slika 2.38: Tloris haptičnega vmesnika Phantom 1.5.

2.4.1 Kinematični model

Slika 2.36 prikazuje haptični vmesnik Phantom 1.5 in njegov paralelogramski mehanizem v referenčni legi. Bazni koordinatni sistem ni postavljen v bazo robota, temveč tako, da sta v referenčni legi robota bazni koordinatni sistem in koordinatni sistem vrha enaka. Haptični vmesnik Phantom 1.5 ima tri aktivne prostostne stope (DOF) in s tem tri notranje spremenljivke, ki jih označimo s $\mathbf{q} = [\vartheta_1, \vartheta_2, \vartheta_3]^T$. Koti ϑ_1 do ϑ_3 sovpadajo z zasuki pripadajočih motorjev, ne pa tudi v splošnem s koti med segmentoma l_1 in l_2 , φ , je namreč zaradi paralelogramskega mehanizma $\varphi = \vartheta_3 - \vartheta_2 - \frac{\pi}{2}$.

V skladu z oznakami na Slikah 2.37 in 2.38 lahko zapišemo transformacijo iz baznega koordinatnega sistema v koordinatni sistem vrha (direktni kinematični model)



Slika 2.39: Geometrijska predstavitev paralelogramskega mehanizma.

v homogeni obliki:

$$T = \begin{bmatrix} \cos \vartheta_1 & -\sin \vartheta_1 \sin \vartheta_3 & \sin \vartheta_1 \cos \vartheta_3 & \sin \vartheta_1 (l_1 \cos \vartheta_2 + l_2 \sin \vartheta_3) \\ 0 & \cos \vartheta_3 & \sin \vartheta_3 & l_2 - l_2 \cos \vartheta_3 + l_1 \sin \vartheta_2 \\ -\sin \vartheta_1 & -\cos \vartheta_1 \sin \vartheta_3 & \cos \vartheta_1 \cos \vartheta_3 & -l_1 + \cos \vartheta_1 (l_1 \cos \vartheta_2 + l_2 \sin \vartheta_3) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (2.24)$$

Inverzni kinematični model podajajo enačbe (2.25) do (2.34). Položaj vrha robota v baznem koordinatnem sistemu označimo s $\mathbf{p} = [p_x, p_y, p_z]^T$. Prvo notranjo spremenljivko mehanizma ϑ_1 , tj. rotacijo baze robota, lahko določimo iz Slike 2.38.

$$\vartheta_1 = \arctan(p_x, p_z + l_1). \quad (2.25)$$

Za izračun ϑ_2 in ϑ_3 si oglejmo Sliko 2.39. Iz nje lahko določimo naslednje relacije:

$$r = \sqrt{p_x^2 + (p_z + l_1)^2} \quad (2.26)$$

$$R = \sqrt{p_x^2 + (p_y - l_2)^2 + (p_z + l_1)^2} \quad (2.27)$$

$$\beta = \arctan(p_y - l_2, r). \quad (2.28)$$

Kosinusni izrek za gornji trikotnik (R, l_1, l_2) na Sliki 2.39 se glasi:

$$R^2 + l_1^2 - 2Rl_1 \cos \gamma = l_2^2 \quad (2.29)$$

$$\gamma = \arccos \left(\frac{R^2 + l_1^2 - l_2^2}{2Rl_1} \right). \quad (2.30)$$

Zaradi fizičnih omejitev paralelogramskega mehanizma velja $\gamma > 0$ in tako

$$\vartheta_2 = \beta + \gamma. \quad (2.31)$$

Za izračun ϑ_3 zapišimo kosinusni izrek za trikotnik (R, l_1, l_2) in kot α v obliki:

$$l_1^2 + l_2^2 - 2l_1l_2 \cos \alpha = R^2 \quad (2.32)$$

$$\alpha = \arccos \left(\frac{l_1^2 + l_2^2 - R^2}{2l_1l_2} \right). \quad (2.33)$$

Ker zaradi fizičnih omejitev paralelogramskega mehanizma enako velja $\alpha > 0$, sledi

$$\vartheta_3 = \alpha - \left(\frac{\pi}{2} - \vartheta_2 \right). \quad (2.34)$$

Jacobijevu matriko, izraženo v baznem koordinatnem sistemu, podajata enačbi (2.35) in (2.36).

$$\mathbf{J}_P(\vartheta) = \begin{bmatrix} \cos \vartheta_1 (l_1 \cos \vartheta_2 + l_2 \sin \vartheta_3) & -l_1 \sin \vartheta_1 \sin \vartheta_2 & l_2 \sin \vartheta_1 \cos \vartheta_3 \\ 0 & l_1 \cos \vartheta_2 & l_2 \sin \vartheta_3 \\ -\sin \vartheta_1 (l_1 \cos \vartheta_2 + l_2 \sin \vartheta_3) & -l_1 \cos \vartheta_1 \sin \vartheta_2 & l_2 \cos \vartheta_1 \cos \vartheta_3 \end{bmatrix} \quad (2.35)$$

$$\mathbf{J}_\Phi = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 \end{bmatrix}. \quad (2.36)$$

2.4.2 Dinamični model

Spolna enačba gibanja robotskih manipulatorjev v notranjih koordinatah v matrični obliki se glasi:

$$\mathbf{B}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{G}(\mathbf{q}) + \mathbf{F}_v\mathbf{q} + \mathbf{F}_e = \boldsymbol{\tau} - \mathbf{J}^T(\mathbf{q})\mathbf{F}_{\text{zun}}, \quad (2.37)$$

kjer \mathbf{q} , $\dot{\mathbf{q}}$ in $\ddot{\mathbf{q}}$ predstavljajo vektorje kotov v sklepih, kotnih hitrosti in kotnih pospeškov. \mathbf{B} predstavlja vztrajnostne, \mathbf{C} coriolisove ter centrifugalne in \mathbf{G} gravitacijske prispevke momentov, \mathbf{F}_v in \mathbf{F}_e sta viskozno in statično trenje, $\boldsymbol{\tau}$ vektor momentov v sklepih, \mathbf{J} jacobijska matrika in \mathbf{F}_{zun} vektor sil na vrhu manipulatorja, izražen v zunanjih koordinatah.

Zaradi skrbno načrtovanega tetivnega prenosnega mehanizma haptičnega vmesnika Phantom 1.5 zanemarimo prispevke statičnega in dinamičnega trenja \mathbf{F}_v in \mathbf{F}_e , kar je glede na rezultate identifikacije haptičnega vmesnika, prikazane na Slikah

2.34 in 2.35, upravičeno. Poenostavljena enačba gibanja se tako glasi:

$$\mathbf{B}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{G}(\mathbf{q}) = \boldsymbol{\tau} - \mathbf{J}^T(\mathbf{q})\mathbf{F}_{zun}. \quad (2.38)$$

Elementi matrik \mathbf{B} , \mathbf{C} in \mathbf{G} so bili izračunani z lagrangeovo metodo [102, 103], parametri dinamičnega modela, tj. vztrajnostni tenzorji segmentov, težišča segmentov ter karakteristike motorjev pa izračunane iz mehaničnega 3D-modela ter povzeta iz [104]. Podrobnejši opis dinamičnega modela haptičnega vmesnika Phantom 1.5 je podan v Dodatku A na strani 137.

2.4.3 Analiza točnosti merjenja s haptičnim vmesnikom Phantom 1.5

Haptični vmesnik Phantom 1.5, uporabljen v tej študiji, je pasivno voljne narave. Njegova voljnosc (simulacija prostega prostora) je torej zagotovljena brez aktivne regulacije in merjenja sil na vrhu robota. Pasivno voljnosc omogoča izredno majhno trenje in dušenje na tetivnih prenosnih mehanizmih robota ter majhna vztrajnost konstrukcijskih delov mehanizma robota.

Merjenje sil

Ker uporabljeni haptični vmesnik nima vgrajenega senzorja za merjenje sil niti na vrhu robota niti v sklepih/motorjih, je točnost merjenja sil odvisna od predpostavke, da se momenti motorjev prenašajo na vrh robota (preko jacobijeve matrike) brez trenja in dušenja oz. z zanemarljivim vplivom obeh. Predpostavko lahko podpremo z identifikacijo haptičnega vmesnika, ki je prikazana na Slikah 2.34 in 2.35 na strani 48, ter linearnim odnosom med tokom motorja in njegovim momentom (predpostavimo motorje tipa *Maxon RE25 Φ25 mm Precious Metal Brushes CLL, 10W* [105]). V nasprotju s trenjem in dušenjem pa vztrajnosti mehanizma robota in motorjev ter gravitacija predstavljajo pomembno napako pri ocenjevanju sil.

Omenjene prispevke ocenimo na osnovi dinamičnega modela in jih kompenziramo v nadaljnjih analizah:

$$\mathbf{F}_{zun} = \mathbf{F}_{mot} - \mathbf{J}^{-T}(\mathbf{q}) [(\mathbf{B}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{G}(\mathbf{q}))] \quad (2.39)$$

$$\mathbf{q} = InvKin(\mathbf{p}); \quad \dot{\mathbf{q}} = \frac{d}{dt}\mathbf{q}; \quad \ddot{\mathbf{q}} = \frac{d^2}{dt^2}\mathbf{q}. \quad (2.40)$$

Problem ocene sile na vrhu robota \mathbf{F}_{zun} po metodi (2.39) je kvantizacijski šum, ki se pojavi zaradi numeričnega odvajanja kvantiziranega pozicijskega signala (2.40),

ki pa je obvladljiv s primernim digitalnim filtriranjem brez zakasnitev. Korekcija sile na vrhu robota \mathbf{F}_{zun} ima pomembno vlogo le v prostem gibanju robota, sicer pa je prispevek dinamičnega modela pri počasnih gibih, ki so prisotni pri ocenjevanju funkcionalnega stanja gornje ekstremite (gl. poglavje 4 na strani 73), bistveno manjši od prispevka inverznega statičnega modela $\mathbf{F}_{\text{mot}} = \mathbf{J}^{-T}(\mathbf{q})\boldsymbol{\tau}$.

Merjenje pozicije

Točnost merjenja pozicije vrha haptičnega vmesnika je odvisna od točnosti merilnikov pozicije na oseh motorjev (inkrementalnih dajalnikov pozicije – optičnih enkoderjev) ob predpostavki točnih parametrov inverznega kinematičnega modela in majhni podajnosti mehanske strukture manipulatorja in predpostavki, da na prenosni poti od motorjev do sklepov robota ni spodrsovaj med pletenico in vijačnico na gredi motorja, ter ob predpostavki toge plethenice.

Za inkrementalne pozicijske dajalnike *HP HEDM-5500-B02*, ki so vgrajeni v haptičnem vmesniku Phantom 1.5, maksimalna pozicijska napaka znaša $\Delta\Theta = 0^{\circ}40'$, maksimalna relativna pozicijska napaka pa $\Delta\Theta_{\text{rel}} = 0,19\%$ [106]. V zunanjih koordinatah v referenčni legi ta napaka znaša:

$$\Delta x = \frac{\Delta\Theta}{r_1} l_1 = 0,18 \text{ mm} \quad (2.41)$$

$$\Delta y = \Delta z = \frac{\Delta\Theta}{r_2} l_1 = 0,21 \text{ mm}, \quad (2.42)$$

kjer sta $r_1 = 13,6$ in $r_2 = 11,6$ prestavna razmerja tetivnega mehanizma robota za prvi ter drugi in tretji sklep.

Proizvajalec haptičnega vmesnika podaja maksimalno pozicijsko napako $0,03 \text{ mm}$ v celotnem delovnem prostoru, kar je glede na (2.41) in (2.42) optimistična ocena.

3

Metode merjenja in ocenjevanja v rehabilitaciji

Pri živčno-mišičnih boleznih, poškodbah perifernega živčevja, travmatičnih poškodbah in nevroloških boleznih, kot sta friedreichova ataksija in parkinsonova bolezen, so pogosto prizadete tudi gornje ekstremitete, kar se kaže v zmanjšani sposobnosti gibanja in opravljanja vsakodnevnih opravil oz. v manjši funkcionalni sposobnosti. Načini zdravljenja teh bolezni so zelo različni, od fizikalne terapije, medikamentnega zdravljenja do kirurških posegov. Pogosto bolezni ni moč ozdraviti, kar pa ne pomeni, da je ni možno zdraviti. Smiselnost uporabe poznanih zdravstvenih posegov moramo zato nenehno preverjati.

Uspešnost zdravljenja, predvsem rehabilitacije in delovne terapije, je možno ugotoviti le s standardiziranimi meritvami, testi in ocenjevanji. Trenutno so v rabi številni testi oz. ocenjevalne lestvice za ugotavljanje funkcionalnih sposobnosti. Žal pa jih je večina podvržena subjektivnim vplivom ocenjevalca in redki so specifični za gornje ekstremitete. Subjektivne razlike v rezultatih testov, ki nastanejo pri različnih ocenjevalcih, lahko celo presegajo 40 % [49], vprašljiva pa je tudi razločljivost meritov. Logični in sodobni trend v rehabilitacijski diagnostiki je v zagotavljanju objektivnih in ponovljivih merilnih rezultatih ter metodah, ki zmanjšujejo subjektivne dejavnike in omogočajo terapeutom priti do uporabnih zaključkov, na osnovi katerih se odločajo za oblike nadaljnje terapije.

Oglejmo si nekaj standardnih testov v rehabilitaciji.

3.1 Merjenje v rehabilitaciji

Na področju nevrologije (nevrološke medicine) lahko predvsem zaradi zgodnje sistematizacije zasledimo standardne ocenjevalne lestvice, ki služijo v merilne namene.

Po drugi strani pa na področju merjenja v rehabilitaciji še vedno ni enotnih postopkov v svetovnem merilu. Skoraj vsaka rehabilitacijska institucija ali bolnica uporablja lastno, prirejeno množico ocenjevalnih metod in pripomočkov. Izjeme k temu splošnemu pravilu so redke (tako je npr. nevro-psihološko merjenje inteligenčnega kvocienta).

Glede na Stein in ostale [107] je eden od razlogov za tako stanje pomanjkanje enotnega okvira oz. modela. Avtorji tudi predlagajo ocenjevanje kroničnih bolezni na štirih nivojih, in sicer na:

- biološkem nivoju,
- fiziološkem nivoju,
- funkciskem nivoju in
- mentalnem nivoju.

Čeprav se predlagani model uporablja redko, pa je predstavljal osnovo za razvoj splošnejšega modela, ki bo opisan v nadaljevanju.

Eden od modelov, ki naj v rehabilitaciji vzpostavlja logičen, razumljiv in izčeren sistem, je bil sprejet s strani Svetovne zdravstvene organizacije že leta 1980 [4, 5]. Čeprav je model, znan kot ICIDH (angl. *International Classification of Impairments, Disabilities and Handicaps*), zelo podrobен in pristranski (revmatološke bolezni), predstavlja dober okvir za razumevanje in zdravljenje nevroloških bolezni in poškodb. Najvažnejši koncept modela je predpostavka, da je možno vsako bolezen vrednotiti na štirih nivojih, in sicer na:

- patološkem nivoju (angl. *pathology*),
- nivoju okvare oz. prizadetosti (angl. *impairment*),
- nivoju omejene dejavnosti oz. (ne)zmožnosti (angl. *disability*) in
- nivoju oviranosti oz. omejenega sodelovanja (angl. *handicap*),

vendar naj poudarimo, da je v praksi meja med posameznimi nivoji lahko dokaj zabrisana.

3.1.1 Patološki nivo

Tradicionalno je patologija jedro medicinske nege, saj je postavljanje diagnoze predpogoj za zdravljenje določene bolezni. Patološko stanje se vedno nanaša na določen del ali predel človeškega telesa, navadno nek organ ali organski sistem. V sodobni (znanstveno naravnani) medicini je kot najučinkovitejše zdravljenje privzeta tehnika ustavitev patoloških sprememb ali njihovega obrata, če je to možno. Brez ustreznih patoloških diagnoz je torej nemogoče načrtovati najučinkovitejše zdravljenje, delno tudi zaradi na patološki osnovi temelječe prognoze in naravnega poteka bolezni. Medicinska in rehabilitacijska diagnostika na patološkem nivoju praviloma vključuje invazivne metode in številne naprave, primarni cilj teh merjenj pa je diagnosticiranje bolezni.

3.1.2 Nivo okvare oz. prizadetosti

Okvara, tudi prizadetost, je neposredna nevro-fiziološka posledica določenega patološkega stanja in se kaže s simptomi oz. znaki bolezni. V normalni klinični praksi je sklepanje o določenem patološkem stanju bolnika pogosto oprto prav na opazovanje okvare/prizadetosti. Najbolj pogoste oblike okvare/prizadetosti so npr.: amputacija ali ohromelost uda, bolečina, motnje vida, ataksija, zmanjšano območje gibanja itd. Definicija prizadetosti po ICD-10 se glasi:

Okvara/prizadetost je vsaka izguba oz. nenormalno stanje fiziološke, psihološke ali anatomske strukture ali funkcije. Okvara/prizadetost predstavlja na zunaj vidno patološko stanje.

Potrebno pa je poudariti, da vsako patološko stanje ne povzroča okvare oz. prizadetosti. Znani so primeri, kjer je bila post mortem ugotovljena prisotnost posledic multiple skleroze brez kakršnihkoli predhodnih znakov. Prav tako so znani primeri t. i. tihih kapi [108]. Podobno tudi vse prizadetosti in okvare ne izvirajo iz znanih oz. vidnih patoloških stanj, zato povezava med prizadetostjo, okvaro in patološkim stanjem ni vedno vidna in očitna.

3.1.3 Nivo omejene dejavnosti oz. (ne)zmožnosti

Večina (ne pa vse) okvare/prizadetosti bodo do določene mere vplivale na bolnikovo normalno funkcioniranje in njegovo družbeno vlogo. Funkcijska sposobnost, ki se kaže v stopnji bolnikove zmožnosti interakcije z okoljem, se imenuje stopnja omejene dejavnosti oz. (ne)zmožnosti. Kot primer omejene dejavnosti/(ne)zmožnosti

lahko navedemo počasno lokomocijo, potrebno pomoč pri oblačenju in podobnih dnevnih aktivnostih ter nezmožnost samostojne priprave obrokov. Definicija omejene dejavnosti/(ne)zmožnosti po ICIDH pravi:

Stopnja omejene dejavnosti/(ne)zmožnost je vsaka iz okvare/prizadetosti izhajajoča omejitev ali pomanjkanje sposobnosti opravljanja aktivnosti, privzetih kot normalne človekove aktivnosti.

(Ne)zmožnost tako predstavlja neke vrste konkretizacijo okvare/prizadetosti in jo zato lahko razumemo kot motnjo na osebnostnem nivoju. (Ne)zmožnost oz. omejena dejavnost je na zunaj vidna vedenjska posledica določene bolezni. Vzroke omejenega sodelovanja/(ne)zmožnosti gre iskati predvsem v različnih okvarah/prizadetostih in posledično v patološkem stanju, kar pa ne izključuje deloma zabrisanih vzročnih povezav. Znani so namreč primeri, kjer sprememba patološkega stanja ne vpliva na omejeno dejavnost/(ne)zmožnost [109].

3.1.4 Nivo oviranosti oz. omejenega sodelovanja

V očeh pacientov je pogosto oviranost oz. omejeno sodelovanje merilo stopnje resnosti bolezni. Omejeno sodelovanje/oviranost se nanaša na družbene vidike posledic patološkega stanja in se izraža preko bolnikovih družbenih vlog in aktivnosti. Bistvena razlika, ki loči oviranost od (ne)zmožnosti, prizadetosti in patološkega stanja, je v kriteriju normalnosti. Le-ta se pri oviranosti nanaša na pacientovo družbeno vlogo, medtem ko se pri (ne)zmožnosti, prizadetosti in patološkem stanju nanaša na povprečne norme "normalne" populacije. Kot primer oviranosti lahko navedemo izgubo službe, zakonske ločitve ipd. kot posledica bolezni. Definicija oviranosti po ICIDH se glasi:

Oviranost zajema vsako pomanjkljivost oz. oviro za individualnega pacienta, ki izvira iz prizadetosti ali (ne)zmožnosti in omejuje ali preprečuje individualnemu pacientu izpolnjevanje njegove "normalne" družbene vloge glede na starost, spol in kulturne navade.

Z drugimi besedami, oviranost predstavlja (nekoč prisotne) izgubljene pacientove svoboščine zaradi določenega patološkega stanja. Npr. brezposelnost sama po sebi še ni oviranost, izguba službe zaradi bolezni pa je.

Kompleksnost merjenja se povečuje od patološkega nivoja do nivoja omejenega sodelovanja. Na nivoju patologije je merjenje relativno dobro definirano in preprosto, metode pa praviloma invazivne. Na razpolago imamo veliko oprijemljivih fizikalnih veličin in metod (predvsem fizikalno-kemičnih) s katerimi lahko opisujemo določene pojave in stanja v človekovem telesu.

V naslednjem nivoju, tj. nivoju okvare/prizadetosti, so razmere še podobne patološkemu nivoju, saj gre za izražene simptome in znake, ki so posledica patološkega stanja in so v večini primerov razmeroma lahko merljivi, metode merjenja pa neinvazivne.

Na nivoju omejene dejavnosti oz. (ne)zmožnosti je merjenje že bolj abstraktno in vključuje tudi nekatere psihološke dejavnike. Na zadnjem nivoju, tj. na nivoju oviranosti oz. omejenega sodelovanja, pa je kompleksnost merjenj največja. V strokovni literaturi ni enotnega mnenja, kaj vse naj zajema merjenje omejenega sodelovanja/oviranosti, in je le-to v veliki meri šele predmet preliminarnih raziskav. Večina pa se strinja, da je možno oviranost enačiti s kakovostjo življenja, kar je izredno širok pojem in morda celo dodatno otežuje sistematizacijo merjenja oviranosti.

Največ merjenj, ki nastopajo v diagnostični praksi, je merjenj stopnje okvare/prizadetosti in patološkega stanja, torej merjenj na nižjih nivojih. Težko je tudi pričakovati, da bodo merjenja na zadnjem nivoju, tj. na nivoju oviranosti, že zaradi svoje narave kdaj sistematična, eksaktna in tehniška. Zato je največ zanimanja in tehniškega potenciala za merjenje v drugem in tretjem nivoju, tj. nivoju merjenja stopnje okvare/prizadetosti in stopnje omejene dejavnosti/(ne)zmožnosti, ki je še relativno obvladljivo.

Druga možna delitev ocenjevanja uspešnosti rehabilitacije, ki jo predлага O'Sullivan [6], je delitev v ocenjevanje senzorične prizadetosti [7], prizadetosti koordinacije [8], motorične prizadetosti [9] in funkcionalne prizadetosti [10], vendar se pri večini bolezni in poškodbah centralnega živčnega sistema omenjene prizadetosti med seboj ne izključujejo, nastopa pa lahko več prizadetosti hkrati. Slednja delitev je manj splošna od delitve po ICIDH, saj vsebuje le nivoja prizadetosti in delno (ne)zmožnosti.

3.2 Merjenje s stališča gornje ekstremitete

Potreba po ocenjevanju oz. merjenju sposobnosti gibanja, torej funkcionalnega stanja gornjih ekstremitet, se pojavlja predvsem pri pacientih z nevrološkimi motnjami in pri katerikoli drugih post travmatičnih primerih, kjer so prisotne residualne mo-

tnje gibanja. Vseh vidikov funkcije gornjih ekstremitet, kot so anatomska integriteta, gibljivost, mišična moč, občutljivost, prijemi (gropi in fini), natančnost, spretnost in koordinacija, unilateralne in bilateralne aktivnosti, ni možno oceniti v enem testu [18, 19, 21].

Najosnovnejše ocenjevanje motoričnih sposobnosti oz. prizadetosti gornje ekstremitete zajema enostavno stiskanje dinamometra za ocenjevanje mišične moči in merjenje območja gibanja v posameznih sklepih [17, 54]. Pogosto zasledimo tudi samoocenjevanje s strani pacientov [52, 53]. S stališča gornje ekstremitete pa je izmed zgoraj omenjenih nivojev ključnega pomena ocenjevanje stopnje omejene dejavnosti oz. (ne)zmožnosti [11]. Le-to je največkrat funkcionalno ocenjevanje, kjer se rezultat ocenjevanja nanaša na spretnosti oz. veščine pacienta pri interakciji z okoljem [12, 13] in na različne delovne spretnosti. Taki testi v osnovi obsegajo razne manipulacijske naloge in vključujejo predvsem dnevne aktivnosti, iz katerih je izpeljanih mnogo testov. Rezultati teh ocen imajo v splošnem majhno razločljivost zaradi semikvantitativnih odgovorov (stopenjsko ocenjevanje) [14]. Pogosto je edina z instrumenti objektivno izmerljiva fizikalna veličina čas izvedbe naloge. Ostali elementi oz. karakteristike gibanja gornjih ekstremitet in fenomenov, vključujuč kinematiko in statiko, ki izvirajo iz interakcije z okoljem, pa ostajajo neznane in niso vključene v rezultate ocenjevanja, ali pa so določene subjektivno.

3.2.1 Merjenje in ocenjevanje

Razlikovati moramo med merjenjem in ocenjevanjem. Pri merjenju gre za uporabo določenega standarda in primerjanje dejanskega stanja neke veličine s tem standardom (etalonom). Govorimo lahko o kvantifikaciji opazovanj; medtem ko je ocenjevanje pogosto mišljeno kot subjektivna kvantifikacija opazovanj ali pa proces prikazovanja/interpretiranja pomena meritev. Kot bomo pokazali v nadaljevanju, je na področju rehabilitacije bistveno manj merjenj kot (subjektivnih) ocenjevanj.

Wade [49, 50] ugotavlja, da lahko glede na obliko/naravo rezultatov merjenj oz. ocenjevanj le-te razdelimo v štiri skupine, in sicer:

1. Nominalno merjenje, kjer elementov množice rezultatov ni mogoče razvrstiti po velikosti. Običajno gre le za razvrščanje, npr. glede na diagnozo, zato na tem mestu težko govorimo o merjenju v tehniškem smislu. Aritmetične operacije nad rezultati niso možne.
2. Ordinalno merjenje, kjer elemente množice rezultatov lahko razvrstimo po velikosti. Rezultati ordinalnih merjenj so vedno kvantizirani (malo/srednje/zelo),

pogosto pa predstavljajo vsoto binarnih odgovorov. Aritmetične operacije nad ordinalnimi rezultati so sicer možne, vendar nimajo nobenega pomena.

3. Intervalno merjenje je v osnovi ordinalno merjenje z dodatno lastnostjo ekvidistantnosti med dvema sosednjima rezultatoma. Množica intervalnih rezultatov je torej metrična. Praktično vsa današnja intervalna merjenja so izpeljana iz ordinalnih merjenj s pripisovanjem uteži posameznim elementom množice ordinalnih rezultatov. Omenjeno pripisovanje oz. predpisovanje uteži je subjektivne narave, zato je veljavnost tako dobljenih uteži in s tem meritve vprašljiva.
4. Merjenje razmerij, ki so v osnovi intervalna merjenja, le da rezultati merjenja predstavljajo razmerje dveh merjenih veličin. V tehniškem smislu so merjenja razmerij ekvivalentna izpeljanim (posrednim) merjenjem.

Na osnovi gornje delitve lahko ugotovimo, da je edino merjenje, ki ga upravičeno imenujemo merjenje v tehniškem smislu, intervalno merjenje in merjenje razmerij. Le-ta pa so redko osnovana na merjenju drugih fizikalnih veličin poleg dolžin in časa.

3.2.2 Kriteriji dobrega ocenjevanja

Glede na Law in Letts [55, 56] so kriteriji dobrega ocenjevanja:

- veljavnost,
- zanesljivost in
- občutljivost.

Ocenjevanje je **veljavno**, če rezultat ocenjevanja res vsebuje tiste vidike, za katere je test namenjen. Poznamo več vrst veljavnosti [49, 110, 112], in sicer:

- Vsebinska veljavnost, ki predstavlja vsebinsko ujemanje vzorca aktivnosti oz. razločevalnih elementov testa s celotno domeno aktivnosti, katere ocenjujemo. Vsebinsko veljavnost največkrat lahko zagotovimo s pravilno izbiro vzorca aktivnosti oz. podtestov.
- Kriterijska veljavnost, kjer gre za primerjavo s t. i. "gold" standardom. Merilo veljavnosti je veljavnostni korelacijski koeficient r .
- Oblikovna (modelna) veljavnost, kjer gre za aspekte vrednotenja modela ocenjevanja.

S stališča **zanesljivosti** ocenjevanj lahko govorimo o dveh vrstah [15, 16, 56, 111, 112], in sicer:

- Zanesljivost opazovalca (angl. *interrater reliability*), kjer gre za oceno zanesljivosti oz. konsistence meritve različnih opazovalcev (preiskovalcev) istega pojava pri istih bolnikih.
- Časovna zanesljivost (angl. *test-retest reliability*), kjer gre za oceno časovne spremenljivosti meritnih rezultatov istega opazovalca (preiskovalca) pri istih bolnikih in različnih časovnih trenutkih.

