

UNIVERZA V LJUBLJANI
FAKULTETA ZA ELEKTROTEHNIKO

Janez Podobnik

SEGANJE IN PRIJEMANJE V HAPTIČNIH
NAVIDEZNIH OKOLJIH

DOKTORSKA DISERTACIJA

Mentor: prof. dr. Marko Munih

Ljubljana, julij 2009

Zahvala

Najlepše se zahvaljujem mentorju prof. dr. Marku Munihu, ki me je z nasveti strokovno in kritično vodil skozi izdelavo doktorskega dela. Najlepša zahvala tudi vsem sodelavcem v Laboratoriju za robotiko in biomedicinsko tehniko na Fakulteti za elektrotehniko, še posebej akad. prof. dr. Tadeju Bajdu za koristne nasvete in ideje ter mag. Justinu Činklju za pomoč in dobrodošle nasvete pri programiranju.

Posebna zahvala tudi ga. Lari Slivnik in g. Štefanu Jerenu, ki sta žrtvovala svoj čas in sodelovala pri meritvah s sistemom HEnRiE, ki so omogočile ovrednotenje sistema.

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

Najlepša hvala pa gre moji ženi Ireni za njene vzpodbude, podporo in razumevanje.

Originalni prispevki disertacije

- **Razumevanje in ovrednotenje interakcije med človekom in robotom, ki povzroči nestabilnost haptičnega vmesnika ter prikaz vpliva sile človekovega prijema na stabilnost haptičnega vmesnika.**

V določenih pogojih lahko tog prijem pripelje do nestabilnega delovanja haptičnega vmesnika, zato smo razvili merilno okolje, s katerim smo lahko določili razmere, v katerih se pojavi nestabilno delovanje haptičnega vmesnika. Opravili smo meritve sile prijema, ki privede do nestabilnega delovanja haptičnega vmesnika za različne vrednosti parametrov navideznega okolja. Z analizo linearnega modela haptične interakcije in simulacijo z modelom, smo ugotovili glavne vzroke, ki privedejo do nestabilnega delovanja haptičnega vmesnika. Z metodo navidezne sklopitve, povzeto po literaturi, in kompenzatorskim filtrom, načrtanim po linearnem modelu haptične interakcije smo izboljšali stabilnost haptičnega vmesnika. Poskusi so nakazali smernice za načrtovanje vodenja haptičnega vmesnika in naprave za merjenje prijema, ki bosta uporabljena v merilnem sistemu HEnRiE, ki bo omogoča študij, vadbo in rehabilitacijo gibanja roke in prijemanja.

- **Razvoj in izgradnja dveh izvirnih naprav za merjenje sile človekovega prijema v kombinaciji z robotom za urjenje giba roke.**

Razvili smo dve različni napravi za merjenje sile prijema. Obe napravi sta namenjeni za pritrditev na vrh haptičnega vmesnika, tako da lahko med interakcijo s haptičnimi okolji merimo tudi silo prijema. Prva naprava je bila namenjena študiju vpliva sile prijema na stabilnost haptičnega vmesnika ter študiju koordinacije med silo obremenitve in silo prijema pri zdravih osebah. V nadaljevanju smo razvili popolnoma novo napravo, ki je prilagojena za uporabo pri študiju, vadbi in rehabilitaciji v navideznih haptičnih okoljih. Naprava je ergonomsko prilagojena za vadbo oseb z zmanjšanimi motoričnimi sposobnostimi. Omogoča tudi občutek pasivne haptičnosti in s tem še izboljša občutek prisotnosti v navideznih okoljih.

- **Razumevanje in ovrednotenje koordinacije med silo obremenitve in silo prijema.**

Eksperimentalni sistem, ki smo ga razvili za študij stabilnosti, smo uporabili tudi za analizo koordinacije med silo obremenitve in silo prijema. Haptični vmesnik nam je omogočil izvajanje željenega poteka sile obremenitve, s čimer smo lahko analizirali stopnjo koordinacije v odvisnosti od poteka sile obremenitve. Pokazali smo, da je lahko koordinacija sile prijema in sile obremenitve pri zdravih osebah skoraj popolna, se pa v lahko s povečevanjem dinamičnosti poteka sile obremenitve močno zmanjša.

- **Okolje za robotsko urjenje in merjenje hkratnega gibanja roke in prijemanja.**

Razvili smo celovit eksperimentalni sistem HEnRiE, namenjen tako študiju kot vadbi seganja in prijemanja. Sistem vključuje haptični vmesnik, napravo za merjenje sile prijema, sistem za kompenzacijo teže roke, 3D projekcijski sistem ter programsko opremo za vodenje in uporabo sistema. Vključeni sta dve nalogi, ki predstavljata haptično in grafično navidezno okolje za vadbo seganja in prijemanja, v katerem poteka vadba: naloga prijemanja in prestavljanja ter naloga zavita cev. Obe nalogi vključujeta tako gibanje roke kot prijemanje. Celoten sistem je bil najprej preizkušen na zdravih osebah, v nadaljevanju pa smo izvedli serijo meritev na dveh hemiplegičnih osebah in pokazali, da je sistem HEnRiE primeren za rehabilitacijo oseb z zmanjšanimi motoričnimi sposobnostimi. Rezultati vadbe so pokazali pozitiven učinek na zapiranje in odpiranje dlani oseb po kapi, moč roke pri gibanju ter natančnost poti giba roke.

Kazalo

Povzetek	1
Abstract	3
1 Uvod	5
1.1 Cilji	7
1.2 Haptični sistemi	7
1.3 Metodologija	12
1.4 Originalni prispevki disertacije	15
2 Naprava	17
2.1 Splošno o haptičnih vmesnikih	17
2.1.1 Vodenje admitančnih haptičnih vmesnikov	17
2.2 Stabilnost v odvisnosti od prijema	19
2.2.1 Model haptične interakcije	20
2.2.2 Haptični vmesnik	23
2.2.3 Merilni sistem	23
2.2.4 Metode za izboljšanje stabilnosti	24
2.2.5 Protokol meritev	28
2.2.6 Rezultati	30
2.2.7 Odvisnost stabilnosti haptične interakcije od parametrov navideznega okolja	34
2.2.8 Povezava med togostjo prijema in stabilnostjo haptične interakcije	36
2.3 Sistem za prijemanje in seganje HEnRiE	38
2.3.1 Arhitektura sistema	38
2.3.2 HapticMaster in sistem vodenja	39
2.3.3 Naprava za prijemanje	42
2.3.4 Dodatna strojna oprema	46
2.3.5 Programska oprema	47
2.3.6 Haptična navidezna okolja	48
3 Haptično eksperimentalno okolje	49
3.1 B-zlepki	50
3.2 Določitev koordinatnega sistema na krivulji	52
3.3 Pomikanje po parametrični krivulji	53
3.4 Aproksimacija poti zapestja	55
3.5 Prikaz trka	58

3.5.1	Detekcija trkov med objekti	58
3.5.2	Prikaz sil trka na objekte	60
3.5.3	Prikaz navorov, ki nastanejo zaradi trkov	60
3.6	Prijem v navideznih okoljih	62
3.6.1	Model dotika	62
3.6.2	Model prijema	62
3.6.3	Coulombov zakon in stožec trenja	63
3.6.4	Prijem v navideznem okolju	64
3.6.5	Razmerje med velikostjo sile prijema in sile obremenitve	67
3.6.6	Korelacija kot mera sklopljenosti sile prijema in sile obremenitve	69
3.7	Navidezna okolja	74
3.7.1	Naloga prijemanja in prestavljanja	74
3.7.2	Naloga zavita cev	76
4	Meritve s sistemom HEnRiE in rezultati	79
4.1	Protokol in priprava meritev	79
4.1.1	Testirane osebe	81
4.1.2	Statistična obdelava	81
4.2	Primerjalni merilni rezultati na zdravih osebah	82
4.2.1	Naloga prijemanja in prestavljanja	82
4.2.2	Naloga zavita cev	89
4.3	Rezultati meritev in vadbe dveh hemiparetičnih oseb	92
4.3.1	Naloga prijemanja in prestavljanja	92
4.3.2	Naloga zavita cev	103
5	Zaključek	107
	Literatura	110
	Dodatek A: Algoritmi za izračunavanje B-zlepkov	125
5.1	Cox-de Boorjeva rekurzivna formula	125
5.2	De Boorjev algoritem	125
	Dodatek B: Dinamika togega objekta v haptičnih navideznih okoljih	127
	Dodatek C: Advanced Robotics, 2006	129
	Dodatek D: IEEE SMCC, 2007	151

Slike

2.1	Model haptične interakcije z eno prostostno stopnjo. Model vključuje uporabnika, navidezno okolje in en segment admitančno vodenega haptičnega vmesnika.	21
2.2	Sistem za merjenje sile prijema in vhodne sile v sistem F_h	23
2.3	Model haptične interakcije z eno prostostno stopnjo in kompenzatorskim filtrom C , ki je postavljen med signala F_h in F_e	24
2.4	Bodejev diagram kompenzatorskega filtra	26
2.5	Model haptične interakcije z eno prostostno stopnjo in navidezno sklopitvijo Z_c	26
2.6	Slika prikazuje eksperimentalno okolje s haptičnim vmesnikom, ki temelji na industrijskem robotu Stäubli RX90.	29
2.7	Rezultati analize stabilnosti modela haptične interakcije. Modra črta - sistem z dodanim kompenzatorskim filtrom vhodne sile, rdeča črta - sistem brez dodatkov za izboljšanje stabilnosti, zelena črta - sistem z dodano navidezno sklopitvijo: parametra (a) K_c in (b) frekvenca oscilacij v odvisnosti od m_e . . .	31
2.8	Rezultati analize stabilnosti modela haptične interakcije. Modra črta - sistem z dodanim kompenzatorskim filtrom vhodne sile, rdeča črta - sistem brez dodatkov za izboljšanje stabilnosti, zelena črta - sistem z dodano navidezno sklopitvijo: parametra (a) K_c in (b) frekvenca oscilacij v odvisnosti od b_e . . .	31
2.9	Poskus, pri katerem je prišlo do nestabilnosti haptične interakcije. Podslika (a) prikazuje silo prijema, podslika (b) pa pozicijo vrha haptičnega vmesnika. . .	32
2.10	Eksperimentalni rezultati analize stabilnosti. Modra črta - sistem z dodanim kompenzatorskim filtrom vhodne sile, rdeča črta - sistem brez dodatkov za izboljšanje stabilnosti, zelena črta - sistem z dodano navidezno sklopitvijo: parametra (a) F_c in (b) frekvenca oscilacij v odvisnosti od m_e	33
2.11	Eksperimentalni rezultati analize stabilnosti. Modra črta - sistem z dodanim kompenzatorskim filtrom vhodne sile, rdeča črta - sistem brez dodatkov za izboljšanje stabilnosti, zelena črta - sistem z dodano navidezno sklopitvijo: parametra (a) F_c in (b) frekvenca oscilacij v odvisnosti od b_e	33
2.12	Llewellynov stabilnostni kriterij za admitančni haptični vmesnik; leva stran Llewellynove neenakosti ($Re(Z_c)$), odebeljena črta) in desna stran Llewellynove neenakosti z modelom uporabnika (polna črta) in brez (črtkana črta) modela uporabnika.	35

2.13	Bodejev diagram modela odprtozančnega sistema idealnega (črna črta), ne-kompenziranega sistema (rdeča črta), kompenziranega sistema (modra črta) ter sistema z navidezno sklopitvijo (zelena črta). Krog označuje frekvenco prehoda skozi ojačenje 0 kompenziranega sistema, kvadrat označuje frekvenco prehoda skozi ojačenje 0 nekompenziranega sistema, romb pa frekvenco prehoda skozi ojačenje 0 sistema z navidezno sklopitvijo.	37
2.14	Arhitektura HEnRiE sistema.	39
2.15	Slika prikazuje pokrivanje delovnega področja roke (omejeno z zeleno črto) in haptičnega vmesnika HapticMaster (omejeno z rdečo črto).	40
2.16	Slika prikazuje regulacijsko shemo haptičnega vmesnika HapticMaster. . . .	41
2.17	Slika prikazuje modul za prijemanje. Na vsaki od ročk se nahaja senzor sile. Vsaka od ročk je pritrjena na ogrodje modula prek mehanizma z eno prostostno stopnjo. Na drugi strani modula so ročke vezane na vzmeti (glej sliko 2.18).	42
2.18	Slika prikazuje modul za prijemanje z zadnje strani, kjer sta pritrjeni dve vzmeti, vsaka za eno ročko. Z rdečo puščico je prikazana smer gibanja ročke, ko povečujemo silo prijema (zapiranje dlani). Modra puščica označuje smer gibanja, ko silo prijema popuščamo (odpiranje dlani).	42
2.19	Slika prikazuje modul za prijemanje. Modul je prilagojen za vadbo in meritve z osebami z zmanjšanimi motoričnimi sposobnostimi, na merilni celici sta namreč dodani manšeta za palec na levi celici in manšeta za ostale štiri prste na desni celici.	43
2.20	Mehanizem za oporo zapestja z modulom za merjenje sile prijema.	44
2.21	Slika prikazuje barvni model modula za prijemanje pritrjenega na mehanizem za oporo zapestja.	45
2.22	Slika prikazuje model haptičnega robota HapticMaster z modulom za prijemanje, ki je nameščen na vrhu robota.	45
2.23	Sistem za 3D grafično prikazovanje.	46
2.24	Sistem za kompenzacijo teže roke.	46
2.25	Program za vizualizacijo 3D grafičnih okolij in grafični uporabniški vmesnik.	47
3.1	B-zlepek $b_{i,2}(u)$ (i-ti B-zlepek reda 2) je sestavljen iz treh polinomov 2. stopnje, ki so na sliki označeni z različnimi barvami.	51
3.2	Vektor $\mathbf{n}_i$ določimo tako, da vektor $\mathbf{n}_{i-1}$ projiciramo na $\mathbf{t}_i$ (rezultat je vektor $\mathbf{l}$), odštejemo projekcijo $\mathbf{l}$ od vektorja $\mathbf{n}_{i-1}$, dobljeni vektor $\mathbf{m}$ normiramo in dobimo željeni vektor $\mathbf{n}_i$	53
3.3	Pomikanje koordinatnega sistema na krivulja $\mathbf{r}(u)$ v prostoru.	54
3.4	Pet baznih B-zlepkov, ki se uporabljajo za aproksimacijo trajektorije roke. Vsota vseh petih zlepkov je na prikazanem območju enaka ena.	56
3.5	Slika prikazuje izmerjeno trajektorijo gibanja roke (modra črta), njeno aproksimacijo (rdeča črta) ter pet baznih B-zlepkov (svetlo modra črta), katerih vsota je aproksimacija trajektorije gibanja roke. Črne pike prikazujejo kontrolne točke d_i	57
3.6	Shematski prikaz detekcije trkov med OBB objekti. V primeru (a) obstaja ločilna ravnina, v primeru (b) pa je ne najdemo, zato lahko zaključimo, da se objekta prekrivata in sta v kontaktu.	58

3.7	Slika prikazuje dva objekta OBB, ki sta v kontaktu drug z drugim, ter silo, ki deluje na modri objekt.	60
3.8	Slika prikazuje podobno situacijo kot slika 3.7, le da je tokrat modri objekt razdeljen na štiri podobjekte.	61
3.9	Geometrijska predstavitev Coulombovega trenja: stožec trenja.	64
3.10	Slika prikazuje različne možne sheme modeliranja prijemanja: (a) shema po Coulombovem zakonu, (b) shema z uporabo pragov sile prijema, (c) kombinirana shema, (d) poenostavljena shema s pragovi. Sila prijema je prikazana z modro črto, minimalna potrebna sila prijema na sliki (a) je prikazana z zeleno črto. Črna navpična črtkana črta označuje trenutek kontakta z navideznim predmetom. Vijolična navpična črtkana črta označuje konec faze prenašanja navideznega predmeta na željeno ciljno mesto. Zeleno polje na slikah (b) in (c) prikazuje začetno odpiranje dlani po kontaktu s predmetom pred prijemanjem predmeta. Rumeno polje označuje prijem predmeta, modro polje fazo prenašanja predmeta, rdeče polje pa odpiranje dlani za izpust predmeta.	65
3.11	Navidezni objekt in sile, ki delujejo nanj. Sila obremenitve F_L ima prijemališče v centru navideznega objekta, sili prijema F_{G1} in F_{G2} pa v točkah dotika navideznih prstov z navideznim objektom.	67
3.12	Slika prikazuje silo prijema, silo obremenitve (prva vrsta grafov) ter dve meri razmerja med velikostjo sile prijema in sile obremenitve (druga vrstica). Levo spodaj je prikazan graf razmerja $\frac{F_g}{F_l}$, desno spodaj pa $\alpha = \arctan \frac{F_l}{F_g}$	68
3.13	Eksperimentalno okolje. Slika prikazuje haptični vmesnik Stäubli RX90, držalo za merjenje sile prijema ter grafično navidezno okolje, ki je projicirano na platno za haptičnim vmesnikom. Vijolična črta prikazuje smer gibanja, rumene puščice prikazujejo tri komponente sile prijema, rdeča puščica pa smer navidezne sile, ki deluje na navidezno maso.	70
3.14	Potek sile F_{virt} . Začne se s klančino ter konča s sinusoidnim potekom.	71
3.15	Slika prikazuje srednje vrednosti in standardne deviacije za štiri meritve potekov sile prijema in sile obremenitve za naraščajočo klančino in naraščajoč sinusoidni potek.	72
3.16	Grafični prikaz podatkov iz tabele 3.3. NK - naraščajoča klančina, NS - naraščajoči sinusoidni potek, PK - padajoča klančina, PS - padajoči sinusoidni potek.	73
3.17	Grafični prikaz podatkov iz tabele 3.4. NK - naraščajoča klančina, NS1 - naraščajoči sinusoidni potek s frekvenco 0.05 Hz, NS2 - naraščajoči sinusoidni potek s frekvenco 0.1 Hz, NS3 - naraščajoči sinusoidni potek s frekvenco 0.25 Hz, NS4 - naraščajoči sinusoidni potek s frekvenco 0.5 Hz. . .	73
3.18	Primer poteka naloge prijemanja in prestavljanja. Uporabnik jabolko pobere in ga položi na označeno mesto.	75
3.19	Primer poteka naloge zavita cev. Uporabnik pomika žogico od začetka do konca cevi in uspešno opravi nalogo.	77
4.1	Merilno okolje HEnRiE naprave.	80