Zanesljivost ocenjevanj se kaže predvsem v konsistenci in ponovljivosti meritve. Največji vzrok nezanesljivosti ocenjevanj obeh vrst je opazovalčeva subjektivnost. Merilo zanesljivosti je največkrat korelacija (stabilnostni koeficient ρ) rezultatov posameznih ocenjevalcev oz. časovno različnih rezultatov. Zanimivo je dejstvo, da velja pri testih za ocenjevanje rehabilitacije in delovne terapije za dobro zanesljivost 80% ujemanje med posameznimi testi, 60% ujemanje pa za zadovoljivo [30].

Občutljivost ocenjevanj se nanaša na sposobnost testa za zaznavanje dovolj majhnih sprememb, ki so še pomembne v določenem aspektu oz. namenu merjenja. Predpogoj za veliko občutljivost je velika razločljivost meritnih rezultatov, le-ta pa je zaradi kvantiziranih ordinalnih merjenj največkrat zelo majhna.

Poleg naštetih lastnosti lahko zasledimo še normiranost, ki predstavlja eksistenco rezultatov normalne populacije za primerjavo z rezultati testa.

3.2.3 Standardizirane meritve v rehabilitaciji

Na področju rehabilitacije lahko zasledimo številne teste za ocenjevanje različnih vidikov uspešnosti rehabilitacije [49], vendar so redki, kot smo že navedli, namenjeni le gornji ekstremiteti. Večina je prirejenih določeni bolezni in upošteva tudi stanje ostalih delov telesa in njihove aktivnosti. V nadaljevanju bomo skušali opisati relevantne metode ocenjevanj glede na model ICIDH. Večine imen testov ne prevajamo, saj nimajo uveljavljenega enotnega prevoda.

Ocenjevanje okvare/prizadetosti

Med ocenjevanje prizadetosti lahko štejemo ocenjevanje obsega gibanja sklepov in mišične moči [17, 54]. To sta tudi edini dve ocenjevanji, kjer so uporabljeni meritni instrumenti (goniometri, dinamometri), zato ju lahko opredelimo kot meritve.

Fugl-Meyr Test Fugl-Meyr zajema več dimenzij, in sicer: obseg gibanja v sklepih, bolečino, percepcijo in ravnotežje [23, 42]. Rezultati ocenjevanj posameznih podtestov so subjektivni, ordinalni in tristopenjski. Za gornjo ekstremiteto je relevanten le obseg gibanja v sklepih, ki ga je zaradi premajhne razločljivosti in občutljivosti pri tem testu bolj smiselno meriti z goniometri ali podobnimi instrumenti za merjenje kotov [24, 25, 26].

Ocenjevanje (ne)zmožnosti

Ocenjevanje (ne)zmožnosti je praktično vedno funkcionalno usmerjeno. Aktivnosti oz. naloge podtestov pa predstavljajo vzorce aktivnosti dnevnega življenja. Ocenjujemo jih po dveh modelih: modelu odvisnosti, ki podaja nivo odvisnosti od tuje pomoči pri izvedbi določene funkcionalne aktivnosti, ter funkcionalnem modelu, ki nam pove, kako bolnik določeno aktivnost izvede.

Barthel Index in razširjeni Barthel Index Namenjen je funkcionalnemu ocenjevanju bolnika po možganski kapi, v veliki meri na nivoju okvare/prizadetosti. Ocenjevalna lestvica Barthel Index je hitra, zanesljiva in veljavna ocenjevalna lestvica, ki ocenjuje nivo fizične (telesne) (ne)zmožnosti. Pomanjkljivost te lestvice je t. i. "učinek stropa" (angl. *ceiling effect*). Pacient namreč lahko doseže maksimalno število točk na ocenjevalni lestvici, vendar v okolju še vedno ne funkcionira samostojno. Zaradi tega razloga so se razvile različne razširjene različice te lestvice, od katerih je najbolj znana tista, ki jo je razvil Prosiegel s sodelavci [28] v okviru evropskega projekta za multiplo sklerozo. Ocenuje nivo fizične prizadetosti, vsebuje pa tudi nov, tj. kognitivni del. Za funkcionalno sposobnost gornje ekstremitete so relevantni samo nekateri podtesti lestvice Barthel Index: hranjenje/pitje, osebna nega, oblačenje/slačenje, kar predstavlja relativno majhen del celotnega indeksa. Prav tako testi iz kognitivnega dela, ki so dodani v razširjeni različici, ne zajemajo aktivnosti gornje ekstremitete.

Katz Index Katz Index sodi med teste dnevnih aktivnosti in zajema: kopanje, oblačenje, hranjenje in kontinenco za urin in blato [10], [49, str. 178]. Občutljivost testa je majhna, saj so rezultati posameznih podtestov le tristopenjski, za gornjo ekstremiteto pa so pomembni le nekateri podtesti.

Nottingham ADL Index Nottingham ADL Index je sestavljen iz desetih binarnih podtestov (Ebrahim [49, str. 181]): pitje iz kozarca, hranjenje, umivanje rok in obraza, premikanje iz postelje na stol, hoja, uporaba stranišča, oblačenje, slačenje,

priprava pijače, mobilnost v kopalnici/kadi. Prvotno je bil razvit za paciente po kapi. Le prvi trije podtesti so neposredno relevantni za gornjo ekstremitet.

JebSEN Funkcijski test roke po Jebsnu je sestavljen iz devetih podtestov [18, 19, 20], ki se odvijajo v sedečem položaju pri mizi in vsebujejo širok izbor funkcij roke:

- Pisanje, unilateralna aktivnost, ki zahteva statični triprstni ali pisarski prijem. Naloga preiskovanca je prepisati stavek na list papirja. Težave bolnikov nastopajo predvsem v obliki tremorja, nespretnosti in nekoordiniranih gibih.
- Labirint, unilateralna aktivnost, ki zahteva koordinacijo in spretnost rok, podobno kot pisanje (statični triprstni prijem). Naloga preiskovanca je vlečenje črte po vnaprej definiranem labirintu brez prekoračitev črt (sten).
- Karte, unilateralna aktivnost, ki zahteva sposobnost obračanja kart, ki naj bi simulirala obračanje knjižnih strani. Podtest zahteva lateralni prijem, fiksacijo prstov, deviacijo zapestja in pronacijo/supinacijo podlakti in predvsem dobro funkcijo palca.
- Pobiranje drobnih predmetov, kjer je potreben pincetni prijem ali triprstni prijem, spretnost in koordinacija finih gibov. Zapestje in komolec sta sproščena. Potrebni so ciljni gibi in dobra integracija. Predmeti, ki jih mora preiskovanec prestaviti v pločevinko, vključujejo: dve sponki, dva zamaška in dva kovanca. Predmeti so razporejeni v vodoravni vrsti po 5 cm narazen, 15 cm od roba mize.
- Žetoni, unilateralna aktivnost, kjer sta pomembni spretnost in koordinacija finih gibov s triprstnim ali pincetnim prijemom. Naloga preiskovanca je zlaganje žetonov iz horizontalne vrste v vertikalni stolpec (eden vrh drugega).
- Simulirano hranjenje, unilateralna aktivnost, kjer gre za simulacijo dnevne aktivnosti in je pomemben lateralni ali triprstni prijem. Naloga preiskovanca je čim hitrejše pobiranje zrn fižola (5) z žlico in spuščanje v prazno pločevinko.
- Vijak/matica, edina bilateralna aktivnost, kjer sta potrebna lateralni prijem pri eni roki in pincetni ali triprstni prijem za fiksacijo pri drugi roki. Naloga preiskovanca je popolnoma priviti matico na vijak.
- Premikanje velikih lahkih predmetov, kjer je potreben valjasti prijem. Moč pri tem testu ni nujno potrebna. Naloga preiskovanca je premikanje pločevink (5) z valjastim prijemom.

- Premikanje velikih težkih predmetov, kjer je prijem prav tako valjasti (grob prijem) in je potrebna moč. Naloga preiskovanca je premikanje pločevink (5) s 450-gramskimi utežmi. Predhodno preiskovanec dvigne eno pločevinko, da oceni težo pločevinke.

Funkcijski test roke po Jebsnu je primeren za ocenjevanje prizadetosti gornje ekstremitete in učinkovitosti zdravljenja le-te. Uporaben je pri ocenjevanju funkcije roke pri bolnikih z možgansko kapjo, s parkinsonovo boleznjijo, z multiplo sklerozo, z različnimi oblikami mišične distrofije, z zlomi gornje ekstremitete, s tetraparezo, revmatičnimi obolenji ipd.

Po zagotovilih avtorja testa daje test roke po Jebsnu objektivne rezultate. Nedvomno standardni začetni pogoji in standardne naloge ter predmeti rokovanja pri pomorejo k ponovljivosti merjenja. Žal pa je edina fizikalna veličina, ki jo je možno objektivno meriti pri tem funkcijskem testu roke, le čas izvedbe naloge. Ostale karakteristike gibanja gornjih ekstremitet in fenomenov (skupaj s kinematiko in statiko), ki izvirajo iz interakcije z okoljem, pa niso vključene v rezultate ocenjevanja. Odlike testa so poleg zagotavljanja objektivnih meritev standardiziranih nalog še širok spekter testiranja funkcije roke, preprosta in hitra izvedba, zanesljivost, možnost standardizacije ter preprosta uporaba pripomočkov in opreme. V prenesenem pomenu ti podtesti predstavljajo oz. zajemajo širok spekter dnevnih aktivnosti. Pomembni sta spremnost in hitrost izvedbe testa. Ne ocenjuje pa se kakovosti izvedbe prijemov. Vsak test je vrednoten za nedominantno in dominantno roko posebej.

Iz omenjenih naštetih nalog funkcijskega testa roke po Jebsnu lahko sklepamo, da je pri nekaterih nalogah poudaren na merjenju spretnosti prstov oz. distalnega dela gornje ekstremitete, čeprav pri opravljanju nalog sodeluje tudi proksimalni del. Pri večini nalog namreč ni možno (popolnoma) ločiti prispevkov proksimalnega in distalnega dela gornje ekstremitete in njune sinergije, potrebne za hitro in kvalitetno izvedbo določene naloge.

FIM-test FIM-test (angl. *FIM – Functional Independent Measure*) je test za ocenjevanje fizične, psihične in socialne funkcije in je sestavljen iz 18 podtestov, od katerih sta za gornjo ekstremiteto relevantna samo dva, in sicer oblačenje/slačenje in hranjenje [42]. Ocenjevanje je subjektivno in štiristopenjsko nominalno.

Box and Block Test Razvili so ga Mathiowetz in sodelavci [37] za merjenje spretnosti gornje ekstremitete pri bolnikih z velikimi motnjami koordinacije. Test je funkcijsko usmerjen in zajema premikanje kock s stranico 2,5 cm iz ene škatle v drugo. Rezultat testa, ki ga je možno objektivno meriti, je število prenesenih

kock v eni minut. Časovna zanesljivost testa ($\Delta t = 6 \text{ mes.}$) je bila dokazano velika ($\rho = 0,94 \div 0,98$), kriterijska veljavnost ($r = 0,91$) pa vzpostavljena s testom *Minnesota Rate of Manipulation* [37], ki je sicer namenjen poklicnemu testiranju spretnosti gornje ekstremitev zdrave populacije.

Nine-Hole Peg Test Test je funkcionalno usmerjen in je prvenstveno namenjen ocenjevanju spretnosti prstov, čeprav pri testu sodeluje celotna gornja ekstremitev (Mathiowetz [37]). Naloga preiskovanca je vtikanje devetih čepov v luknje v kvadratu s stranico $12,7 \text{ cm}$ in njihova odstranitev. Rezultat testa, ki ga je možno objektivno meriti, je čas, potreben za izvedbo naloge. Časovna zanesljivost testa je relativno majhna ($\rho = 0,43 \div 0,69$).

Action Research Arm Test (angl. *ARA – Action Research Arm.*) Gre za test, ki je funkcionalno usmerjen in sestavljen iz štirih podtestov: prijemanja, pobiranja predmetov, stiskanja predmetov, ki ocenjujejo funkcijo prstov, in t. i. grobega gibanja, ki zajema predvsem gibanje gornje ekstremitev (dotikanje glave in zatilja z roko) (Carrol [49, str. 172]). Rezultati podtestov so tristopenjski, kar vodi do majhne razločljivosti in občutljivosti, in se ocenjujejo subjektivno. Glede na to, da je podtest, ki zajema gibanje gornje ekstremitev, po naravi soroden merjenju obsega gibanja v sklepih, je zaradi večje razločljivosti in občutljivosti merjenja obsega gibanja v sklepih bolje uporabiti slednje kot pa tristopenjsko ocenjevanje.

Frenchay Arm Test Ta test je sestavljen iz petih binarnih testov (De Souza [49, str. 173]), kar mu močno zmanjšuje razločljivost in občutljivost. Naloge preiskovanca obsegajo: risanje črt z ravnalom, dvigovanje cilindra do višine 30 cm , pitje iz kozarca, oblačenje in česanje.

3.3 Robotsko ocenjevanje v rehabilitaciji in oblike terapije

Ob naglem razvoju robotike predvsem na področju interakcije s človekom (impedančno vodenje, haptičnost) lahko zasledimo tudi robotske oblike rehabilitacijske terapije. Čeprav so roboti v aplikacijah, ki bodo opisane v nadaljevanju, prvenstveno namenjeni ustvarjanju gibanja gornje ekstremitev, lahko pogosto zasledimo tudi merjenje (predvsem pozicije in reakcijskih sil) v namene ocenjevanja uspešnosti robotske terapije.

3.3.1 ARM Guide

Robotski sistem ARM Guide (angl. *ARM – Assisted Rehabilitation and Measurement Guide*) [38] omogoča gibanje gornje ekstremitete v sagitalni ravnini. Grafično prikazovanje navideznega okolja ni prisotno, saj sistem ni namenjen funkcionalni interakciji pacienta in robota, temveč prvenstveno generiranju (vsiljenih) trajektorij gibanja v sagitalni ravnini in merjenju pasivnih prispevkov momentov v sklepih.

Čeprav je sistem ARM Guide relativno preprost, so Reinkensmeyer in ostali [38] pokazali, da lahko robotika v veliki meri pripomore k terapiji in ocenjevanju bolnikov z gibalnimi prizadetostmi po kapi ali poškodbah osrednjega živčnega sistema. Njihovo delo temelji na planarnem robotu, ki je namenjen merjenju območja gibanja v sklepih in merjenju interakcijskih sil. Sistem omogoča merjenje vpliva različnih prispevkov, kot sta pasivna upornost tkiva in agonistična mišična atrofiranost, na zmanjšan obseg gibanja.

3.3.2 MIME

Robotski sistem MIME (angl. *Mirror Image Movement Enabler*) je bil razvit na univerzi Stanford (Shor in ostali [39]) in je namenjen rehabilitaciji gornje ekstremitete po kapi.

Shor in ostali so pokazali, da je lahko robotska rehabilitacijska terapija učinkovita in varna. Raziskava temelji na razgibavanju gornje ekstremitete in merjenju območja gibanja sklepov. Terapija je lahko bodisi avtomatska bodisi vodena s strani pacienta z neprizadeto roko (telemanipulacija s pomočjo pasivnega upravljalnega robota in ne haptičnega vmesnika). Uporabljeni robot za namene rehabilitacije je industrijski robot Puma 560. Raziskava tudi potrjuje hipotezo o učinkovitosti in primernosti uporabe robotov z majhno podajnostjo (kot so npr. industrijski roboti) v namene rehabilitacijske terapije gornje ekstremitete, predvsem s stališča učinka na območje gibanja v sklepih in bolečine.

3.3.3 MIT-MANUS

Podoben sistem, kot je sistem MIME, je bil razvit na *Massachusetts Institute of Technology* (Krebs [40]), ki uporablja robot MIT-MANUS za pomoč pri rehabilitaciji ter vrednotenju in dokumentirjanju gibanja, ki lahko služi kot merilni rezultat. MIT-MANUS ima izredno nizko lastno mehansko impedanco na vrhu robota in je vodljiv s strani pacienta, kar ga tudi že uvršča med haptične vmesnike. Ustreza oz. presega tudi vse standarde za delo v kliničnem okolju. Rehabilitacijska terapija temelji

na planarnem gibanju (sledenje krožnici in sledenje po premici iz točke v točko). Kvantifikacija gibanja vsebuje v grobem dve vrsti parametrov, dobljenih pri gibanju z omejitvami in/ali brez omejitev. Omejitve so potrebne za pomoč pri gibanju po želeni trajektoriji pri hudo prizadetih pacientih.

3.3.4 GENTLE/S

Najnovejši sistem za robotsko terapijo gornjih ekstremitet predstavlja sistem GENTLE/S, ki je v razvoju pod okriljem evropskega projekta [45, 46, 47]. Gre za uporabo haptičnega vmesnika za rehabilitacijo gornje ekstremitete pri pacientih po kapi. Voljnost/nezapornost uporabljenega haptičnega vmesnika je dosežena z admitančnim vodenjem robota ($f_s = 3\text{ kHz}$). Pri takem vodenju je izredno pomembna mehanska struktura (in njene lastnosti), nameščena za senzorjem sile (prijemalo), saj odločilno vpliva na območje dosegljivih mehanskih impedanc in s tem na kvaliteto haptičnega vmesnika.

Robotska terapija GENTLE/S temelji na različnih stopnjah robotske pomoči pri preprostih gibih iz točke v točko. V okviru doktorskega dela je bil na sistem GENTLE/S implementiran tudi test labirint 2 DOF, ki je opisan v razdelku 4.2.4 na strani 78.

3.3.5 Reharob

Vzporedno z robotskim sistemom GENTLE/S je v razvoju tudi konkurenčni sistem Reharob [48]. Sistem je ravno tako namenjen rehabilitaciji gornje ekstremitete pri pacientih po kapi. V sistemu Reharob sta uporabljena dva industrijska robota, zaradi česar je vodenje robotov in s tem celotnega sistema omejeno na pozicijsko vodenje po vnaprej definiranih trajektorijah. Posebna pozornost je sicer posvečena varnostnim mehanizmom. Senzorji sile, ki so nameščeni v robotske zapestje, so namenjeni le za zaznavanje prevelikih sil/momentov in ustrezno varnostno reakcijo sistema, niso pa vključeni v regulacijsko zanko za doseganje aktivne volnosti sistema med rehabilitacijskim gibanjem. Določena aktivna volnost sistema je implementirana samo za učenje rehabilitacijskih trajektorij, dinamika le-te pa je majhna zaradi načina regulacije, ki poteka na visokem nivoju pozicijskega vodenja z zunanjim (kaskadno) regulacijsko zanko z merjenjem sil/momentov v robotske zapestje. Relativno slabo vodenje je povezano z nezmožnostjo poseganja oz. celo z neželenim poseganjem v industrijski robotski krmilnik.

3.3.6 I-Match

Zadnji robotski sistem, namenjen rehabilitacijskemu okolju, katerega osnova je pričujoča disertacija, je sistem I-Match¹, ki je trenutno v razvoju pod okriljem istoimenskega projekta Evropske unije (IST 37280). Njegovo mesto v rehabilitacijskem okolju ni v razgibavanju oz. fizioterapiji gornje ekstremitete, kot to velja za sistema GENTLE/S in Reharob, temveč v merjenju funkcijskega stanja le-te. Jedro sistema je simulator navideznih okolij, namenjen prikazovanju gibanja najrazličnejših rehabilitacijskih pripomočkov (invalidski voziček, robot za hranjenje ipd.). Gibanje le-teh je rezultat simulacije pripadajočih dinamičnih modelov na osnovi vhodnih signalov, ki izvirajo iz najrazličnejših upravljalnih enot (gumbi, miške, igralne palice, haptični vmesniki ipd.). Tako je cilj sistema I-Match s simulacijo v realnem času poiskati optimalno krmilno napravo za vodenje določenega invalidskega pripomočka za individualnega uporabnika z individualnimi sposobnostmi gibanja.

Opisani robotski sistemi poleg zmožnosti merjenja nekateri vključujejo tudi rehabilitacijsko terapijo, torej aktivno poseganje v sklop človek–stroj (robot–pacient). S stališča ocenjevanja pa to ni nujno potrebno in vnaša dodatne omejitve predvsem v kvaliteti haptične povratne informacije. Trenutna tehnologija namreč omogoča izgradnjo kvalitetnih haptičnih vmesnikov z velikim dinamičnim območjem dosegljivih mehanskih impedanc (angl. *Z-Width* [81]) in majhnimi dosegljivimi silami (nosilnostjo) na eni strani in na drugi strani manj kvalitetne haptične vmesnike z veliko zmogljivostjo doseganja sil (velika nosilnost).

Naloge pacientov tudi niso funkcijsko orientirane, saj gre večinoma za študije gibanja iz točke v točko ali gibanja oz. učenja gibanja po določeni trajektoriji. S haptičnimi vmesniki in vizualnimi sredstvi pa je možno ustvariti pasivne navidezne prostore in objekte, ki omogočajo funkcijsko usmerjeno raziskovanje karakteristik gibanja gornjih ekstremitet.

Glede na opisane robotske aplikacije ocenjevanja prizadetosti gornje ekstremitete lahko zaključimo, da le-te obetajo boljšo objektivnost, ponovljivost in razločljivost/občutljivost meritev ter lahko pripomorejo k spremeljanju in terapiji pacientov z gibalnimi motnjami gornjih ekstremitet.

¹<http://www.i-match.org>

3.4 Modeliranje in identifikacija gornje ekstremitete

Eden izmed najbolj razširjenih pristopov opisa sistema z inženirskega stališča je modeliranje [113] in identifikacija sistema z modelom [114]. Identifikacija lastnosti gornje ekstremitete s sistemskega stališča zato predstavlja tudi eno od možnosti kvantitativnega vrednotenja le-te, haptični vmesniki pa dobre generatorje vzbujevalnih signalov za namene identifikacije.

Modeliranje gornje ekstremitete je bilo sicer že obravnavano [115, 116, 117], vendar gre večinoma za t. i. anatomske modele, ki nudijo natančen vpogled v anatomsko strukturo gornje ekstremitete z veliko podrobnostmi o položajih kosti, mišic, mišičnih ovojnici, kit in njihovih medsebojnih vplivih. Taki modeli so s stališča njihove uporabe v namene študija mehanskega dinamičnega obnašanja praktično neuporabni in prekompleksni in temu niso niti namenjeni. S pomočjo lagrangeevega postopka modeliranja [102, 103] in ob upoštevanju biomehaničnih parametrov za standardno gornjo ekstremiteto [118] sta bila zgrajena planarni nelinearni dinamični model zapestja in njegov lineariziran ekvivalent v izbrani delovni točki, ki sta podana v [89].

Identificirani parametri tega modela kažejo, da se pasivne lastnosti človeške gornje ekstremitete, tj. elastičnost in dušenje v sklepu zapestja, močno spreminjajo s položajem zapestja oz. delovno točko [90]. Sistem je močno nelinearen, zaradi česar ga tudi težko identificiramo v posamezni delovni točki kot linearizirani model drugega reda. Na osnovi meritev lahko upravičeno trdimo, da se pasivne lastnosti človeške gornje ekstremitete tudi časovno precej spreminjajo, kar potruje ugotovitve predhodnih raziskovalcev o izjemno težavnem modeliranju delov človeškega telesa kot netehniškega (biološkega) sistema v primerjavi s tehniškimi sistemi [120].

S takšnim pristopom lahko izmerimo/identificiramo le pasivne lastnosti človeške gornje ekstremitete, le-te pa malo povedo o funkcionalnem stanju gornje ekstremitete. Predlagamo drug pristop, tj. merjenje funkcionalnega stanja v navideznem okolju.

3.5 Ocenjevanje v navideznem okolju

Večmodelno in vedno bolj realistično prikazovanje navideznih okolij odpira nove možnosti na področju merjenja v rehabilitaciji. Tehnologija omogoča izjemno svobodo pri kreiranju različnih navideznih okolij, ki na eni strani služijo kot testni poligoni in predstavljajo določeno, pacientu prirejeno nalogu, in na drugi strani izvor objektivnih, ponovljivih in natančnih meritnih signalov o legi in interaktivnih silah.

Uporaba samo na vizualnih prikazovanih/tehnologijah temelječih navideznih okolij v rehabilitacijske namene je že raziskana [31]–[35]. Wilson in ostali [31] so pokazali, da se znanje in spretnosti pacientov, pridobljene preko vizualnega simuliranega okolja, lahko prenesejo tudi v realno življenje. Kljub mnogim etičnim in varnostnim vprašanjem se omenjeni raziskovalci strinjajo, da uporaba tehnologij navideznih okolij lahko pripomore k kvaliteti rehabilitacije [34]. Mi pa menimo, da lahko haptični roboti še v večji meri pripomorejo k izboljšanemu, objektivnemu in ponovljivemu merjenju, spremeljanju in terapiji pacientov z gibalnimi motnjami gornjih ekstremitet.

S pomočjo haptičnih vmesnikov, v kombinaciji z vizualnimi sredstvi, lahko ustvarimo navidezna okolja, v katerih je možno izmeriti neposredne in posredne veličine in parametre, ki nastopajo med interakcijo pacienta z navideznim okoljem in ostajajo v konvencionalnih testih skriti.

4

Eksperimentalno okolje

V okviru doktorskega dela je bil zgrajen instrumentacijski sistem za merjenje funkcionalnega stanja gornje ekstremitete. Sistem zajema haptični vmesnik Phantom 1.5 in zmogljiv grafični 3D-prikazovalnik, ki skupaj tvorita simulator/prikazovalnik navideznih okolij s haptičnimi, vizualnimi in avditorskimi povratnimi informacijami.

4.1 Arhitektura sistema

Simulator/prikazovalnik navideznih okolij na strojnem nivoju sestoji iz haptičnega vmesnika Phantom 1.5 (razdelek 2.4 na strani 46) in grafičnega prikazovalnika ter dveh osebnih računalnikov. Slika 4.1 prikazuje merilno okolje za merjenje funkcionalnega stanja gornje ekstremitete.

Krmiljenje simulatorja navideznih okolij teče na dveh osebnih računalnikih (i386-arhitektura), saj je simulator sposoben distribuiranega izvajanja v realnem času.

S stališča programske opreme merilni sistem sestavlja trije med seboj povezani deli (agenti), kot prikazuje Slika 4.2:

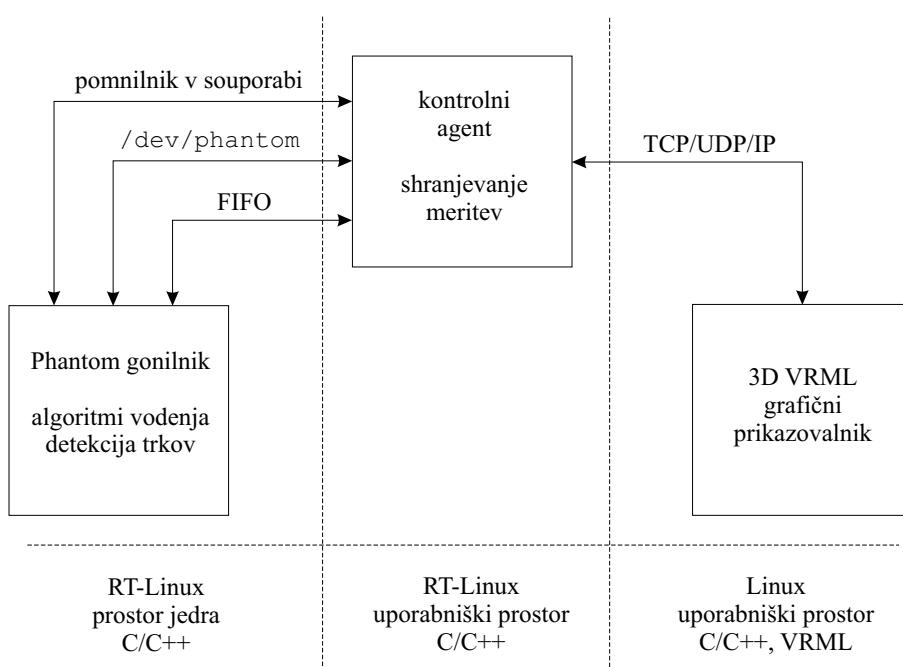
- komunikacija s strojno opremo in algoritmi vodenja,
- kontrolni agent za izvajanje nalog in shranjevanje meritev,
- grafični prikazovalnik.

Prvi agent, ki teče v prostoru jedra, skrbi za krmiljenje strojne opreme in vsebuje ustreerne regulacijske algoritme ter detekcijo trkov. Glavni, tj. kontrolni, agent skrbi za arbitražo informacij med agenti in za shranjevanje merilnih rezultatov. Zadnji agent je grafični prikazovalnik 3D-objektov in je zgrajen na knjižnicah GNU Maverik¹/OpenGL.

¹<http://aig.cs.man.ac.uk/maverik/>



Slika 4.1: Merilno okolje.



Slika 4.2: Arhitektura programske opreme.

Komunikacija med prostorom jedra (gonilnikom) in uporabniškim prostorom (kontrolnim agentom) poteka preko t. i. FIFO-cevi (angl. *First In First Out*) in preko pomnilnika v souporabi (angl. *shared memory*) ter preko krmilnega gonilniškega vmesnika (`/dev/phantom`). Komunikacija med kontrolnim agentom in grafičnim prikazovalnikom pa poteka preko standardnega protokola TCP/IP ali UDP/IP in omogoča distribuirano izvajanje simulatorja na dveh računalnikih neodvisno od operacijskega sistema grafičnega prikazovalnika (Windows, Linux, *BSD itd.).

S tem je zagotovljeno krmiljenje haptičnega vmesnika Phantom 1.5 v doslednem realnem času in prikazovanje grafičnega okolja v nedoslednem realnem času, kar je za podajanje vizualne povratne informacije zadovoljivo [99].

4.2 Metodologija merjenja

Robotski sistem za merjenje funkcionalnega stanja gornje ekstremitete temelji na nalogah treh tipov, in sicer:

1. naloge za merjenje natančnosti,
2. naloge za merjenje hitrosti in
3. naloge za merjenje maksimalne sile,

kar ustreza trem dimenzijam elementarnega modela virov zmogljivosti: natančnosti, hitrosti in sili [121].

V skladu z gornjo delitvijo nekoliko podrobnejše opišimo posamezne sklope testov.

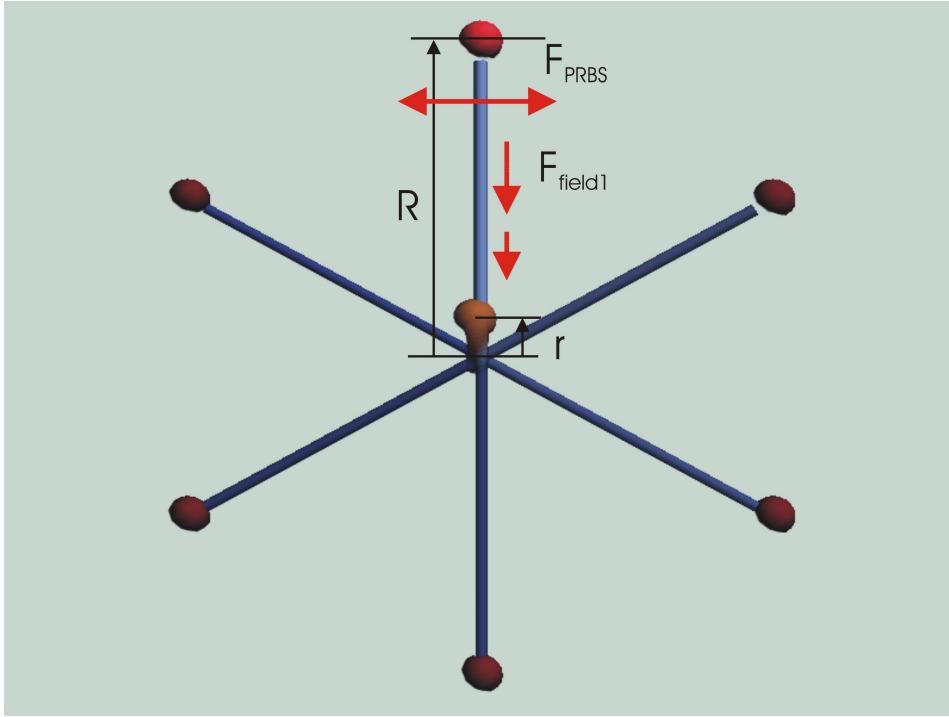
4.2.1 Linearno pozicijsko sledenje

Naloga pacienta pri tem testu je čim bolj natančno sledenje daljicam od središča do zunanjosti v šestih smereh, kot prikazuje Slika 4.3. Grafično je prikazana samo ena daljica hkrati, le-te pa si sledijo v smeri urnega kazalca.

Pri tem testu vedno nastopa omejitev gibanja v patientovi frontalni ravnini oz., izraženo v koordinatnem sistemu robota, v ravnini

$$z = 0. \quad (4.1)$$

Test ima dva dela: (1) pozicijsko sledenje daljicam brez prisotnosti motilnih sil in (2) pozicijsko sledenje daljicam s prisotnimi motilnimi silami. Motilne sile nastopajo v dveh komponentah:



Slika 4.3: Linearno pozicijsko sledenje.

1. Radialno polje sil $\mathbf{F}_{\text{field1}}$

$$\mathbf{F}_{\text{field1}} = -F_{rmax} \frac{\mathbf{r}}{|\mathbf{R}|}, \quad (4.2)$$

kjer $F_{rmax} = 0.5 N$ predstavlja maksimalno radialno silo, ki je dosežena na zunanjosti, \mathbf{r} smerni vektor trenutnega segmenta z dolžino oddaljenosti od središča in $|\mathbf{R}|$ dolžino daljice.

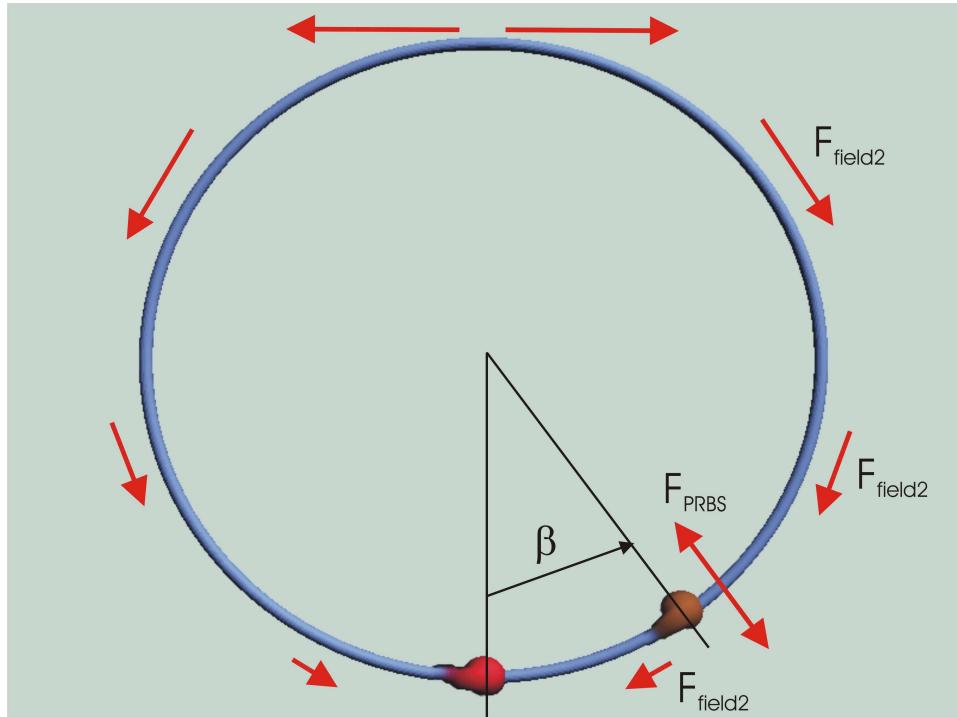
2. Tangencialni motilni signal $\mathbf{F}_{\text{prbs}}(t)$

$$\mathbf{F}_{\text{prbs}}(t) = F_{max} u_{prbs}(t) \frac{\mathbf{r} \times \mathbf{k}}{|\mathbf{r} \times \mathbf{k}|}, \quad (4.3)$$

kjer je \mathbf{r} smerni vektor trenutnega segmenta, \mathbf{k} enotni vektor v z -smeri koordinatnega sistema in $u_{prbs}(t)$ psevdonaključni signal s tremi nivoji:

$$u_{prbs}(t) = \begin{cases} -1 \\ 0 \\ 1 \end{cases}, \quad (4.4)$$

ki je generiran v programskem jeziku C v operacijskem sistemu Linux (jedro



Slika 4.4: Krožno pozicijsko sledenje.

2.4.18) s pomočjo `rand()` sistemskega generatorja psevdonaključnih števil tipa `integer` od 0 do `RAND_MAX` in ustrezno kvantiziran [122]:

```
int j;
float u_prbs;
j = -1 + (int)(3.0*rand()/(RAND_MAX+1.0));
u_prbs = float(j);
```

4.2.2 Krožno pozicijsko sledenje

Naloga pacienta pri tem testu je, podobno kot pri linearному pozicijskemu sledenju, čim bolj natančno sledenje krožnici, kot prikazuje Slika 4.4, in sicer v dveh smereh: v nasprotni smeri urnega kazalca in v smeri urnega kazalca.

Tudi pri tem testu nastopa omejitev gibanja v pacientovi vertikalni ravnini, ki jo opisuje enačba (4.1).

Test ima dva dela: (1) pozicijsko sledenje krožnici brez prisotnosti motilnih sil in (2) pozicijsko sledenje krožnici s prisotnimi motilnimi silami. Motilne sile nastopajo v dveh komponentah:

1. Tangencialno polje sil $\mathbf{F}_{\text{field1}}$

$$\mathbf{F}_{\text{field2}} = -F_{rmax} \frac{\beta}{\pi} \frac{\mathbf{r} \times \mathbf{k}}{|\mathbf{r} \times \mathbf{k}|}, \quad (4.5)$$

kjer $F_{rmax} = 0.5 N$ predstavlja maksimalno tangencialno silo, ki je dosežena na vrhu krožnice ($\beta = \pm\pi$), \mathbf{r} smerni vektor trenutnega segmenta in \mathbf{k} enotni vektor v z -smeri koordinatnega sistema.

2. Radialni motilni signal $\mathbf{F}_{\text{prbs}}(t)$

$$\mathbf{F}_{\text{prbs}}(t) = F_{max} u_{prbs}(t) \frac{\mathbf{r}}{|\mathbf{r}|}, \quad (4.6)$$

kjer je \mathbf{r} smerni vektor trenutnega segmenta in $u_{prbs}(t)$ psevdonaključni signal s tremi nivoji (4.4).

Tangencialno polje sil $\mathbf{F}_{\text{field1}}$ povzroči na vrhu krožnice ($\beta = \pm\pi$) stopničasto spremembo sile $2F_{max}$.

4.2.3 Dotikanje točk v ravnini

Test skuša posnemati test dotikanja nosu s konico prsta. Pacientova naloga je dotikanje kroglice (trače), ki se naključno premika v ravninskem delovnem prostoru ($10 \times 10 cm$). Gibanje tarče poteka le v trenutkih dotikov le-te, sicer pa je tarča med približevanjem statična. Gibanje je omejeno na pacientovo vertikalno ravnino, ki jo opisuje enačba (4.1). Naloga ima dva podtesta, in sicer: (1) dotikanje točk v ravnini brez motilnega polja sil in (2) dotikanje točk v ravnini z motilnim poljem sil \mathbf{F}_r , kot ga prikazuje Slika 4.5. Na Sliki 4.5 \mathbf{P}_{start} predstavlja začetno točko naloge, \mathbf{P}_{target} končno točko in \mathbf{P}_{pac} trenutno pozicijo vrha haptičnega vmesnika, ki ga drži pacient.

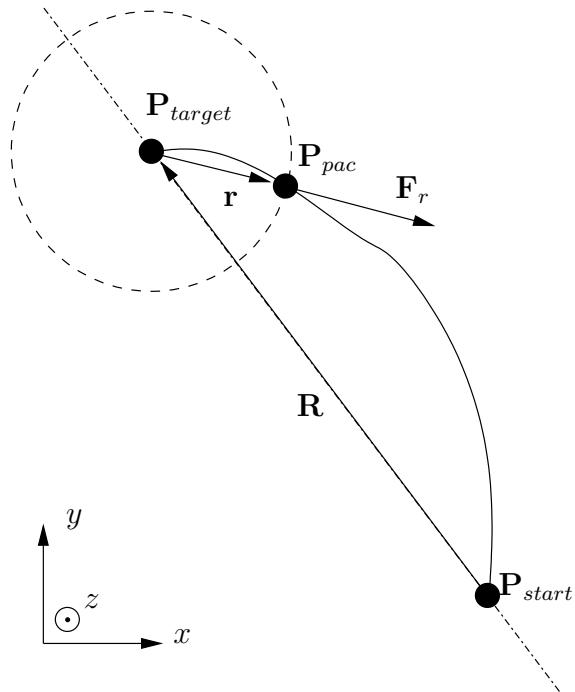
$$\mathbf{F}_r = F_{max} \frac{\mathbf{r}}{|\mathbf{R}|} \quad (4.7)$$

$$\mathbf{R} = \mathbf{P}_{target} - \mathbf{P}_{start} \quad (4.8)$$

$$\mathbf{r} = \mathbf{P}_{pac} - \mathbf{P}_{target}. \quad (4.9)$$

4.2.4 Labirint 2 DOF

Naloga pacienta je čim hitrejši prehod skozi labirint od vhoda (spodaj) do izhoda (zgoraj) ob čim manj trkih ob stene labirinta, ki jih spremlja kratek zvočni signal



Slika 4.5: Dotikanje točk v ravnini.

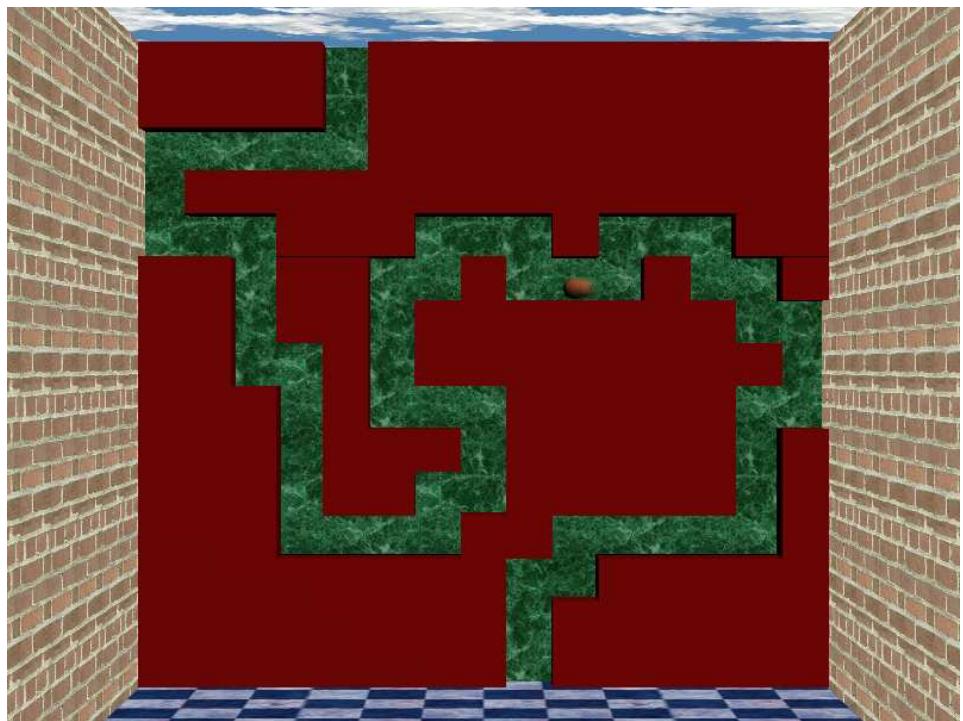
(900 Hz, 30 ms). Orientacija kroglice pri tem ni pomembna. Pacient čuti vse reakcijske sile sten in dna labirinta, sicer pa je gibanje v labirintu prosto (brez motenj). Labirint tu ne predstavlja naloge iskanja prave poti skozi labirint, saj je le-ta predhodno enolično določena, ampak le naključno zavito pot. Labirinti z različno kompleksnostjo (širina tunela in dolžina oz. stopnja "zavitosti") so predhodno generirani s posebnimi algoritmi.

4.2.5 Labirint 3 DOF

Podobno kot pri labirintu 2 DOF je pri labirintu 3 DOF pacientova naloga čim hitrejši prehod od začetka do konca labirinta ob predpisani orientaciji kvadra in čim manj trkih ob stene labirinta, kot prikazuje Slika 4.7. Orientacija gibajočega objekta (kvadra) naj sovpada z usmerjenostjo trenutnega segmenta labirinta. Na tem mestu omenimo, da se je naloga prehoda labirinta s 3 DOF izkazala za prezapleteno za večino pacientov v študiji in je bil test izpuščen.

4.2.6 Maksimalna sila

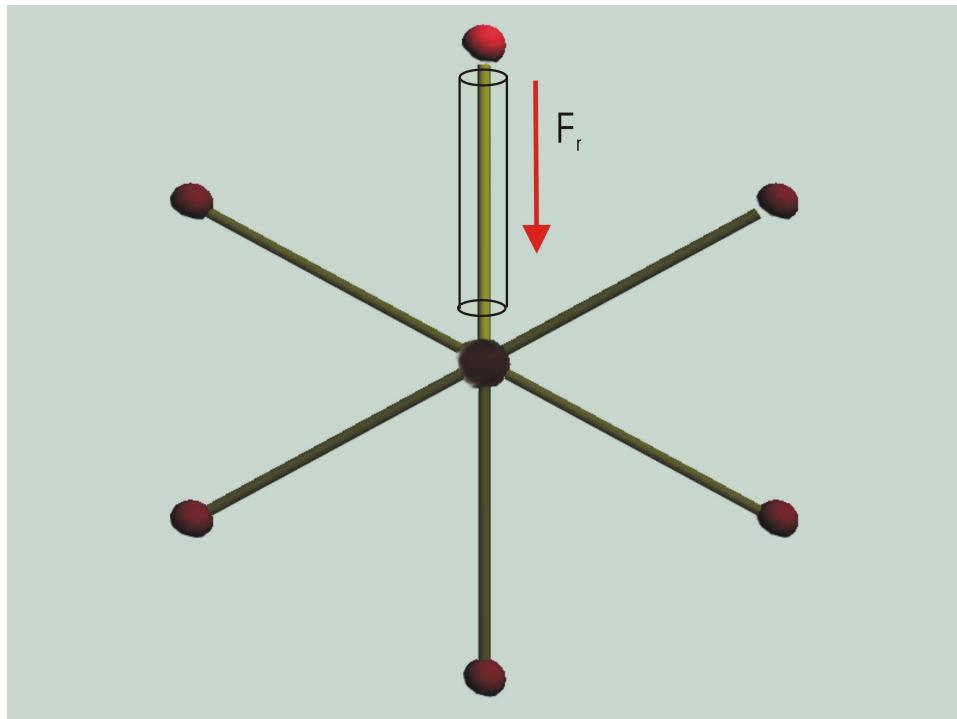
Merjenje maksimalne sile je grafično zelo podobno linearнемu sledenju, vendar tu sledenje ni potrebno. Haptični vmesnik generira haptične tunele z radijem $r = 0$



Slika 4.6: Labirint 2 DOF (x, y).



Slika 4.7: Labirint 3 DOF (x, y, φ).



Slika 4.8: Maksimalna sila.

v smeri trenutnega segmenta s trdoto vzmeti/sten $K = 300 \text{ N/m}$ v prečni smeri tunela, kot to prikazuje Slika 4.8. Tunel služi kot haptični "usmerjevalnik", grafično pa je sledilna kroglica projicirana na segment, s čimer dosežemo, da se pacient ne osredotoča na sledenje. Poleg haptičnega tunela je prisotno tudi radialno polje sil F_r , ki deluje proti središču

$$\mathbf{F}_r = F_{rmax} \frac{\mathbf{r}}{|\mathbf{R}|}, \quad (4.10)$$

kjer $F_{rmax} = 5\text{ N}$ predstavlja maksimalno radialno silo, ki je dosežena na zunanjosti, \mathbf{r} smerni vektor trenutnega segmenta z dolžino oddaljenosti od središča in $|\mathbf{R}|$ dolžino daljice. Pacientova naloga je pritisk v smeri segmenta z največjo možno silo v eni potezi brez vmesnega vračanja proti središču. Sila F_{rmax} je navzgor omejena in pri haptičnem vmesniku Phantom 1.5 znaša 8 N , kar tudi predstavlja omejitve testa. Zdrava oseba je namreč sposobna proizvesti precej večjo silo od 8 N , ki pa je s tem testom ob uporabi haptičnega vmesnika Phantom 1.5 ni možno izmeriti. Test je zato primeren le za bolnike z mišično distrofijo oz. s kakršnimkoli zmanjšanjem mišične moči.

4.3 Metodologija obdelave rezultatov

Pozicijski signali in signali o silah so merjeni s frekvenco $f_{sm} = 200\text{Hz}$. Signal o silah sestavimo iz dveh prispevkov, in sicer iz izmerjenih oz. izvajanih sil haptičnega vmesnika ter prispevkov sil, ki izvirajo iz dinamičnih lastnosti mehanizma haptičnega vmesnika. Slednji prispevki niso izmerjeni, temveč ocenjeni na podlagi dinamičnega modela haptičnega vmesnika in izračunanih pospeškov ter hitrosti gibanja iz izmerjenega filtriranega pozicijskega signala (razdelek 2.4.3 na strani 52):

$$\mathbf{F}_{arm} = \mathbf{F}_{motor} + \mathbf{F}_{model}. \quad (4.11)$$

Vsaki nalogi pacienta oz. vsakemu testu pripada izračun numeričnih rezultatov in grafični prikazi. Oba tipa rezultatov sta specifična za določen tip naloge oz. test. Tako definiramo naslednje skupine numeričnih rezultatov:

- splošni numerični parametri gibanja,
- numerični parametri nalog sledenja,
- numerični parametri naloge dotikanja točk,
- numerični parametri naloge labirinta,
- numerični parametri naloge maksimalne sile.

4.3.1 Splošni numerični parametri gibanja

Vsem nalogam je skupno gibanje, ki je neposredno povezano z močjo in energijo, potrebno za ustvarjanje gibanja, bodisi v prostem prostoru ali ob prisotnosti sil haptičnega vmesnika. Definiramo pripadajoče moči v časovno diskretnih trenutkih k :

$$p_{pac}(k) = \mathbf{F}_{arm}^T(k) \cdot \dot{\mathbf{X}}(k) = \left(\begin{bmatrix} F_x(k) & F_y(k) & F_z(k) \end{bmatrix} + \mathbf{F}_{model}^T(k) \right) \cdot \begin{bmatrix} \dot{x}(k) \\ \dot{y}(k) \\ \dot{z}(k) \end{bmatrix} \quad (4.12)$$

$$p_{rob}(k) = -\mathbf{F}_{motor}^T(k) \cdot \dot{\mathbf{X}}(k) = - \begin{bmatrix} F_x(k) & F_y(k) & F_z(k) \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \dot{x}(k) \\ \dot{y}(k) \\ \dot{z}(k) \end{bmatrix}, \quad (4.13)$$

kjer je $p_{pac}(k)$ moč, s katero pacient prispeva k gibanju mehanskega sklopa pacient–robot, in $p_{rob}(k)$ moč, s katero haptični vmesnik na generatorskem mestu (motorji)

prispeva k gibanju v vzorčnem trenutku k . Povprečno moč $\overline{|p|}$ definiramo v danem časovnem intervalu $k \in (k_1, k_2)$ kot

$$\overline{|p|} = \frac{1}{k_2 - k_1} \sum_{i=k_1}^{k_2} p_{pac}(i). \quad (4.14)$$

Iz časovnega poteka moči $p_{pac}(k)$ in $p_{rob}(k)$ je možno sklepati na aktivno vlogo pacienta/haptičnega vmesnika pri gibanju. Pozitivna moč $p_{pac}(k)$ kaže na pacientovo aktivno vlogo pri gibu in obratno: negativna moč $p_{pac}(k)$ kaže na razmere, kjer robot vodi pacientovo gornjo ekstremiteto. Velika povprečna moč $\overline{|p|}$ pa kaže na pacientovo neučinkovito, energijsko potratno gibanje.

Iz moči sledita energiji E_{pac} in E_{rob} , ki jo pacient oz. haptični vmesnik porabi za gib v intervalu $k \in (k_1, k_2)$.

$$E_{pac}(k_1, k_2) = T_s \sum_{i=k_1}^{k_2} p_{pac}(i) \quad (4.15)$$

$$E_{rob}(k_1, k_2) = T_s \sum_{i=k_1}^{k_2} p_{rob}(i). \quad (4.16)$$

4.3.2 Numerični parametri nalog sledenja

Vse naloge sledenja, definirane zgoraj, so naloge pozicijskega (krajevnega) sledenja brez časovne omejitve ali časovnega sledenja. Njihov namen je merjenje natančnosti gibov, zato sta najpomembnejša numerična parametra povprečno odstopanje od sledilne trajektorije $\overline{|dX|}$ in maksimalno odstopanje od sledilne trajektorije $|dX|_{max}$, definirana kot

$$dX(k) = \begin{cases} |\mathbf{P}(k) - \mathbf{P}_c| - |\mathbf{R}| & \text{krožno sledenje} \\ \mathbf{P}(k) \cdot \left(\frac{1}{|\mathbf{P}_{out} - \mathbf{P}_c|} Rot \left[-\frac{\pi}{2} \right] (\mathbf{P}_{out} - \mathbf{P}_c) \right) & \text{linearno sledenje} \end{cases} \quad (4.17)$$

$$\overline{|dX|} = \frac{1}{k_2 - k_1} \sum_{i=k_1}^{k_2} |dX(i)| \quad (4.18)$$

$$|dX|_{max} = \sup_i |dX(i)|, \quad (4.19)$$

kjer je $\mathbf{P}(k)$ trenutna pozicija, \mathbf{P}_{out} točka zunanjega roba daljice segmenta in \mathbf{P}_c središčna točka ter $|\mathbf{R}|$ radij krožnice.

Drugi parameter, tesno povezan s povprečnim odstopanjem, je razmerje R med povprečno hitrostjo $\overline{v_{traj}}$ oz. dolžino l_{traj} gibanja (trajektorije) in hitrostjo v_{task} oz.

dolžino l_{task} opravljanja naloge ter hitrosti $\overline{v_{traj}}$ in v_{task} sami

$$R = \frac{\overline{v_{traj}}}{v_{task}} = \frac{l_{traj}}{l_{task}} \quad (4.20)$$

$$\overline{v_{traj}} = \frac{l_{traj}}{T_{ex}} = \frac{1}{T_{ex}} \sum_{i=2}^N |\mathbf{P}(i) - \mathbf{P}(i-1)| \quad (4.21)$$

$$v_{task} = \frac{l_{task}}{T_{ex}} = \frac{1}{T_{ex}} \begin{cases} 2\pi |\mathbf{R}|; & \text{krožno sledenje} \\ |\mathbf{R}|; & \text{linearno sledenje} \end{cases}, \quad (4.22)$$

kjer sta T_{ex} čas izvedbe naloge in $\mathbf{P}(i)$ i -ta pozicija pacientove trajektorije.

4.3.3 Numerični parametri naloge dotikanja točk v ravnini

Naloga dotikanja točk v ravnini v osnovi ne zahteva giba od začetne točke \mathbf{P}_{start} do končne točke \mathbf{P}_{target} po premici. Namen te naloge je študij “naravnega” gibanja gornje ekstremitete in planiranja trajektorij. Vseeno pa sta v numeričnih rezultatih zajeta povprečno odstopanje od namišljene premice med začetno in končno točko $|dX|$ in maksimalno odstopanje $|dX|_{max}$ definirana z enačbama (4.18) in (4.19).