4.2	Sila prijema v odvisnosti od normaliziranega časa pri nalogi prijemanja in prestavljanja. Zelene vertikalne črte predstavljajo časovne zaznamke: prvi zaznamek - konec faze pred dvigom in začetek faze dviganja, drugi zaznamek - začetek faze prenašanja, tretji zaznamek - začetek faze razbremenitve.	83
4.3	Položaj v odvisnosti od normaliziranega časa pri nalogi prijemanja in prestavljanja.	84
4.4	Sila obremenitve v odvisnosti od normaliziranega časa pri nalogi prijemanja in prestavljanja.	85
4.5	Položaj v odvisnosti od normaliziranega časa pri nalogi prijemanja in prestavljanja pri gibu s stojnice do novega jabolka.	86
4.6	Škatlični diagram z brki, ki prikazuje velikost sile obremenitve F_L za način brez uporabe haptičnih poti bHP in za način z uporabo haptičnih poti sHP pri zdravih osebah. Srednji vrednosti se statistično ne razlikujeta ($p = 0.48$). .	87
4.7	Vrednosti korelacije med silo prijema in silo obremenitve v različnih fazah in za različne načine. pr,bHP - faza prijema brez haptične poti; pr,sHP - faza prijema s haptično potjo; tr,bHP - faza prenašanja brez haptične poti; tr,sHP - faza prenašanja s haptično potjo; od,bHP - faza razbremenitve brez haptične poti; od,sHP - faza razbremenitve s haptično potjo.	88
4.8	Vrednosti kota med silo prijema in silo obremenitve v različnih fazah in za različne načine. pr,bHP - faza prijema, brez haptične poti; pr,sHP - faza prijema, s haptično potjo; tr,bHP - faza prenašanja, brez haptične poti; tr,sHP - faza prenašanja, s haptično potjo; od,bHP - faza razbremenitve, brez haptične poti; od,sHP - faza razbremenitve, s haptično potjo.	89
4.9	Prikaz poti skozi nalogo zavita cev. Modra sredinska črta prikazuje pot središča žogice, ko ta ni bila v stiku s steno. Zelena sredinska črta prikazuje del poti, ko je bila žogica v stiku s steno, rdeča pa, ko je bil premer žogice večji od premera cevi. Prav tako sta prikazani steni cevi (črna črta) in širina žogice (oranžna črta).	90
4.10	Graf poteka sile prijema med nalogo zavita cev. Tam, kjer je sila prijema manjša od predpisane minimalne vrednosti, je vrednost sile prijema prikazana z odebeljeno rdečo črto. Svetlo rdeče polje označuje minimalno silo, potrebno za prijem oziroma referenco sile prijema.	91
4.11	Slika prikazuje odmik poti giba roke do novega jabolka osebe A od referenčne poti.	93
4.12	Slika prikazuje odmik poti giba roke s prijetim jabolkom osebe A od referenčne poti.	93
4.13	Slika prikazuje odmik poti giba roke do novega jabolka osebe B od referenčne poti.	94
4.14	Slika prikazuje odmik poti giba roke s prijetim jabolkom osebe B od referenčne poti.	94
4.15	Slika prikazuje najnižje sile prijema po tistem, ko oseba jabolko, ki ga je prenesla na stojnico, izpusti. Črne črte nad izmerjenimi vrednostimi prikazujejo prag sile prijema, potrebne, da se jabolko izpusti iz prijema.	95
4.16	Slika prikazuje najvišje sile prijema po prijemu jabolka, ki ga uporabnik nato prenese na stojnico. Rdeče črte nad izmerjenimi vrednostimi prikazujejo prag sile prijema, potrebne za prijem jabolka.	95

4.17	Slika prikazuje najnižje sile prijema po tistem, ko oseba jabolko, ki ga je prenesla na stojnico, izpusti. Črne črte nad izmerjenimi vrednostimi prikazujejo prag sile prijema, potrebne, da se jabolko izpusti iz prijema.	96
4.18	Slika prikazuje najvišje sile prijema po prijemu jabolka, ki ga uporabnik nato prenese na stojnico. Rdeče črte nad izmerjenimi vrednostimi prikazujejo prag sile prijema, potrebne za prijem jabolka.	96
4.19	Slika prikazuje vrednosti korelacije med silo obremenitve in silo prijema pri osebi A za različne faze: (a) faza prijemanja, (b) faza prenašanja, (c) faza razbremenitve. Rdeča črta (mediana), modro (1. in 3. kvartil) in sivo polje (brčice) prikazujejo vrednosti pri zdravih osebah.	98
4.20	Slika prikazuje vrednosti korelacije med silo obremenitve in silo prijema pri osebi B za različne faze: (a) faza prijemanja, (b) faza prenašanja, (c) faza razbremenitve. Rdeča črta (mediana), modro (1. in 3. kvartil) in sivo polje (brčice) prikazujejo vrednosti pri zdravih osebah.	99
4.21	Slika prikazuje vrednosti kota med silo obremenitve in silo prijema pri osebi A za različne faze: (a) faza prijemanja, (b) faza prenašanja, (c) faza razbremenitve. Rdeča črta (mediana), modro (1. in 3. kvartil) in sivo polje (brčice) prikazujejo vrednosti pri zdravih osebah.	101
4.22	Slika prikazuje vrednosti kota med silo obremenitve in silo prijema pri osebi B za različne faze: (a) faza prijemanja, (b) faza prenašanja, (c) faza razbremenitve. Rdeča črta (mediana), modro (1. in 3. kvartil) in sivo polje (brčice) prikazujejo vrednosti pri zdravih osebah.	102
4.23	Prikaz poti skozi nalogo zavita cev za osebo A. Modra sredinska črta prikazuje pot središča žogice, ko ta ni bila v stiku s steno, zelena črta, ko je bila žogica v stiku s steno, rdeča pa, ko je bil premer žogice večji od premera cevi. Prav tako sta prikazani steni cevi (črna črta) in širina žogice (oranžna črta).	103
4.24	Prikaz poti skozi nalogo zavita cev za osebo B. Modra sredinska črta prikazuje pot središča žogice, ko ta ni bila v stiku s steno, zelena črta, ko je bila žogica v stiku s steno, rdeča pa, ko je bil premer žogice večji od premera cevi. Prav tako sta prikazani steni cevi (črna črta) in širina žogice (oranžna črta).	103
4.25	Graf poteka sile prijema med nalogo zavita cev za osebo A. Tam, kjer je sila prijema manjša od predpisane minimalne vrednosti, je vrednost sile prijema prikazana z odebeljeno rdečo črto. Svetlo rdeče polje označuje minimalno silo, potrebno za prijem oziroma referenco sile prijema.	104
4.26	Graf poteka sile prijema med nalogo zavita cev za osebo B. Tam, kjer je sila prijema manjša od predpisane minimalne vrednosti, je vrednost sile prijema prikazana z odebeljeno rdečo črto. Svetlo rdeče polje označuje minimalno silo, potrebno za prijem oziroma referenco sile prijema.	104
4.27	Stolpični diagram povprečne sile prijema med nalogo zavita cev za osebo A. Modri stolpični diagram je povprečna vrednost reference sile prijema določene s širino stene zavite cevi, rdeči stolpični diagram pa povprečna sila prijema, ki jo je izvajala oseba A.	105

-
- 4.28 Stolpični diagram povprečne sile prijema med nalogo zavita cev za osebo B. Modri stolpični diagram je povprečna vrednost reference sile prijema določene s širino stene zavite cevi, rdeči stolpični diagram pa povprečna sila prijema, ki jo je izvajala oseba B. 105

Tabele

2.1	Vrednosti parametrov uporabljenih v simulaciji ter vrednosti kompenzatorskega filtra vhodne sile in navidezne sklopitve.	25
2.2	Vrednosti parametrov navideznega okolja za posamezne serije. N - brez dodatkov za izboljšanje stabilnosti, C - kompenzatorski filter, VC - navidezna sklopitev.	28
2.3	Vrednosti parametrov uporabljenih v simulaciji ter vrednosti kompenzatorskega filtra vhodne sile in navidezne sklopitve.	30
2.4	Delovna področja za posamezne sklepe.	40
3.1	Vrednosti za R , R_0 , R_1 za pogoj neprekrivanja $R > R_0 + R_1$ za dva OBB testa. $c_{ij} = \vec{A}_i \cdot \vec{B}_j$	59
3.2	Vektorji kontaktnih sil (f_n sila v smeri normale na površino, f_t sila v smeri tangente na površino, f_o sila v smeri ortonormale na površino) in navorov (m_n navor v smeri normale na površino), ki se prenašajo s prsta na prijeti predmet.	62
3.3	Tabela prikazuje natančnost sledenja N_{sl} ter vrednosti korelacije za različne poteke sile obremenitve. V oklepajih sta podana 25 in 75 percentil. NK - naraščajoča klančina, NS - naraščajoči sinusoidni potek, PK - padajoča klančina, PS - padajoči sinusoidni potek.	72
3.4	Tabela podaja vrednosti korelacije za naraščajočo klančino ter naraščajoči sinusoidni potek različnih frekvenc.	73
4.1	Tabela prikazuje potek nalog vadbe s HEnRiE napravo.	80
4.2	Tabela prikazuje za obe osebi odstotek časa v % celotnega časa trajanja pomikanja skozi zavito cev za posamezne načine interakcije z zavito cevjo: kontakt s steno, premer žogice večji od premera cevi, ni kontakta s cevjo. Podana je srednja vrednost (drugi kvartil), v oklepajih pa prvi in tretji kvartil.	105

Povzetek

Pričujoča disertacija obravnava HEnRiE napravo (Haptično okolje za vadbo seganja in prijemanja, ang. Haptic Environment for Reaching and Grasping Exercise), ki je predvsem namenjena za uporabo v robotsko podprti rehabilitaciji ter za vadbo seganja, prijemanja in prenašanja navideznih predmetov v haptičnih navideznih okoljih. Naprava združuje haptični vmesnik in modul za prijemanje, ki je nameščen na koncu haptičnega vmesnika in z njim uporabnik prijema navidezne predmete. Tako je hkrati omogočena vadba gibanja roke in prijemanja predmetov. Predstavljeni sta dve nalogi, ki združujeta gibanje roke in prijemanje z njo: naloga prijemanja in prestavljanja predmetov ter naloga zavita cev.

Disertacija v prvem delu obravnava nestabilno delovanje admitančno vodenega haptičnega vmesnika. Tog prijem, s katerim uporabnik prime za vrh haptičnega vmesnika, lahko privede do nestabilnega delovanja haptičnega vmesnika. Opravljeni so bili poskusi s sistemom za merjenje sile prijema, ki je bil nameščen na vrhu haptičnega vmesnika. Tako smo lahko določili vrednost sile prijema, ki privede do nestabilnega delovanja haptičnega vmesnika. Eksperimentalne rezultate nato primerjamo z rezultati simulacije na linearnem modelu haptične interakcije. Za izboljšanje stabilnosti haptične interakcije smo uporabili dve metodi: navidezna sklopitev in kompenzatorski filter. Eksperimentalni rezultati in rezultati simulacije so potrdili izboljšanje stabilnosti haptične interakcije. Poskusi so pokazali, da lahko uporabnik pri uporabi kompenzatorskega filtra izvaja višje sile prijema, preden se pojavi nestabilno delovanje haptičnega vmesnika.

Eksperimentalni sistem, ki smo ga uporabili za študij stabilnosti haptičnega vmesnika smo uporabili tudi za študij prijemanja pri človeku. Tako smo predstavili nov način ocenjevanja prijema, ki vključuje uporabo haptičnega vmesnika in naprave za merjenje sile prijema. Ocenjevali smo koordinacijo med silo obremenitve in silo prijema v kvazistatičnih in dinamičnih razmerah pri močnostnem prijemu.

V nadaljevanju so predstavljeni glavni gradniki sistema HEnRiE. Naprava združuje haptični vmesnik in modul za prijemanje (nameščen na koncu haptičnega vmesnika, in z njim uporabnik navidezne predmete prijema) sistem za kompenzacijo teže roke in 3D projekcijski sistem. Modul za prijemanje je pasivna haptična naprava, ki omogoča "pasivno haptičnost" pri prijemanju navideznih predmetov v navideznih okoljih. Ima dve pasivni prostostni stopnji, na vsako od njiju je pritrjen senzor za merjenje sile. Senzorja skupaj omogočata merjenje sile prijema, prvi meri sile, ki jih posameznik izvaja s palcem, drugi pa skupno silo, ki jo

posameznik izvaja z ostalimi prsti. Občutek “pasivne haptičnosti” je dosežen prek dveh vzmeti, ki sta dodani med premične dele modula in njegov okvir.

Predstavljeni sta dve nalogi: naloga prijemanja in prestavljanja, ter naloga zavita cev. Pri nalogi prijemanja in prestavljanja mora uporabnik roko premakniti do navideznega predmeta, ga prijeti, tako da stisne ročki modula za prijemanje, ter ga prenesti na drugo mesto. Cilj naloge zavita cev je prepotovati celotno cev in doseči njen konec. Cev je zavita in ima spreminjajoč se premer. Položaj zapestja označuje okrogla žoga, ki jo lahko stiskamo, tako da se njen premer spreminja s silo prijema. Za pomikanje vzdolž cevi je treba žogico stisniti na ustrezno velikost, da bi lahko prišli do konca cevi.

Sistem HEnRiE je bil ovrednoten na skupini zdravih oseb, nato pa na dveh osebah po kapi v obdobju enega meseca. Rezultati, pridobljeni na zdravih osebah, so bili uporabljeni kot primerjalni rezultati k rezultatom, pridobljenim z vadbo dveh oseb po kapi. Rezultati so pokazali pozitiven vpliv na sposobnost odpiranja in zapiranja dlani. Prav tako so se pokazali pozitivni vplivi na moč roke pri gibanju. Vadba na osebah po kapi je potrdila, da je sistem primeren za uporabo v namene rehabilitacije oseb po kapi.

Ključne besede: haptični vmesnik, navidezna okolja, zgornja ekstremiteta, prijemanje, rehabilitacija roke in prijemanja

Abstract

The core of this thesis is HEnRiE device (Haptic Environment for Reaching and Grasping Exercise), which is primarily intended for use in robot-aided neurorehabilitation and for training of reaching, grasping, and transporting virtual objects in haptic environments. System combines haptic interface and module for grasping, which is mounted at the end-point of the haptic interface. This allows combined training of the upper extremity movements and grasping. High level of reality is achieved with use of the graphic and haptic visual environments.

The thesis first addresses the contact instability of admittance controlled haptic interface. A high level of rigidity of the grasp of a subject operating the haptic interface will result in unstable behavior of the haptic interaction. Experiments with a system dedicated for measurement of grasp force were performed to explore the conditions when the grasp force has reached the critical values that destabilize the haptic interface. The critical grasp force was quantified for various values of virtual environment parameters. The experimental results are compared to simulation results obtained with a model of haptic interaction. To improve stability, two methods were applied: one with virtual coupling, the other with a compensator filter. Experimental and simulation results confirmed an improvement of stability. Both methods allow higher grasp forces of the human operator, and experiments show that the compensator filter permits higher grasp forces than the virtual coupling.

The system used for studying stability issues was then implemented in test of a novel approach for evaluation of a grasp in humans. The key novelty is combination of a haptic interface with force transducers for measuring the grasp force. Results of grasp and load force coordination for quasi-static and dynamic external load force disturbances for a power grasp are presented.

The main system components of HEnRiE device are described. System components are the HapticMaster haptic interface, grasping device, which is mounted on the haptic interface, additional external axes for arm gravity compensation, and 3D projection system. Grasping device is built as a passive configuration. The device is using adjustable spring system for generating different stiffnesses. The grasping device is equipped with two one axis (compression/extension) load cells. The load cells are positioned between the fingers and the respective finger attachments on the device itself. The signals from the load cells are interfaced to the haptic and graphical virtual environments.

Two tasks for arm movement and grasp training are presented: pick and place task and winding tube task. In pick and place task the subject must move arm to the virtual object and grasp it. Then the subject must transport it to a new location and release it. When the object is released a new virtual object comes into the workspace and the subject must again reach it and transport it to the new location. The aim of the task “winding tube” is to move through winding tube, and to navigate a virtual elastic ball through the tube, which covers major part of the subject’s arm workspace. The radius of the pipe changes along the path of the tube, while the radius of the elastic ball changes according to grasp force applied by the subject. As the pipe gets wider or narrower over the course of the path through the pipe, the subject has to squeeze the ball to appropriate radius in order to get to the end of the pipe.

HEnRiE system was evaluated in a group of healthy persons and two post-stroke subjects during a one-month period of training. The results in healthy subjects were used for comparison with results in post-stroke subjects. Positive outcome of training is reported for the strength of closing and opening of the hand and also for arm movements. Experiments have confirmed that HEnRiE allows training of reaching and grasping movements, such that beside arm movement treatment, the therapy can be expanded to grasp training and therapies can be carried out jointly at the same time.

Keywords: haptic interface, virtual environment, upper extremity, grasping, arm and hand rehabilitation

1

Uvod

V primerjavi z drugimi človekovimi čutili senzomotorični oziroma haptični sistem omogoča izmenjavo energije v dveh smereh, med človekom in njegovim okoljem, s katerim je v stiku [1, 2]. Tako medsebojno delovanje prek sil, ki jih človek izvaja s svojim motoričnim sistemom, okolje pa nanj nazaj, imenujemo haptična interakcija [3, 4, 5]. Uporaba raznih, za haptično interakcijo izdelanih ali prirejenih elektromehanskih naprav in robotov, ki jim pravimo haptični vmesniki, omogoča nadzorovano prikazovanje sil in s tem haptično interakcijo med uporabnikom in navideznimi okolji, ki jim prek algoritmov določamo način obnašanja v stiku s človekom [6]. Na ta način ustvarimo interakcijo prek sil z predmeti, ki niso resnični, temveč so predstavljeni v navideznem okolju [7]. Haptična interakcija je tako povezava uporabnika in navideznega okolja prek haptičnega vmesnika.

Ker je pri haptični interakciji človek v stiku s haptičnim vmesnikom, je vprašanje stabilnosti haptične interakcije pomembno predvsem zaradi varnosti in tudi kvalitete prikaza navideznih okolij [8]. Pri določenih pogojih preide haptična interakcija, ki jo sestavljajo diskretna simulacija pasivnega navideznega okolja, haptični vmesnik, ki prikazuje sile iz navideznega okolja, ter pasivni uporabnik, v nestabilno stanje, kar se izrazi v obliki oscilacij vrha haptičnega vmesnika [9, 10, 8, 11, 12, 5]. Na stabilnost vplivajo predvsem parametri navideznega okolja ter biomehanske lastnosti uporabnikove roke in prijema [12]. Za kvalitetno in predvsem varno haptično interakcijo je zato potrebno poznati in razumeti vzroke, ki privedejo do nestabilne haptične interakcije.

Že lastna izkušnja uporabe rok v vsakdanjem življenju in njihova spretnost nam govorita, kako pomembna je čim boljša senzomotorična in funkcionalna sposobnost zgornjih okončin [13, 14]. Pri tem lahko opazujemo tako funkcionalne sposobnosti, ki jih uporabljamo pri športnih dejavnostih, kjer nam boljše sposobnosti omogočajo boljše uspehe pri telesnih dejavnostih, kot tudi senzomotorične in funkcionalne sposobnosti pri vsakodnevnih opravilih [15, 16]. Te zadnje nam določajo vsesplošno kvaliteto življenja [17]. Funkcionalno sposobnost pri bolnikih z zmanjšanimi senzomotoričnimi sposobnostmi zato ocenjujemo z ra-

zličnimi testi, ki med drugim vsebujejo tudi aktivnosti vsakodnevnega življenja [18]. Ta opravila v precejšni meri zahtevajo uporabo zgornje ekstremitete, pri čemer je pomembna tako zmožnost premikanje roke in izvajanje sile kot tudi zmožnost prijemanja predmetov [19, 20].

Raziskave opravljene v Laboratoriju za robotiko in biomedicinsko tehniko v obdobju zadnjih nekaj let so postregle s koristnimi ugotovitvami na področju haptičnih vmesnikov in rehabilitacijske tehnike, ki so podlaga za nadaljnje raziskave. Ponikvar [21] je raziskal dinamične gibe roke v haptičnim okolju. Poskuse je opravil na zdravih osebah, meril pa je tako trajektorije gibov kot tudi sile, ki delujejo med haptičnim okoljem in uporabnikovo roko. Ponikvar je pokazal, da se živčno-mišični sistem prilagodi haptičnemu okolju ter da je mogoče s haptičnim vmesnikom verodostojno simulirati dinamične interakcije pri gibanju rok. Bardorfer [22] je haptični vmesnik uporabil kot merilni sistem za merjenje gibalnih sposobnosti roke, s čimer je omogočil kvantitativno, numerično, objektivno in selektivno metodo ocenjevanja funkcionalnega stanja gornjih ekstremitet. Meritve je opravil tako na zdravih osebah kot tudi na osebah z zmanjšanimi gibalnimi sposobnostmi, pri čemer je uporabil različne teste v haptičnih navideznih okoljih. Mali [23] je razvil haptično napravo in haptična navidezna okolja za prst na roki. Napravo je uporabil za rehabilitacijo gibanja prsta pri bolnikih z omejenimi gibalnimi sposobnostmi ter pokazal napredovanje bolnikov [23]. Pri načrtovanju testov in nalog se je opiral na podobnost haptičnih testov in nalog z aktivnostmi v vsakdanjem življenju. Kurillo [24, 25] je razvil vrsto izometričnih naprav za merjenje sil prijema za različne vrste prijemov ter jih povezal z navideznimi okolji. Združitev merilnega sistema za merjenje sile prijema in navideznega okolja je omogočila načrtovanje različnih nalog za namene ocenjevanja funkcionalnih sposobnosti prijemanja in rehabilitacije prijema [24, 25]. Sistem za rehabilitacijo v navideznih okoljih je bil uspešno uporabljen pri skupini zdravih oseb ter pri osebi po kapi.