Ostali numerični parametri te naloge zajemajo kót oz. smer gibanja Φ_{dir} , kót oz. smer prispetja v končno točko Φ_{arr} in njuno razliko $\Delta\Phi$

$$\Phi_{dir} = \frac{180^\circ}{\pi} \arg(\mathbf{P}_{target} - \mathbf{P}_{start}) \quad (4.23)$$

$$\Phi_{arr} = \frac{180^\circ}{\pi} \arg(\mathbf{P}_{pac}(N) - \mathbf{P}_{pac}(N-2)) \quad (4.24)$$

$$\Delta\Phi = \Phi_{dir} - \Phi_{arr}. \quad (4.25)$$

4.3.4 Numerični parametri naloge labirinta

Numerični parametri naloge prehoda labirinta zajemajo splošne parametre gibanja (razdelek 4.3.1) in sorodne parametre nalogam sledenja, tj. razmerje hitrosti oz. dolžin R , in hitrosti $\overline{v_{traj}}$ in v_{task} sami, ki pa sta zaradi specifičnosti naloge definirani kot

$$R = \frac{\overline{v_{traj}}}{v_{task}} = \frac{l_{traj}}{l_{task}} \quad (4.26)$$

$$\overline{v_{traj}} = \frac{l_{traj}}{T_{ex}} = \frac{1}{T_{ex}} \sum_{i=2}^N \sqrt{(\mathbf{P}_x(i) - \mathbf{P}_x(i-1))^2 + (\mathbf{P}_y(i) - \mathbf{P}_y(i-1))^2} \quad (4.27)$$

$$v_{task} = \frac{l_{task}}{T_{ex}} = \frac{1}{T_{ex}} \frac{w_{lab}}{N} \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N (1 - \mathbf{M}_{lab}(i, j)), \quad (4.28)$$

kjer je $l_{task} = l_{lab}$ nominalna dolžina labirinta, tj. dolžina sredinske trajektorije, \mathbf{M}_{lab} matrika labirinta, kjer so elementi poti predstavljeni z $\mathbf{M}_{lab}(i, j) = 0$ in stene oz. ostali elementi z $\mathbf{M}_{lab}(i, j) = 1$, ter w_{lab} velikost celotnega labirinta. Parameter R predstavlja merilo pacientove sposobnosti optimizacije gibanja in je v primeru naloge labirinta lahko tudi $R < 1$ ob optimiziranem gibanju in $R \gg 1$ ob prisotnosti tremorja.

Sledijo parametri trkov, tj. število trkov ob stene ob prehodu labirinta n_{col} in n_{col2} . Oba parametra sta izračunana s pomočjo kompleksnih algoritmov detekcije trkov. n_{col} podaja surovo število trkov, n_{col2} pa korigirano število trkov v smislu združevanja več trkov, ki so časovno dovolj blizu ($\Delta T \leq 100 ms$), v en sam trk. Korekcija je potrebna zaradi prisotnosti numeričnih napak ob zelo rahlem dotiku s steno labirinta ali ob rahlem drsenju ob steni in rezultirajočih mikroodbojih. Minimalni časovni interval med trki je bil izbran na podlagi omejene pasovne širine človekovih motoričnih sposobnosti $f_m = 10 Hz$.

Maksimalni in povprečni čas trka sta definirana kot

$$T_{imax} = \sup_{j=1}^{n_{col}} T_i(j) \quad (4.29)$$

$$\overline{T}_i = \frac{1}{n_{col}} \sum_{j=1}^{n_{col}} T_i(j), \quad (4.30)$$

kjer je $T_i(j)$ j -ti trk.

Določimo še maksimalno in povprečno silo trkov:

$$F_{imax} = \sup_k \{F_{imaxX}(k), F_{imaxY}(k)\} \quad (4.31)$$

$$F_{imaxX} = \max_k (C_x(k) |F_x(k)|) \quad (4.32)$$

$$F_{imaxY} = \max_k (C_y(k) |F_y(k)|) \quad (4.33)$$

$$C_x = \begin{cases} 1 & \text{dotik z verikalno steno} \\ 0 & \text{drugje} \end{cases} \quad (4.34)$$

$$C_y = \begin{cases} 1 & \text{dotik s horizontalno steno} \\ 0 & \text{drugje} \end{cases} \quad (4.35)$$

$$\overline{F_i} = \frac{\sum_{k=1}^N C_x(k) |F_x(k)|}{2 \sum_{k=1}^N C_x(k)} + \frac{\sum_{k=1}^N C_y(k) |F_y(k)|}{2 \sum_{k=1}^N C_y(k)} \quad (4.36)$$

ter povprečno silo trkov skozi celotno nalogo:

$$\int F_i dt / T_{ex} = \frac{T_s}{T_{ex}} \sum_{k=1}^N \sqrt{(C_x(k) |F_x(k)|)^2 + (C_y(k) |F_y(k)|)^2}. \quad (4.37)$$

Kot zadnji parameter podajamo indeks trkov G :

$$G = T_s \sum_{k=1}^N \sqrt{(C_x(k) |F_x(k)|)^2 + (C_y(k) |F_y(k)|)^2}, \quad (4.38)$$

ki ponazarja površino pod krivuljami sil trkov.

4.3.5 Numerični parametri naloge maksimalne sile

Naloga maksimalne sile v osnovi zajema le eno dimenzijo ERM-modela, tj. izvajanje pritiska oz. sile v šestih smereh v pacientovi frontalni ravnini. Numerični parametri so zato kar izmerjene maksimalne sile v teh radialnih smereh:

$$\mathbf{F}_{RadMax} = \sup_i (\mathbf{F}_{arm}(i) \cdot \mathbf{R}). \quad (4.39)$$

4.3.6 Avtomatsko generiranje poročil

Razviti sistem omogoča avtomatsko generiranje poročil oz. izvidov za vse sklope te- stov. Analiza izmerjenih podatkov se izvaja v programskem okolju Matlab, poročila pa so avtomatsko oblikovana z urejevalnikom besedil L^AT_EX. Končni produkt sistema avtomatske obdelave izmerjenih podatkov je množica poročil/izvidov v obliki PostScript², ki vsebujejo vse izračunane numerične ter grafične rezultate. Poročila so primerna za tisk in pregledovanje preko svetovnega spletja v namene telemedicine. Slednji aspekt je bil zaradi varnosti implementiran samo v internem omrežju Laboratorija za robotiko Fakultete za elektrotehniko Univerze v Ljubljani. Primer celotnega poročila za enega preiskovanca (avtorja) je podan v Dodatku B na strani 141.

²<http://www.adobe.com/products/postscript/main.html>

5

Rezultati

Z merilnim sistemom v navideznem haptičnem okolju in metodologijo, opisano v prejšnjem poglavju, je bila izvedena obsežna študija merjenja funkcijskih sposobnosti gornje ekstremitete, v kateri je sodelovalo 19 zdravih oseb in skupno 75 pacientov z različnimi nevrološkimi in predvsem živčno-mišičnimi boleznimi, vključujuč oblike mišične distrofije (düchennova – DMD, beckerjeva – BMD, ramensko-medenična – RMD, facio-skapulo-humeralna – FSH ter miotonična oblika – MIOD), spinalne mišične atrofije – SMA (tipa II in III), hereditarne motorično-senzorične nevropatije – HMSN, kongenitalne miopatije – KGMIO, friedreichove ataksije – FA ter v manjši meri parkinsonove bolezni – PB in multiple skleroze – MS.

5.1 Vzorec

Tabela 5.1 podaja strukturo vzorca pričajoče študije.

Starostni strukturi vzorcev obeh populacij sta podobni, in sicer $37,6 \pm 15,6$ let za paciente z različnimi nevrološkimi in živčno-mišičnimi boleznimi in $34,1 \pm 11,6$ let za zdravo populacijo.

Ker v študiji prevladujejo živčno-mišične bolezni, na kratko osvetlimo njihove lastnosti in mehanizme nastanka.

5.1.1 Živčno-mišične bolezni

Živčno-mišične bolezni (ŽMB) uvrščamo med dedne, kronične, degenerativne in progresivne bolezni motorične enote. Motorična enota je sklop α -motoričnega nevrona in vseh mišičnih vlaken, ki jih oživčuje. ŽMB lahko okvarijo katerikoli del motorične enote: telo živčne celice v sprednjem rogu hrbitenjačne sivine (α -motorični nevron), periferni živec, živčno-mišični stik ali mišična vlakna. Prevladujoči skupni klinični

diagnoza	tip	n	n_{skupno}
MD			32
	DMD	2	
	BMD	6	
	RMD	12	
	FSH	9	
	MIOD	3	
HMSN			17
SMA			14
	SMA2	6	
	SMA3	8	
KGMIO			3
FA			6
PB			2
MS			1
ZDRAVI			19

Tabela 5.1: Struktura vzorca študije. MD – mišična distrofija (DMD – düchennova, BMD – beckerjeva, RMD – ramensko-medenična, FSH – facio-skapulo-humeralna, MIOD – miotonična), HMSN – hereditarna motorično senzorična nevropatija, SMA – spinalna mišična atrofija (SMA2 – tip II, SMA3 – tip III), KGMIO – kongenitalna miopatija, FA – friedreichova ataksija, PB – parkinsonova bolezen, MS – multipla skleroza.

živčno-mišična bolezen	Prevalenca $\times 10^{-6}$
düchennova mišična distrofija (DMD)	32
beckerjeva mišična distrofija (BMD)	> 7
facio-skapulo-humeralna mišična distrofija (FSH)	20
ramensko-medenična mišična distrofija (RMD)	< 40
miotonična distrofija (MIOD)	50
spinalne mišične atrofije (SMA, tip I, II, III)	12
hereditarna motorično-senzorična nevropatija (HMSN)	100
amiotrofična lateralna skleroza (ALS)	57
miastenija gravis	80

Tabela 5.2: Prevalenca najpogostejših živčno-mišičnih bolezni. Pri düchennovi in beckerjevi mišični distrofiji sta referenčni populaciji moški.

znak teh sorazmerno redkih bolezni je mišična oslabelost, postopno in nezadržno propadanje mišičnih vlaken (mišična atrofija), kar privede do delne ali popolne ohromelosti določenih mišičnih skupin in posledično do vse večjih težav pri gibanju ter vezanosti na invalidski voziček in odvisnost od tuje pomoči. Primarni mišični oslabelosti se lahko pridružijo tudi sekundarne posledice, kot so kontrakture, skolioza, težave z dihanjem ter v zadnji fazi bolezni lahko tudi prizadetost kardiološkega sistema. Nekatere ŽMB niso preprosto bolezni mišic ali živcev, temveč prizadenejo več organskih sistemov hkrati, kot npr. miotonična distrofija, facio-skapulo-humeralna oblika mišične distrofije itd. [123, 124, 125].

ŽMB so razmeroma redke bolezni, kar prikazuje Tabela 5.2 (povzeto po [126]). Incidenca za düchennovo obliko mišične distrofije je 1/3500 rojenih dečkov, ocena incidence za spinalno mišično atrofijo pa 1/6000 do 1/10000 rojstev.

Svetovno združenje nevrologov je ŽMB razvrstilo v skupine, ki sledijo okvari posamezne podenote motorične enote. Glede na to, kateri del motorične enote je prizadet, ločimo:

1. Spinalne mišične atrofije (SMA), kjer gre za prizadetost motoričnih živčnih celic v sprednjih rogovih hrbtnače. Najpogostejše so naslednje oblike:
 - (a) SMA tip I (werdnig-hoffmanova bolezen),
 - (b) SMA tip II (intermediarni tip),
 - (c) SMA tip III (kugelberg-welandrova bolezen).
2. Dedne nevropatije (hereditarna motorično-senzorična nevropatija – HMSN, imenovana tudi charcot-marie-toothova bolezen – CMT), kjer gre za prizade-

tost perifernega živčevja, ki povezuje motorične živčne celice in mišice. Najpogosteje so naslednje oblike:

- (a) HMSN tip I (demielinizacijski tip),
 - (b) HMSN tip II (aksonski tip),
 - (c) HMSN tip III (hipomielinizacijski tip).
3. Bolezni živčno-mišičnega stika, kjer gre za motnjo živčno-mišičnega prenosa. Med temi je najpogostejša miastenija gravis.
 4. Miopatije, kjer se bolezenski proces odvija v sami mišici. Med njimi so najpogosteje:
 - (a) mišične distrofije:
 - i. duchenova mišična distrofija (DMD),
 - ii. beckerjeva mišična distrofija (BMD),
 - iii. ramensko medenična oblika mišične distrofije (RMD),
 - iv. facio-skapulo-humeralna oblika mišične distrofije (FSH),
 - v. miotonična distrofija (MID)
 - (b) kongenitalne miopatije,
 - (c) metabolne miopatije,
 - (d) vnetne miopatije (dermatomiozitis/polimiozitis),
 - (e) mitohondrijske miopatije.

5.2 Eksperimentalni pogoji

Meritve v omenjeni študiji so potekale po dogovorjenem protokolu z upoštevanjem priporočil predstavnikov fiziatrične stroke in etičnomedicinskih načel. Vsi pacienti in zdrave osebe v študiji so naloge v navideznem okolju opravljali na invalidskem vozičku z naslonskimi ročaji, bodisi na njihovem lastnem bodisi na tujem vozičku v primeru, da ga sami ne uporabljajo. Posebna pozornost je bila posvečena fiziološko pravilni drži sedenja: pokončno sedenje s podporo v hrbitišču, stopala na tleh oz. na stopalkah vozička. Pacientova frontalna ravnila je bila vedno vzporedna z ravnino grafičnega prikazovalnika. Ta se je nahajal 50 do 70 cm od pacientovih oči, odvisno od dolžine podlakti. Medsebojno lego vozička in haptičnega vmesnika ter višino ročajev smo pred meritvami nastavili tako, da je ob prijemu haptičnega vmesnika

Phantom 1.5 v nevtralnem položaju pacientova gornja ekstremiteta v 30° abdukciji, 90° fleksiji v komolcu in pacientova podlaket pravokotna na frontalno ravnino oz. rob mize, na katerem sta haptični vmesnik in grafični zaslon (višina mize $h_m = 72\text{ cm}$). Svetlobni pogoji so ustrezali optimalni razločljivost grafičnega prikazovalnika brez neposredne sončne svetlobe in morebitnega bleščanja. Prijem haptičnega vmesnika je bil zaradi specifičnosti okvar pri posameznih pacientih prepuščen njim samim, prevladovala pa sta triprstni prijem in modificirani cilindrični prijem.

Zaporedje nalog je bilo naslednje:

1. krožno sledenje brez motenj,
2. krožno sledenje z motnjami in motilnim poljem sil ($F_{max} = 0,2\text{ N}$, $F_{rmax} = 0,3\text{ N}$),
3. linearno sledenje brez motenj,
4. linearno sledenje z motnjami in motilnim poljem sil ($F_{max} = 0,2\text{ N}$, $F_{rmax} = 0,5\text{ N}$),
5. dotikanje točk v ravnini brez motilnega polja sil,
6. dotikanje točk v ravnini z motilnim poljem sil ($F_{max} = 0,2\text{ N}$),
7. labirint 2 DOF, širok (matrika 10×10),
8. labirint 2 DOF, ozek (matrika 15×15),
9. maksimalna sila ($F_{rmax} = 5\text{ N}$).

Množica devetih meritev je bila ponovljena štirikrat, in sicer za obe roki in dva načina gibanja: prosto gibanje in gibanje s fiksirano podlaktjo, s čimer je gibanje omejeno le na sklepe zapestja in prstov. Podlaket je bila fiksirana na ročaj invalidskega vozička z elastičnimi trakovi. S to delitvijo smo želeli oceniti proksimalno in distalno funkcijo gornje ekstremitete. Celotna seja meritev (4×9 nalog) je bila ponovljena po osmih dneh.

Za popolno definirane eksperimentalne pogoje podajmo še opis instrumentacijske opreme:

- haptični vmesnik Phantom 1.5 (Fakulteta za elektrotehniko v Ljubljani, inv. št. 017017);
- krmilnik haptičnega vmesnika in kontrolni agent: Intel P-II 350 MHz, Debian GNU/Linux 3.0 stable (woody), RT-Linux z jedrom 2.2.19-rtl3.2-alesb;

- grafični prikazovalnik: 18" LCD-zaslon, AMD Athlon XP 1466 Mhz, RedHat Linux 7.2 z nemodificiranim jedrom 2.4.18-27.7.x, grafična kartica NVIDIA GeForce 3 Ti200 z gonilniki Nvidia 1.0.4191.

5.3 Eksperimentalni merilni rezultati

Avtomatska obdelava meritev funkcionalnega stanja 75 bolnikov z različnimi živčno-mišičnimi in nevrološkimi boleznimi po metodologiji, opisani v razdelku 4.3, nas poveže do pribl. 7200 strani zgoščenih grafičnih in numeričnih rezultatov. Prikazovanje vseh občutno presega okvir tega dela. Del teh rezultatov za avtorjevo (dominantno) gornjo ekstremito in oba načina gibanja (prosto, fiksirana podlaket) je podan v Dodatku B na strani 141. V nadaljevanju podajamo le nekatere tipične primere in zanimive lastnosti določenih diagnoz.

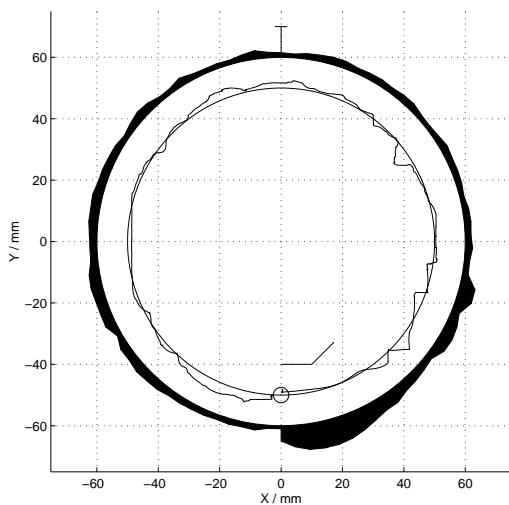
5.3.1 Krožno pozicijsko sledenje

Omenili smo, da je skupna značilnost živčno-mišičnih bolezni oslabelost mišic. Oglejmo si kvantitativno ovrednotene učinke oslabelosti mišic na primeru 9-letnega pacienta z düchennovo mišično distrofijo. Slike 5.1 do 5.5 prikazujejo grafične rezultate naloge krožnega sledenja v nasprotni smeri urnega kazalca in v smeri urnega kazalca brez prisotnosti motenj ob fiksirani podlakti, torej razmeram, ki dovoljujejo le gibanje od sklepa zapestja navzdol. Slike 5.1 in 5.2 prikazujeta referenčno in patientovo trajektorijo gibanja. Zunanja obroča pa predstavlja krajevno odvisno absolutno hitrost gibanja, ki je modulirana/prikazana radialno. Na omenjenih slikah je vidno relativno majhno odstopanje od referenčne trajektorije.

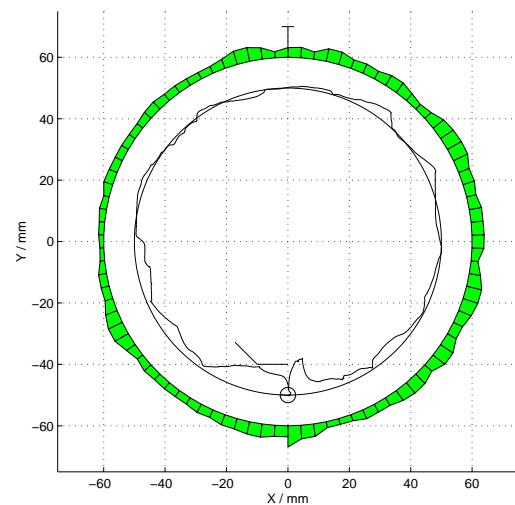
Slike 5.3 in 5.4 poleg referenčne in patientove trajektorije gibanja prikazujeta krajevno porazdeljeno moč patientovega gibanja $p_{pac}(t)$, ki je ravno tako na zunanjem obroču modulirana radialno. Pozitivna moč $p_{pac}(t)$ (zunanost obroča) kaže na patientovo aktivno vlogo pri gibanju (patient vodi haptični vmesnik) in obratno: negativna moč $p_{pac}(t)$ (notranjost obroča) na razmere, kjer haptični vmesnik predstavlja izvor gibanja. Na omenjenih slikah ni opaziti večjih nihanj v signalu moči, kar je sicer značilno za koordinirano gibanje.

Slika 5.5 prikazuje časovno odstopanje $dX(t) = dR$ od referenčne trajektorije gibanja (zgoraj), tangencialni pomik po krožnici (sredina) in časovno odvisno moč $p_{pac}(t)$.

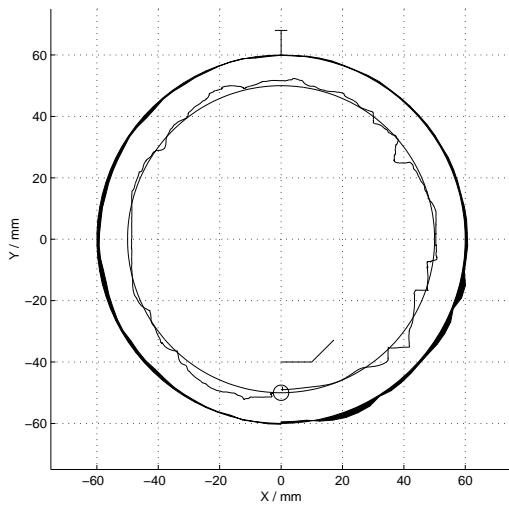
Slike 5.6 do 5.10 prikazujejo rezultate naloge krožnega sledenja še vedno s fiksirano podlaktjo, vendar ob prisotnosti motenj v obliki naključnih radialnih sil in



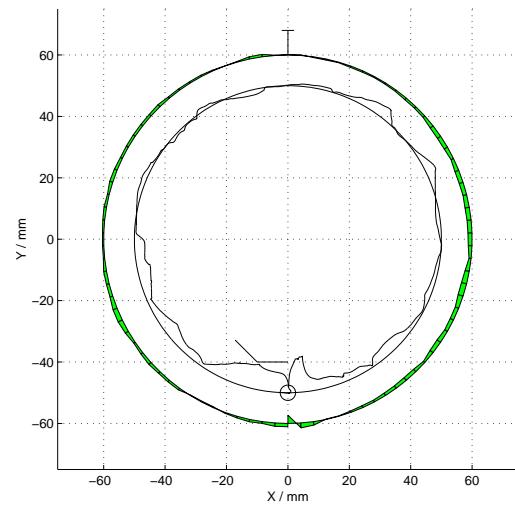
Slika 5.1: DMD – gibanje (–ura) in hitrosti (enota = 100 mm/s). Fiksirana podlaket.



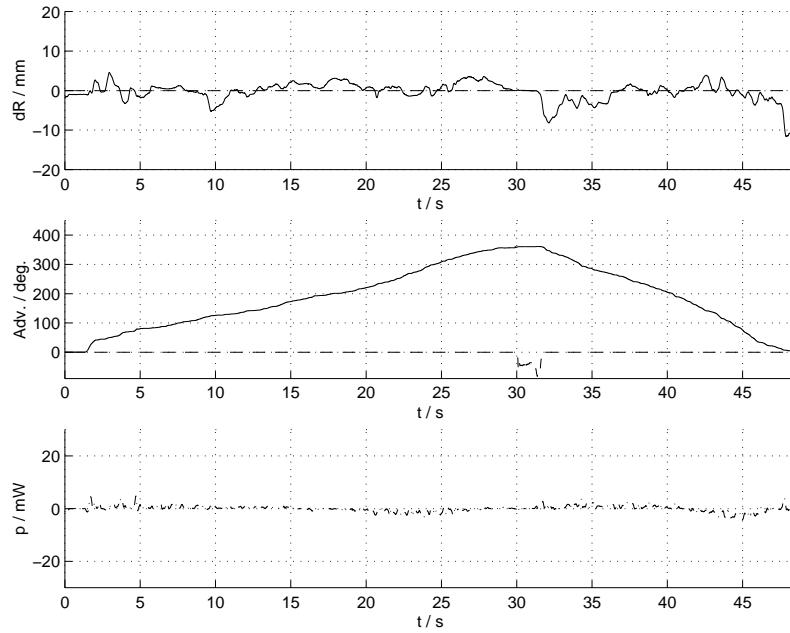
Slika 5.2: DMD – gibanje (+ura) in hitrosti (enota = 100 mm/s). Fiksirana podlaket.



Slika 5.3: DMD – gibanje (–ura) in moč (enota = 20 mW). Fiksirana podlaket.



Slika 5.4: DMD – gibanje (+ura) in moč (enota = 20 mW). Fiksirana podlaket.

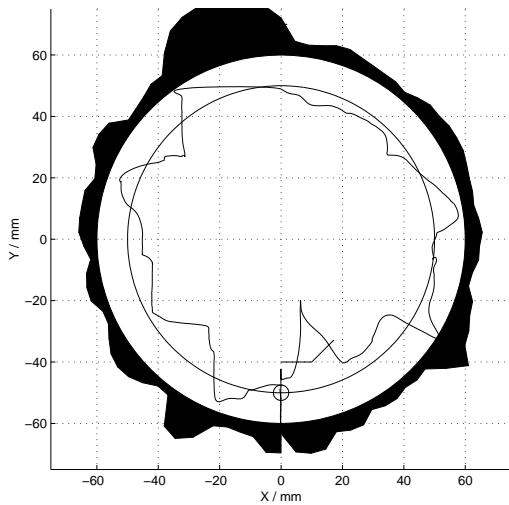


Slika 5.5: DMD – radialno odstopanje od krožnice —— in radialne sile --- (zgoraj), tangencialni pomik —— in tangencialne sile --- (sredina), moč $p_{pac}(t)$ (spodaj). Fiksirana podlaketa.

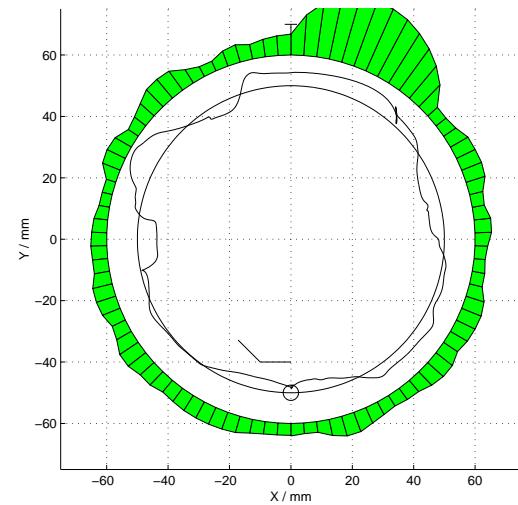
tangencialnega polja sil. Vidno je večje odstopanje od referenčne sledilne trajektorije in večja dinamika hitrostnega signala kot na prejšnjih slikah brez motenj. Na Slikah 5.8 in 5.9 je vidna tudi mnogokratna zamenjava predznaka signala moči p_{pac} , kar kaže na manj koordinirano gibanje.

Slike 5.11 do 5.15 prikazujejo grafične rezultate enake naloge krožnega sledenja ob prisotnosti motenj v prostem gibanju (brez fiksacije podlakti). Lepo so vidna še večja odstopanja od sledilne trajektorije, večje hitrosti in večja ter zelo spremenljiva moč p_{pac} .

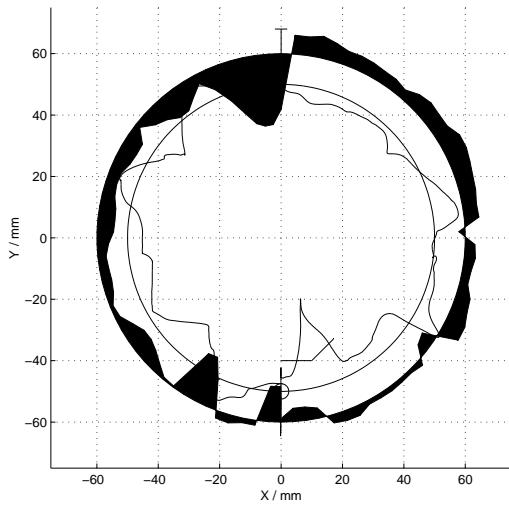
Slike 5.16 do 5.20 prikazujejo rezultate enake naloge krožnega sledenja 27-letne zdrave osebe ob prisotnosti motenj brez fiksacije podlakti. V primerjavi s pacientom z duchenovo mišično distrofijo so odstopanja kljub motnjam majhna, hitrosti enakomerne in moč z relativno majhno dinamiko.



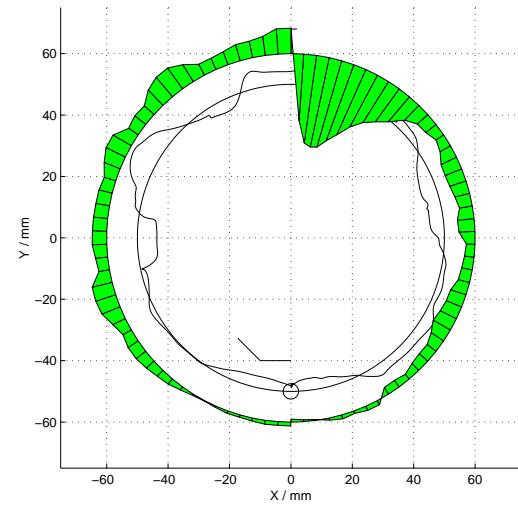
Slika 5.6: DMD – gibanje (–ura) z motnjami in hitrosti (enota = 100 mm/s). Fiksirana podlaket.



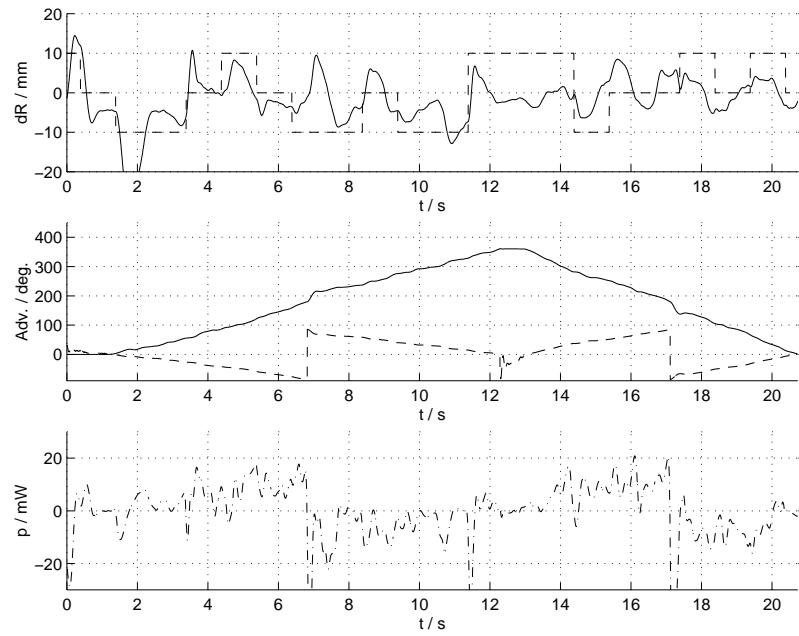
Slika 5.7: DMD – gibanje (+ura) z motnjami in hitrosti (enota = 100 mm/s). Fiksirana podlaket.



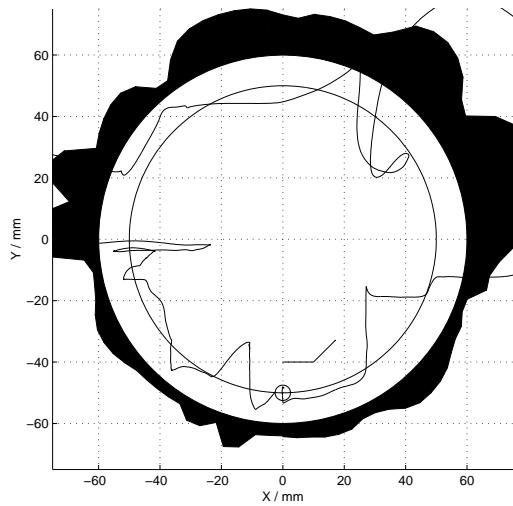
Slika 5.8: DMD – gibanje (–ura) z motnjami in moč (enota = 20 mW). Fiksirana podlaket.



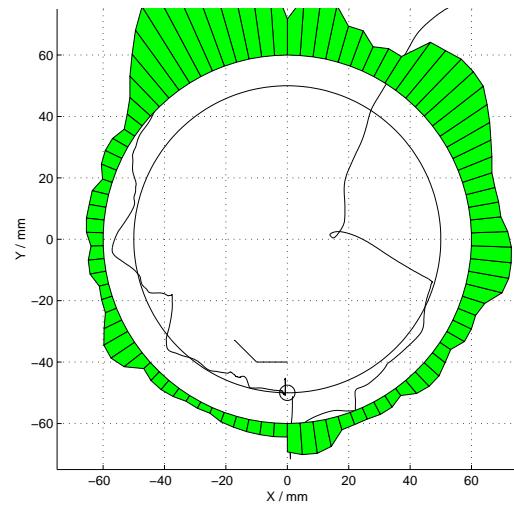
Slika 5.9: DMD – gibanje (+ura) z motnjami in moč (enota = 20 mW). Fiksirana podlaket.



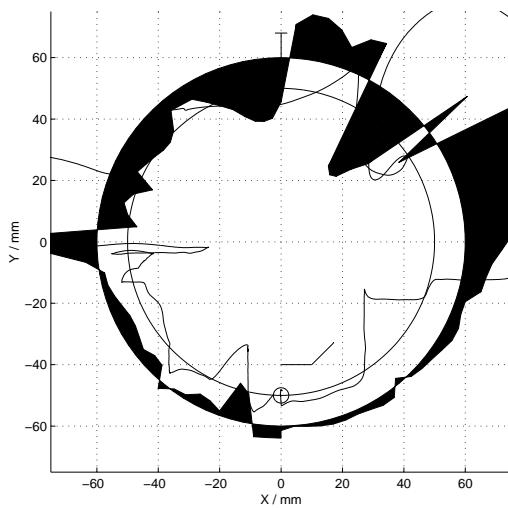
Slika 5.10: DMD – radialno odstopanje — in radialne sile — — (zgoraj), tangencialni pomik — in tangencialne sile — — (sredina), moč $p_{pac}(t)$ (spodaj). Fiksirana podlaketa, prisotne motnje.



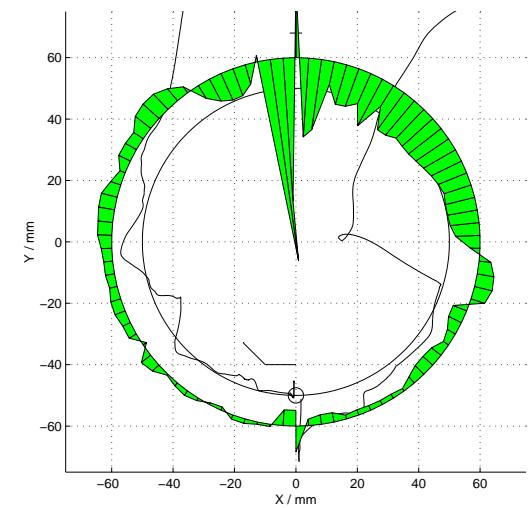
Slika 5.11: DMD – gibanje z motnjami in hitrosti (enota = 100 mm/s). Prosto gibanje.



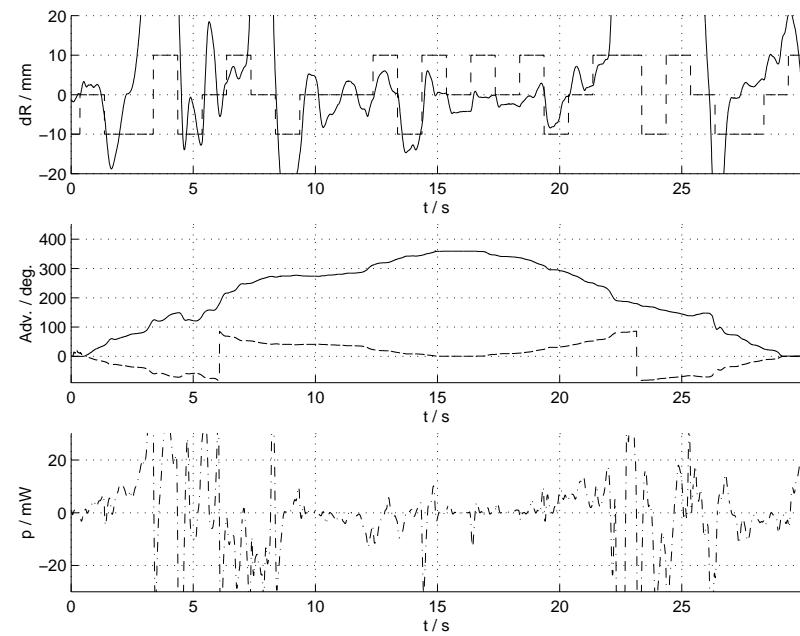
Slika 5.12: DMD – gibanje z motnjami in hitrosti (enota = 100 mm/s). Prosto gibanje.



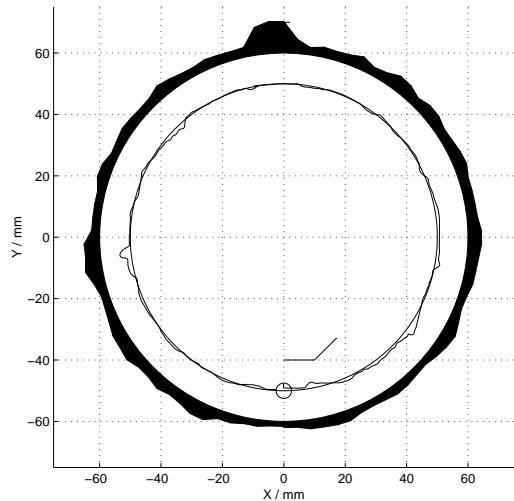
Slika 5.13: DMD – gibanje (–ura) z motnjami in moč (enota = 20 mW). Prosto gibanje.



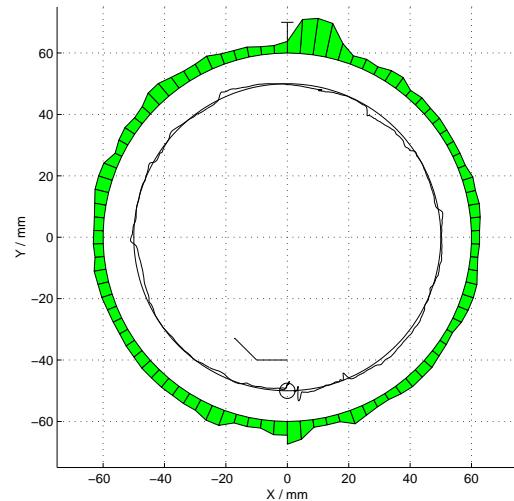
Slika 5.14: DMD – gibanje (+ura) z motnjami in moč (enota = 20 mW). Prosto gibanje.



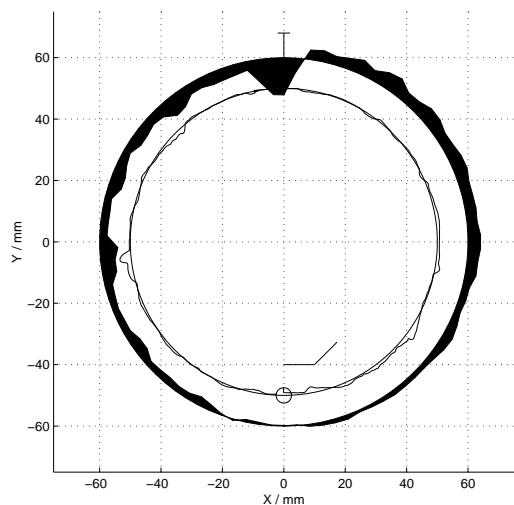
Slika 5.15: DMD – radialano odstopanje od krožnice — in rad. sile --- (zgoraj), tangencialni pomik — in tang. sile --- (sredina), moč $p_{pac}(t)$ (spodaj). Prosto gibanje, prisotne motnje.



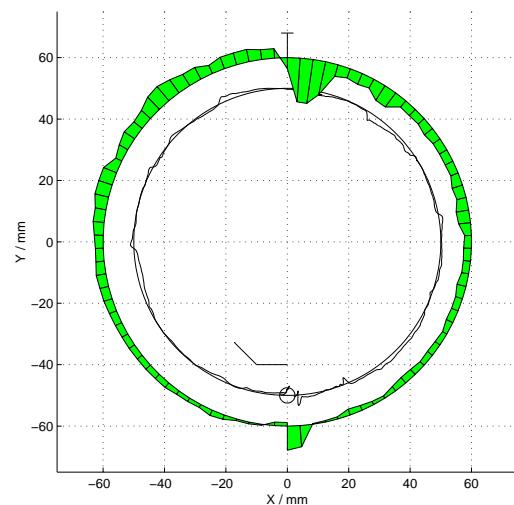
Slika 5.16: ZDRAVI – gibanje (–ura) z motnjami in hitrosti (enota = 100 mm/s). Prosto gibanje.



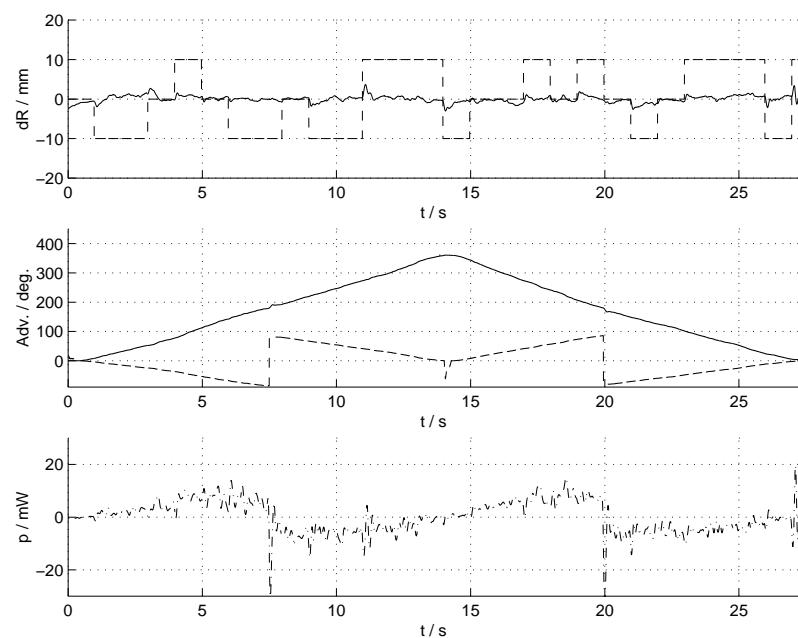
Slika 5.17: ZDRAVI – gibanje (+ura) z motnjami in hitrosti (enota = 100 mm/s). Prosto gibanje.



Slika 5.18: ZDRAVI – gibanje (–ura) z motnjami in moč (enota = 20 mW). Prosto gibanje.



Slika 5.19: ZDRAVI – gibanje (+ura) z motnjami in moč (enota = 20 mW). Prosto gibanje.



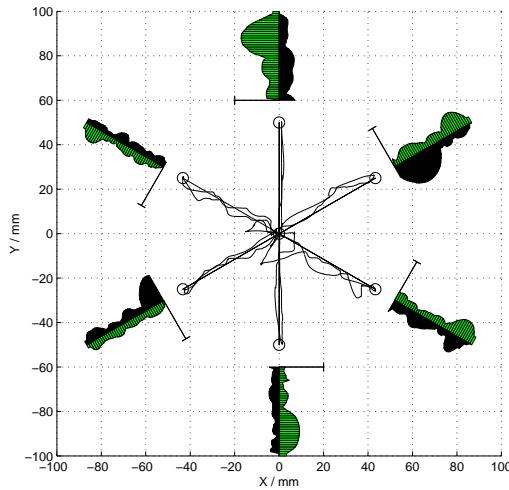
Slika 5.20: ZDRAVI – radialno odstopanje od krožnice — in radialne sile --- (zgoraj), tangencialni pomik — in tangencialne sile -- (sredina), moč $p_{pac}(t)$ (spodaj). Prosto gibanje, prisotne motnje.

Rezultati krožnega sledenja so podobni za paciente z drugimi oblikami mišične distrofije in za paciente s spinalno mišično atrofijo. Poudarimo pa naj, da so razlike v funkcijskem stanju in s tem v rezultatih med pacienti z enakimi diagnozami zelo velike. Namen metode je kvantitativno ovrednotiti funkcionalno stanje pacienta, posameznika, in le-to časovno spremljati, ne pa dokazovati enakosti sposobnosti pacientov z enakimi ali sorodnimi diagnozami, kar v splošnem ne drži. Zgoraj opisani vidiki in opažanja dokazujejo, da je z instrumentalnim merjenjem s haptičnim vmesnikom možno kvantitativno ovrednotiti natančnost in s tem funkcionalno stanje gornje ekstremitete. Slike 5.1 do 5.5 dokazujejo sposobnost natančnega gibanja pacienta z mišično distrofijo. Ob prisotnosti motenj pa se zaradi omejene mišične moči, ki bo objektivno vrednotena v nadaljevanju s testom merjenja maksimalne sile, pacient z mišično distrofijo ni zmožen zoperstaviti motilnim silam, kar rezultira v manjši natančnosti gibanja. Fiksacija podlakti je v primeru prisotnosti motenj v pomoč, saj le-ta inherentno omejuje gibanje¹. Nadaljnja izguba natančnosti brez fiksirane podlakti je lepo vidna na Slikah 5.11 do 5.15.

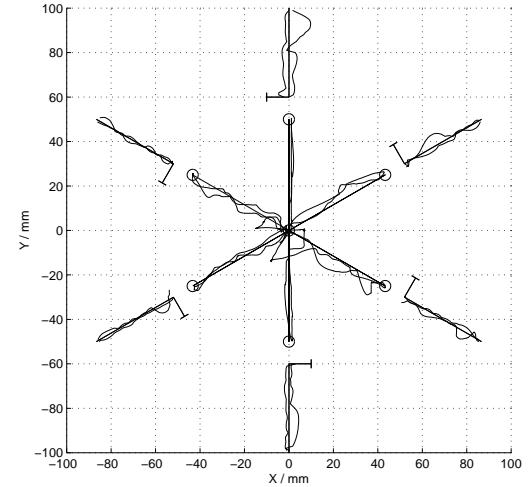
5.3.2 Linearno pozicijsko sledenje

Podobni zaključki veljajo za sorodno nalogu sledenja, tj. nalogu linearne pozicijskega sledenja, kar prikazujejo Slike 5.21 do 5.28. Na omenjenih slikah so poleg pacientovih in referenčnih sledilnih trajektorij na zunanjosti prikazane tudi krajevno odvisne hitrosti in moči. Slike 5.21 in 5.22 prikazujeta natančnostne, hitrostne in močnostne razmere za istega pacienta z DMD ob fiksirani podlakti brez motenj. Slike 5.23 in 5.24 prikazujeta razmere ob fiksirani podlakti ob prisotnosti motenj, Slike 5.25 in 5.26 pa razmere v prostem gibanju ob prisotnosti motenj. Zopet je lepo vidno zmanjševanje natančnosti gibanja ob dodajanju motenj in sproščanju podpore v zapestju, kar ne drži za 27-letno zdravo osebo in je prikazano na Slikah 5.27 in 5.28.

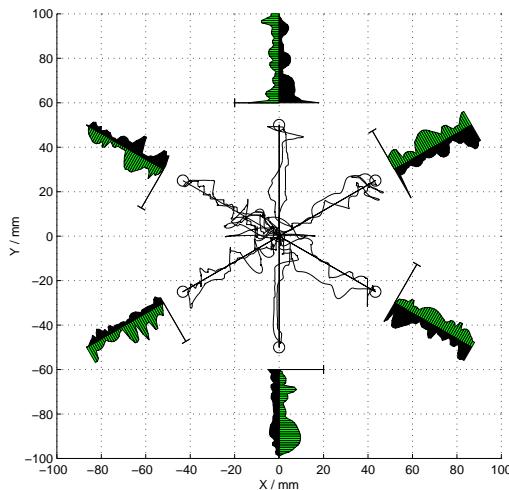
¹Tudi sicer je znano, da je manipulacija s podprtим zapestjem natančnejša.



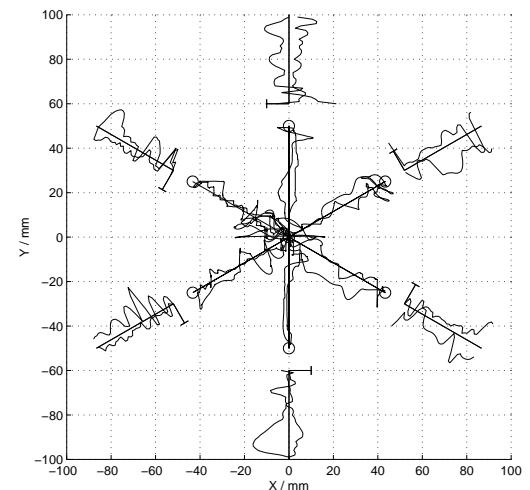
Slika 5.21: DMD – gibanje in hitrosti (enota = 200 mm/s). Fiksirana podlaket.



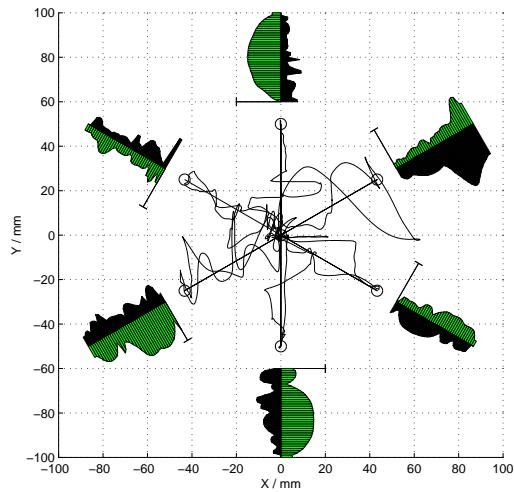
Slika 5.22: DMD – gibanje in moč (enota = 20 mW). Prosto gibanje. Fiksirana podlaket.



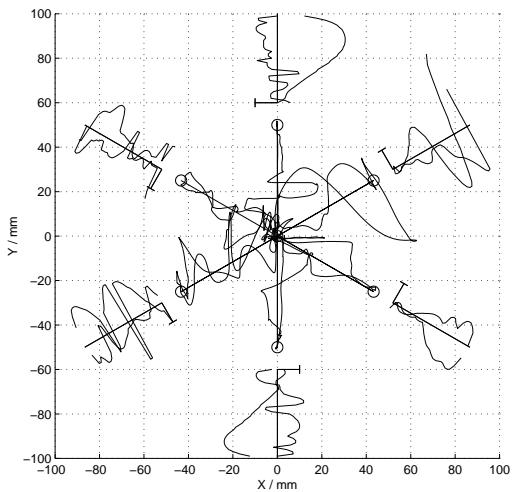
Slika 5.23: DMD – gibanje z motnjami in hitrosti (enota = 200 mm/s). Fiksirana podlaket.



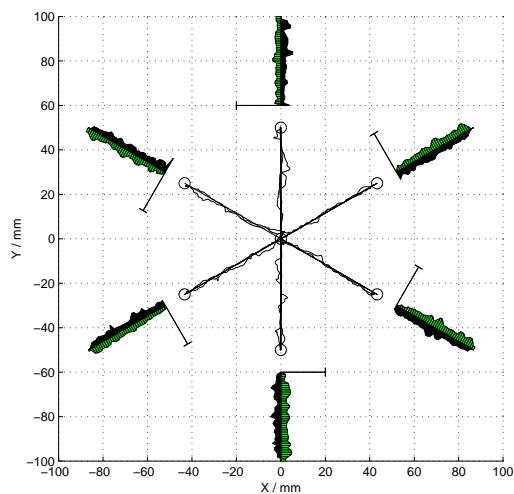
Slika 5.24: DMD – gibanje z motnjami in moč (enota = 20 mW). Prosto gibanje. Fiksirana podlaket.



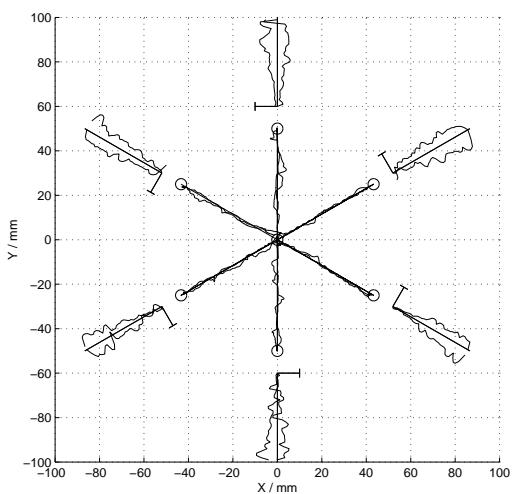
Slika 5.25: DMD – gibanje z motnjami in hitrosti (enota = 200 mm/s). Prosto gibanje.



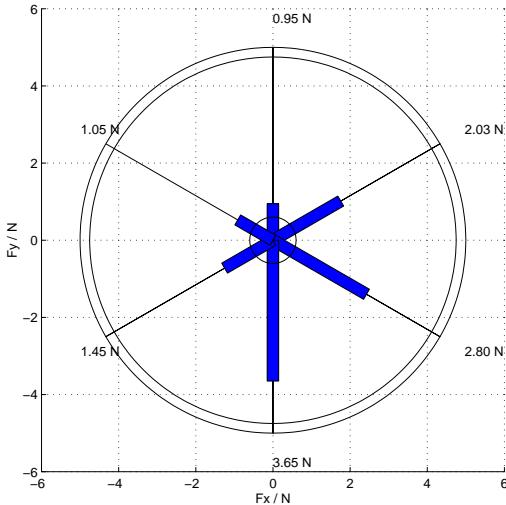
Slika 5.26: DMD – gibanje z motnjami in moč (enota = 20mW). Prosto gibanje.



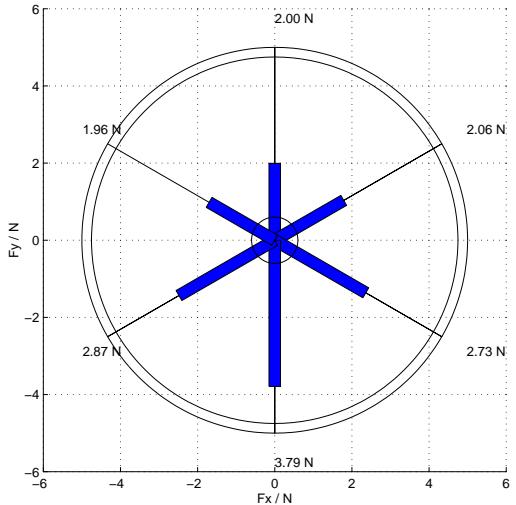
Slika 5.27: ZDRAVI – gibanje z motnjami in hitrosti (enota = 200 mm/s). Prosto gibanje.



Slika 5.28: ZDRAVI – gibanje z motnjami in moč (enota = 20mW). Prosto gibanje.



Slika 5.29: DMD – maksimalna sila.
Leva roka, prosto gibanje.



Slika 5.30: SMA3 – maksimalna sila.
Prosto gibanje.

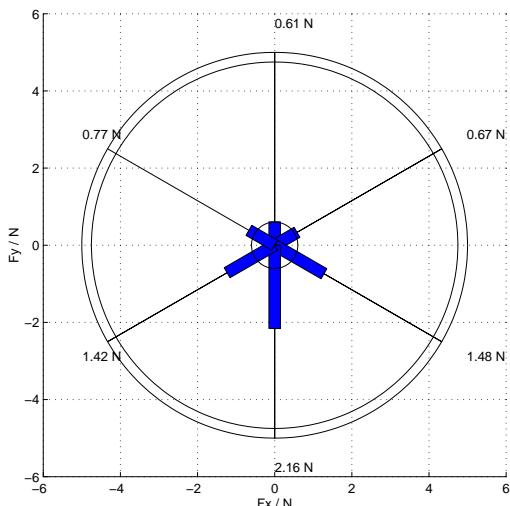
5.3.3 Maksimalna sila

V nadaljevanju si oglejmo karakteristike mišične moči oz. sposobnosti izvajanja sile v različnih smereh, ki jo objektivno kvantitativno ovrednotimo s testom merjenja maksimalne sile (razdelek 4.2.6 na strani 79).

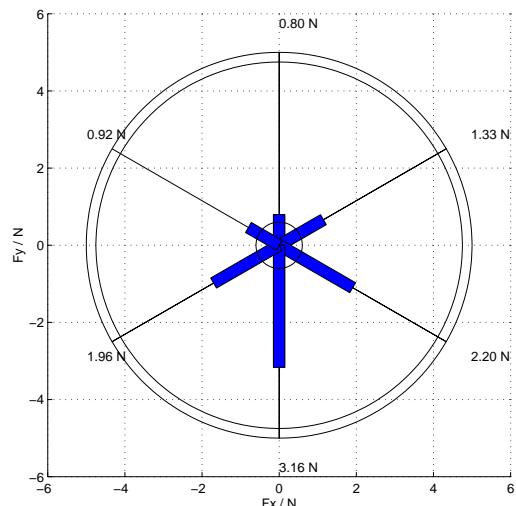
Slike 5.29 in 5.30 prikazujeta sposobnosti izvajanja sile v prostem gibanju za 9-letnega pacienta z DMD in 48-letne patientke s SMA3. Na Sliki 5.29 je nazorno prikazana neenakomerna distribucija sil po smereh s prevladujočo tendenco večjih sil v smeri navpično navzdol, kar gre deloma pripisati učinku gravitacije in deloma močnejšim fleksorjem zapestja. Podoben učinek je opazen v levih in desnih dveh smereh, ki tudi kaže na večjo moč fleksorskih mišic zapestja od ekstenzorskih. V primeru SMA3 na Sliki 5.30 je omenjeni učinek manjši, distribucija pa enakomernejša. Dodamo naj, da običajno pacienti s SMA3 dosegajo večje sile, tudi do 5 N.

Slike 5.31 in 5.32 prikazujeta razliko dosegljivih sil 27-letne patientke s SMA2 med fiksirano podlaktjo in prostim gibanjem. V prostem gibanju opazimo večje sile, sicer pa je njihova distribucija po smereh podobna kot pri DMD. Manjše sile s fiksirano podlaktjo lahko pripisemo t. i. "trik-gibom" oz. kompenzatornim gibom, ki jih pacienti z zmanjšano mišično močjo razvijejo kot kompenzacijo za izvedbo določenega giba z mišičnimi skupinami, ki sicer v normalnih razmerah niso uporabljene za te gibe.