Vsi opisani sistemi omogočajo tako ocenjevanje in raziskovanje funkcionalnih sposobnosti kot tudi vadbo za izboljšanje le-teh. Značilno za vse zgoraj opisane sisteme pa je, da omogočajo bodisi ocenjevanje in rehabilitacijo samo roke ali pa samo prijema, ne pa obojega hkrati. V doktorski disertaciji bomo predstavili sistem, ki omogoča študij, trening ter rehabilitacijo uporabe celotne roke in prijema hkrati.

1.1 Cilji

Glavni cilj doktorske disertacije je razvoj merilnega sistema in metodologije, ki bosta omogočala robotsko podprt študij, ocenjevanje in vadbo v haptičnem in navideznem okolju za zgornjo ekstremiteto in prijem. Celotno delo bo obsegalo naslednje cilje:

- Na samem začetku je potrebno raziskati in oceniti vpliv človeka ter še posebej prijema na stabilnost haptične interakcije. Stabilna haptična interakcija je namreč prvi pogoj za zagotavljanje varne in kvalitetne haptične interakcije.
- Razviti izvirni merilni sistem za merjenje sile prijema bo mogoče pritrditi na haptični vmesnik. Merilni sistem mora omogočati merjenje sil prijema, pri čemer bomo zaradi praktičnost in enostavnosti uporabe uporabili najmanjše potrebno število merilnih prostostnih stopenj. Kurillo je uporabljal za merjenje sil prijema tri naprave s šestimi prostostnimi stopnjami in ugotovil, da je zmanjšanje prostostnih stopenj na najmanjše možno število prostostnih stopenj smiselno [25]. Naprava mora biti lahka, da bo čim manj prispevala k celotni masi na vrhu haptičnega vmesnika.
- V naslednji fazi bomo združili haptični vmesnik in napravo za merjenje prijema ter opravili oceno možnosti in primernosti uporabe merilnega sistema za študij funkcionalnih sposobnosti in hkratne kontrole gibanja roke in prijema. Razviti bo potrebno metodologijo, ki bo primerna za različne vrste prijema ter izvedljiva na različnih haptičnih vmesnikih.
- Analizirali bomo uporabo povezave hkratnega gibanja roke in prijemanja. Razviti bosta vaji v navideznem okolju, ki bosta posnemali gibanje roke v vsakdanjem življenju, vaji pa bosta vključevali tudi opravila, pri katerih je vključeno prijemanje in prenašanje predmetov v navideznem okolju. Vaji bosta primerni tako za študij funkcionalnih sposobnosti oseb z zmanjšanimi funkcionalnimi sposobnostmi kot za rehabilitacijo in izboljšanje njihovih funkcionalnih sposobnosti.

1.2 Haptični sistemi za gibanje roke in merilni sistemi za prijem

Raziskave in izkušnje z uporabo navidezne resničnosti so pokazale, da navidezna resničnost omogoča občutek prisotnosti v računalniško ustvarjenih navideznih okoljih [7]. Ta so bila v preteklosti omejena na grafična navidezna okolja [26], razvoj haptičnih vmesnikov [3, 11] pa je omogočil uporabo haptičnih navideznih okolij, ki predstavljajo še korak naprej v stopnji

občutka prisotnosti v navideznih okoljih [27]. Združevanje enomodalnih navideznih okolij v večmodalna okolja (združitev haptičnega in grafičnega navideznega okolja) povzroči vključevanje več različnih kognitivnih procesov in s tem večji občutek prisotnosti v navideznih okoljih [28, 29]. Zato je smiselno uporabljati sisteme, ki omogočajo večmodalna navidezna okolja tudi za študij in ocenjevanje funkcionalnih sposobnosti tako pri zdravih osebah kot tudi osebah z zmanjšanimi funkcionalnimi sposobnostmi ter za rehabilitacijo in izboljšanje funkcionalnih sposobnosti pri teh osebah [30, 29, 31, 32, 33]. Uporaba navideznih okolij namreč omogoča oblikovanje nalog z dobro definiranimi lastnostmi okolja ter natančno merjenje kinematičnih parametrov [13, 33]. Tak sistem torej presega zgolj področje haptičnih vmesnikov, saj združuje haptični vmesnik z grafičnimi navideznimi okolji in dodatnimi senzorji za merjenje fizikalnih veličin, ki jih vključujemo v interakcijo z navideznimi okolji. Ker je mogoče lastnosti navideznih okolij natančno določati, je možno naloge prilagoditi funkcionalnim sposobnostim osebe, ki je v interakciji z navideznimi okolji [23]. V raziskavah funkcionalnih sposobnosti se pogosto uporablja merilne sisteme in metodologije, ki jih je težko prilagoditi za druge naloge in teste, zato so haptični sistemi zaradi svoje programabilnosti bolj prilagodljivi in omogočajo večji obseg različnih eksperimentalnih pogojev [31]. Tak sistem torej omogoča prikazovanje velikega števila različnih navideznih okolij kot tudi merjenje pozicij in sil, ki nastopajo pri haptični interakciji.

Nestabilnost haptičnega vmesnika vpliva na kvaliteto haptične interakcije, saj popači interakcijo s haptičnim okoljem [8], povzroči pa lahko tudi človeku nevarne okoliščine interakcije človek-robot [34]. Haptični vmesnik mora biti stabilen za široko področje prikaza impedanc navideznega okolja [35]. Mehanska impedanca je razmerje med silo, ki deluje na objekt, in njegovo hitrostjo. Haptična interakcija je sestavljena iz treh glavnih gradnikov: uporabnik oziroma uporabnikova roka, haptični vmesnik z vodenjem ter navidezno okolje. Haptični vmesnik je posrednik med uporabnikom in navideznim okoljem pri prikazovanju gibanja in sil. Na strani uporabnika in haptičnega vmesnika kot mehanske strukture imamo torej mehansko sklopitev, med haptičnim vmesnikom in navideznim okoljem pa se nahaja sklopitev v obliki vodenja z regulacijsko zanko. Celotna haptična interakcija je torej sistem višjega reda, ki lahko v določenih pogojih postane nestabilen [12]. Raziskovalci pogosto omenjajo nestabilnost haptične interakcije, ki se kaže v značilnih oscilacijah, ki po amplitudi naraščajo [8, 9, 11, 5]. Raziskovalci pa ne raziščejo podrobno okoliščin in razlogov, v katerih pride do te nestabilnosti, tako da je literatura s tega področja skopa [6]. Tako Burke et al. [36] v svoji študiji interakcije človek-robot ugotavljajo, da je eden od prednostnih problemov raziskava razmer, ko je človek vključen v povratni zanki sistema. Potrebno je torej sistematično identificirati področje nestabilnosti haptične interakcije in podati glavne vzroke, ki privedejo do nestabilnega obnašanja haptične interakcije. To znanje je potrebno

za načrtovanje navideznih okolij, v katerih ne bo prišlo do nestabilnosti.

Kot je omenjeno že v uvodu, so bili haptični vmesniki, merilne naprave za merjenje sil prijema in prstov ter uporaba navidezne resničnosti že uspešno uporabljeni pri študiju, ocenjevanju in rehabilitaciji funkcionalnih sposobnosti človeka. Ponikvar [21] je opazoval gibanje roke od točke do točke v haptičnih tunelih v navideznem okolju in sile, ki delujejo med navideznim okoljem in roko. Pri tem je uporabljal trajektorije, ki ne temeljijo na obliki trajektorij pri gibanju roke od točke do točke. Te trajektorije namreč niso ravne črte, temveč izkazujejo značilno ukrivljenost [37] in nesimetrični profil hitrosti [38]. Šikić [39] je razvil metodologijo za gibanje roke v haptičnih tunelih, ki temelji na obliki gibanja roke od točke do točke. Tako Ponikvar kot Šikić sta opazovala samo gibanje roke in sile pri gibanju od točke do točke, ne pa tudi prijemanja. Pogostokrat se za merjenje gibanja roke od točke do točke uporablja haptične vmesnike, še posebej ko gre za hkratno gibanje roke in premagovanje sil, saj na tak način nismo omejeni le na izometrične in izotonične pogoje meritev [21, 22, 23, 40, 41]. Za približevanja roke predmetu in prijemanje je značilna visoka krajevna in časovna usklajenost, zato je smiselno opazovati oboje [42]. Večina raziskav se osredotoča samo na kinematiko gibanja, ki jo merijo z markerji in kamerami [38, 43] ali merilno rokavico [44, 45], ne pa tudi na sile. Izkazuje se namreč, da visoka časovna usklajenost nastopa tudi pri silah v fazi prijema [46, 47, 48]. Meriti je torej potrebno tako gibanje kot silo. Funkcionalnost roke se tako kaže v sposobnosti izvajanja različnih prijemov ob ustrezni koordinaciji sile [25]. Pri nalogah sledenja, pri katerih se nam na zaslonu izrisuje željena sila prijema, preverjamo sposobnost upravljanja in koordinacije sile po času [24, 25, 49]. Pri tem je Kurillo uporabljal komercialno dostopne merilnike sil in navorov ter merilne celice z uporovnimi lističi. Meritve so bile izometrične, v kombinaciji z navideznim okoljem pa kvazihaptične, saj so se prikazani predmeti pod vplivom sile prijema uporabnika v navideznem okolju deformirali, merilni sistem pa je bil tog in se ni podajal pod vplivom sile prijema [25]. V vsakdanjem življenju pa se večinoma srečujemo z dejavnostmi, kjer je potrebno silo prijema prilagoditi silam obremenitve, ki delujejo na predmet, ki ga držimo. V ospredje stopi sposobnost koordinacije med silami obremenitve in silami prijema [46, 47] ter premagovanje sil obremenitev [50]. Za merjenje koordinacije sile prijema in obremenitve se uporabljajo merilniki sil z uporovnimi lističi za merjenje sile prijema in sile obremenitve [46, 47]. Silo obremenitve povzroča le teža predmeta, saj merilniki niso povezani z akuatorji, ki bi lahko generirali drugačne sile obremenitve. Pozicije predmetov se merijo s pospeškometri [51] ali s fototranzistorji in IR diodami [46, 47]. Značilno za te merilnike je, da lahko merijo le majhne premike.

Posamezne raziskave kažejo, da je potrebno meriti tako pozicijo in gibanje [38, 43, 44, 45] kot tudi sile [47, 48, 25, 49]. Oboje omogočajo haptični vmesniki. Haptični vmesniki z

admitančnim vodenjem so se izkazali za primerne [8], saj omogočajo natančno definiranje dinamike navideznega okolja [21, 39], prikazovanja vnaprej programiranih sil obremenitve [21, 50], omogočajo transparentno vodenje z merilniki sil prijema, pritrjenimi na vrh robota [50], ter merjenje gibanja [21, 39, 38, 50] in sil interakcije [21, 50].

Robotsko podprta rehabilitacija je senzorično-motorična rehabilitacijska tehnika, pri kateri uporabljamo razne mehatronične in robotske naprave, opremljene s senzorji za zaznavanje pozicij in sil [52, 53, 54, 55]. Razširja terapevtske možnosti in dopolnjuje tradicionalne terapevtske metode in tehnike za izboljšanje pacientovih senzorično-motoričnih sposobnosti [31, 56, 32], skrajša čas rehabilitacije ter omogoča objektivno ocenjevanje pacientovih motoričnih sposobnosti [57, 58, 22]. Robotsko podprta rehabilitacija je tesno povezana s tehnologijo navidezne resničnosti, ki se je prav tako izkazala za uporabno orodje v rehabilitaciji [30, 25]. Evropski projekt Gentle/S je pokazal, da so bili posamezniki bolj motivirani za daljšo vadbo, če so uporabljali sistem za prikazovanje obogatenih navideznih okolij, sestavljenih iz gradnikov za haptično in vizualno prikazovanje navideznih okolij. Posamezniki so lahko vadili gibe, kot sta “seganje in prijemanje”, vendar niso imeli možnosti, da bi predmete v navideznih okoljih zares prijemale, kar se je izkazalo kot ena od glavnih pomanjkljivosti Gentle/S prototipa [52]. Nobeden od zgoraj opisanih sistemov [46, 22, 33, 56, 21, 52, 51, 25, 53] torej ne omogoča merjenja in raziskovanja gibanja roke ter prijemanja hkrati. Skupaj z merilniki sil prijema in navideznimi okolji haptični vmesnik omogoča izgradnjo celovitega sistema za merjenje hkratnega gibanja roke ter sil interakcije in sil prijema [50]. Hkratna vadba je smiselna, saj pri večini opravil vsakdanjega življenja roko uporabljamo za različne gibe in za prijemanje predmetov [59, 60, 61]. Tako je smiselno opravljati same dejavnosti vsakodnevnega življenja ali njihove specifične komponente, ki so vključene v vadbo z nalogami opravil (ang. task-specific training) [62, 63]. V znanstveni literaturi pa ni zaslediti demonstracije robotsko podprte hkratne vadbe gibanja roke in prijemanja. Pri hkratni vadbi gibanja roke in prijemanja lahko govorimo tudi o hkratni vadbi proksimalnih in distalnih delov roke.

Na podlagi razpoložljive literature na temo nevrorehabilitacije je mogoče zaključiti, da ne obstaja enotno mnenje o večji koristnosti hkratne terapije gibanja roke in prijemanja v primerjavi z ločeno terapijo gibanja in prijemanja. Tako Woldag in Hummelsheim [59] v preglednem članku o učinkovitosti različnih terapij pri osebah po kapi opišeta lasten eksperiment, katerega namen je ugotoviti, ali je hkratna terapija proksimalnih in distalnih delov roke koristna pri osebah po kapi. Iz rezultatov eksperimenta zaključita, da je hkratna terapija proksimalnih in distalnih delov roke bolj koristna od ločene terapije posameznih delov roke. V prispevku istih avtorjev, objavljenim leto zatem [64], ki bolj natančno opiše potek eksperimenta in rezultate, pa zaključita ravno obratno: da hkratna terapija proksimalnih in distalnih

delov roke ni bolj koristna od ločene terapije posameznih delov roke. Vzrok za nasprotujoče si trditve je v neustrezni statistični obdelavi podatkov, ki sta jo avtorja izvedla v času pisanja prvega prispevka. Statistična obdelava opisana in objavljena v drugem prispevku [64], je bila bolj ustrezna porazdelitvi izmerjenih podatkov. Avtorji tako namesto hkratne terapije proksimalnih in distalnih delov roke predlagata intenzivno terapijo in vadbo posameznih delov roke (rama, komolec, zapestje, prijemanje).

Do podobnih ugotovitev je prišla še vrsta drugih avtorjev [65, 66, 67], za vse te študije pa je značilno, da dajejo poudarek vadbi za izboljšanje moči v posameznih sklepih, da torej ciljajo na šibkost, ki je posledica poškodbe živčno-mišičnega sistema. Nasprotno pa avtorji raziskav [68, 62, 69, 70, 15], ki se ukvarjajo s študijem koordinacije mišic roke pri gibih roke, zaključijo, da je terapija, pri kateri se izvajajo gibi, ki zahtevajo gibanje v različnih sklepih roke, dolgoročno bolj koristna. Winstein et al. [60] v obsežnem poglavju na temo rehabilitacije zgornjih ekstremitet govorijo o dveh principih vadbe, ki se medsebojno ne izključujeta. Prva je vadba gibanja, ki se osredotoča na posamezen sklep ali skupino mišic, druga pa je vadba gibanja celotne roke. Podobno ugotavljata tudi Shumway-Cook in Woollacott v svoji knjigi, ki se ukvarja z rehabilitacijo motoričnih motenj [15]. Platz [71] v svojem prispevku predstavi celovit način vadbe in terapije, ki se osredotoča na specifične okvare in motnje živčno-mišičnega sistema bolnika. Terapija vključuje v začetni fazi krepitev gibanja posameznega sklepa, v zadnji fazi pa kompleksne gibe, s katerimi se poskuša izboljšati koordinacijo gibanja v različnih sklepih. Pri bolnikih s težjimi okvarami je kompleksen gib poenostavljen in so ohranjeni zgolj elementarni gibi, ki še vedno vključujejo gibanje v več sklepih hkrati. Avtorji so uspeli pokazati, da je taka vadba uspešna pri izboljšanju funkcionalnih sposobnosti roke [71].

Vadba, ki zahteva kompleksne gibe, prav tako omogoča kontekstualno vadbo [72, 60], torej vadbo, ki je bližja opravičilu vsakodnevnega življenja. Keshner in Kenyon [29] sta pokazala, da je potrebno raziskavo in vadbo motenj živčno-mišičnega sistema izvesti v funkcionalno ustreznem kontekstu. To vključuje oblikovanje eksperimentalnih okoliščin, ki oponašajo ali so podobne vsakdanjim okoliščinam kot tudi uporabo večmodalnih navideznih okolij, ki zahtevajo vključevanje več uporabnikovih čutil. S tem dosežemo odziv, ki je bolj celovit, kot bi bil v primeru individualizacije posameznih gradnikov živčno-mišičnega sistema. Podobno sta Ma in Trombly [73] pokazala, da je potrebno kompleksno nalogo ohraniti celovito, saj razgradnja na posamezne dele privede do slabših rezultatov. Poskuse sta opravila na starejših osebah in zasnovala nalogo, pri kateri je potrebno (a) z enega dela mize pobrati pisalo, (b) ga prenesti do lista na drugem delu mize in (c) se nanj podpisati. Nalogo sta potem razgradila na posamezne dele in primerjala kinematične parametre gibov. Pri celoviti nalogi so bili poteki gibov bolj tekoči, učinkoviti in izvedeni z manj napake kot pri

razgrajeni nalogi.

Na podlagi zgornjih ugotovitev lahko zaključimo, da področje hkratne terapije gibanja roke in prijemanja ostaja odprto [74], kar nakazuje potrebo po sistemu, ki omogoča študij in vadbo gibanja roke in prijemanja [75, 57]. Tak sistem tudi omogoča večjo prilagodljivost terapije, saj programabilnost in modularnost omogočata oblikovanje nalog in vadb, ki temeljijo na različnih konceptih nevrorehabilitacije.

1.3 Metodologija

Na kratko lahko celotno metodologijo povzamemo kot interakcijo človek-robot (ang. Human-Robot Interaction, HRI) [36], v kateri je oseba ves čas v stiku z robotom, tako da med njima prihaja do izmenjave energije [8, 4, 5]. Ta izmenjava energije je dvosmerna, od človeka proti robotu in od robota proti človeku.

Glavni gradniki celotnega sistema, ki omogoča interakcijo človek-robot, so:

- Haptični vmesnik. Pri meritvah smo uporabljali dva haptična vmesnika:
 - haptični vmesnik, zgrajen na osnovi industrijskega robota Stäubli RX90,
 - haptični vmesnik HapticMaster.

Oba vmesnika imata delovno področje, ki se po velikosti sklada z delovnim področjem roke, in sta sposobna generirati sile 100 N ter omogočata admitančno vodenje. Haptični vmesnik na osnovi industrijskega robota Stäubli RX90 smo uporabljali za študij stabilnosti haptičnih vmesnikov, ki je opisan in predstavljen v poglavju 2.2. Prav tako smo ga uporabili za meritve korelacije med silo prijema in silo obremenitve, ki so opisane v poglavju 3.6.6. Haptični vmesnik HapticMaster pa je osnova sistema HEnRiE s katerim smo izvedli poskuse z dvema osebama po kapi. V pričujoči disertaciji smo torej uporabili dva neodvisna in različna haptična sistema, namenjena in razvita za poskuse in meritve opisane v disertaciji.

- Merilniki sile interakcije med človekom in robotom. Merilnik sile interakcije človek-robot je del sistema haptičnega vmesnika, saj je za admitančno vodenje haptičnega vmesnika potrebna informacija o sili interakcije.
- Merilnike sile prijema. Merilniki sile prijema mora biti prilagojen tipu prijema tako po obliki kot po potrebnem merilnem območju sile. Poleg tega mora biti merilnik sile prilagojen za pritrditev na vrh haptičnega vmesnika. Uporabili bomo komercialno dostopne merilnike sil in navorov proizvajalca JR3 ter merilne celice z uporovnimi lističi.

- Navidezna okolja. Računalniško podprta navidezna okolja, ki smo jih razvili, lahko razdelimo na haptična navidezna okolja in grafična navidezna okolja. Haptična navidezna okolja omogočajo skupaj s haptičnim vmesnikom haptično interakcijo, v kateri uporabnik deluje in čuti navidezno okolje. Haptična navidezna okolja so podprta z grafičnimi navideznimi okolji, ki povečajo občutek prisotnosti v navideznem okolju.

Celoten sistem je aktiven sistem, ki je sposoben generiranja gibanja in merjenja sile, hkrati pa je tudi zelo zmogljiv merilni sistem. Sistem omogoča merjenje vrha pozicije robota, merilnik sile interakcije človek-robot omogoča merjenje sil interakcije, merilnik sile prijema pa merjenja le te. Sistem torej podaja celovito informacijo o kinematičnih in dinamičnih veličinah v interakciji človek-robot.

Ker je oseba ves čas v kontaktu z robotom, se srečujemo s problemom človeka v zanki (ang. human-in-the-loop system), saj lahko celotno sklopitev človek-robot opišemo kot en sistem. V tem primeru nas ne zanima natančen model sklopa človek-robot, temveč le mejni primeri, ki bi lahko vodili do nestabilnosti. V sklopu disertacije so raziskane okoliščine, v katerih pride do nestabilnosti v interakciji človek-robot. Razvit je preprost model interakcije, ki vsebuje vse glavne gradnike haptične interakcije: preprost biomehanski model uporabnikove roke, model mehanske strukture haptičnega vmesnika, model regulatorja admitančnega vodenja haptičnega vmesnika ter model navideznega okolja. Model je podlaga za razvoj haptičnih okolij in sistema, ki bo varen za uporabo. V literaturi tudi ni zaslediti dejanskih podatkov, ki bi temeljili na metodičnem eksperimentalnem raziskovanju okoliščin, v katerih pride do nestabilnosti haptične interakcije. Zato smo sami izvedli poskuse, s katerimi smo raziskali okoliščine, v katerih pride do nestabilnosti haptične interakcije. Glavni parameter, ki vpliva na stabilnost haptične interakcije, so biomehanske značilnosti uporabnikove roke oziroma prijema, saj se izkaže, da je togost mišic roke (togost je podana kot zveza med silo, ki razteza mišico, in dolžino mišice) prenosorazmerna sili prijema [76, 77]. Haptični vmesniki so zgrajeni tako, da omogočajo prikazovanje haptičnih okolij z zelo širokim razponom mehanskih impedanc [35]. Poleg sile prijema je potrebno upoštevati še vpliv različnih vrednosti impedanc navideznega okolja. Ker nas natančne vrednosti biomehanskih lastnosti uporabnikove roke ne zanimajo, saj bomo v prihodnjem delu raziskovali predvsem hkratno gibanje roke in prijem, nas zanimajo predvsem trendi odvisnosti stabilnosti haptičnega vmesnika v odvisnosti od sile prijema in parametrov navideznega okolja. Na podlagi izpeljanega modela smo razvili izboljšave vodenja admitančnega haptičnega vmesnika in v nadaljevanju opravili dodatne eksperimente, da tudi v praksi preverimo izboljšave stabilnosti. Poleg lastnega načina izboljšanja stabilnosti haptične interakcije smo na modelu in v dejanskih razmerah preizkusili še preverjeno metodo za izboljšanje stabilnosti haptični

vmesnikov: navidezno sklopitev [8, 5].

V nadaljevanju disertacije je prikazana serija eksperimentov, pri kateri smo merili koordinacijo sile obremenitve in sile prijema. Sile obremenitve smo izvajali s pomočjo haptičnega vmesnika, saj ta omogoča ponovljivo prikazovanje sil in s tem ponovljive razmere eksperimentov. Pri tem smo uporabljali tudi merilnik sile prijema in grafična navidezna okolja. Zanimala nas je koordinacija med silami obremenitve in silami prijema v kvazistatičnih pogojih, pri počasi spreminjajoči se sili obremenitve, ter v dinamičnih pogojih, pri hitrejšem spreminjanju sile obremenitve.

Grafično in haptično navidezno okolje omogočata različna občutka prisotnosti v navideznem okolju [27, 78]. Stopnja prisotnosti pogojuje različne kognitivne procese [7, 79] in vrsto vključevanja senzomotoričnih mehanizmov, ki skrbijo za koordinacijo gibov in prijemanja [80, 81].

Zbrano znanje je bilo podlaga za načrtovanje nalog, ki so zajemale bistvene elemente za študij, ocenjevanje in vadbo funkcionalnih sposobnosti celotne roke.

1.4 Originalni prispevki disertacije

- Študij interakcije človek-robot, ki povzroči nestabilnost haptičnega vmesnika, s pomočjo meritev in eksperimentov s haptičnim vmesnikom ter z analizo modela haptične interakcije in simulacijo na modelu.
- Prikaz vpliva sile prijema na stabilnost haptičnega vmesnika ter analiza primernosti povezave haptičnega vmesnika in naprave za merjenje sile prijema.
- Izvirni merilni napravi za merjenje sile prijema, ki sta primerni za uporabo skupaj s haptičnim vmesnikom.
- Metoda preučevanja koordinacije med silo obremenitve in silo prijema pri kvazistatičnem in dinamičnem poteku sile obremenitve.
- Celovita metodologija in prilagodljivo merilno okolje za študij, ocenjevanje in vadbo hkratnega gibanja roke in uporabe prijema.

2

Naprava

2.1 Splošno o haptičnih vmesnikih

Tehnologija haptičnih vmesnikov se uporablja za prikazovanje sil in gibanja uporabniku, ki upravlja s haptičnim vmesnikom. Pojem haptičen se nanaša na zaznavanje dotika. Pri haptični interakciji prihaja do vzajemnega delovanja med uporabnikom in haptičnim vmesnikom. Ta vzajemnost oziroma dvosmernost je ena od bistvenih lastnosti haptičnih vmesnikov, saj med haptičnim vmesnikom in uporabnikom prihaja do izmenjave energije v obliki sil in gibanja. Tako tudi ločimo dva osnovna tipa haptičnih vmesnikov, ki sta med seboj dualna:

- impedančni haptični vmesnik, ki prikazuje sile in meri gibanje,
- admitančni haptični vmesnik, ki prikazuje gibanje in meri silo.

Haptični vmesnik je torej elektro-mehanska naprava, najpogosteje kar robot, zato pogosto izraz haptični vmesnik zamenjujemo z izrazom haptični robot [57]. Ta je v fizičnem stiku z uporabnikom, tako da prihaja do izmenjave energije v obliki sil in gibanja [4, 5].

2.1.1 Vodenje admitančnih haptičnih vmesnikov

Vodenje admitančnih haptičnih vmesnikov temelji na merjenju sil med uporabnikom in vrhom haptičnega robota ter prikazovanjem gibanja [21, 4, 82]. Vhod v haptično navidezno okolje je izmerjena sila, izhod pa pomik vrha haptičnega vmesnika. Okolje je modelirano z enačbami gibanja vrha haptičnega vmesnika in dinamičnimi modeli objektov, s katerimi je uporabnik v dotiku in z njimi manipulira.

Vhod v sistem je torej izmerjena sila F_{izm} , ki jo izvaja uporabnik na vrh haptičnega vmesnika. K tej sili se prištejejo sile predmetov navideznega okolja F_{virt} , ki so v interakciji z vrhom haptičnega vmesnika v navideznem okolju. Vsota vseh sil je vhod v enačbe

gibanja vrha, katerih rezultat je željeni pomik vrha robota. Te enačbe gibanja so admitanca navideznega okolja, saj je vhod v prenosno funkcijo sila, izhod pa pomik:

$$X(s) = Y(s)F_{izm}(s) = \frac{1}{ms^2 + bs + k}F_{izm}(s) \quad (2.1)$$

$$Y(s) = \frac{1}{ms^2 + bs + k}, \quad (2.2)$$

kjer je $X(s)$ transform pomika, $F_{izm}(s)$ transform izmerjene sile, $Y(s)$ admitanca navideznega haptičnega okolja, m navidezna masa, b navidezno dušenje ter k togost haptičnega okolja. Admitanca $Y(s)$ je preslikava med silo, ki je vhod, in pomikom, ki je izhod. Točneje je mehanska admitanca preslikava med silo in hitrostjo, in ne pomikom oziroma pozicijo, kot smo definirali admitanco $Y(s)$. Literatura, ki pa je vezana na haptične vmesnike in robote, pa je pri definiciji admitance nekonsistentna, in zasledimo lahko obe definiciji [4]. Kadar bomo uporabljali izraz admitanca bomo imeli v mislih definicijo *admitance* kot preslikave med silo in pomikom, kadar pa bomo uporabljali izraz *mehanska admitanca* pa bomo imeli v mislih definicijo admitance kot preslikave med silo in hitrostjo. Pogosto namesto admitance uporabljamo impedanco $Z(s)$, med njima pa obstaja zveza $Z(s) = \frac{1}{Y(s)}$. Impedanca preslika pomik objekta z impedanco $Z(s)$ v silo, ki je potrebna za ta pomik. Admitanca preslika silo, ki deluje na objekt z admitanco $Y(s)$, v njegov pomik.

Od tu naprej je vodenje admitančnega haptičnega vmesnika pozicijsko. Željeni položaj je referenca za regulator, izhodi so navori v sklepih haptičnega vmesnika, ki prikazuje pomik.

Admitančno vodeni vmesnik se uporablja, ko imamo sledeče zahteve [21, 4]:

- visoka strukturna togost mehanizma, da lahko pri velikih silah natančno prikazuje gibanje, še posebej v stiku s togimi objekti,
- delovno področje v velikosti delovnega področja roke,
- prikazovanje praznega prostora, ne da bi obremenjeval uporabnika,
- velika pasovna širina sistema, da lahko prikazuje prazen prostor in toge objekte, in da lahko natančno prikazuje prehodne pojave,
- čim manjši mrtvi hodi v sklepih mehanizma, veliki mrtvi hodi namreč povzročajo nezveznost haptične interakcije.

Ker je notranja regulacijska zanka v osnovi regulator pomika, je ta način primeren tudi za vodenje haptičnih vmesnikov osnovanih na industrijskih robotih.

Transparentnost

Kakovost haptične interakcije lahko opišemo s transparentnostjo, lastnostjo kako se sile in hitrosti prenašajo med uporabnikom in navideznim okoljem. V idealnih razmerah bi bile sile interakcije med haptičnim vmesnikom in uporabnikom enake silam, ki se izračunavajo v haptičnem navideznem okolju. Zaradi izgub v sklepih, omejene pasovne širine dinamičnih lastnosti sklepov manipulatorja, omejene pasovne širini regulatorjev in napak merjenja sil in hitrosti se sile oziroma gibanje, ki jih prikazuje haptični vmesnik, ne prenesejo verno do uporabnika. Navidezno okolje predstavlja preslikavo sil v gibanje (oziroma obratno pri impedančno vodenem haptičnemu vmesniku). S transparentnostjo pa ocenjujemo, kako se željeno gibanje haptičnega vmesnika, ki je izhod iz navideznega okolja, preslika preko regulatorja in mehanske strukture haptičnega vmesnika v dejansko gibanje, ki ga prikazuje haptični vmesnik uporabniku.

Transparentnost lahko ocenjujemo z Z-širino, ki je definirana kot dosegljivo območje impedanc oziroma admitanc, ki jih lahko haptični vmesnik prikazuje. V tem primeru nas zanima, kakšna sta največja in najmanjša admitanca, ki ju lahko haptični vmesnik prikazuje in kateri sklopi haptičnega vmesnika vplivajo nanju.

2.2 Stabilnost v odvisnosti od prijema

Krajše nestabilnosti haptičnega vmesnika močno vplivajo na kvaliteto prikaza navideznega okolja, trajna nestabilnost pa je nevarna tako za človeka kot tudi za opremo. Stabilnost haptičnih vmesnikov je zato pomembno področje raziskav in razvoja različnih načinov vodenja haptičnih vmesnikov. Haptični vmesnik mora biti stabilen za širok spekter impedanc navideznega okolja, od praznega prostora do togih sten, zato se prenosna funkcija celotnega sistema spreminja v širokem področju, kar zahteva posebne pristope k načrtovanju stabilnega vodenja haptičnih vmesnikov. Potrebno je namreč upoštevati zahtevo po čimbolj transparentnemu vodenju haptičnega vmesnika. Stabilnost vodenja po sili ni odvisna le od vzorčne frekvence regulacijske zanke in ojačenja, temveč tudi od lastnosti okolja (podajnosti oziroma togosti dotika) [79, 82].

Nestabilnost haptičnega vmesnika se izrazi kot oscilacije vrha robota, oscilacije lahko s časom zamrejo in haptični vmesnik se vrne v stabilni način delovanja, lahko pa se amplituda oscilacij povečuje, dokler robota ne ustavimo ali pa ga ustavijo varnostni mehanizmi vgrajeni v vodenje haptičnega vmesnika. Oscilacije ob prehodu iz stabilnega v nestabilno delovanje so splošna značilnost haptičnih vmesnikov ne glede na konstrukcijo [8, 9, 11, 10, 12, 5]. Pri admitančno vodenih haptičnih vmesnikih pride do nestabilnosti, ko je impedanca uporabnika

visoka (tog prijem) in impedanca navideznega okolja nizka (prazen prostor) [83, 11]. Pri analizi stabilnosti haptične interakcije je zato potrebno upoštevati uporabnika, ki je v stiku z robotom. Če želimo razumeti razloge, zakaj pride do nestabilnosti haptične interakcije [36], ga je potrebno vključiti v shemo vodenja.

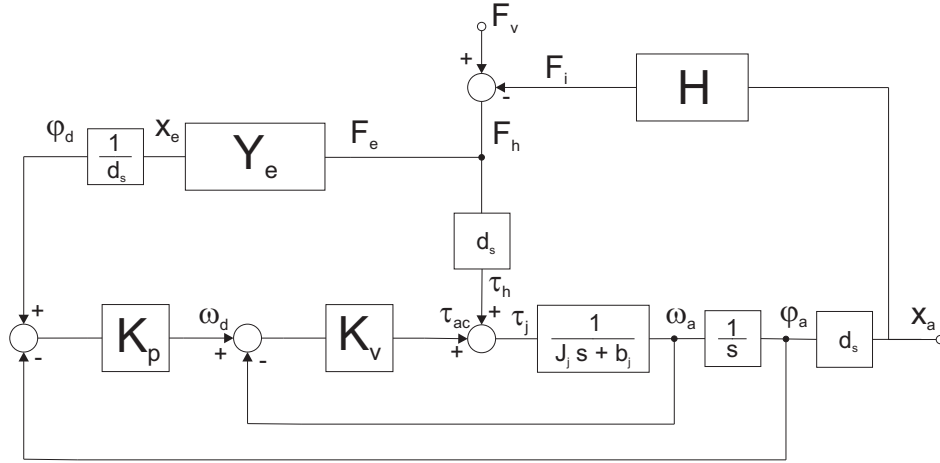
Dejstvo, da uporabnik s svojim prijemom lahko destabilizira sistem, je dobro znano, vendar pa v literaturi ni dostopnih eksperimentalnih podatkov o lastnostih prijema, ki privede do nestabilnosti haptične interakcije. Izhodišče raziskave, predstavljene v tem delu pričujočega dela, je vpliv prijema uporabnika na stabilnost haptičnega vmesnika. Opazovanja kažejo, da sila prijema, ki je manjša od kritične sile prijema ne povzroči nestabilnosti, medtem ko višja sila prijema od kritične sile prijema privede do nestabilnega delovanja haptičnega vmesnika pri istih parametrih vodenja in navideznega okolja. Prehod iz stabilnega delovanja v nestabilno je nenaden, pri čemer nestabilno delovanje spremljajo izrazite oscilacije haptičnega vmesnika. Iz meritev v razmerah nestabilnega delovanja je možno določiti tako kritično silo prijema F_c kot frekvenco oscilacij. Med silo prijema in biomehansko impedanco roke je znana zgolj relacija, da se s povečevanjem sile prijema povečuje tudi biomehanska impedanca [84]. Biomehanska impedanca roke je določena s togostjo K sklepov roke, ki se upira spremembi kota, dušenjem v sklepih in maso segmentov roke. Tako je pri majhni sili prijema biomehanska impedanca nizka, pri veliki sili prijema pa se biomehanska impedanca poveča.

Nestabilnost je preučevana tako eksperimentalno z dejanskim haptičnim vmesnikom in s simulacijo na modelu haptične interakcije. Analiza stabilnosti je bila opravljena z metodo diagrama lege korenov [85]. Predlagana je preprosta izboljšava vodenja haptičnega vmesnika. Predstavljeni so tudi rezultati izboljšanega vodenja in primerjani z uveljavljeno metodo za izboljšanje stabilnosti haptičnega vmesnika, metodo navidezne sklopitve [8].

2.2.1 Model haptične interakcije

Slika 2.1 prikazuje model haptične interakcije z eno prostostno stopnjo. Model vključuje uporabnika, navidezno okolje in enosegmentni admitančno vodeni haptični vmesnik. Sila F_h , ki jo izvaja uporabnik, je vsota hotene sile F_v in sile F_i , ki je odvisna od biomehanskih lastnosti roke in vzbujanja x_a . Biomehanske lastnosti roke uporabnika poenostavimo in jih modeliramo zgolj kot togost oziroma ojačenje $H(s) = K$ [86]. Model vključuje tudi predpostavko, da je roka uporabnika pasivna [87]. Vrednost togosti $H(s) = K$ je nizka takrat, ko uporabnik izvaja nizko silo prijema, in se povečuje, ko uporabnik silo prijema povečuje. Vrednost $H(s) = K$ je torej premosorazmerna z silo prijema. Sistem postane nestabilen, ko se vrednost parametra K poveča do vrednosti, ki potisne pole modela v desno polravnino

s-ravnine.



Slika 2.1: Model haptične interakcije z eno prostostno stopnjo. Model vključuje uporabnika, navidezno okolje in en segment admitančno vodenega haptičnega vmesnika.