Slike 5.33 in 5.34 prav tako podajata razliko dosegljivih sil med fiksirano podlaktjo in prostim gibanjem za 23-letnega pacienta z RMD. Slika 5.33 je primer nedokončane naloge, saj pacient ni uspel preseči praga $F_{min} = 0.5 \text{ N}$. Večja sposob-



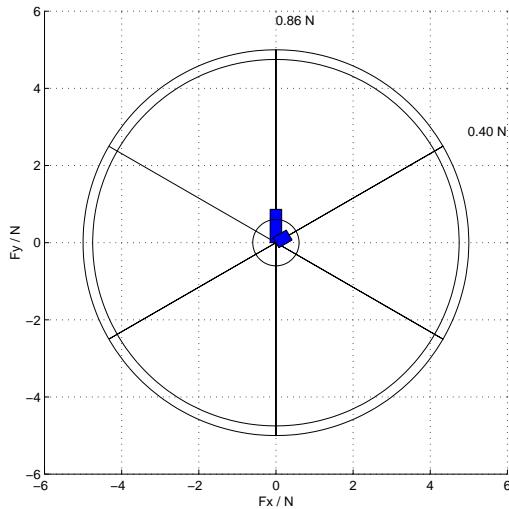
Slika 5.31: SMA2 – maksimalna sila.
Fiksirana podlaket.



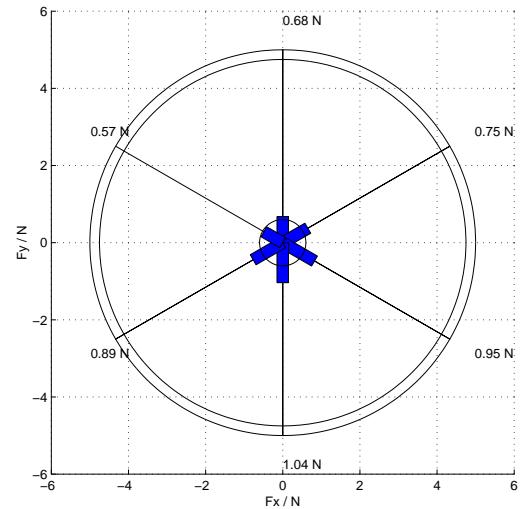
Slika 5.32: SMA2 – maksimalna sila.
Prosto gibanje.

nost izvajanja sil na Sliki 5.34 prav tako nakazuje prisotnost kompenzatornih gibov. Omenjeni pacient ima težjo obliko RMD. Tipično imajo pacienti s to boleznijo večje motorične sposobnosti v zapestju in lahko dosegajo 5 N.

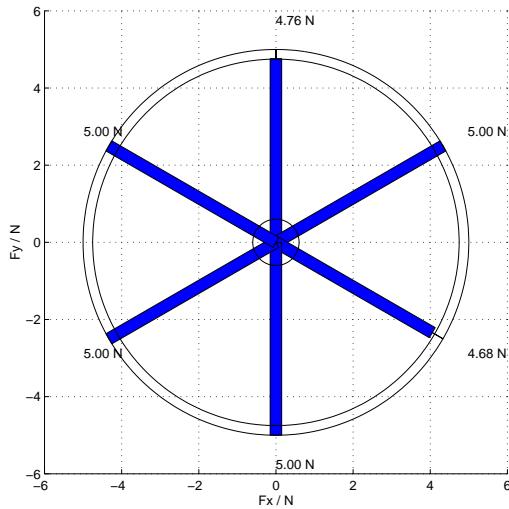
Slike 5.35 in 5.36 prikazujeta normalni sposobnosti izvajanja sil za 46-letno patientko s FA in 27-letno zdravo osebo. Za paciente s FA je značilno, da fizična moč ostaja neprizadeta.



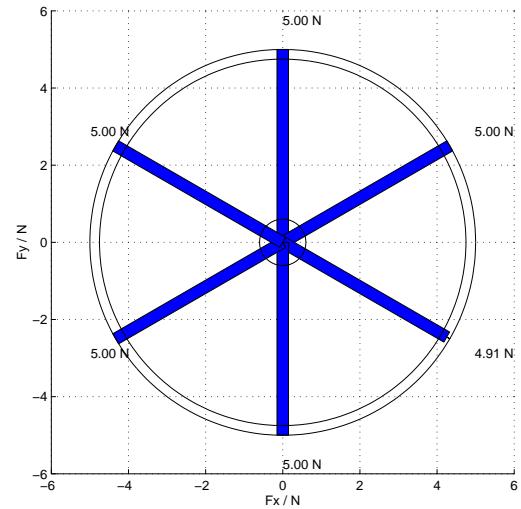
Slika 5.33: RMD – maksimalna sila.
Fiksirana podlaket.



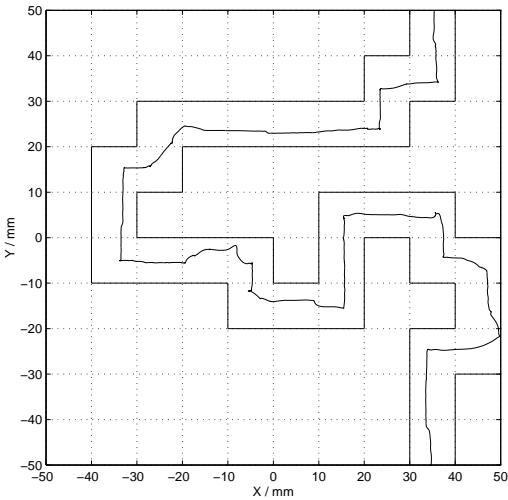
Slika 5.34: RMD – maksimalna sila.
Prosto gibanje.



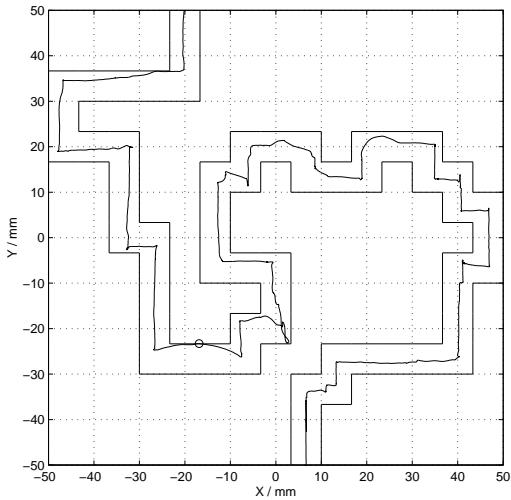
Slika 5.35: FA – maksimalna sila.
Prosto gibanje.



Slika 5.36: ZDRAVI – maksimalna
sila. Prosto gibanje.



Slika 5.37: DMD – labirint 2 DOF. Fiksirana podlaket. $v_{task} = 13,7 \text{ mm/s}$, $\overline{v_{traj}} = 14,0 \text{ mm/s}$, $R = 1,02$, $n_{col2} = 0$.



Slika 5.38: DMD – labirint 2 DOF. Fiksirana podlaket. $v_{task} = 11,6 \text{ mm/s}$, $\overline{v_{traj}} = 13,1 \text{ mm/s}$, $R = 1,13$, $n_{col2} = 1$.

5.3.4 Labirint 2 DOF

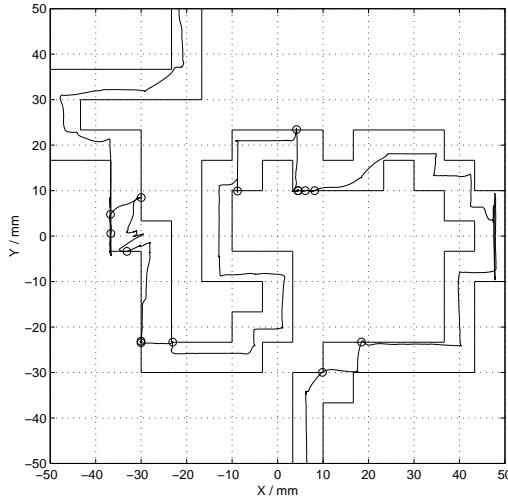
Slike 5.37 do 5.48 prikazujejo izsek grafičnih rezultatov za naloge prehoda labirinta 2 DOF. Označeni krožci prikazujejo mesta trkov s stenami labirinta, pod slikami pa so podani tudi numerični parametri testa.

Slike 5.37 in 5.38 prikazujeta trajektorije gibanja 9-letnega pacienta z DMD s fiksirano podlaktjo. Prehod skozi labirint je razmeroma natančen ($R \approx 1$) brez trkov ob stene labirinta oz. z malo trki, hitrost prehoda labirinta v_{task} pa je majhna v primerjavi z zdravimi osebami.

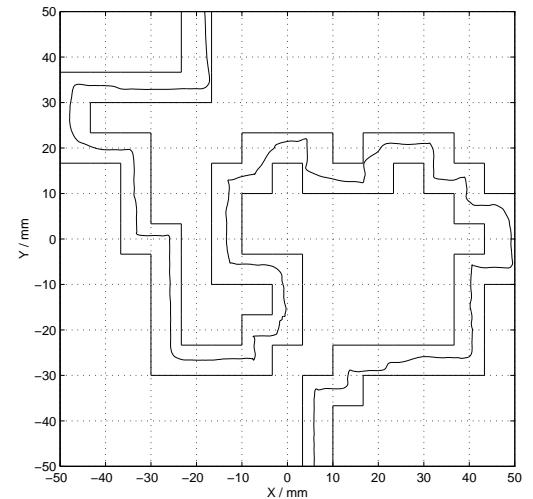
Slike 5.39 in 5.40 podajata primerjavo trajektorij prehoda skozi isti labirint s fiksirano podlaktjo in v prostem gibanju za 13-letno patientko s SMA2. V drugem primeru, tj. v prostem gibanju, lahko opazimo občuten upad števila trkov ob porastu hitrosti prehoda skozi labirint v_{task} . Tudi tu gre večjo funkcionalno sposobnost pripisati kompenzirajočim gibom.

Nadalje Slike 5.41 in 5.42 razkrivata karakteristike prehoda skozi labirint 26-letne patientke s FA. Opazimo zelo počasen prehod skozi labirint v_{task} ob zmerni hitrosti gibanja $\overline{v_{traj}}$, kar privede do velikega razmerja R . Veliko razmerje R kaže na nekoordinirane gibe, značilni so "vozli" na ovinkih labirinta in občasno gibanje v nasprotni smeri prehoda. Število trkov n_{col2} je razmeroma veliko.

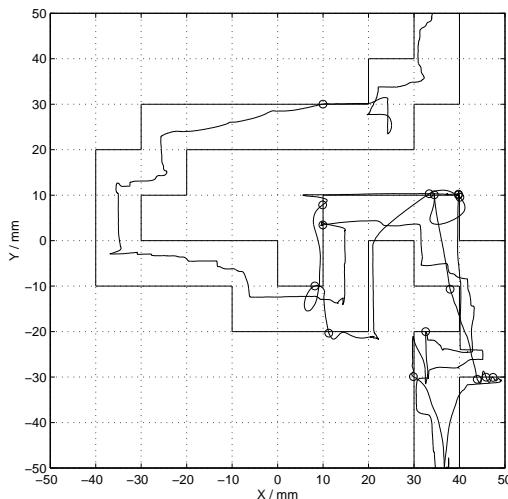
Slike 5.43 in 5.44 prikazujeta trajektorije prehoda labirinta 79-letne patientke s PB. Hitro opazna je prisotnost tremorja, ki rezultira v številnih trkih na eni strani in velikem razmerju R na drugi strani. Hitrost gibanja $\overline{v_{traj}}$ je zelo visoka, hitrost



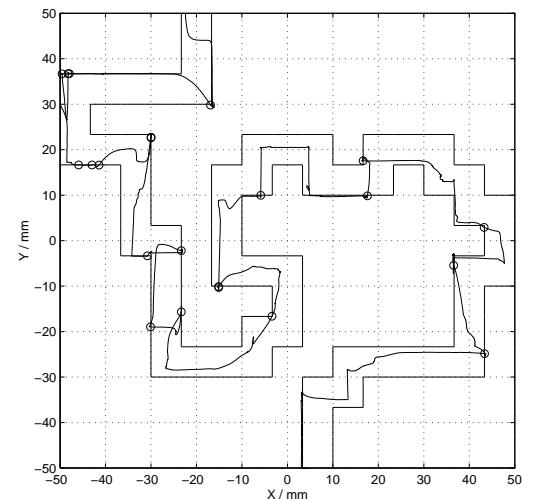
Slika 5.39: SMA2 – labirint 2 DOF. Fiksirana podlaket. $v_{task} = 10,5 \text{ mm/s}$, $\overline{v_{traj}} = 13,7 \text{ mm/s}$, $R = 1,30$, $n_{col2} = 12$.



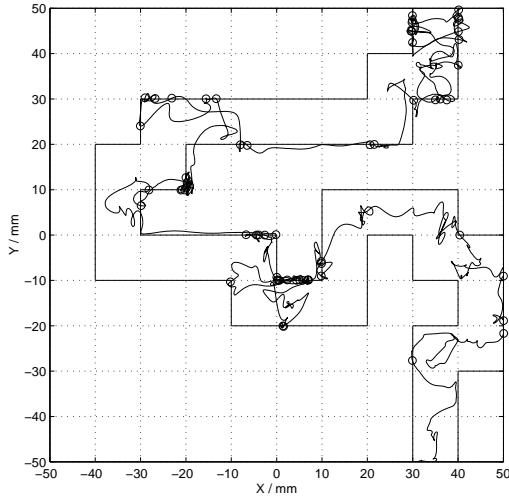
Slika 5.40: SMA2 – labirint 2 DOF. Prosto gibanje. $v_{task} = 22,6 \text{ mm/s}$, $\overline{v_{traj}} = 22,4 \text{ mm/s}$, $R = 0,99$, $n_{col2} = 0$.



Slika 5.41: FA – labirint 2 DOF. Fiksirana podlaket. $v_{task} = 6,0 \text{ mm/s}$, $\overline{v_{traj}} = 14,3 \text{ mm/s}$, $R = 2,39$, $n_{col2} = 14$.



Slika 5.42: FA – labirint 2 DOF. Fiksirana podlaket. $v_{task} = 6,7 \text{ mm/s}$, $\overline{v_{traj}} = 9,3 \text{ mm/s}$, $R = 1,39$, $n_{col2} = 21$.

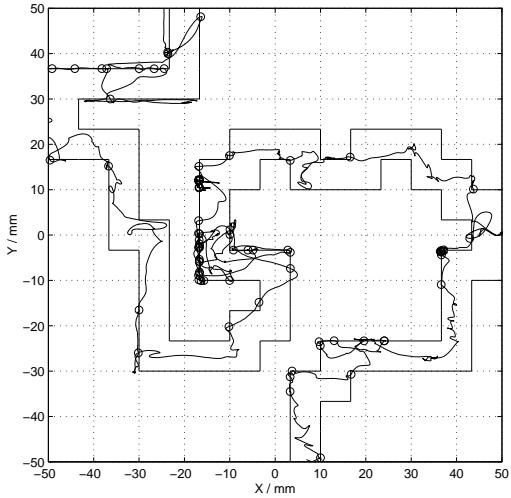


Slika 5.43: PB – labirint 2 DOF. Fiksirana podlaket. $v_{task} = 12,4 \text{ mm/s}$, $\overline{v_{traj}} = 42,0 \text{ mm/s}$, $R = 3,39$, $n_{col2} = 47$.

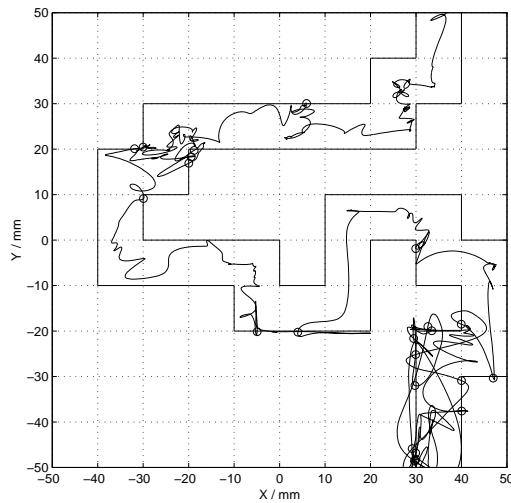
prehoda v_{task} pa zmerna. Število trkov n_{col2} narašča s kompleksnostjo labirinta oz. z njegovo širino.

Čeprav je multipla skleroza po nastanku popolnoma drugačna kot parkinsonova bolezen, je prisotnost tremorja tudi ena od njenih značilnosti. Slike 5.45 in 5.46 razkrivata prisotnost tremorja ob prehodu labirinta 42-letne pacientke z multiplom sklerozo. Podobno kot v prejšnjem primeru tremor rezultira v velikem številu trkov n_{col} in še večjem razmerju R . Hitrost prehoda labirinta v_{task} je tudi tu majhna.

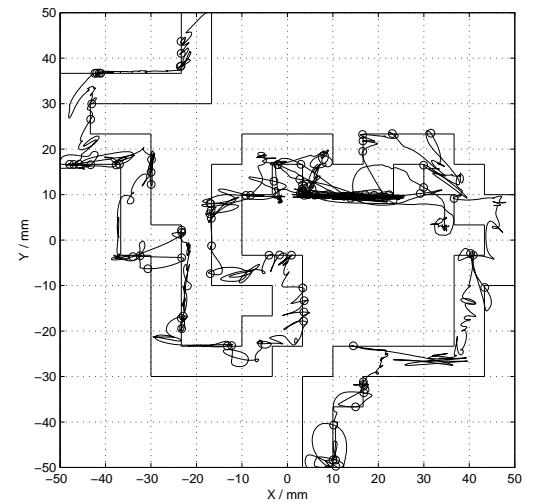
Za konec pokažimo še prehoda labirinta 27-letne zdrave osebe na Slikah 5.47 in 5.48. Gibanje je hitro, koordinirano ($R = 0.88$) in natančno, torej brez trkov ali z majhnim številom trkov n_{col2} .



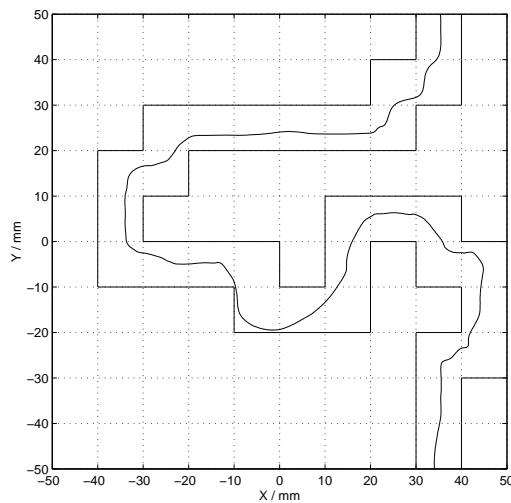
Slika 5.44: PB – labirint 2 DOF. Fiksirana podlaket. $v_{task} = 12,1 \text{ mm/s}$, $\overline{v_{traj}} = 30,5 \text{ mm/s}$, $R = 2,53$, $n_{col2} = 66$.



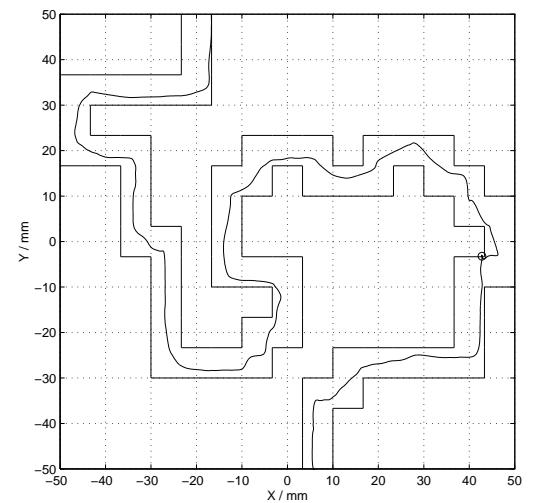
Slika 5.45: MS – labirint 2 DOF. Fiksirana podlaket. $v_{task} = 10,5 \text{ mm/s}$, $\overline{v_{traj}} = 41,1 \text{ mm/s}$, $R = 3,90$, $n_{col2} = 25$.



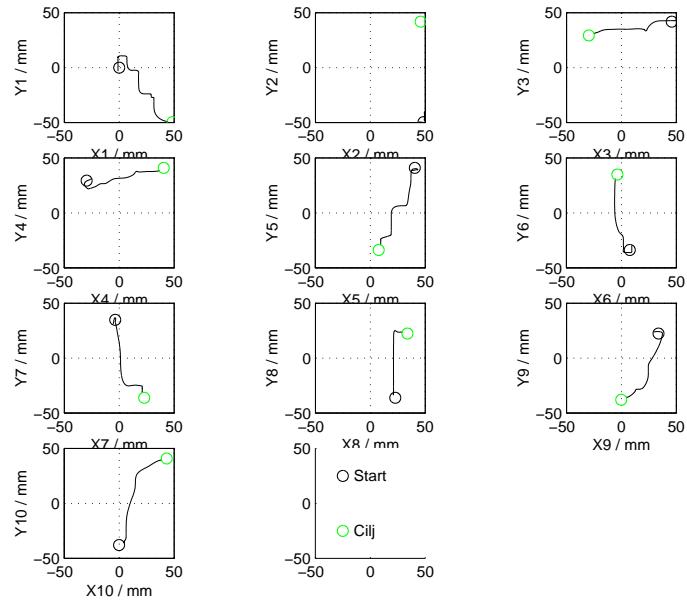
Slika 5.46: MS – labirint 2 DOF. Fiksirana podlaket. $v_{task} = 6,5 \text{ mm/s}$, $\overline{v_{traj}} = 39,0 \text{ mm/s}$, $R = 5,95$, $n_{col2} = 85$.



Slika 5.47: ZDRAVI – labirint 2 DOF. Fiksirana podlaket. $v_{task} = 47,4 \text{ mm/s}$, $\overline{v_{traj}} = 41,8 \text{ mm/s}$, $R = 0,88$, $n_{col2} = 0$.



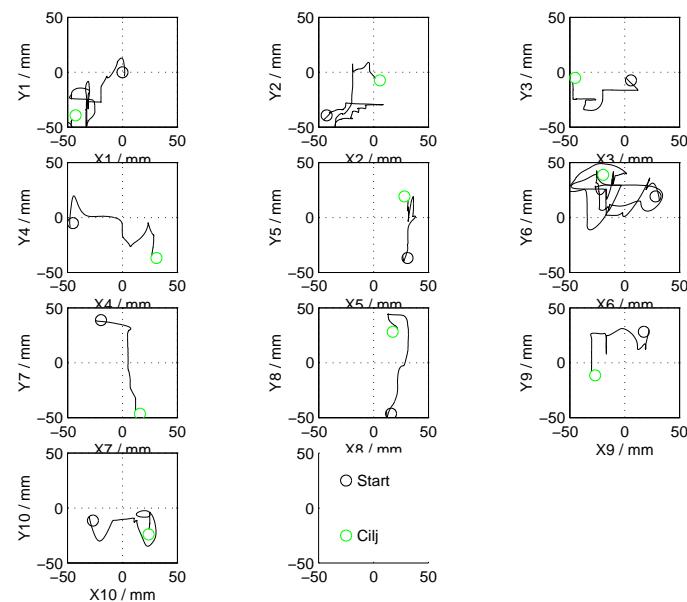
Slika 5.48: ZDRAVI – labirint 2 DOF. Fiksirana podlaket. $v_{task} = 39,1 \text{ mm/s}$, $\overline{v_{traj}} = 34,4 \text{ mm/s}$, $R = 0,88$, $n_{col2} = 1$.



Slika 5.49: SMA2 – sledenje točkam v ravnini brez motilnega polja sil.

5.3.5 Dotikanje točk v ravnini

Sliki 5.49 in 5.50 prikazujeta gibalne trajektorije naloge dotikanja točk v ravnini za 13-letno pacientko s SMA2. Na drugi sliki, tj. ob prisotnosti motilnega odbijajočega polja sil okoli ciljne točke, so lepo vidni načini prispetja v ciljne točke. Kot pri prispetju Φ_{arr} so vsi v bližini $\Phi_{arr} = \frac{\pi}{2}$. Razlago za tako načrtovanje trajektorije gre iskati predvsem v izredno majhni mišični moči pacientke, ovrednoteni preko naloge maksimalne sile in izkoriščanju gravitacijskega polja za kompenzacijo motilnega polja sil.



Slika 5.50: SMA2 – sledenje točkam v ravnini s prisotnostjo motilnega odbijajočega radialnega polja sil okoli ciljne točke.

Tabele 5.3, 5.4 in 5.5 prikazujejo nekatere izbrane numerične parametre testov za vse paciente z nevrološkimi in živčno-mišičnimi boleznimi za dominantno gornjo ekstremiteto v prostem gibanju; Tabela 5.6 pa izbrane numerične parametre zdrave populacije, prav tako za dominantno gornjo ekstremiteteto v prostem gibanju. Številска vrednost NaN predstavlja nedokončano oz. prekinjeno nalogu. Numerični parametri so bili izbrani na osnovi njihove diskriminatorne moči, ki je obravnavana v nadaljevanju v razdelku 5.5 na strani 118.

		KSM	LSM	LAB	LAB	LAB	MS
št.	diagnoza	R	R	R	n _{col}	v _{task} [mm/s]	F _{max1} [N]
1	SMA2	1.56	6.53	0.981	1	10.9	0.65
2	FSH	1.26	1.2	1.03	1	16.8	5.00
3	BMD	1.15	1.18	0.974	1	21.7	4.88
4	BMD	1.25	1.29	0.98	1	15.6	4.77
5	HMSN	1.07	1.19	0.947	2	17.1	5.00
6	KGMIO	1.2	1.55	0.985	5	20.1	5.00
7	HMSN	1.26	1.31	1.17	1	16.8	4.41
8	SMA3	1.12	1.13	0.929	1	18.1	4.90
9	DMD	1.3	2.03	1	5	16.1	5.00
10	FSH	1.76	1.77	1.11	1	10.5	1.96
11	HMSN	1.26	1.67	1.13	1	8.05	4.84
12	HMSN	1.08	1.12	1.05	1	15.9	4.95
13	KGMIO	1.5	2.01	1.33	12	15.4	4.87
14	HMSN	1.31	1.35	0.976	2	19.2	4.84
15	RMD	1.07	1.11	0.995	2	29.1	4.87
16	PB	1.45	1.66	1.28	16	15.4	2.39
17	SMA3	1.11	1.24	0.951	1	22.9	4.59
18	RMD	1.43	1.83	1.02	1	19.2	2.14
19	RMD	2.07	3.15	1.24	9	12.1	3.48
20	RMD	1.15	1.29	0.968	1	14.6	5.00
21	BMD	5.03	19.8	0.86	23	20.2	1.02
22	SMA3	1.08	1.24	1.03	6	19.6	1.78
23	HMSN	1.36	NaN	0.142	6	49.9	NaN
24	HMSN	1.14	1.32	0.958	2	19.0	5.00
25	HMSN	1.19	1.36	1.08	1	20.8	5.00

Tabela 5.3: Izbrani numerični parametri pacientov z nevrološkimi in živčno-mišičnimi boleznimi – 1. del (naloge: KSM – krožno sledenje z motnjami, LSM – linearne sledenje z motnjami, LAB – labirint, MS – maksimalna sila).

		KSM	LSM	LAB	LAB	LAB	MS
št.	diagnoza	R	R	R	n_{col}	$v_{task} [mm/s]$	$F_{max1} [N]$
26	HMSN	1.47	1.93	1.17	5	18.7	4.76
27	PB	2.05	3.34	2.53	66	12.1	5.00
28	BMD	1.43	1.34	0.99	1	14.8	3.85
29	SMA3	1.26	1.48	1.1	3	18.7	2.54
30	HMSN	1.52	2.34	1.19	20	18.2	4.85
31	BMD	1.65	1.73	1.09	1	15.9	4.91
32	RMD	1.07	1.13	0.92	2	23.2	4.98
33	HMSN	1.09	1.46	1.11	7	27.7	4.94
34	HMSN	1.21	1.22	1.04	9	16.6	2.61
35	HMSN	1.17	1.39	1.04	5	15.8	5.00
36	SMA3	1.23	1.42	0.98	1	23.1	5.00
37	FSH	1.14	1.12	1.11	1	25.3	4.89
38	FSH	1.08	1.14	0.98	1	17.4	4.81
39	HMSN	1.33	1.5	1.06	4	13.3	4.76
40	KGMIO	1.33	1.62	1.01	1	19.4	4.89
41	RMD	1.13	1.2	0.96	1	20.8	4.88
42	SMA2	1.83	1.6	1.27	13	17.1	5.00
43	FA	3.25	6.61	1.3	19	5.66	1.51
44	RMD	1.23	1.39	0.96	3	20.4	4.03
45	MIOD	1.33	1.32	0.93	1	17.0	4.93
46	HMSN	1.13	1.24	1.01	1	16.5	4.86
47	MIOD	1.17	1.28	1.1	4	13.8	4.87
48	SMA2	1.01	16.7	0.99	15	24.1	0.66
49	RMD	1.04	1.08	0.97	1	35.1	4.65
50	RMD	1.12	1.23	0.98	4	27.3	5.00

Tabela 5.4: Izbrani numerični parametri pacientov z nevrološkimi in živčnomoščičnimi boleznimi – 2. del (naloge: KSM – krožno sledenje z motnjami, LSM – linearne sledenje z motnjami, LAB – labirint, MS – maksimalna sila).