Sila F_e je vhodna sila v navidezno okolje in je enaka sili F_h . Navor τ_j je vsota navora regulatorja τ_{ac} in navora τ_h , ki ga izvaja uporabnik na robotski mehanizem ($\tau_h = d_s F_h$, kjer je d_s dolžina segmenta). Kot ϕ_d je željeni kot, x_e je željen položaj ($\phi_d = \frac{1}{d_s} x_e$), x_a je dejanski položaj vrha haptičnega vmesnika in ϕ_a dejanski kot ($x_a = d_s \phi_a$). Admitanca navideznega okolja Y_e je sestavljena iz navidezne mase m_e in navideznega dušenja b_e :

$$Y_e = \frac{x_e}{F_e} = \frac{1}{m_e s^2 + b_e s}. \quad (2.3)$$

Prenosna funkcija $\widehat{Y}_e$ predstavlja admitanco, ki jo čuti uporabnik kot admitanco vrha pri dani admitanci navideznega okolja Y_e :

$$\widehat{Y}_e(s) = \frac{x_a}{F_h} = \frac{d_s^2 + K_v K_p Y_e}{Z_j s + K_v s + K_v K_p} = \quad (2.4)$$

$$= \frac{d_s^2}{Z_j s + K_v s + K_v K_p} + R Y_e, \quad (2.5)$$

$$\text{kjer je } R(s) = \frac{K_v K_p}{Z_j s + K_v s + K_v K_p},$$

kjer sta K_p in K_v ojačenji vodenja, Z_j predstavlja dinamiko segmenta manipulatorja ($Z_j = J_j s + b_j$, J_j je vztrajnost segmenta, b_j dušenje v sklepu), d_s je dolžina segmenta. Čas vzorčenja je $250 \mu s$, časovne konstante modela pa so večje od 10 ms , zato lahko blok zadrževalnik (ang. sample and hold) izpustimo [88]. V primeru idealnega haptičnega vmesnika, bi bila admitanca $\widehat{Y}_e(s)$ kar enaka admitanci navideznega okolja $Y_e(s)$.

Prvi del zapisa (2.5), ki je prenosna funkcija $\frac{d_s^2}{Z_j s + K_v s + K_v K_p}$, predstavlja mehansko sklopitev med uporabnikom in mehansko strukturo haptičnega vmesnika (robotsko roko). Drugi del zapisa (2.5), ki je prenosna funkcija RY_e , je admitanca navideznega okolja preslikana prek $R(s)$, ki je model enosegmentnega haptičnega vmesnika sestavljenega iz kaskade pozicijsko-hitrostnega regulatorja in modela sklepa Z_j .

Minimalna admitanca vrha, ki jo lahko haptični vmesnik prikazuje, je sledeča:

$$\widehat{Y}_{e,min}(s) = \widehat{Y}_e(s)|_{Y_e \rightarrow 0} = \frac{d_s^2}{Z_j s + K_v s + K_v K_p}. \quad (2.6)$$

Admitanca $Y_e \rightarrow 0$ je dosežena z zelo visokimi vrednostimi parametrov navideznega okolja ($m_e \rightarrow \infty$, $b_e \rightarrow \infty$; visoka navidezna masa in zelo dušen navidezni prostor, kar je nasprotje navideznega praznega prostora). Na minimalno admitanco navideznega okolja bo vplivala mehanska sklopitev med uporabnikom in mehansko strukturo haptičnega vmesnika.

Maksimalna admitanca vrha, ki jo lahko haptični vmesnik prikazuje, je sledeča:

$$\widehat{Y}_{e,max}(s) = \widehat{Y}_e(s)|_{Y_e \rightarrow \infty} \rightarrow \infty. \quad (2.7)$$

Haptični vmesnik lahko prikazuje poljubno nizke impedance $Z_e = \frac{1}{Y_e}$ praznega prostora. Prikazovanje poljubno nizke impedance prostora z dejanskim admitančno vodenim haptičnim vmesnikom je omejeno s stabilnostjo haptične interakcije. Na transparentnost prikazovanja praznega prostora bo vplivala prenosna funkcija $R(s)$, ki je sestavljena iz modela dinamike segmenta in pozicijsko-hitrostnega regulatorja.

Do nestabilnega delovanja haptičnega vmesnika bo prišlo, ko je admitanca navideznega okolja Y_e visoka [11], oziroma ko je impedance navideznega okolja $Z_e = \frac{1}{Y_e}$ nizka. Ojačeni pozicijsko-hitrostnega regulatorja K_v and K_p sta visoki, kar je običajno za admitančno vodeni haptični vmesnik. Ker je tudi delovno področje robota manjše od 1 metra ($d_s^2 < 1$), $K_v K_p Y_e$ del zapisa (2.4) prevlada nad d_s^2 delom zapisa (2.4). Zapis (2.5) lahko zato poenostavimo. Ker smo privzeli, da je uporabnik modeliran kot $H(s) = K$, se celotna odprtozančna prenosna funkcija $\widehat{Y}_e(s)H(s)$ glasi:

$$\widehat{Y}_e(s)H(s) = K \frac{K_v K_p Y_e}{Z_j s + K_v s + K_v K_p} = KRY_e, \quad (2.8)$$

zaprtizančna prenosna funkcija pa:

$$x_a = \frac{\widehat{Y}_e(s)}{1 + \widehat{Y}_e(s)H(s)} F_v, \quad (2.9)$$

kjer je x_a dejanska lega vrha haptičnega vmesnika, F_v je hotena sila, ki jo na vrh haptičnega vmesnika izvaja uporabnik. Prenosna funkcija $\widehat{Y}_e(s)$ se nahaja v direktni veji, prenosna

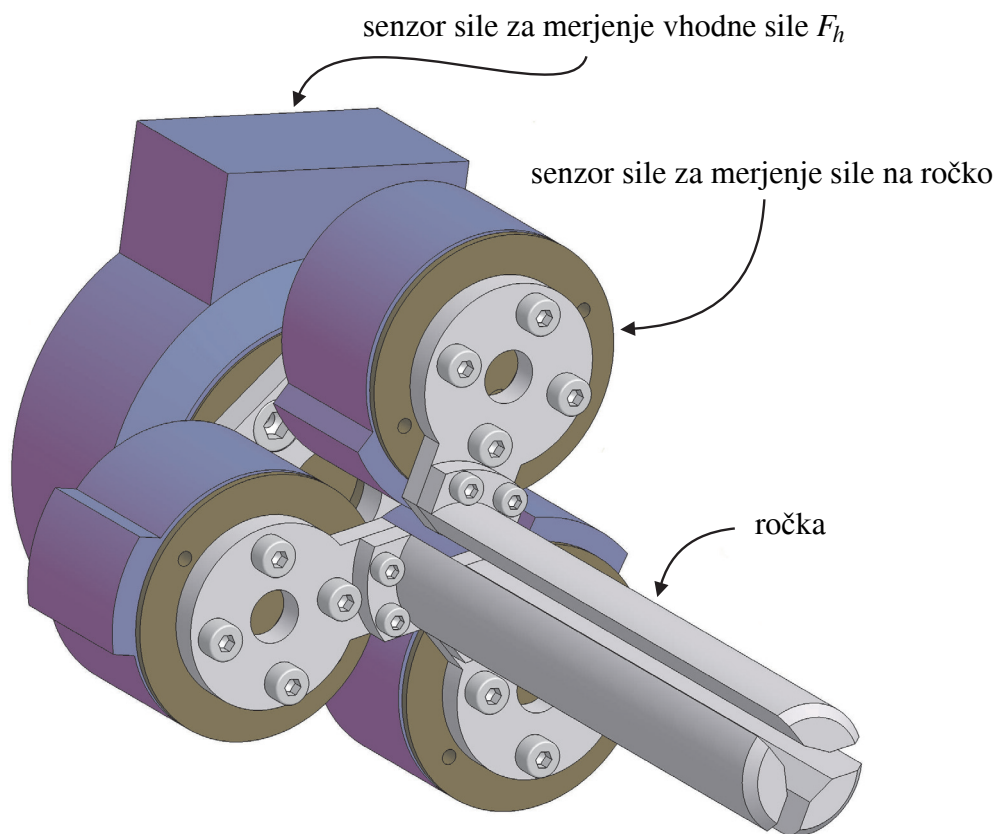
funkcija $H(s)$ pa v povratni zanki.

2.2.2 Haptični vmesnik

V študiji je bil uporabljen splošno namenski haptični vmesnik z industrijskim robotom Stäubli RX90, ki je bil razvit v Laboratoriju za robotiko in biomedicinsko tehniko [21]. Velikost delovnega področja robota se okvirno sklada z velikostjo delovnega področja roke. Vodenje je izvedeno z lastnim regulatorjem, ki temelji na operacijskem sistemu RTLinux. Zanka vodenja se izvaja na osebnem računalniku z vzorčno frekvenco zanke vodenja 4 kHz .

2.2.3 Merilni sistem

Za študij stabilnosti, predstavljen v tem delu pričujočega dela, je bilo razvito posebno držalo, ki omogoča merjenje sile prijema uporabnika (slika 2.2).



Slika 2.2: Sistem za merjenje sile prijema in vhodne sile v sistem F_h .

Ročaj je sestavljen iz treh enakih ročk, ki skupaj tvorijo ročaj valjaste oblike. Vsaka ročka je pritrjena na svoj senzor za merjenje sil proizvajalca JR3 Inc, ki omogoča široko področje merjenja sile prijema (0-260 N). Simetrična razporeditev ročk omogoča merjenje sile stiska

neodvisno od položaja dlani na ročaju [89]. Sila na vsako ročko je pretvorjena v radialno in tangencialno komponento, s seštevkom radialnih komponent z vseh treh senzorjev sil pa dobimo silo prijema. Sistem za merjenje sile prijema je dovolj robusten za merjenje sile prijema v pogojih izzvane nestabilnosti. Na vrhu robota je pritrjen še dodaten senzor sile, ki meri kontaktno silo F_h in je nameščen med vrh robota in držalo.

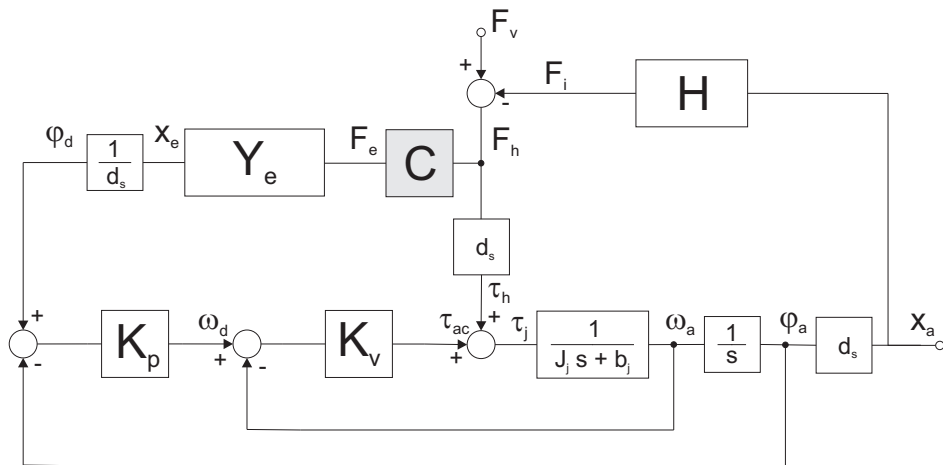
2.2.4 Metode za izboljšanje stabilnosti haptičnih vmesnikov

V nadaljevanju bomo predstavili dve metodi za izboljšanje stabilnosti haptičnih vmesnikov: kompenzatorski filter vhodne sile in navidezno sklopitev. Poleg lastnega načina izboljšanja stabilnosti haptične interakcije, kompenzatorskega filtra vhodne sile, smo uporabili še preverjeno metodo za izboljšanje stabilnosti haptični vmesnikov: navidezno sklopitev [8, 5].

Kompenzatorski filter vhodne sile

Slika 2.3 prikazuje model haptične interakcije s kompenzatorskim filtrom $C(s)$ vključenim v model. Kompenzatorski filter $C(s)$ je postavljen med signala F_h in F_e , zato je vezan zaporedno z admitanco navideznega okolja $Y_e(s)$ ter $R(s)$. Prenosna funkcija $\hat{Y}_e$ z vključenim kompenzatorskim filtrom C in pri dani admitanci navideznega okolja Y_e se glasi:

$$\hat{Y}_e(s) = \frac{K_v K_p C Y_e}{Z_j s + K_v s + K_v K_p} = R C Y_e \quad (2.10)$$



Slika 2.3: Model haptične interakcije z eno prostostno stopnjo in kompenzatorskim filtrom C , ki je postavljen med signala F_h in F_e .

Izhodišče za izvedbo kompenzatorskega filtra je izraz (2.10) ki je izpeljan iz izraza (2.5). Prenosna funkcija $R(s)$ je model enosegmentnega admitančno vodenega haptičnega vmesnika, ki je sestavljen iz kaskade pozicijsko-hitrostnega regulatorja in modela manipulatorja

Z_j . Da bi dosegli stabilnost v čim širših pogojih in transparentnost, mora biti $R(s)C(s)$ blizu 1, saj bo tako $\widehat{Y}_e(s) \approx Y_e$, s čimer se bomo približali idealnemu haptičnemu vmesniku. Ker ima prenosna funkcija $R(s)$ več polov kot ničel, bi bil filter $C(s) = \frac{1}{R(s)}$ fizično neizvedljiv [90]. Da bi bil filter $C(s)$ izvedljiv, smo za filter predpostavili sledečo obliko:

$$\begin{aligned} C(s) &= \frac{\omega_c^2}{\frac{K_v K_p}{J}} \frac{s^2 + \frac{K_v + b}{J}s + \frac{K_v K_p}{J}}{s^2 + 2\zeta_c \omega_c s + \omega_c^2} = \\ &= \frac{\omega_c^2}{\omega_h^2} \frac{s^2 + 2\zeta_h \omega_h s + \omega_h^2}{s^2 + 2\zeta_c \omega_c s + \omega_c^2}, \end{aligned} \quad (2.11)$$

kjer ω_c določa pasovno širino modeliranega haptičnega vmesnika. Vrednosti parametrov so zbrane v tabeli 2.1. V primeru izvedbe filtra na dejanskem sistemu naj bo ω_c izbrana tako, da bo višja od ω_h prenosne funkcije $R(s)$. Tako bo veljalo $R(s)C(s) \approx 1$ za $\omega < \omega_c$, kar izboljša transparentnost haptičnega vmesnika. $R(s)C(s)$ tako dobi naslednjo obliko:

$$R(s)C(s) = \frac{\omega_c^2}{s^2 + 2\zeta_c \omega_c s + \omega_c^2}. \quad (2.12)$$

Tabela 2.1: Vrednosti parametrov uporabljenih v simulaciji ter vrednosti kompenzatorskega filtra vhodne sile in navidezne sklopitve.

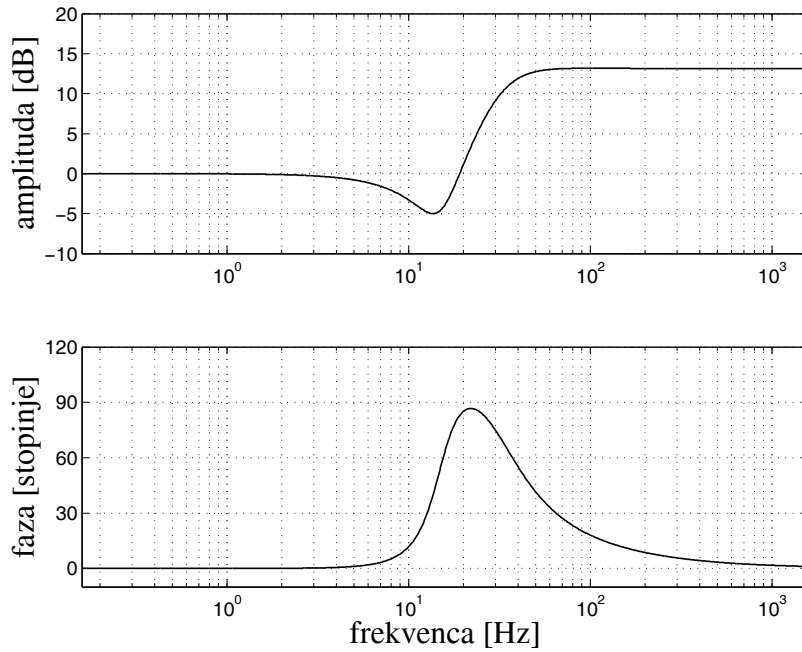
J_j [Nms ² rad ⁻¹]	b_j [Nms rad ⁻¹]	K_p	K_v
2.77	7.00	194.87	126.27
ω_h [rads ⁻¹]	ζ_h	ω_c [rads ⁻¹]	ζ_c
93.9	0.283	200.0	0.600

Slika 2.4 prikazuje Bodejev diagram kompenzatorskega filtra vhodne sile $C(s)$. Pozitivna faza filtra $C(s)$ dvigne fazo celotnega sistema, dodatno dušenje pa potisne nestabilne pole v levo polravnino ravnine s in s tem izboljša stabilnost sistema. Ojačenje filtra pri visokih frekvencah je odvisno od razmerja mejnih frekvenca števca in imenovalca.

Celotna odprtozančna prenosna funkcija $\widehat{Y}_e(s)H(s)$ z vključenim kompenzatorskim filtrom C , se glasi:

$$\widehat{Y}_e(s)H(s) = K \frac{K_v K_p C Y_e}{Z_j s + K_v s + K_v K_p} = K R C Y_e \quad (2.13)$$

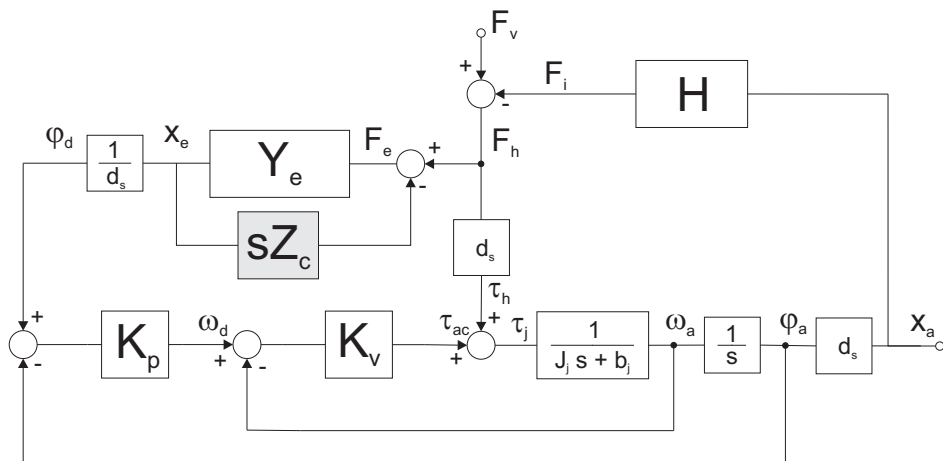
Kompenzatorski filter vpliva na preslikavo admitance navideznega okolja preko prenosne funkcije $R(s)C$, torej na transparentnost haptičnega vmesnika. Na minimalno in maksimalno admitanco vrha in torej tudi Z -širino haptičnega vmesnika pa kompenzatorski filter ne vpliva.



Slika 2.4: Bodejev diagram kompenzatorskega filtra

Navidezna sklopitev

V tem delu bomo na kratko opisali navidezno sklopitev Z_c , ki je bolj natančno opisana v [8, 4]. Oblika in izvedba, ki smo jo uporabili v naši študiji, natančno sledi postopku izvedbe opisani v [8]. Slika 2.5 prikazuje model haptične interakcije z navidezno sklopitvijo Z_c vključeno v model.



Slika 2.5: Model haptične interakcije z eno prostostno stopnjo in navidezno sklopitvijo Z_c .

$$Z_c = \frac{1}{\frac{1}{b_c} + \frac{1}{m_c s}} = \frac{m_c b_c s}{m_c s + b_c}, \quad (2.14)$$

$$F_e = F_h - Z_c v_e = F_h - Z_c s x_e. \quad (2.15)$$

Enačba (2.14) podaja impedančno funkcijo navidezne sklopitve, medtem, ko enačba (2.15) podaja zvezo med silo na vhodu v sistem F_h in silo na vhodu v navidezno okolje F_e .

$$\begin{aligned} \widehat{Y}_e(s) &= \frac{d_s^2}{Z_j s + K_v s + K_v K_p} + \frac{K_v K_p}{Z_j s + K_v s + K_v K_p} \frac{Y_e}{1 + Z_c s Y_e} = \\ &= \frac{d_s^2}{Z_j s + K_v s + K_v K_p} + R \frac{Y_e}{1 + Z_c s Y_e}. \end{aligned} \quad (2.16)$$

Navidezna sklopitev ne vpliva na minimalno admitanco vrha, ki jo lahko admitančni haptični vmesnik z navidezno sklopitvijo prikazuje. Na maksimalno admitanco pa navidezna sklopitev vpliva:

$$\widehat{Y}_{e,max}(s) = \widehat{Y}_e(s)|_{Y_e \rightarrow \infty} = \frac{d_s^2}{Z_j s + K_v s + K_v K_p} + R \frac{1}{Z_c s}. \quad (2.17)$$

Navidezna sklopitev vpliva na Z-širino admitančnega haptičnega vmesnika [8].

2.2.5 Protokol meritev

Za vsakega od parametrov navideznega okolja (m_e in b_e) je bila opravljena serija meritev. V vsaki od serij je imel eden od parametrov stalno vrednost, drugega pa smo spreminjali:

- Serija spreminjanja vrednosti navidezne mase: masa navideznega okolja m_e se giblje v intervalu 0.1-1.5 kg, vrednost dušenja navideznega okolja pa je $b_e = 50 \frac{\text{Ns}}{\text{m}}$.
- Serija spreminjanja vrednosti navideznega dušenja: dušenje navideznega okolja b_e se giblje v intervalu 2-50 $\frac{\text{Ns}}{\text{m}}$, vrednost navidezne mase pa je $m_e = 1.5 \text{ kg}$.

Tabela 2.2 podaja posamične vrednosti parametrov navideznega okolja v vsaki od serij.

Tabela 2.2: Vrednosti parametrov navideznega okolja za posamezne serije. N - brez dodatkov za izboljšanje stabilnosti, C - kompenzatorski filter, VC - navidezna sklopitev.

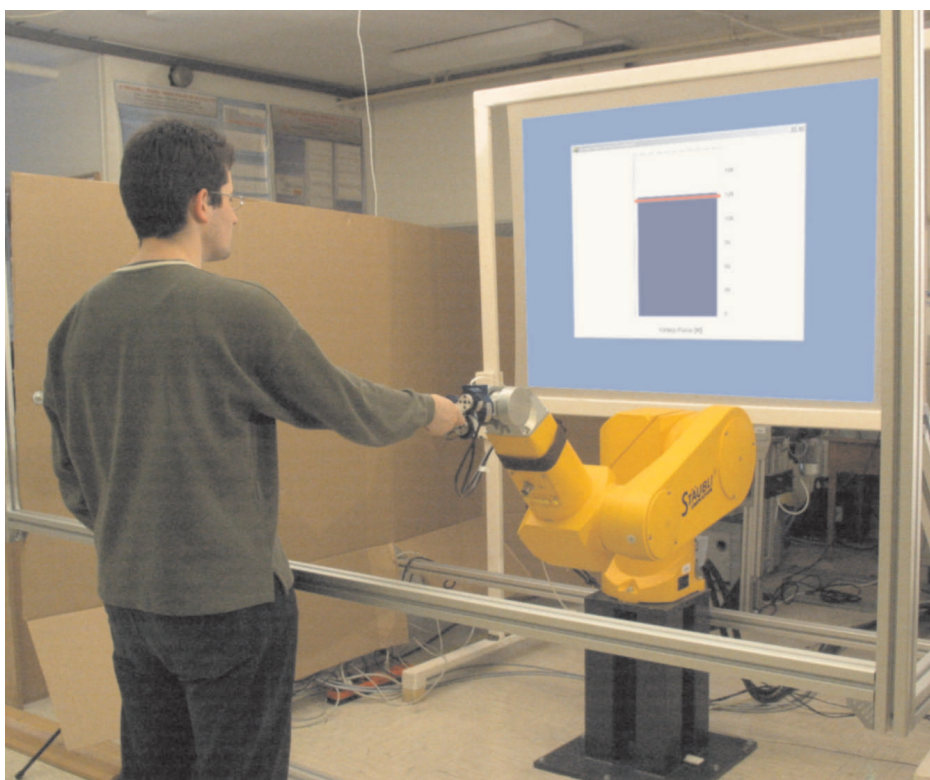
navidezna masa m_e [kg], $b_e = 50 \frac{\text{Ns}}{\text{m}}$									
N	0.25	0.50	0.60	0.80	0.90	0.95	1.00	1.20	1.50
C	0.10	0.25	0.50	0.60					
VC	0.10	0.25	0.50	0.75					

navidežno dušenje b_e [$\frac{\text{Ns}}{\text{m}}$], $m_e = 1.5 \text{ kg}$									
N	5	15	20	25	30	35	40	45	50
C	2	5	10	15	20	30	32		
VC	2	5	10	15	20	30	40	42	

Za vsako kombinacijo vrednosti parametrov navideznega okolja smo po korakih povečevali silo, do vrednosti sile prijema, pri kateri je haptični vmesnik postal mejno stabilen (oscilacije veličine x_a s konstantno amplitudo). Sila prijema, pri kateri je haptični vmesnik mejno stabilen, je kritična vrednost sile prijema F_c . Prehod iz stabilnega v mejno stabilno stanje je bil nenaden, spremljale pa so ga izrazite oscilacije.

Uporabnik je imel pred seboj postavljeno platno, na katerega smo sproti prikazovali informacijo o velikosti sile prijema. Velikost sile prijema je bila prikazana z modrim stolpcem oziroma z njegovo višino. Željena sila prijema je bila označena z rdečo črto na določeni višini, ki je sovpadala z željeno silo prijema. Na ta način je lahko uporabnik, ko je haptični vmesnik premikal s počasnimi gibi, zadrževal silo prijema pri konstantni vrednosti. Slika 2.6 prikazuje eksperimentalno okolje. Okolje je zgrajeno okoli haptičnega vmesnika, ki temelji na industrijskem robotu Stäubli RX90. Robot Stäubli RX90 je postavljen v robotski celici. Za robotsko roko je postavljeno platno, na katerem je projicirana vizualna reprezentacija sile

prijema. Uporabnik stoji izven robotske celice in drži sistem za merjenje sile prijema, ki je pritrjen na vrh haptičnega vmesnika. Posamezen test je trajal 10 sekund in, če je haptični vmesnik ostal stabilen, smo meritev ustavili in dvignili referenčno silo prijema za 5 N. Ko je bila določena kritična sila prijema F_c za dano kombinacijo parametrov navideznega okolja, smo povečali vrednost parametra, ki smo ga v dani seriji spreminjali (pri seriji navidezne mase smo povečali vrednost navidezne mase m_e , pri seriji navideznega dušenja pa vrednost navideznega dušenja b_e). Opisani postopek smo ponovili za vsako kombinacijo parametrov iz tabele 2.2, rezultat pa je kritična sila prijema za vsako kombinacijo parametrov.



Slika 2.6: Slika prikazuje eksperimentalno okolje s haptičnim vmesnikom, ki temelji na industrijskem robotu Stäubli RX90.

Po opisanem postopku smo najprej določili vrednosti kritične sile prijema F_c za posamezne kombinacije prijema v načinu delovanja brez dodatkov za izboljšanje stabilnosti haptičnega vmesnika (način brez dodatkov za izboljšanje stabilnosti). Meritve smo ponovili še za način z dodanim kompenzatorskim filtrom vhodne sile in način z dodano navidezno sklopitvijo.

Pri meritvah je sodelovala ista oseba. Oseba je bila dobro seznanjena z delovanjem haptičnih vmesnikov in ni imela zdravstvenih težav ali poškodb.

Navidezno okolje, kompenzatorski filter vhodne sile in navidezna sklopitev so bili izvedeni kot diskretni filtri, ki smo jih izpeljali iz zveznih oblik zapisov (zapis (2.3), (2.11) in (2.14)) z bilinearno (Tustinovo) transformacijo. Filtri so bili vključeni v glavni kontrolni

zanki, ki je tekla v realnem času. Simulacije so bile opravljene v Matlabu z uporabo dodatka Control System Toolbox. Vsak blok prikazan na sliki 2.1 je bil izveden kot zvezni LTI model.

2.2.6 Rezultati

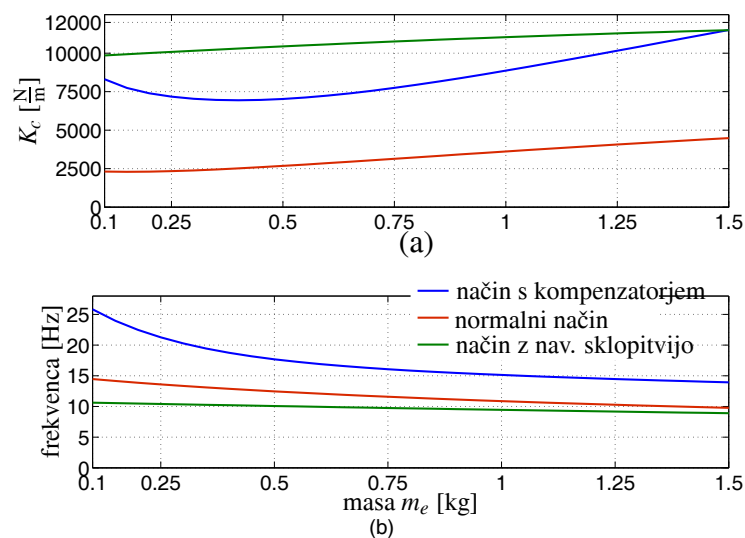
Analiza stabilnosti sistema s pomočjo modela

Stabilnost sistema je bila analizirana z metodo diagrama lege korenov. Tabela 2.3 podaja vrednosti parametrov, ki smo jih uporabili v simulaciji ter vrednosti parametrov kompenzatorskega filtra vhodne sile in navidezne sklopitve.

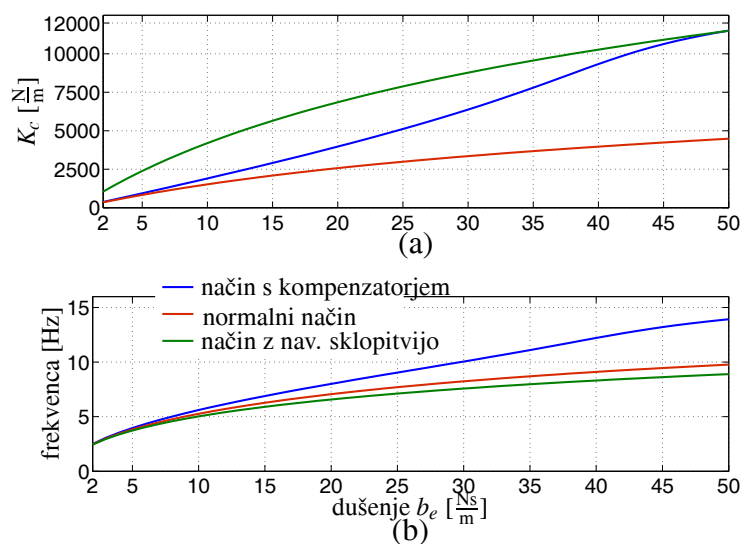
Določene so bile vrednosti togosti prijema K , pri katerih zaprtozančni model haptične interakcije postane nestabilen. Te vrednosti smo poimenovali kritična vrednost togosti prijema K_c . Sliki 2.7(a) in 2.8(a) prikazujeta vrednosti K_c za sistem brez dodatkov za izboljšanje stabilnosti (rdeča črta, zapis (2.8)), za sistem z dodanim kompenzatorskim filtrom vhodne sile (modra črta) in sistem z dodano navidezno sklopitvijo (zelena črta). Rezultati simulacije kažejo, da se vrednost togosti prijema K večinoma nahaja v intervalu $1000 - 10000 \frac{\text{N}}{\text{m}}$ (glej sliki 2.7(a) in 2.8(a)). Sliki 2.7(b) in 2.8(b) prikazujeta grafa frekvenc oscilacij. Tako kritična vrednost togosti prijema K_c kot tudi frekvenca oscilacij sta odvisni od parametrov navideznega okolja m_e in b_e .

Tabela 2.3: Vrednosti parametrov uporabljenih v simulaciji ter vrednosti kompenzatorskega filtra vhodne sile in navidezne sklopitve.

J_j [Nms ² rad ⁻¹]	b_j [Nmsrad ⁻¹]	K_p	K_v
2.77	7.00	194.87	126.27
ω_h [rads ⁻¹]	ζ_h	ω_c [rads ⁻¹]	ζ_c
93.9	0.283	200.0	0.600
m_c [kg]	b_c [Ns m ⁻¹]	d_s [m]	
3	550	0.45	



Slika 2.7: Rezultati analize stabilnosti modela haptične interakcije. Modra črta - sistem z dodanim kompenzatorskim filtrom vhodne sile, rdeča črta - sistem brez dodatkov za izboljšanje stabilnosti, zelena črta - sistem z dodano navidezno sklopitvijo: parametra (a) K_c in (b) frekvenca oscilacij v odvisnosti od m_e .

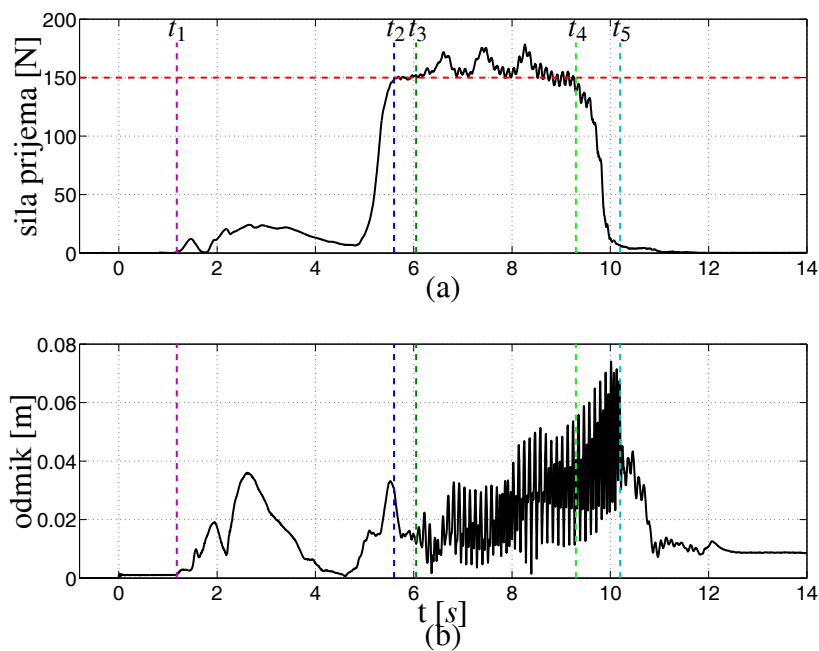


Slika 2.8: Rezultati analize stabilnosti modela haptične interakcije. Modra črta - sistem z dodanim kompenzatorskim filtrom vhodne sile, rdeča črta - sistem brez dodatkov za izboljšanje stabilnosti, zelena črta - sistem z dodano navidezno sklopitvijo: parametra (a) K_c in (b) frekvenca oscilacij v odvisnosti od b_e .

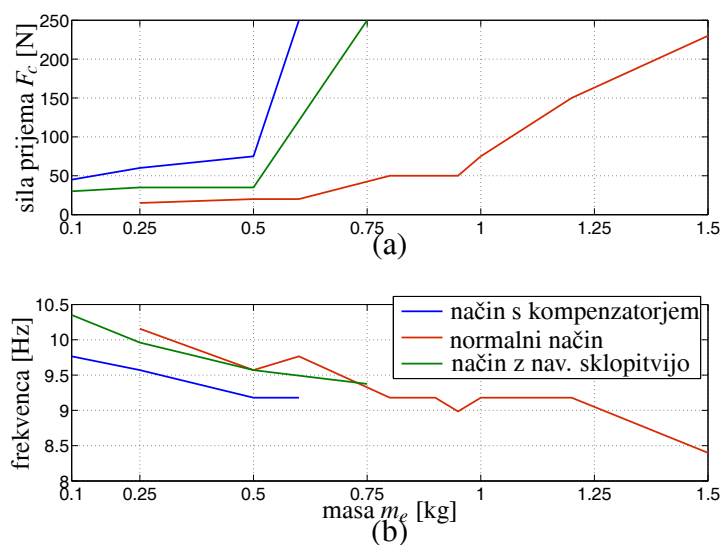
Eksperimentalni rezultati

Eksperimenti so bili opravljeni na dejanskem haptičnem vmesniku, da bi eksperimentalno opisali pogoje nestabilnosti haptične interakcije. Eksperimenti so bili opravljeni s sistemom brez dodatkov za izboljšanje stabilnosti, s sistemom z dodanim kompenzatorskim filtrom vhodne sile in s sistemom z dodano navidezno sklopitvijo.

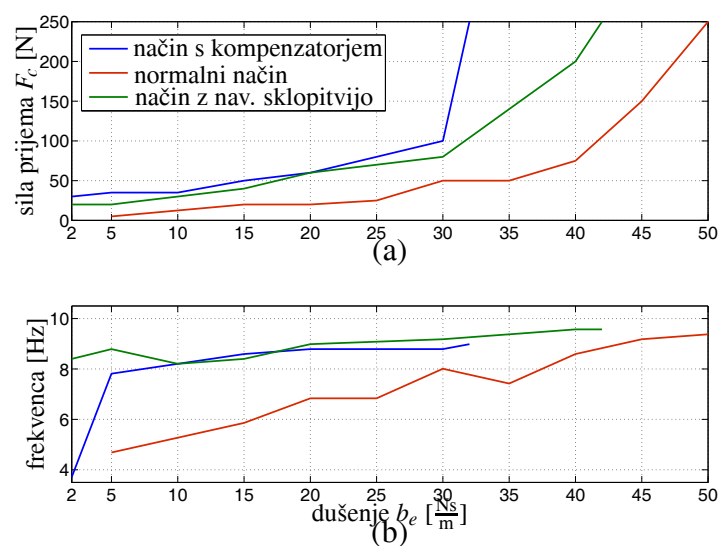
Slika 2.9 prikazuje grafa sile prijema (slika 2.9(a)) in pozicije vrha (2.9(b)) v pogojih nestabilnega delovanja, ko je sila prijema dosegla kritično vrednost $F_c = 150$ N ($m_e = 1.5$ kg, $b_e = 45 \frac{\text{Ns}}{\text{m}}$ pri normalnem načinu). Pri $t_1 = 1.2$ s je uporabnik prijel za ročaj, pri $t_2 = 5.6$ s je bila dosežena kritična vrednost sile prijema in pri $t_3 = 6.1$ s je haptični vmesnik postal nestabilen. Pri $t_4 = 9.3$ s je uporabnik začel zmanjševati silo prijema in pri $t_5 = 10.2$ s je haptični vmesnik ponovno postal stabilen. Sliki 2.10 in 2.11 prikazujeta izmerjene vrednosti kritične sile prijema F_c in frekvence oscilacij.



Slika 2.9: Poskus, pri katerem je prišlo do nestabilnosti haptične interakcije. Podsvlika (a) prikazuje silo prijema, podsvlika (b) pa pozicijo vrha haptičnega vmesnika.



Slika 2.10: Eksperimentalni rezultati analize stabilnosti. Modra črta - sistem z dodanim kompenzatorskim filtrom vhodne sile, rdeča črta - sistem brez dodatkov za izboljšanje stabilnosti, zelena črta - sistem z dodano navidezno sklopitvijo: parametra (a) F_c in (b) frekvenca oscilacij v odvisnosti od m_e .



Slika 2.11: Eksperimentalni rezultati analize stabilnosti. Modra črta - sistem z dodanim kompenzatorskim filtrom vhodne sile, rdeča črta - sistem brez dodatkov za izboljšanje stabilnosti, zelena črta - sistem z dodano navidezno sklopitvijo: parametra (a) F_c in (b) frekvenca oscilacij v odvisnosti od b_e .