		KSM	LSM	LAB	LAB	LAB	MS
št.	diagnoza	R	R	R	n _{col}	v _{task} [mm/s]	F _{max1} [N]
51	SMA3	1.54	2.02	1.22	11	19.6	4.93
52	FSH	1.11	1.22	1.05	5	16.2	3.18
53	HMSN	1.51	1.97	1.18	9	12.9	4.95
54	MIOD	1.25	1.32	0.97	3	16.3	2.99
55	SMA3	1.25	1.28	0.98	4	12.6	3.60
56	SMA2	1.18	1.55	1.05	1	18.5	2.40
57	RMD	3.6	14.3	0.72	20	14.4	0.46
58	BMD	1.53	1.72	1.07	6	21.8	2.53
59	RMD	1.1	1.29	0.98	2	17.6	2.46
60	SMA3	1.06	1.41	0.92	1	21.4	4.89
61	FA	1.18	1.92	1.26	24	17.4	0.69
62	SMA2	1.39	34.9	1.91	33	10.4	0.95
63	FA	3.15	9.58	2.21	39	7.9	1.74
64	FA	1.73	1.63	1.09	7	10.3	5.00
65	SMA2	1.89	5.51	NaN	NaN	NaN	NaN
66	HMSN	1.29	1.34	1.07	10	29.9	5.00
67	FA	1.51	1.78	1.11	1	13.8	4.82
68	FSH	2.72	1.72	1.19	19	28.7	2.00
69	FA	2.25	6.36	1.52	33	17.5	0.987
70	FSH	1.36	1.87	1.02	7	19.6	2.79
71	DMD	1.43	2.35	1.13	1	11.6	4.85
72	RMD	1.11	1.15	0.92	9	27.9	4.98
73	FSH	1.14	1.26	1.02	2	21.3	3.50
74	FSH	1.13	1.32	1.01	2	19.7	5.00
75	MS	4.05	10.2	5.95	85	6.55	5.00

Tabela 5.5: Izbrani numerični parametri pacientov z nevrološkimi in živčno-mišičnimi boleznimi – 3. del (naloge: KSM – krožno sledenje z motnjami, LSM – linearne sledenje z motnjami, LAB – labirint, MS – maksimalna sila).

		KSM	LSM	LAB	LAB	LAB	MS
št.	diagona	R	R	R	n _{col}	v _{task} [mm/s]	F _{max1} [N]
1	ZDRAVI	1.04	1.18	1.05	10	42.7	5.00
2	ZDRAVI	1.02	1.07	0.95	3	34.6	5.00
3	ZDRAVI	1.06	1.05	0.93	8	42.1	4.95
4	ZDRAVI	1.11	1.22	1.06	1	28.5	5.00
5	ZDRAVI	1.11	1.15	1.02	3	22.8	5.00
6	ZDRAVI	1.06	1.08	0.99	5	31.3	4.98
7	ZDRAVI	1.06	1.13	1.07	5	33.4	5.00
8	ZDRAVI	1.02	1.13	1.04	5	27.7	4.99
9	ZDRAVI	1.02	1.06	0.88	1	29.3	4.84
10	ZDRAVI	1.07	1.13	0.96	3	31.1	4.92
11	ZDRAVI	1.09	1.14	1.02	1	21.4	4.77
12	ZDRAVI	1.09	1.23	1.02	1	16.0	4.86
13	ZDRAVI	1.1	1.17	0.98	11	44.8	5.00
14	ZDRAVI	1.13	1.15	1.02	8	34.2	4.98
15	ZDRAVI	1.07	1.12	0.96	1	25.2	5.00
16	ZDRAVI	1.07	1.1	0.88	1	39.1	5.00
17	ZDRAVI	1.09	1.14	0.93	2	31.1	5.00
18	ZDRAVI	1.12	1.28	1.07	2	29.8	5.00
19	ZDRAVI	1.1	1.17	1.1	2	28.1	5.00

Tabela 5.6: Izbrani numerični parametri zdrave populacije (naloge: KSM – krožno sledenje z motnjami, LSM – linearno sledenje z motnjami, LAB – labirint, MS – maksimalna sila).

	prva meritev	druga meritev	$\Delta_{rel}/\%$
$v_{task} \text{ [mm/s]}$	9.8	14.2	+45
$v_{traj} \text{ [mm/s]}$	12.0	15.4	+28
R	1.23	1.08	-12
$ dX \text{ [mm]}$	1.1	0.8	-27

Tabela 5.7: Povprečni numerični parametri nalog sledenja (linearnega in krožnega).

	prva meritev	druga meritev	$\Delta_{rel}/\%$
$v_{task} \text{ [mm/s]}$	22.6	25.1	+11
$v_{traj} \text{ [mm/s]}$	23.7	23.9	+1
R	1.05	0.95	-9.5
n_{col}	2	0.5	-75

Tabela 5.8: Povprečni numerični parametri naloge prehoda labirinta 2 DOF.

5.4 Primer spremljanja učinkovanja zdravila

Metoda instrumentalnega merjenja funkcijskih sposobnosti gornje ekstremitete s haptičnim vmesnikom je zaradi svoje ponovljivosti in objektivnosti primerna za spremljanje učinkovanja zdravil in različnih oblik terapij. Nasprotno je metoda primernejša za intervalna diferencialna merjenja kot pa za absolutna enkratna merjenja, saj je vzpostavitev kriterijske veljavnosti s konvencionalnimi, neinstrumentalnimi, testi težja.

V študijo je bila vključena tudi diferencialna meritev 45-letne pacientke s friedreichovo ataksijo v intervalu 8 dni. Razlika med prvo in drugo serijo meritev je bila prisotnost medikamentne terapije s koencimom Q_{10} pri drugi meritvi.

Tabela 5.7 podaja povprečne numerične parametre nalog sledenja dominantne gornje ekstremitete v prostem gibanju. Opazne so večje hitrosti gibanja pri drugi seriji meritev, tako v_{task} kot tudi v_{traj} ob večji natančnosti sledenja (manjše razmerje R in manjše odstopanje od sledilne trajektorije $|dX|$).

Tabela 5.8 prikazuje povprečne numerične parametre naloge prehoda labirinta 2 DOF dominantne gornje ekstremitete. Tudi ti rezultati kažejo na hitrejši (večja v_{task} in v_{traj}) in natančnejši prehod skozi labirint (manjše razmerje R in manjše število trkov n_{col}).

Maksimalna sila ostaja enaka ($F_{max} = 5 \text{ N}$ za vse smeri) v obeh serijah meritev in jih tabelarično ne podajamo. Kontrolna 26-letna pacientka s friedreichovo ataksijo brez medikamentne terapije s Q_{10} ne kaže izrazitih sprememb v numeričnih parametrih med obema serijama časovno enako razmaknjenih meritev ($\Delta T = 8 \text{ dni}$).

Iz slednjega lahko sklepamo na veliko ponovljivost metode, čeprav je "merilni izvor", tj. gibalne sposobnosti preiskovanca, lahko odvisen od številnih dejavnikov, vključajoč počutje, motivacijo itd. V splošnem je problem tako kompleksnega merjenja, kot je merjenje funkcijskih sposobnosti, (ne)eksistenco merilnega etalona. Le-tega je praktično nemogoče realizirati ob tako številnih motilnih vplivih in same narave kompleksnega in dokaj nepoznanega človekovega motorično-senzoričnega ter kognitivnega sistema.

Metoda merjenja sama, vključujuč senzorje, haptični vmesnik kot merilno napravo in programsko opremo vodenja ter analize izmerjenih signalov, inherentno poseduje veliko ponovljivost zaradi tehnične narave sistema, natančnih senzorjev in majhnega učinka staranja oz. konstantnih lastnosti sistema.

5.5 Odkrivanje znanj iz podatkov

Odkrivanje znanj iz podatkov (angl. *data mining*) lahko na splošno opredelimo kot proces iskanja strukturnih vzorcev v običajno velikih količinah podatkov oz. podatkovnih bazah [127]. Gre torej za to, kako z avtomatiziranimi ali delno avtomatiziranimi algoritmi izluščiti uporabne informacije iz surovih podatkov, kjer je ta informacija implicitno sicer vsebovana, vendar (še) ne eksplicitno izražena niti ne očitna na prvi pogled. V pričujočem delu smo uporabili tehniko nadzorovanega strojnega učenja, ki iz ovrednotenih podatkov gradi klasifikacijska drevesa. Postopek odkrivanja znanj iz podatkov nas na osnovi učnih primerov ob konsistentnih podatkih privede do modela z določeno sposobnostjo predikcije. Podobno, kot to velja za umetne nevronske mreže, vendar s pomembno razliko; ob uporabi umetnih nevronskih mrež namreč nimamo simbolično predstavljaljivega vpogleda v notranjo strukturo modela, temveč le vhodno-izhodni vidik, algoritmi za odkrivanje znanj iz podatkov pa nas privedejo tudi do strukture modela v obliki pravil *če–potem* oz. drevesne strukture. Prav struktura modela pa implicitno vsebuje informacije o vzorcih v podatkih. Med postopkom "učenja" oz. formiranja drevesne strukture modela velja, da se atributi oz. vhodi, ki največ povedo o pravilni razvrstitvi oz. pravilnemu izhodu modela, pomikajo proti korenu drevesne strukture in jih zato lahko smatramo kot najpomembnejše attribute [128]. Analogno velja, da z vključitvijo teh atributov v odločitveni sistem najbolj zmanjšamo entropijo le-tega.

Glede na veliko količino meritev v pričujoči študiji so bili z algoritmi za odkrivanje znanj iz podatkov obdelani numerični parametri posameznih testov pacientov z živčno-mišičnimi boleznimi in zdravih oseb. Namen uporabe teh je poiskati relevantne parametre posameznih testov, ki ločijo določene diagnoze od zdrave populacije.

Classification Tree	Class	P(Class)	#Inst	Distribution
└ <root>	0	74	296	74:26
└ R1 <1.082	0	64	209	64:36
└ T_EX2 <10.963	100	75	51	25:75
└ E_PAC2 <-0.078	100	100	13	0:100
└ E_PAC2 >= -0.078	100	66	38	34:66
└ E_PAC2 <0.201	100	55	29	45:55
└ E_PAC2 >= 0.201	100	100	9	0:100
└ T_EX2 >=10.963	0	76	158	76:24
└ R1 <1.027	100	51	41	49:51
└ DEV_MAX2 <2.372	100	100	12	0:100
└ DEV_MAX2 >=2.372	0	69	29	69:31
└ R1 >=1.027	0	85	117	85:15
└ V_TRAJ2 <18.225	0	98	46	98:2
└ V_TRAJ2 >=18.225	0	77	71	77:23
└ R1 >=1.082	0	100	87	100:0

Slika 5.51: MD – klasifikacijski model za nalogo krožnega sledenja brez motenj (MD – razred “0”, ZDRAVI – razred “100”). Točnost računskega napovednega modela (AUC) 82,5 %.

V študiji je bilo za odkrivanje znanj iz podatkov uporabljeno programsko orodje Orange², drevesni klasifikacijski model in algoritmom TDIDT (angl. *Top Down Induction of Decision Trees*). Učna množica klasifikacijskih modelov, ki bodo opisani v nadaljevanju, je izredno raznolika. Vsebuje paciente z veliko različnimi diagnozami. Da bi zmanjšali število razredov, smo sorodne (pod)diagnoze združili v naslednje razrede:

- razred “0” – mišične distrofije,
- razred “10” – spinalne mišične atrofije,
- razred “20” – hereditarne motorično-senzorične nevropatije in
- razred “40” – friedreichova ataksija.

Slika 5.51 prikazuje drevesni klasifikacijski model za nalogo krožnega sledenja brez motenj, ki zna ločevati paciente z mišičnimi distrofijami in zdrave osebe s točnostjo računskega napovednega modela (AUC, angl. *Area Under Curve*), ki znaša 82,5 %. Za prvo razvejanost drevesne strukture je odgovoren atribut R1, kar ustreza parametru R , tj. razmerju med dolžino patientove trajektorije in dolžino sledilne trajektorije. Iz tega lahko sklepamo, da je parameter R najpomembnejši oz. atribut z največjo diskriminatorno močjo, torej najbolj značilen parameter, ki loči paciente

²<http://magix.fri.uni-lj.si/orange/>

Classification Tree	Class	P(Class)	#Inst	Distribution
└ <root>	0	74	289	74:26
└ R1 <1.188	0	55	167	55:45
└ R2 <1.095	100	68	79	32:68
└ R2 <1.060	100	93	27	7:93
└ R2 >=1.060	100	56	52	44:56
└ R2 >=1.095	0	76	88	76:24
└ P_ABS1 <6.726	0	82	79	82:18
└ P_ABS1 >=6.726	100	78	9	22:78
└ R1 >=1.188	0	99	122	99:1
└ T_EX1 <9.820	0	50	2	50:50
└ T_EX1 >=9.820	0	100	120	100:0

Slika 5.52: MD – klasifikacijski model za nalogu krožnega sledenja z motnjami (MD – razred “0”, ZDRAVI – razred “100”). Točnost računskega napovednega modela (AUC) 88,9 %.

z miščnimi distrofijami od zdravih oseb. Ločilna meja je pri $R = 1,082$. Naslednji najbolj značilen atribut je T_{EX2} , kar ustreza času izvedbe naloge T_{ex} oz. hitrosti v_{task} . Podobno lahko razberemo ostale (vedno manj pomembne) numerične parameterje iz ostalih (pod)vej drevesne strukture.

Slika 5.52 prikazuje drevesni klasifikacijski model za nalogu krožnega sledenja ob prisotnosti motenj za ločevanje pacientov z miščnimi distrofijami od zdravih oseb. Tudi tu lahko sklepamo o najpomembnejšem parametru, tj. razmerju R . Ločilna meja je ob prisotnih motnjah nekoliko višja $R = 1,188$. Drugi najbolj značilen parameter je tudi v tem primeru čas izvedbe naloge T_{ex} oz. hitrost v_{task} .

Po enakem postopku so bili zgrajeni tudi klasifikacijski modeli za kombinacije drugih nalog in diagnoz (razredov). Tabela 5.9 podaja ugotovljene najbolj značilne parameterje kombinacij nalog in diagnoz. Iz tabele lahko razberemo, da je v primeru naloge krožnega sledenja z motnjami in brez parameterjev z največjo diskriminatorno močjo razmerje R za vse razrede oz. diagnoze. V primeru linearnega sledenja brez motenj so najbolj značilni parameterji izredno raznoliki. V primeru linearnega sledenja z motnjami pa lahko pri pacientih z MD zasledimo kot najbolj značilen parameter hitrost izvedbe naloge v_{task} , kar potrjuje tipično slabše izkrmiljenje motenj, saj se zato radi zmanjšane miščne moči ti pacienti niso sposobni zoperstaviti motilnim silam, kar rezultira v večjemu pospešku in posledično večji hitrosti gibanja. V primeru naloge labirinta se najbolj značilni parameterji ujemajo s predpostavljenimi, torej s hitrostjo prehoda labirinta v_{task} , s korigiranim številom trkov n_{col2} in z razmerjem poti R . V primeru naloge maksimalne sile pa je najbolj diskriminatorem atribut F_{max1} , torej sila v smeri navpično navzgor, le pri pacientih z MD, kar je pričakovani rezultat in je direktna manifestacija zmanjšane miščne moči, predvsem ekstenzor-

naloga/diagnoza	MD	SMA	HMSN	FA
krožno sledenje	R	R	R	R
krožno sledenje z motnjami	R	R	R	R
linearno sledenje	\bar{v}_{traj}	dX_{max}	v_{task}	R
linearno sledenje z motnjami	v_{task}	R	R	R
labirint	R	n_{col2}	v_{task}	n_{col2}
maksimalna sila	F_{max1}	E_{pac}	v_{task}	v_{task}

Tabela 5.9: Značilni parametri kombinacij pacientovih nalog in diagnoz. F_{max1} je sila v smeri navpično navzgor.

naloga/diagnoza	MD	SMA	HMSN	FA
krožno sledenje	74,5	52,8	61,4	36,7
krožno sledenje z motnjami	74,0	52,5	61,4	36,7
linearno sledenje	74,5	52,8	60,4	36,7
linearno sledenje z motnjami	73,6	50,0	60,4	36,7
labirint	74,0	52,8	60,4	36,7
maksimalna sila	74,2	50,6	60,0	33,9

Tabela 5.10: Distribucija razredov v učnih množicah, skladno s Tabelo 5.9. Prikazan je delež učnih primerov v % za paciente, in ne za zdravo populacijo.

jev. Pri ostalih diagnozah so v ospredju drugi parametri, kar potrjuje enakost v sposobnosti izvajanja sile oz. posledico učinka stropa tega testa.

Tabela 5.10 podaja distribucijo razredov v učnih množicah, Tabela 5.11 pa točnosti računskih napovednih modelov, istoležnih s Tabelo 5.9. Točnosti so izračunane s 5-kratnim prečnim preverjanjem. Za točnosti računskih napovednih modelov je bila izbrana mera AUC, ki predstavlja površino pod dvodimenzionalnim grafom ROC (angl. *Receiver Operating Characteristics*), konstruiranim na osnovi analize ROC [129]. Mera ni občutljiva na neenakomerno distribucijo razredov v učni množici

naloga/diagnoza	MD	SMA	HMSN	FA	povpr.	std. d.
krožno sledenje	82,5	82,1	91,1	99,4	88,8	8,2
krožno sledenje z motnjami	88,9	87,5	90,0	98,8	91,3	5,1
linearno sledenje	78,7	87,2	85,4	99,2	87,6	8,5
linearno sledenje z motnjami	87,6	93,4	93,9	99,1	93,5	4,7
labirint	81,2	88,3	85,7	98,6	88,5	7,4
maksimalna sila	89,9	85,7	75,8	95,6	86,8	8,3

Tabela 5.11: Točnosti računskih napovednih modelov (AUC) v %, skladno s Tabelo 5.9.

[130].

Na podlagi Tabele 5.11 in uveljavljenih stopenj zanesljivosti ocenjevanj v rehabilitaciji (gl. razdelek 3.2.2 na strani 61) ocenjujemo, da so točnosti klasifikacijskih modelov v večini primerov dobre, predvsem pri nalogah z ugotovljeno veliko vsebinsko veljavnostjo, v vseh primerih pa zadovoljive.

6

Zaključek

V disertaciji so bile obravnavane možnosti uporabe haptičnih vmesnikov v namene objektivnega kvantitativnega vrednotenja funkcijskih sposobnosti gornje ekstremitete. Naloge pacienta v navideznem okolju so ciljno oz. funkcijsko usmerjene. Izvedena je bila obsežna študija z omenjenim merilnim sistemom v navideznem haptičnem okolju.

Pomembne naloge s stališča merjenja natančnosti, hitrosti gibanja in mišične moči so predvsem naloge sledenja s prisotnostjo naključnih motenj in brez njih, naloga prehoda labirinta 2 DOF in naloga maksimalne sile. Nalogi sledenja sta dopolnjujoči in izmenljivi. Ta nabor nalog ustreza trem dimenzijam elementarnega modela virov zmogljivosti: natančnosti, hitrosti in sili.

Raziskani so bili najpomembnejši parametri posameznih nalog (testov). Naloga krožnega sledenja, s prisotnostjo motenj in brez, izkazuje izredno afiniteto parameterja R kot najpomembnejšega. Spoznanje ni presenetljivo, saj je parameter R pri monotonem gibanju (brez vzvratnega gibanja) močno koreliran s povprečnim odstopenjem sledenja trajektoriji \overline{dX} . Pri nalogi linearnega sledenja z motnjami še vedno prevladuje kot najpomembnejši parameter razmerje R , pri isti nalogi brez motenj pa se pridružijo še drugi parametri v_{task} , $\overline{v_{traj}}$ in dX_{max} , kar nakazuje manjšo vsebinsko veljavnost te naloge v primerjavi s krožnim sledenjem. Pri nalogi prehoda labirinta igra pomembno vlogo korigirano število trkov v stene labirinta n_{col2} , hitrost prehoda labirinta in razmerje R , kar je pričakovani rezultat, saj je v skladu z navodili naloge in kaže na veliko vsebinsko veljavnost naloge labirinta. Pri merjenju maksimalne sile je najpomembnejši parameter maksimalna sila v navpični smeri (delovanje proti gravitaciji) le za paciente z mišično distrofijo. Pri diagnozah HMSN in FA je pomembna hitrost v_{task} , kar je izražen rezultat učinka stropa testa maksimalne sile. Pacienti s HMSN in FA redko zaostajajo v motoričnih sposobnostih za zdravimi osebami. Še toliko bolj to velja v območju testa $F_{max} = 5\text{ N}$. Opisana spoznanja bi

igrala ključno vlogo pri morebitnem krčenju števila numeričnih parametrov nalog.

Zanesljivost opazovalca in časovna zanesljivost razvite metodologije je inherentno vsebovana zaradi odsotnosti opazovalca in s tem povezanimi subjektivnimi vplivi na eni strani in zaradi časovne nespremenljivosti haptičnega sistema kot merilne naprave in konstantnosti digitalnih algoritmov obdelave izmerjenih podatkov na drugi strani. Iz podobnega razmisleka izhaja tudi objektivnost in ponovljivost razvite metode. Še vedno pa ostaja problematična (ne)eksistenza oz. težavna realizacija merilnega etalona tako kompleksnega merjenja, kot je merjenje funkcijskih sposobnosti.

Rezultati študije so preko kvantitativnega vrednotenja karakteristik gibanja pokazali nekatere značilnosti posameznih diagnoz. Pacienti z različnimi oblikami mišične distrofije izkazujejo veliko natančnost gibanja, vendar omejeno sposobnost izvajanja sile. Motnje bistveno pripomorejo k razpoznavanju funkcionalnega stanja gornje ekstremitete pri večini živčno-mišičnih bolezni. Omenjena kvantitativno ovrednotena spoznanja so lahko koristna informacija pri snovanju vmesnikov za vodenje invalidskih vozičkov ter tudi drugih pripomočkov, ki jih uporabljajo pacienti z živčno-mišičnimi boleznimi. Rezultati pričajo tudi o nedvomni primernosti uporabe občutljivih vhodnih naprav (igralnih palic ipd.) za natančno upravljanje kompleksnejših sistemov. Spinalna mišična atrofija je po rezultatih testov primerljiva z mišičnimi distrofijami, čeprav je mehanizem nastanka teh dveh bolezni drugačen.

Razvita metoda tako predstavlja objektivno, kvantitativno in ponovljivo metodo merjenja karakteristik gibanja gornje ekstremitete in s tem njenega funkcionalnega stanja. Pokazano je bilo tudi, da metoda ustreza kriterijem dobrega ocenjevanja.

Za konec dodajmo še dejstvo, da je razvita metodologija in merilni sistem, ki je predmet študije in disertacije, osnova za pravkar osnovani program Evropske komisije I-Match (IST-37280), katerega cilj je s simulacijo v navideznem okolju vrednotiti učinkovitost in primernost uporabe različnih vhodnih naprav za vodenje kompleksnejših invalidskih pripomočkov.

Literatura

- [1] Aristoteles: *De partibus animalium*, 340 pr. n. š., prev. D. M. Balme, *De partibus animalium I and De generatione animalium I (with passages from II. 1–3)*, Oxford: Clarendon Press, 1992.
- [2] J. R. Napier: The Prehensile Movements of the Human Hand, *The Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 38 B, No. 4, November 1956, str. 902–913.
- [3] A. Bicchi: Hands for Dexterous Manipulation nad Robust Grasping: A Difficult Road Towards Simplicity, *IEEE Trans. Robotics and Automation*, Vol. 16, No. 6, December 2000, str. 652–662.
- [4] World Health Organisation: *International classification of impairments, disabilities and handicaps*, Geneva, 1980.
- [5] M. J. Fuhrer: *Assessing Medical Rehabilitation Practices: The Promise of Outcome Research*, Paul H. Brooks Publishing Co., 1997.
- [6] S. B. O'Sullivan, T. J. Schmitz: *Physical Rehabilitation: Assessment and Treatment*, 4th ed., F. A. Davis Co., 2001.
- [7] T. J. Schmitz: Sensory Assessment, *Physical Rehabilitation: Assessment and Treatment*, 4th ed., F. A. Davis Co., 2001, str. 133–156.
- [8] T. J. Schmitz: Coordination Assessment, *Physical Rehabilitation: Assessment and Treatment*, 4th ed., F. A. Davis Co., 2001, str. 157–176.
- [9] S. B. O'Sullivan: Assessment of motor function, *Physical Rehabilitation: Assessment and Treatment*, 4th ed., F. A. Davis Co. 2001, str. 177–212.
- [10] A. A. Guccione: Functional Assessment, *Physical Rehabilitation: Assessment and Treatment*, 4th ed., F. A. Davis Co., 2001, str. 309–332.
- [11] A. S. Halpern, M. J. Fuhrer: *Functional assessment in rehabilitation*, Baltimore, London: Paul H. Brooks Publishing Co., 1984.

- [12] J. L. Alexander, M. J. Fuhrer: Functional assessment of individuals with physical impairments, *Functional assessment in rehabilitation*, Baltimore, London: Paul H. Brooks Publishing Co., 1984, str. 45–59.
- [13] E. Saltzman, J. A. S. Kelso: Skilled actions: A task dynamic approach, *Psychological Review*, No. 94, 1987, str. 84–106.
- [14] B. Bolton in ostali: Scores and Norms, B. Bolton (ur.), *Handbook of Measurement and Evaluation in Rehabilitation*, University Park Press, 1976, str. 3–14.
- [15] A. Zupan: Assessment of the functional abilities of the upper limbs in patients with neuromuscular diseases, *Disability and Rehabilitation*, Vol. 18, No. 2, 1996, str. 69–75.
- [16] J. H. Carr in ostali: Investigation of a new motor assessment scale for stroke patients, *Physical Therapy*, Vol. 65, 1985, str. 175–180.
- [17] E. Bell , K. Jurek, T. Wilson: Hand skill, A gauge for treatment, *Am J Occup Ther*, Vol. 30, No. 2, 1976, str. 80–86.
- [18] R. H. Jebsen, N. Taylor in ostali: An objective and standardized test of hand function, *Arch Phys Med Rehabil*, Vol. 50, 1969, str. 311–319.
- [19] P. Zupančič: Funkcijski test roke po Jebsenu, *Medicinski Razgledi*, letnik 39, 2000, str. 51–60.
- [20] M. A. Wagner in ostali: Assessment of hand function in Duchene muscular dystrophy, *Arch Phys Med Rehabil*, Vol. 74, 1993, str. 801–804.
- [21] T. Jarus, R. Poremba: Hand function evaluation: A factor analysis study, *Am J Occup Ther*, Vol. 47, 1993, str. 439–442.
- [22] H. B. Smith: Smith hand function evaluation, *Am J Occup Ther*, Vol. 27, 1973, str. 24–51.
- [23] A. R. Fugl-Meyr in ostali: The post stroke hemiplegic patient, A method for evaluation of physical performance, *Scand J Rehab Med*, Vol. 7, 1970, str. 13–31.
- [24] A. R. Fugl-Meyr: Assessment of motor function in hemiplegic patients, A. A. Buerger: *Neurophysiologic aspects of Rehabilitation Medicine*, Springfield, 1976, poglavje 15.