Primerjava rezultatov simulacije in eksperimentov

Tako F_c kot K_c se povečujeta za vse načine delovanja (sliki 2.7(a) in 2.10(a)) z večanjem vrednosti navidezne mase m_e . Do odstopanja od tega pravila pride pri simulaciji v načinu z dodanim kompenzatorskim filtrom vhodne sile, kjer se K_c najprej zmanjšuje, potem pa se od vrednosti $m_e = 0.4$ kg z večanjem m_e povečuje. Primerjava slik 2.7(b) in 2.10(b) pokaže, da se frekvenca z večanjem m_e znižuje tako pri simulaciji kot v eksperimentalnih pogojih.

V primeru frekvenc oscilacij se kažejo neskladnosti med eksperimentalnimi rezultati in rezultati simulacije. Rezultati simulacije kažejo, da so frekvence oscilacij sistema z dodanim kompenzatorskim filtrom vhodne sile precej višje od frekvenc oscilacij sistema z dodano navidezno sklopitvijo, medtem ko so izmerjene frekvence za vse tri načine približno enake.

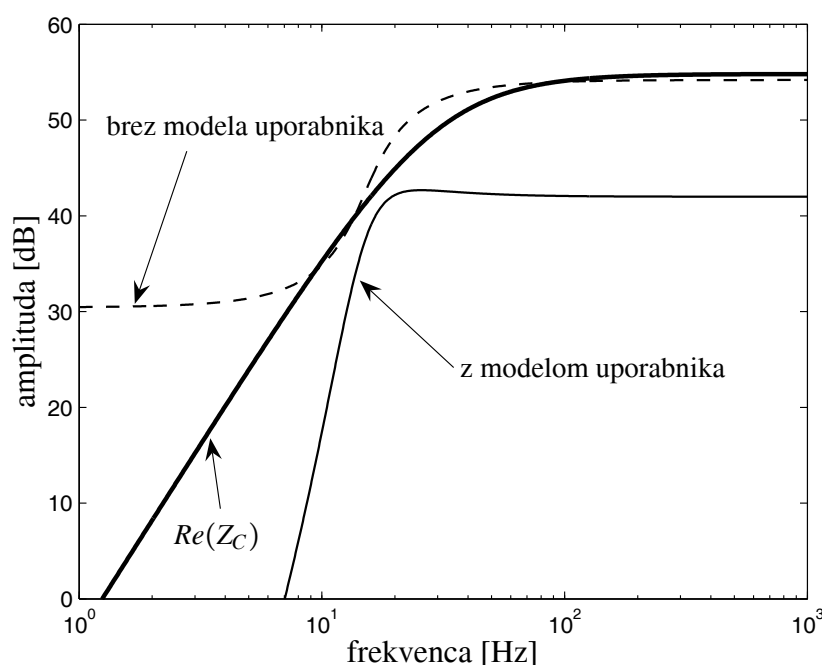
Primerjava slik 2.8 in 2.11 pokaže, da se F_c in K_c povečujeta z večanjem vrednosti b_e , prav tako pa se višajo vrednosti frekvenc oscilacij z večanjem vrednosti b_e tako v eksperimentalnih pogojih kot pri simulaciji. Do manjših odklonov od tega trenda prihaja pri frekvenci oscilacij (slika 2.11(b)), saj je za primer frekvenca oscilacij sistema brez dodatkov za izboljšanje stabilnosti pri $b_e = 30 \frac{\text{Ns}}{\text{m}}$ višja kot pri $b_e = 35 \frac{\text{Ns}}{\text{m}}$. Podobna odstopanja kot smo jih lahko opazili pri frekvencah oscilacij pri seriji navidezne mase se pojavijo tudi pri seriji meritev s sistemom z navidezno sklopitvijo. Pri meritvah v eksperimentalnih pogojih pri načinih s kompenzatorskim filtrom in navidezno sklopitvijo so si frekvence ponovno podobne, frekvence oscilacij za normalni način pa so nižje od frekvenc oscilacij pri ostalih dveh načinih.

2.2.7 Odvisnost stabilnosti haptične interakcije od parametrov navideznega okolja

V pogojih simulacije navidezna sklopitev dosega boljše rezultate pri izboljšanju stabilnosti kot kompenzatorski filter, v eksperimentalnih pogojih pa se bolje izkaže kompenzatorski filter. Kompenzatorski filter je zasnovan tako, da kompenzira pole, ki jih v sistem prinašata dinamika sklepa in pozicijsko-hitrostni regulator. Navidezna sklopitev pa zagotavlja brezpogojno stabilnost celotnega sistema z Llewellynovim stabilnostnim kriterijem [8, 4]. Vendar pa nekateri haptični vmesniki oziroma modeli haptičnih vmesnikov že v osnovi ne omogočajo zadostitve Llewellynovega stabilnostnega kriterija le z navidezno sklopitvijo. Ilustrirajmo to z naslednjim primerom.

Parametri navidezne sklopitve so bili izbrani tako, da zadostijo Llewellynovemu stabilnostnemu kriteriju za model haptične interakcije z modelom uporabnika povzetim po [91]. Adams in Hannaford [8] ugotavljata namreč, da konzervativni pristop k načrtovanju navidezne sklopitve, ki upošteva nerazumni nivo interakcije uporabnika s haptičnim vmes-

nikom, pripelje do parametrov navidezne sklopitve, ki močno vplivajo na kakovost prikaza navideznih okolij. Slika 2.12 prikazuje levo in desno stran Llewellynove neenakosti. Sistem zadosti Llewellynov stabilnostni kriterij, če je krivulja leve strani Llewellynove neenakosti (polna odebeljena črta na sliki 2.12) večja od krivulje desne strani Llewellynove neenakosti. Llewellynova neenakost in s tem Llewellynov stabilnostni kriterij sta zagotovljena za model haptičnega vmesnika z modelom uporabnika (polna črta na sliki 2.12), ne pa tudi za model haptičnega vmesnika brez modela človeka (črtkana črta na sliki 2.12). Napaka, ki jo pri tem storijo avtorji je, da kljub temu, da so v model vključili uporabnika s točno določeno impedanco, še vedno govorijo o haptičnem vmesniku in ne o haptični interakciji. Haptična interakcija je seveda za določene impedance uporabnika stabilna, pri določenih vrednostih pa pride do nestabilnosti. Sliki 2.7(a) in 2.8(a), zelena črta, prikazujejo najvišjo vrednost togosti K , pri kateri je model stabilen. Model navidezne sklopitve, ki je predlagan v [8], ne zadosti Llewellynovemu stabilnostnemu kriteriju za model admitančnega haptičnega vmesnika, ki smo ga uporabljali pri naši študiji, kar je tudi glavni vzrok, da se v eksperimentalnih pogojih izkaže slabše kot kompenzatorski filter. Navidezna sklopitev sicer velja za metodo, ki vedno lahko zagotovi Llewellynov stabilnostni kriterij, vendar v literaturi avtorji uporabljajo preenostavne modele admitančnih haptičnih vmesnikov.



Slika 2.12: Llewellynov stabilnostni kriterij za admitančni haptični vmesnik; leva stran Llewellynove neenakosti ($Re(Z_C)$, odebeljena črta) in desna stran Llewellynove neenakosti z modelom uporabnika (polna črta) in brez (črtkana črta) modela uporabnika.

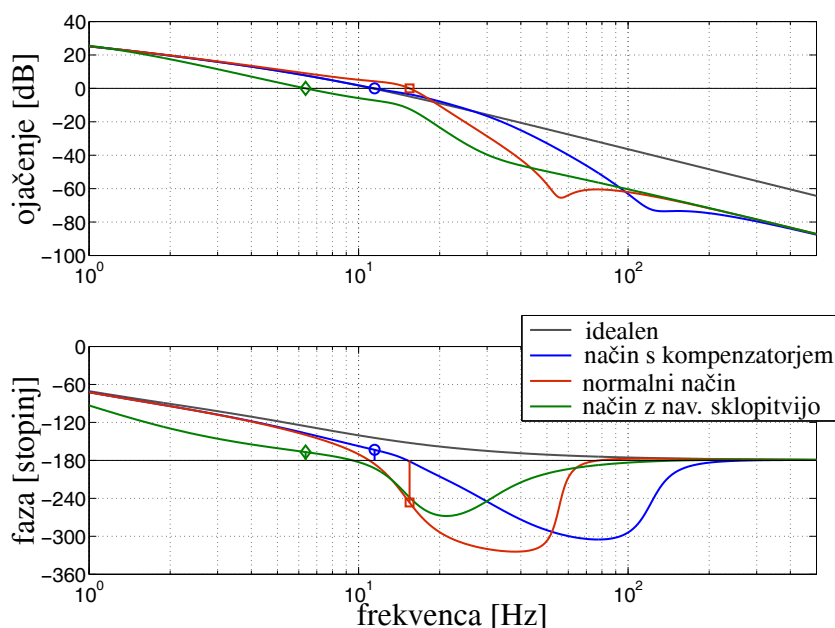
Glavni razlogi, da med eksperimentalnimi rezultati in rezultati simulacije prihaja do razlik, so:

- Kompleksna kinematika haptičnega vmesnika. Industrijski robot Stäubli RX90 je antropomorfni robot s šestimi sklepi. Dinamične lastnosti vseh šestih segmentov vplivajo na obnašanja vrha, medtem ko model prikazuje le enosegmentni model haptičnega vmesnika. Preliminarni rezultati so pokazali, da ima največji vpliv na dinamične lastnosti vrha robota tretja os, zato so pri simulaciji v modelu enosegmentnega haptičnega vmesnika uporabljeni identificirani parametri vztrajnosti in trenja tretjega sklepa robota Stäubli RX90. Rezultati eksperimentov prikazanih na slikah 2.10 in 2.11 torej vključujejo odziv, na katerega vplivajo dinamične lastnosti vseh šestih segmentov, predvsem pa tretji sklep, sliki 2.7 in 2.8 pa simuliran odziv, na katerega vplivajo le dinamične lastnosti tretjega sklepa.
- Časovno spreminjajoče se in nelinearne dinamične lastnosti sklepov. Da bi zmanjšali vplive nelinearne dinamične lastnosti sklepov, je uporabnik vrh robota gibal s počasnimi gibi in v majhnem delu delovnega področja.
- Nelinearne lastnosti togosti prijema $H(s)$.

2.2.8 Povezava med togostjo prijema in stabilnostjo haptične interakcije

Slika 2.13 prikazuje Bodejev diagram modelov haptične interakcije za idealni haptični vmesnik ($G(s)H(s) = KY_e$), za sistem brez dodatkov za izboljšanje stabilnosti, za sistem z kompenzatorskim filtrom ter za sistem z navidezno sklopitvijo. Biomehanska impedanca uporabnika $H(s) = K$ ne vpliva na samo obliko grafa ojačenja Bodejevega diagrama, ga pa pomika navzgor ali navzdol za $20\log_{10}K$.

Idealen haptični vmesnik je vedno stabilen, saj njegova faza nikoli ne pade pod -180 stopinj. Faza dejanskega haptičnega vmesnika pade pod -180 stopinj v višje frekvenčnem področju za nekompenziran sistem, sistem s kompenzatorskim filtrom in sistem z navidezno sklopitvijo zaradi dodatnih polov, ki jih uvedeta v sistem model sklepa in pozicijsko-hitrostni regulatorja. Kompenzatorski filter je zasnovan tako, da uvaja v sistem dušenje in pozitivno fazo v področju resonančnega vrha nekompenziranega sistema. Poleg tega tudi izboljša transparentnost, saj se tako krivulja ojačenja in faze približata krivulji ojačenja in faze idealnega haptičnega vmesnika (glej sliko 2.13). Podobno tudi navidezna sklopitev duši oscilatorni vrh in poviša fazo celotnega sistema, vendar pa lahko s slike 2.13 vidimo, da v



Slika 2.13: Bodejev diagram modela odprtozančnega sistema idealnega (črna črta), nekompenziranega sistema (rdeča črta), kompenziranega sistema (modra črta) ter sistema z navidezno sklopitvijo (zelena črta). Krog označuje frekvenco prehoda skozi ojačenje 0 kompenziranega sistema, kvadrat označuje frekvenco prehoda skozi ojačenje 0 nekompenziranega sistema, romb pa frekvenco prehoda skozi ojačenje 0 sistema z navidezno sklopitvijo.

kritičnem področju uvaja precej manj dušenja in pozitivne faze, ima pa tudi neugoden vpliv na transparentnost haptičnega vmesnika.

Ker natančna povezava med silo prijema in togostjo prijema ni znana, so eksperimentalni rezultati podani s silo prijema. V splošnem velja, da višje sile prijema privedejo do višjih vrednosti impedance oziroma togosti roke [76, 77]. Togost prijema K združuje togost roke in mehanske sklopitve dlani in ročaja [76]. Gurram et al. [84] predlagajo linearno povezavo med togostjo prijema in silo prijema. Naši eksperimentalni rezultati kažejo, da pride do velikega povečanja kritične sile prijema F_c pri $m_e = 0.5$ kg in $b_e = 30 \frac{\text{Ns}}{\text{m}}$, kar nakazuje, da povezava med silo prijema in togostjo prijema ni linearna. Mehanska sklopitev dlani in ročaja postaja močnejša s povečano silo prijema. Povečevanje sile prijema povečuje togost prijema K , kar pomakne ojačenje celotnega sistema navzgor (slika 2.13), dokler faza celotnega sistema pri frekvenci prehoda skozi ojačenje 0 ne pade na -180 stopinj. To povzroči nestabilnost sistema, ki smo jo opazovali. Kritična vrednost togosti prijema K_c je torej vrednost K , kjer pade faza pod -180 stopinj.

2.3 Sistem za prijemanje in seganje v haptičnih navideznih okoljih HEnRiE

2.3.1 Arhitektura sistema

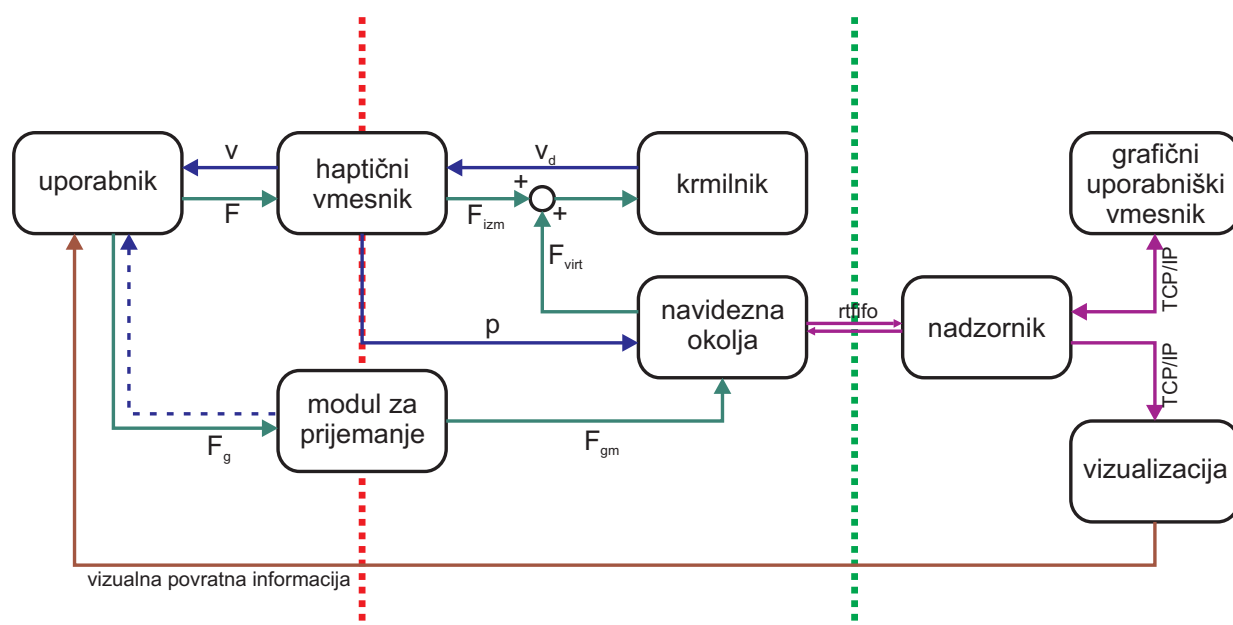
Slika 2.14 prikazuje shemo sistema HEnRiE (Haptično okolje za vadbo seganja in prijemanja, ang. Haptic Environment for Reaching and Grasping Exercise), namenjenega za prijemanje in seganje v haptičnih navideznih okoljih. Gradniki sistema so sledeči:

- Haptični vmesnik HapticMaster. Na vrhu haptičnega vmesnika se nahaja merilnik sile F , ki jo izvaja uporabnik s svojo roko. Haptični vmesnik je prav tako opremljen z enkoderskimi merilniki pomika, s pomočjo katerih se določi položaj vrha robota p .
- Sistem vodenja.
- Modul za prijemanje, ki se nahaja na vrhu haptičnega vmesnika in omogoča merjenje sile prijema.
- Sistem za 3D grafično prikazovanje
- Sistem za kompenzacijo teže roke
- Haptična navidezna okolja
- Nadzorniški program
- Grafični uporabniški vmesnik
- Vizualizacija

Levo od pokončne rdeče črtkane črte so veličine zvezne, desno pa diskretne oziroma vzorčene. Med rdečo in zeleno črtkano črto poteka izračunavanje v realnem času, desno od zelene črtkane črte pa se nahajajo uporabniški programi. Zelene puščice predstavljajo silo, modre informacijo o premiku, torej pozicijo in hitrost, vijolične predstavljajo komunikacijske kanale za podatke, rdeča pa predstavlja vizualno informacijo.

Uporabnik izvaja na haptični vmesnik HapticMaster silo $\mathbf{F}$, ki se meri s senzorjem sile (izmerjeno silo smo na sliki 2.14 označili s $\mathbf{F}_{izm}$), haptični vmesnik HapticMaster pa se giblje oziroma prikazuje hitrost v . Uporabnik prav tako izvaja silo prijema F_g na modul za prijemanje. Ta se meri in izmerjena sila prijema F_{gm} je eden od vhodov v navidezna okolja (uporabnik dobi kot povratno informacijo ob izvajanju sile prijema tudi informacijo o pomiku naslonov za prste, v katere so nameščeni prsti). Vhod v navidezna okolja je tudi

pozicija vrha $\mathbf{p}$ haptičnega vmesnika. Izhod iz navideznega okolja je sila $\mathbf{F}_{virt}$, ki je vsota vseh sil predmetov v navideznem okolju, ki delujejo na vrh haptičnega vmesnika. Vsota sil $\mathbf{F}_{virt}$ in $\mathbf{F}_{izm}$ je vhod v regulator, izhod iz regulatorja pa je željena hitrost gibanja vrha haptičnega vmesnika $\mathbf{v}_d$. Hitrost $\mathbf{v}$ je dejanska hitrost gibanja vrha haptičnega vmesnika. Regulator je bolj natančno opisan v naslednjem poglavju. Podatki iz navideznega okolja se prenašajo prek komunikacijskih kanalov rtfifo v nadzorniški program, ki jih posreduje prek TCP/IP komunikacijskega protokola programu za vizualizacijo, hkrati pa jih tudi shranjuje na trdi disk. Nadzorniški program prek TCP/IP komunikacijskega protokola sprejema ukaze iz grafičnega uporabniškega vmesnika. Vizualizacija in grafični uporabniški vmesnik se zato lahko izvajata na drugem računalniku kot nadzorniški program.