- [25] A. R. Fugl-Meyr: The effect of rehabilitation in hemiplegia as reflected in the relation between motor recovery and ADL function, *Proceeding International Rehabilitation Association II*, Mexico City, 1976, str. 683.
- [26] P. W. Duncan, M. Propst, S. G. Nelson: Reliability of the Fugl-Meyer Assessment of Sensorimotor Recovery Following Cerebrovascular Accident, *Physical Therapy*, Vol. 63. No. 10, 1983, str. 1606–1610.
- [27] D. T. Wade, C. Collin: The Barthel ADL Index: A Standard Measure of Physical Disability?, *International Disability Studies*, Vol. 10, 1988, str. 64–67.
- [28] J. Janša: Vrednotenje razširjenega Barthel indeksa pri bolnikih z akutno ishemično kapjo, *Gib*, letnik 19, št. 2, 1998, str. 15–16.
- [29] F. M. Collen in ostali: Mobility after stroke: Reliability of Measures of Impairment and Disability, *International Disability Studies*, Vol. 12, 1990, str. 6–9.
- [30] S. C. Loeven, B. A. Anderson: Reliability of the Modified Motor Assessment Scale and the Barthel Index, *Physical Therapy*, Vol. 68, 1988, str. 1077–1081.
- [31] P. N. Wilson, N. Foreman, D. Stanton: Virtual reality, disability and rehabilitation, *Disability and Rehabilitation*, Vol. 19, No. 6, 1997, str. 213–220.
- [32] H. Ring: Is neurological rehabilitation ready for 'immersion' in the world of virtual reality?, *Disability and Rehabilitation*, Vol. 20, No. 3, 1998, str. 98–101.
- [33] L. E. Jones: Does virtual reality have a place in the rehabilitation world?, *Disability and Rehabilitation*, Vol. 20, No. 3, 1998, str. 102–103.
- [34] M. L. Latash: Virtual reality: a fascinating tool for motor rehabilitation (to be used with caution), *Disability and Rehabilitation*, Vol. 20, No. 3, 1998, str. 104–105.
- [35] R. Korpela: Virtual reality: opening the way, *Disability and Rehabilitation*, Vol. 20, No. 3, 1998, str. 106–107.
- [36] J. H. Carr, R. B. Shepherd: A Motor learning model for rehabilitation, J. H. Carr in ostali: *Movement Science: Foundations for physical therapy in rehabilitation*, Rockville, 1987, str. 31–91.

- [37] V. Mathiowetz in ostali: Evaluation of Motor Behaviour: Traditional and Contemporary Views, C. A. Trombly (ur.): *Occupational Therapy for Physical Dysfunction*, 4 ed., William & Wilkins, 1995, str. 157–185.
- [38] D. J. Reinkensmeyer in ostali: Mechatronic assessment of arm impairment after chronic brain injury, *Technology and Health Care*, Vol. 7, 1999, str. 431–435.
- [39] P. C. Shor in ostali: The Effect of Robotic-Aided Therapy on Upper Extremity Joint Passive Range of motion and Pain, Mounir Mokhtari (ur.): *Integration of Assistive technology in the Information Age*, IOS Press, 2001, str. 79–83.
- [40] H. I. Krebs, N. Hogan in ostali: Robot-aided neuro-rehabilitation, *IEEE Trans. Rehabilitatin Engineeing*, Vol. 6, No. 1, 1998, str. 75–87.
- [41] H. I. Krebs in ostali: Robot-Aided Neuro-Rehabilitation in Stroke: Interim Results of the Follow-Up of 76 Patients and on Movement Performance Indices, M. Mokhtari (ur.): *Integration of Assistive technology in the Information Age*, IOS Press, 2001, str. 45–59.
- [42] A. Khatoon in ostali: How should we measure impairment in stroke patients? *Saudi J Disabil Rehabil*, Vol. 7, No. 2, 2001, str. 103–109.
- [43] L. Vodovnik: *Osnove biokibernetike*, Ljubljana: Fakulteta za elektrotehniko, 1975.
- [44] A. Bardorfer in ostali: Upper Limb Motion Analysis Using Haptic Interface, *IEEE Trans Mechatronics*, Vol. 6, No. 3, September 2001, str. 253–260.
- [45] W. Harwin in ostali: The GENTLE/S Project: A New Method of Delivering Neuro-Rehabilitation, Č. Marinček (ur.): *Integration of Assistive technology in the Information Age*, IOS Press, 2001, str. 36–41.
- [46] F. Amirabdollahian in ostali: Error Correction Movement for Machine Assisted Stroke Rehabilitaton, M. Mokhtari (ur.): *Integration of Assistive technology in the Information Age*, IOS Press, 2001, str. 60–65.
- [47] R. Loureiro in ostali: Using Haptics Technology to Deliver Motivational Therapies in Stroke Patients: Concepts and initial Pilot Studies, *EuroHaptics*, 2001, Birmingham.
- [48] <http://reharob.manuf.bme.hu/publications/> (10. 10. 2003).

- [49] D. T. Wade: Measurement in Neurological Rehabilitation, Oxford Medical Publications, 1992.
- [50] D. T Wade: Measurement and assessment: what and why?, D. T. Wade: *Measurement in Neurological Rehabilitation*, Oxford Medical Publications, 1992.
- [51] L. A Jones: The assessment of hand function: A critical review of techniques, *The Journal of Hand Surgery*, Vol. 14A, 1989, str. 221–228.
- [52] M. E. Neistadt: The effects of different treatment activities on functional fine motor coordination in adults with brain injury, *Am J Occup Ther*, Vol. 48, 1994, str. 877–882.
- [53] A. Fatur - Videtič: Ocenjevanje delazmožnosti po poškodbah zgornjih udov, *Poškodbe – njihovo preprečevanje, zdravljenje in rehabilitacija*. 7. Krkini rehabilitacijski dnevi, Otočec, 28. in 29. september 2001, Novo mesto: Krka Zdravilišča, 2001, str. 100–105.
- [54] J. Bear-Lehman, B. C. Abreu: Evaluating the hand: Issues in reliability and validity, *Physical Therapy*, Vol. 69, 1989, str. 1025–1033.
- [55] M. Law, L. Letts: A critical review of scales of activities of daily living, *Am J Occup Ther*, Vol 43, 1989, str. 522–528.
- [56] M. Law: Evaluation of Occupational Performance, C. A. Trombly (ur.): *Occupational Therapy for Physical Dysfunction 4th ed.*, William & Wilkins, 1995, str. 43–54.
- [57] A. Dokler, A. Breznik, F. Jeré: Grško-Slovenski slovar, Knezoškofijski zavod Sv. Stanislava v Št. Vidu nad Ljubljano, Ljubljana, 1915.
- [58] <http://www.webopedia.com/TERM/H/haptic.html> (4. 6. 2003).
- [59] <http://haptic.mech.nwu.edu/HapticResearch.html> (4. 6. 2003).
- [60] J. M. Louis, S. J. Lederman: Tactual perception, K. Boff, L. Kaufman, J. Thomas (ur.): *Handbook of human perception and performance*, NY, Wiley, 1986, str. 1–41.
- [61] E. M. Schmidt in ostali: Feasibility of a visual prosthesis for the blind based on intracortical microstimulation of the visual cortex, *Brain*, Vol. 119, 1996, str. 507–22.

- [62] L. A. Jones: Kinesthetic Sensing. *Human and Machine Haptics*, MIT Press, <http://pegasus.me.jhu.edu/~allisono/courses/530.651-2001/readings/jones.pdf> (7. 7. 2003).
- [63] L. Jones: Dexterous hands: Human, prosthetic, and robotic, *Presence: Tele-operators and Virtual Environment*, Vol. 6, No. 1, 1997, str. 29–57.
- [64] D. B. Vodusek: Kognitivne nevrološke vede – uvodno razmišljanje. <http://www.ff.uni-lj.si/Psihologija/iLibrary/IS2001-CN/PDF/02-Vodusek.pdf>, *Information Society 2001: Cognitive neuroscience*, <http://www.ff.uni-lj.si/Psihologija/iLibrary/IS2001-CN/> (26. 6. 2003).
- [65] A. Prochazka: Proprioceptive feedback and movement regulation, L. Rowell, J. T. Shepherd (ur.): *Handbook of Physiology*, poglavje 12, Exercise: Regulation and Integration of Multiple Systems, New York: American Physiological Society, str. 89–127.
- [66] L. Jami: Golgi tendon organs in mammalian skeletal muscle: Functional properties and central actions. *Physiological Reviews*, Vol. 72, 1992, str. 623–666.
- [67] H. Z. Tan, M. A. Srinivasan: Human Factors for the Design of Force-Reflecting Haptic Interfaces, *Proceedings of the ASME Dynamic Systems and Control Division DSC*, 1994, <http://www.cs.ubc.ca/~danilkis/fusion/publications/related/tan94.pdf> (7. 7. 2003).
- [68] H. Z. Tan in ostali: Manual discrimination of compliance using active pinch grasp: The roles of force and work cues, *Perception & Psychophysics*, Vol. 57, 1995, str. 495–510.
- [69] L. A. Jones, I. W. Hunter: A perceptual analysis of stiffness, *Experimental Brain Research*, Vol. 79, 1990, str. 150–156.
- [70] G. L. Beauregard in ostali: The manual resolution of viscosity and mass, *Proceedings of the ASME Dynamic Systems and Control Division DSC*, Vol. 57, No. 2, 1995, str. 657–662, http://touchlab.mit.edu/publications/1995_001.pdf (7. 7. 2003).
- [71] G. C. Burdea: *Force and touch feedback for virtual reality*, John Wiley & Sons. Inc., 1996.

- [72] J. Deutsch, J. Latonio, G. Burdea and R. Boian: Post-Stroke Rehabilitation with the Rutgers Ankle System - A case study, *Presence*, Vol. 10, No. 4, MIT Press, August 2001.
- [73] S. Jezernik in ostali: Robotic orthosis Lokomat: A research and rehabilitation tool, *Neuromodulation*, Vol. 6, No. 2, 2003, str. 108–115.
- [74] S. Hesse in ostali: A mechanized gait trainer for restoration of gait, *Journal of Rehabilitation Research and Development* Vol. 37 No. 6, 2000.
- [75] C. Richard in ostali: Getting a feel for dynamics: using haptic interface kits for teaching dynamics and control, *Proceedings of the 1997 ASME IMECE 6th Annual Symposium on Haptic Interfaces*, Dallas, 1997, http://www-cdr.stanford.edu/Tech/publications/richard2_asme97.pdf (30. 6. 2003).
- [76] M. Minsky in ostali: Feeling and seeing: Issues in force display, *Computer Graphics*, ACM Press, Vol. 24, 1990, str. 235–243.
- [77] C. Richard, M. C. Cutkosky: Contact force perception with an ungrounded haptic interface, *Proceedings of the 1997 ASME IMECE 6th Annual Symposium on Haptic Interfaces*, Dallas, 1997, http://www-cdr.stanford.edu/Tech/publications/richard_asme97.pdf (30. 6. 2003).
- [78] <http://haptic.mech.nwu.edu/intro/gallery/index.html> (7. 7. 2003).
- [79] D. Matko: *Diskretni regulacijski sistemi*, Ljubljana: Založba FE in FRI, 1989.
- [80] D. M. Gorinewsky in ostali: *Force Control of Robotics Systems*, CRC press LLC, 1997.
- [81] J. E. Colgate, J. M. Brown: Factors Affecting the Z-Width of a Haptic Display, *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics & Automation*, 1994, str. 3205–10.
- [82] J. M. Brown: *A Theoretical and Experimental Investigation Into the Factors Affecting the Z-Width of a Haptic Display*, http://lims.mech.northwestern.edu/publications/jmbrown/Masters_Thesis/mthesis.pdf (7. 7. 2003).
- [83] V. Hayward, O. R. Astley: Performance Measures of Haptic Interfaces, Robotics Research, G. Hirzinger (ur.): *The 7th Int. Symposium. G. Giralt*, Springer Verlag, 1996, str. 195–207.

- [84] T. H. Massie, J. K. Salisbury: The PHANTOM Haptic Interface: A Device for Probing Virtual Objects, *Proceedings of the ASME Winter Annual Meeting, Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, Chicago, November 1994, http://www.sensable.com/products/datafiles/phantom_ghost/ASME94.pdf (7. 7. 2003).
- [85] C. Zilles, K. Salisbury: A Constraint-based God-object Method For Haptic Display, *Proceedings of the IEEE/IRJ Intl. Conf. on Intelligent Robots and Systems*, 1995, str. 146–151, <http://www.cs.wisc.edu/~zilles/iros.ps.gz> (7. 7. 2003).
- [86] Y. Adachi in ostali: Intermediate representation for stiff virtual objects, *Virtual Reality Annual International Symposium*, 1995, str. 203–210, <http://www.computer.org/proceedings/vrais/7084/70840203abs.htm> (7. 7. 2003).
- [87] S. Quinlan: Efficient Distance Computation between Non-Convex Objects, *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 1994, str. 117–123, <http://www.cs.bell-labs.com/who/seanq/icra94.pdf> (7. 7. 2003).
- [88] T. V. Thompson II in ostali: Manuverable NUBRS, *Proceedings of the 1997 ASME International Mechanical Engineering Congress and Exhibition*, 1997, str. 37–44, <http://www.cs.utah.edu/gdc/papers/thompson97b.ps.Z>.
- [89] A. Bardorfer: *Modeliranje gornje ekstremitete pri dotiku s haptičnim vmesnikom Phantom*, Ljubljana: Fakulteta za elektrotehniko, seminarska naloga pri predmetu Izbrana poglavja iz modeliranja in identifikacije, 2002.
- [90] A. Bardorfer: *Identifikacija zapestja/dlani gornje ekstremitete pri dotiku s haptičnim vmesnikom Phantom*. Ljubljana: Fakulteta za Elektrotehniko, seminarska naloga pri predmetu Izbrana poglavja iz modeliranja in identifikacije, 2002.
- [91] B. Zupančič: *Simulacija dinamičnih sistemov*, Ljubljana: Založba FE in FRI, 1995.
- [92] J. E. Slotine, W. Li: *Applied Nonlinear Control*, Prentice-Hall International, Inc., 1991.
- [93] R. M. Murray in ostali: *A Mathematical Introduction to Robotic Manipulation*, New York: CRC Press, 1997.

- [94] J. E. Colgate, G. Schenkel: Passivity of a class of sampled-data systems: Application to haptic interfaces, *American Control Conference ACC*, 1994.
- [95] R. J. Adams, B. Hannaford: Stable Haptic Interaction With Virtual Environments, *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, Vol. 15, No. 3, 1999, str. 465–474.
- [96] B. Hannaford: Time-Domain Passivity Control of Haptic Interfaces, *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, Vol. 18, No. 1, 2002, str. 1–10.
- [97] N. I. Durlach, A. S. Mavor: *Virtual reality*. <http://books.nap.edu/books/0309051355/html/161.html> (7. 7. 2003).
- [98] V. Yodaiken: *RTLinux Manifesto*. <http://www.realtimelinux.org> (2. 12. 2001).
- [99] V. Yodaiken, M. Barabanov: *RTLinux Version Two*. <http://www.realtimelinux.org> (2. 12. 2001).
- [100] A. Bardorfer: *Windows Real-Time Behaviour*. Interno poročilo v okviru projekta EC I-Match, IST 37280, Laboratorij za robotiko, Fakulteta za elektrotehniko, Ljubljana 2003.
- [101] A. Bardorfer: *RTX Windows Real-Time Behaviour*. Interno poročilo v okviru projekta EC I-Match, IST 37280, Laboratorij za robotiko, Fakulteta za elektrotehniko, Ljubljana 2003.
- [102] A. Bardorfer: *Lagrangian Equations: Mathematica Notebook with functions and examples*. <http://library.wolfram.com/infocenter/MathSource/496/> (8. 7. 2003).
- [103] D. A. Wells: *Schaum's outline of theory and problems of Lagrangian dynamics*, McGraw Hill, 1967.
- [104] M. C. Cavusoglu, D. Feygin: *Kinematics and Dynamics of Phantom (TM) model 1.5 Haptic Interface*. <http://vorlon.cwru.edu/~mcc14/research/papers/ERL2001.pdf> (4. 7. 2003).
- [105] ftp://ftp.maxonmotor.com/Public/Download/catalog_2003/Pdf/03_076_e.pdf (4. 7. 2003).
- [106] <http://www.ee.nmt.edu/~wedeward/EE443L/FA00/HEDS5640.pdf> (26. 5. 2003).

- [107] R. E. K. Stein in ostali: Severity of illness: Concepts and measurements, *Lancet*, Vol. 2, 1987, str. 1506–09.
- [108] C. S. Kase in ostali: Prevalence of silent stroke in patients presenting with initial stroke: The Framingham study, *Stroke*, Vol. 20, str. 850–852.
- [109] A. J. Thompson in ostali: Patterns of disease activity in multiple sclerosis: Clinical and magnetic resonance imaging study, *British Medical Journal*, Vol. 300, 1984, str. 631–634.
- [110] N. E. Betz in ostali: Validity, B. Bolton (ur.): *Handbook of Measurement and Evaluation in Rehabilitation*, University Park Press, 1976, str. 39–60.
- [111] R. M. Thorndike: Reliability, B. Bolton (ur.): *Handbook of Measurement and Evaluation in Rehabilitation*, University Park Press, 1976, str. 15–37.
- [112] J. L. Poole, S. L. Whitney: Motor assessment score for stroke patients: Concurrent validity and interrater reliability, *Arch Phys Med Rehabil*, Vol. 69, 1988, str. 195–197.
- [113] R. Karba: *Modeliranje procesov*, Ljubljana: Založba FE in FRI, 1999.
- [114] D. Matko: *Identifikacije*. Ljubljana: Založba FE in FRI, 1998.
- [115] M. A. Lemay in ostali: A Dynamic Model for Simulating Movements of the Elbow, Forearm and Wrist, *Journal of Biomechanics*, Vol. 29, No. 10, 1996, str. 1319–1330.
- [116] M. Suzuki: Simplified dynamics model of planar two-joint arm movements, *Journal of Biomechanics*, Vol. 33, 2000, str. 925–931.
- [117] Laszlo Kocsis in ostali: *Analysis of the Upper Limb Motion, Impairments, and the Motion Therapies Used and Improvements Proposed for the Impairment Rehabilitation*, Reharob project, 2000.
- [118] P. de Leva: Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's Segment Inertia Parameters, *Journal of Biomechanics*, Vol. 29, No. 9, 1996, str. 1223–1230.
- [119] V. Zatsiorsky, V. Seluyanov: The Mass and Inertia Characteristics of the Main Segments of the Human Body, *Int. Series on Biomechanics*, Vol. 4B, 1983.
- [120] T. Kodek, M. Munih: Quantification of shoulder and elbow passive moments in the sagittal plane as a function of adjacent angle fixations, *Technology and Health Care*, Vol. 11, No. 2, 2003, str. 89–103.

- [121] G. V Kondraske: A working model for human system-task interface, J. D Bronzino (ur.): *The Biomedical Engineering Handbook*, 2nd ed., Vol II, CRC Press, 2000.
- [122] W. H. Press in ostali: *Numerical recipes in C: The art of scientific computing*, Cambridge University Press, 1992, str. 277.
- [123] E. P. Bosch, B. E. Smith: Disorders of peripheral nerves, W. G. Bradley (ur.): *Neurology in clinical practice*, 3rd ed., Butterworth, Heinemann, 2000, str. 2045–2130.
- [124] H. B. Brooke: *A clinicians view of neuromuscular diseases*, 2nd ed., Williams & Wilkins, 1986.
- [125] M. H. Brooke: *Disorders of skeletal muscles*, W. G. Bradley (ur.): *Neurology in clinical practice*, 3rd ed., Butterworth, Heinemann, 2000, str. 2187–2236.
- [126] A. E. H. Emery: Population frequencies of inherited neuromuscular disorders - a world survey, *Neuromuscular disorders*, Vol. 1, 1991, str. 19–29.
- [127] I. H. Witten, E. Frank: Data Minig: Practical Machine Learning Tools and Techniques with Java Implementations. Morgan Kaufmann Publishers, San Francisco, 2000.
- [128] R. S. Michalski: Machine learning and data mining : methods and applications, J. Wiley & Sons, 1998.
- [129] F. Provost, T. Fawcett: Robust Classification for Imprecise Environments <http://arxiv.org/abs/cs.LG/0009007> (16. 10. 2003).
- [130] T. Fawcett: ROC Graphs: Notes and Practical Considerations for Data Mining Researchers http://www.hpl.hp.com/personal/Tom_Fawcett/papers/HPL-2003-4.pdf (16. 10. 2003).

Dodatek A: Dinamični model haptičnega vmesnika Phantom 1.5

Na tem mestu podajamo dinamični model haptičnega vmesnika Phantom 1.5. Model je izračunan z Lagrangeovo metodo. Lagrangeovo funkcijo definiramo kot razliko kinetične in potencialne energije sistema:

$$L = T - V. \quad (6.1)$$

Zaradi enostavnosti izrazimo potencialno in kinetično energijo kot vsoto prispevkov posameznih gibajočih se delov manipulatorja:

$$L = (T_a + T_c + T_{be} + T_{df} + T_g) - (V_a + V_c + V_{be} + V_{df} + V_g), \quad (6.2)$$

kjer je T_{seg} kinetična energija in V_{seg} potencialna energija gibajočega se segmenta seg . Oznake posameznih segmentov so prikazane na Sliki 6.1.

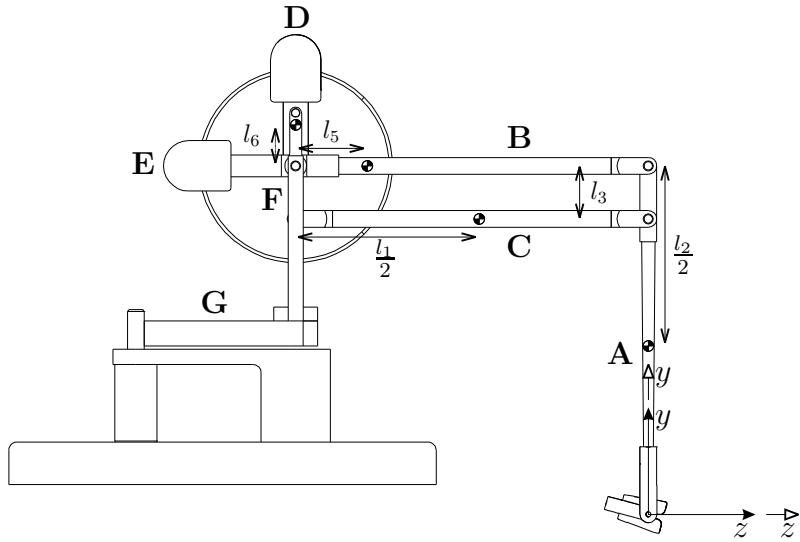
S parcialnim odvajanjem Lagrangeeve funkcije pridemo do enačbe gibanja

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{\vartheta}_i} - \frac{\partial L}{\partial \vartheta_i} = \tau_i, \quad i = 1, 2, 3, \quad (6.3)$$

ki se v matrični obliki glasi

$$\begin{bmatrix} B_{11} & 0 & 0 \\ 0 & B_{22} & B_{23} \\ 0 & B_{32} & B_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{\vartheta}_1 \\ \ddot{\vartheta}_2 \\ \ddot{\vartheta}_3 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} \\ C_{21} & 0 & C_{23} \\ C_{31} & C_{32} & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\vartheta}_1 \\ \dot{\vartheta}_2 \\ \dot{\vartheta}_3 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ G_2 \\ G_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \\ \tau_3 \end{bmatrix}, \quad (6.4)$$

kjer elementi matrik B_{ij} predstavljajo vztrajnostne, C_{ij} coriolisove ter centrifugalne in G_i gravitacijske prispevke momentov. Nekonzervativnih sil, tj. trenja in dušenja



Slika 6.1: Oznake segmentov in lege težišč za dinamično analizo.

ne upoštevamo.

$$\begin{aligned}
 B_{11} = & \frac{1}{2} (I_{a_y} + I_{a_z} + 2I_{g_y} + I_{be_y} + I_{be_z} + I_{c_y} + I_{c_z} + I_{df_y} + I_{df_z} + l_1^2 m_a + l_3^2 m_c) \\
 & + \frac{1}{8} (l_2^2 m_a + l_1^2 m_c) \\
 & + \left(\frac{1}{2} (I_{be_y} - I_{be_z} + I_{c_y} - I_{c_z} + l_1^2 m_a) + \frac{1}{8} l_1^2 m_c \right) \cos(2\vartheta_2) \\
 & + \left(\frac{1}{2} (I_{a_y} - I_{a_z} + I_{df_y} - I_{df_z} - l_3^2 m_c) - \frac{1}{8} l_2^2 m_a \right) \cos(2\vartheta_3) \\
 & + l_1 (l_2 m_a + l_3 m_c) \cos \vartheta_2 \sin \vartheta_3
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 B_{22} = & I_{be_x} + I_{c_x} + l_1^2 m_a + \frac{1}{4} l_1^2 m_c \\
 B_{23} = & -\frac{1}{2} l_1 (l_2 m_a + l_3 m_c) \sin(\vartheta_2 - \vartheta_3) \\
 B_{32} = & -\frac{1}{2} l_1 (l_2 m_a + l_3 m_c) \sin(\vartheta_2 - \vartheta_3) \\
 B_{33} = & I_{a_x} + I_{df_x} + \frac{1}{4} l_2^2 m_a + l_3^2 m_c
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 C_{11} = & -\dot{\vartheta}_2 \sin \vartheta_2 (I_{be_y} - I_{be_z} + I_{c_y} - I_{c_z} + l_1^2 m_a + \frac{1}{4} l_1^2 m_c) \cos \vartheta_2 \\
 & - \frac{1}{2} l_1 \dot{\vartheta}_2 \sin \vartheta_2 (l_2 m_a + l_3 m_c) \sin \vartheta_3 \\
 & + \dot{\vartheta}_3 \cos \vartheta_3 (-I_{a_y} + I_{a_z} - I_{df_y} + I_{df_z} + \frac{1}{4} l_2^2 m_a + l_3^2 m_c) \sin \vartheta_3 \\
 & + \frac{1}{2} l_1 \dot{\vartheta}_3 \cos \vartheta_3 (l_2 m_a + l_3 m_c) \cos \vartheta_2 \\
 C_{12} = & -\frac{1}{2} (I_{be_y} - I_{be_z} + I_{c_y} - I_{c_z} + l_1^2 (m_a + \frac{1}{4} m_c)) \dot{\vartheta}_1 \sin(2\vartheta_2) \\
 & - \frac{1}{2} l_1 (l_2 m_a + l_3 m_c) \dot{\vartheta}_1 \sin \vartheta_2 \sin \vartheta_3
 \end{aligned}$$

segment	$m_{seg} [kg]$	$I_{seg_x} [\times 10^{-4} kgm^2]$	$I_{seg_y} [\times 10^{-4} kgm^2]$	$I_{seg_z} [\times 10^{-4} kgm^2]$
A	0,0202	0,486	0,00184	0,486
BE	0,236	11,1	10,1	0,591
C	0,0249	0,959	0,959	0,0051
DF	0,190	7,11	0,629	6,246
G	-	-	11,9	-

Tabela 6.1: Numerični parametri dinamičnega modela.

$$C_{13} = -\frac{1}{2} (I_a - I_{a_z} + I_{df_y} - I_{df_z} - \frac{1}{4}l_2^2 m_a - l_3^2 m_c) \dot{\vartheta}_1 \sin(2\vartheta_3) \\ + \frac{1}{2}l_1 (l_2 m_a + l_3 m_c) \dot{\vartheta}_1 \cos \vartheta_2 \cos \vartheta_3$$

$$C_{21} = -C_{12}$$

$$C_{23} = \frac{1}{2}l_1 (l_2 m_a + l_3 m_c) \cos(\vartheta_2 - \vartheta_3) \dot{\vartheta}_3$$

$$C_{31} = -C_{13}$$

$$C_{32} = \frac{1}{2}l_1 (l_2 m_a + l_3 m_c) \cos(\vartheta_2 - \vartheta_3) \dot{\vartheta}_2$$

$$G_2 = g \left(l_1 m_a + l_5 m_{be} + \frac{1}{2}l_1 m_c \right) \cos \vartheta_2$$

$$G_3 = g \left(\frac{1}{2}l_2 m_a + l_3 m_c - l_6 m_{df} \right) \sin \vartheta_3$$

Ob predpostavki konstrukcijskega materiala aluminij z gostoto $\rho = 1750 \text{ kg/m}^3$, uporabljenih motorjev *Maxon RE25 Φ25 mm Precious Metal Brushes CLL, 10W* [105] in upoštevanju vztrajnosti rotorjev motorjev, so določeni, in delno povzeti po [104], numerični parametri modela, ki so podani v nadaljevanju in v Tabeli 6.1.

$$l_1 = 0,215 \text{ m}$$

$$l_2 = 0,215 \text{ m}$$

$$l_3 = 0,0325 \text{ m}$$

$$l_5 = -0.0368 \text{ m}$$

$$l_6 = 0,0527 \text{ m}$$

$$g = 9,81 \text{ ms}^{-2}$$

Dodatek B

V nadaljevanju podajamo primer celotnih rezultatov merjenja funkcijskega stanja za enega preiskovanca (avtorja tega dela). Rezultati prikazujejo gibanje le dominantne gornje ekstremitete v (1) prostem gibanju in (2) s fiksirano podlaktjo, ne pa tudi nedominantne.