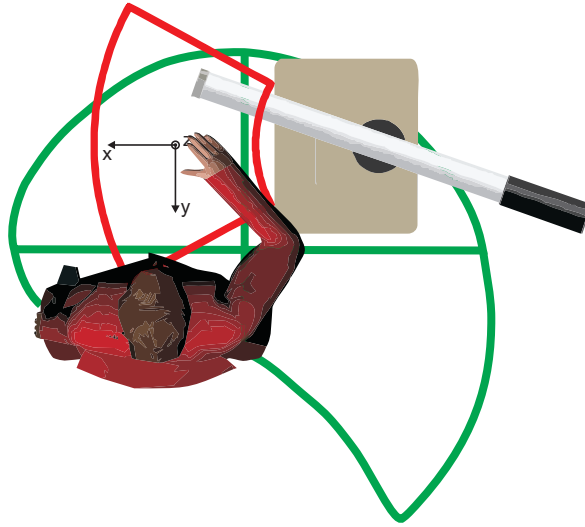


Slika 2.14: Arhitektura HEnRiE sistema.

2.3.2 HapticMaster in sistem vodenja

Podpoglavje podaja opis haptičnega vmesnika HapticMaster in delovanja regulatorja za haptični vmesnik HapticMaster [92, 93, 94]. Strojno opremo haptičnega vmesnika sestavljajo robotska roka, krmilni računalnik z vhodnimi in izhodnimi računalniškimi karticami, izhodne stopnje ter varnostno stikalo. Robotska roka ima tri prostostne stopnje. Prvi sklep omogoča translacijo v navpični smeri (os z), drugi rotacijo okoli navpične osi, tretji pa translacijo v vodoravni ravnini. Delovno področje robota se okvirno sklada z delovnim področjem roke [95, 96] (glej sliko 2.15). Vsak sklep je opremljen z inkrementalnimi enkoderji za določanje lege sklepa. Na vrhu robota se nahaja senzor za merjenje sile. Senzor vsebuje tri

merilne celice z uporovnimi lističi, za merjenje sile v treh oseh kartezičnega koordinatnega sistema senzorja sile. Nazivno merilno območje za posamezno os je 100 N .



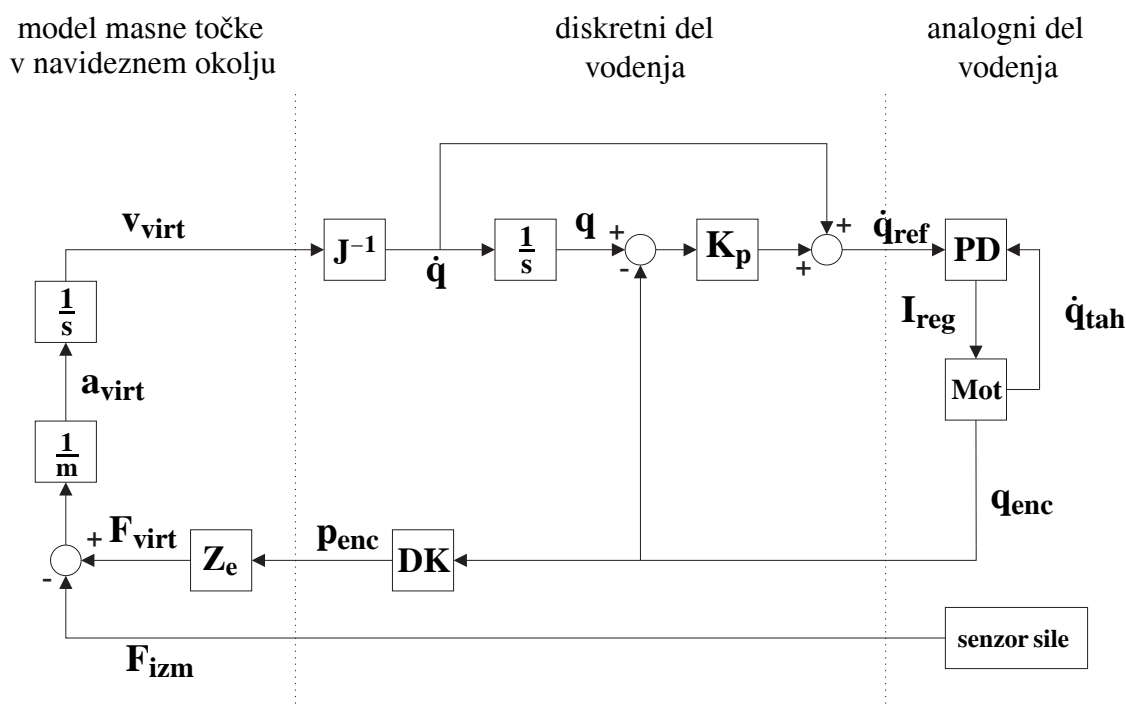
Slika 2.15: Slika prikazuje pokrivanje delovnega področja roke (omejeno z zeleno črto) in haptičnega vmesnika HapticMaster (omejeno z rdečo črto).

Slika 2.16 prikazuje shemo vodenja haptičnega vmesnika HapticMaster. Referenca za gibanje haptičnega robota je gibanje navidezne masne točke z maso m . Na masno točko delujejo izmerjena sila $\mathbf{F}_{izm}$, ki jo izvaja uporabnik, ter sile navideznega okolja $\mathbf{F}_{virt}$. Sile, ki nastopajo v navideznem okolju bodo predstavljene v poglavju 3. Vsota vseh teh sil, deljena z maso m masne točke, je pospešek $\mathbf{a}_{virt}$, iz katerega se določi hitrost $\mathbf{v}_{virt}$ masne točke. Prek inverzne Jacobijeve matrike se določi še hitrost $\dot{\mathbf{q}}$ in pozicijo $\mathbf{q}$ v sklepni koordinatah, iz katerih se določi referenčna hitrost $\dot{\mathbf{q}}_{ref}$ za analogni PD regulator. Analogni PD regulator je del strojne opreme haptičnega vmesnika HapticMaster. Vhod v regulator je izmerjena hitrost $\dot{\mathbf{q}}_{tah}$, izhod pa so tokovi I_{reg} za poganjanje motorjev haptičnega vmesnika.

Tabela 2.4: Delovna področja za posamezne sklepe.

Os	Območje sklepa
1	0.457 m
2	1.010 rad
3	0.380 m

Krmilniški računalnik je industrijski računalnik, na katerem se izvaja vodenje v realnem času s frekvenco vzorčenja 2.5 kHz . Delovanje v realnem času zagotavlja operacijski sistem RTLinux (Real-Time Linux). Programska oprema, ki se izvaja na krmilniškem računalniku,

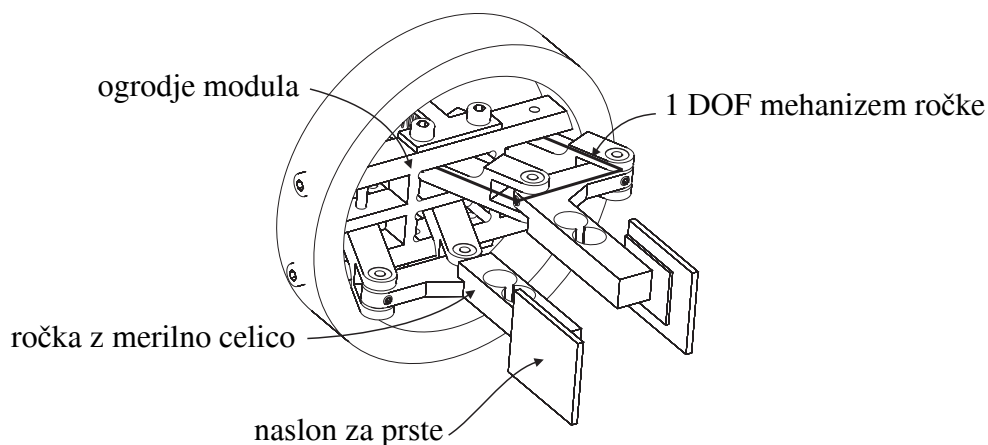


Slika 2.16: Slika prikazuje regulacijsko shemo haptičnega vmesnika HapticMaster.

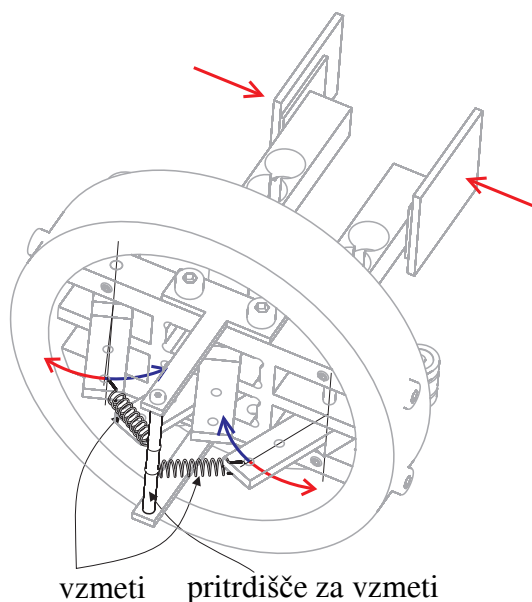
je izvedena v treh nivojih. Prvi nivo je nizkonivojski jedrni modul, ki se izvaja v realnem času. Nizkonivojski jedrni modul skrbi za vodenje robota, vključuje kinematični model robota, branje iz vhodnih kartic, pisanje na izhodne kartice ter skrbi za varno vodenje robota. Naslednji nivo predstavlja visokonivojski jedrni modul, ki prav tako teče v realnem času. V tem modulu se izvajajo haptična navidezna okolja. Izhod iz visokonivojskega jedrnega modula je sila, ki deluje na vrh robota. Sila je vhod v nizkonivojski jedrni modul, kjer je vrh robota ponazorjen kot masna točka. Iz sile se določi pospešek, z integracijami pa pozicija masne točke, ki je referenčna pozicija za vrh robota. Nizkonivojski jedrni modul poskrbi za ustrezno vodenje robota v referenčno pozicijo. Na zadnjem nivoju teče nadzorniški program, ki prek rtfifo komunikacijskih linij komunicira z visokonivojskim jedrnim modulom. Zadnji nivo ne poteka v realnem času, temveč ima normalno prioriteto in se izvaja kot navaden program, nizkonivojski in visokonivojski jedrni modul pa se nahajata v Linux jedru. Tako iz visokonivojskega jedrnega modula bere podatke o legi vrha robota, o silah, o položajih predmetov v navideznih okoljih itd. Te podatke shranjuje na trdi disk in jih posreduje prek TCP/IP protokola programu za vizualizacijo in grafičnemu uporabniškemu vmesniku. V nasprotni smeri pa posreduje ukaze iz grafičnega uporabniškega vmesnika v visokonivojski jedrni modul.

2.3.3 Naprava za prijemanje

Naprava za prijemanje je pasivni mehanizem z dvema prostostnima stopnjama, ki je namenjen na vrhu haptičnega vmesnika in omogoča prijemanje v navideznih okoljih. Sliki 2.17 in 2.18 prikazujeta modul za prijemanje.

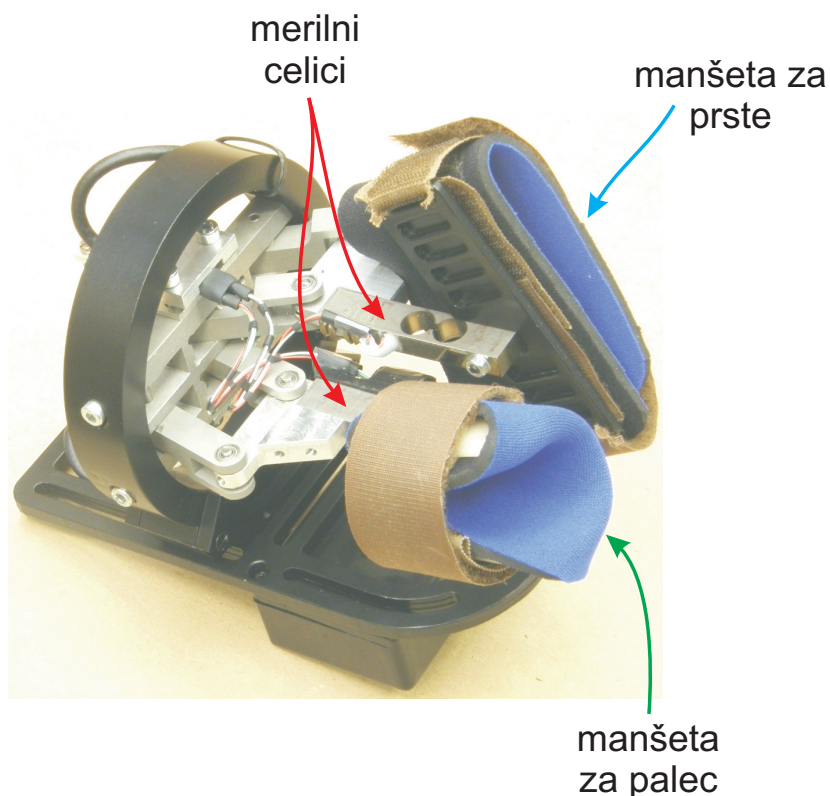


Slika 2.17: Slika prikazuje modul za prijemanje. Na vsaki od ročk se nahaja senzor sile. Vsaka od ročk je pritrjena na ogrodje modula prek mehanizma z eno prostostno stopnjo. Na drugi strani modula so ročke vezane na vzmeti (glej sliko 2.18).



Slika 2.18: Slika prikazuje modul za prijemanje z zadnje strani, kjer sta pritrjeni dve vzmeti, vsaka za eno ročko. Z rdečo puščico je prikazana smer gibanja ročke, ko povečujemo silo prijema (zapiranje dlani). Modra puščica označuje smer gibanja, ko silo prijema popuščamo (odpiranje dlani).

Na ogrodje sta nameščena dva paralelogramska mehanizma, vsak s po eno prostostno stopnjo (na sliki 2.17 označen en mehanizem z odebeljeno črto). Na vsakem od mehaniz-



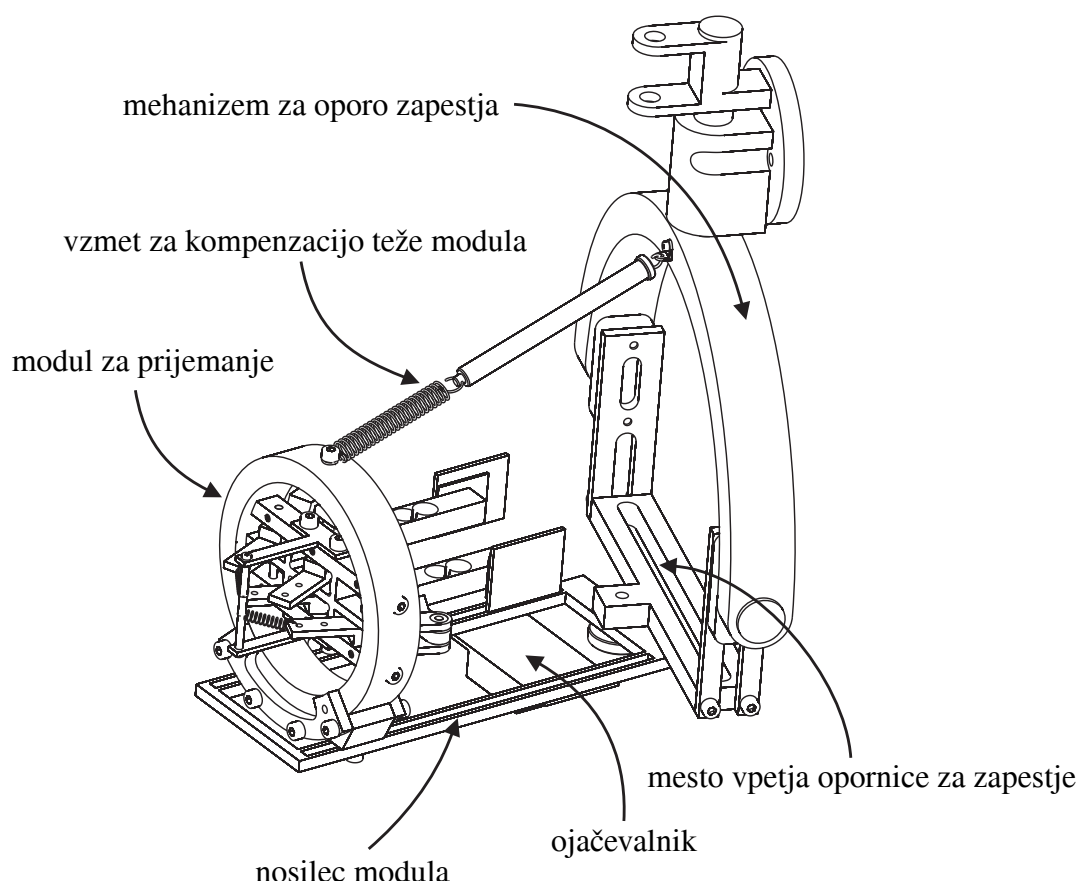
Slika 2.19: Slika prikazuje modul za prijemanje. Modul je prilagojen za vadbo in meritve z osebami z zmanjšanimi motoričnimi sposobnostimi, na merilni celici sta namreč dodani manšeta za palec na levi celici in manšeta za ostale štiri prste na desni celici.

mov se nahaja po ena merilna celica za merjenje sile, na katero je nameščen naslon za prste. Na ročki, na katero je pritrjen naslon za prste, se nahaja merilna celica z uporovnimi lističi S230 proizvajalca SMD. Merilna celica omogoča merjenje sile v območju $[-100, 100]$ N. Izhodni napetosti merilnih celic sta ojačeni in vzorčene z zunanjim A/D pretvornikom. Programska oprema za zajemanje vzorčenih vrednosti izhodne napetosti se izvaja v realnem času s frekvenco vzorčenja 2500 Hz.

Ker je izbran paralelogramski mehanizem, ostajata naslona za prste vzporedna ne glede na razdaljo med njima. Uporabnik izvaja na eno ročko silo s palcem, na drugo ročko pa z ostalimi prsti. Slika 2.18 prikazuje modul za prijemanje z druge strani. Vsak od mehanizmov je prek vzmeti pripet preko pritrdišča za vzmeti na ogrodje modula. Modul za prijemanje zato lahko opišemo kot elastično pasivno haptično napravo. Lindeman et al. [97] so pasivno haptično napravo opisali kot fizični objekt, ki uporabniku prek oblike, teksture površine in drugih lastnosti naprave podaja povratno haptično informacijo. Povratna haptična informacija, ki jo podaja pasivna haptična naprava, ni določena oziroma vodena s strani računalnika. Objekti so lahko bodisi togi, bodisi se jim lahko spreminja oblika.

Zhai [98] je razdelil vhodne naprave na izotonične in izometrične ter elastične kot vmesno

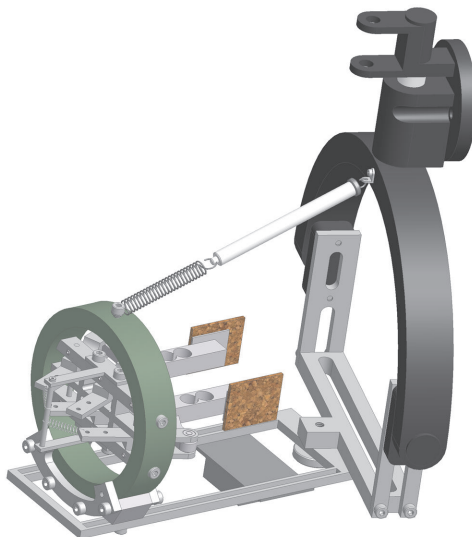
možnost. Haptično informacijo podajajo štirje tipi človekovih somatosenzornih receptorjev: mehanoreceptorji v sklepih, Golgijev tetivni organ, mišično vreteno ter mehanoreceptorji v koži. Pri izometričnih napravah so koti v sklepih konstantni, zato uporabna informacija prihaja le iz treh zgoraj opisanih tipov receptorjev. Pri elastičnih napravah pa uporabna informacija prihaja iz vseh štirih tipov receptorjev. V tem se modul za prijemanje razlikuje od togih pasivnih haptičnih naprav, ki temeljijo na psevdohaptičnem principu [99, 25].



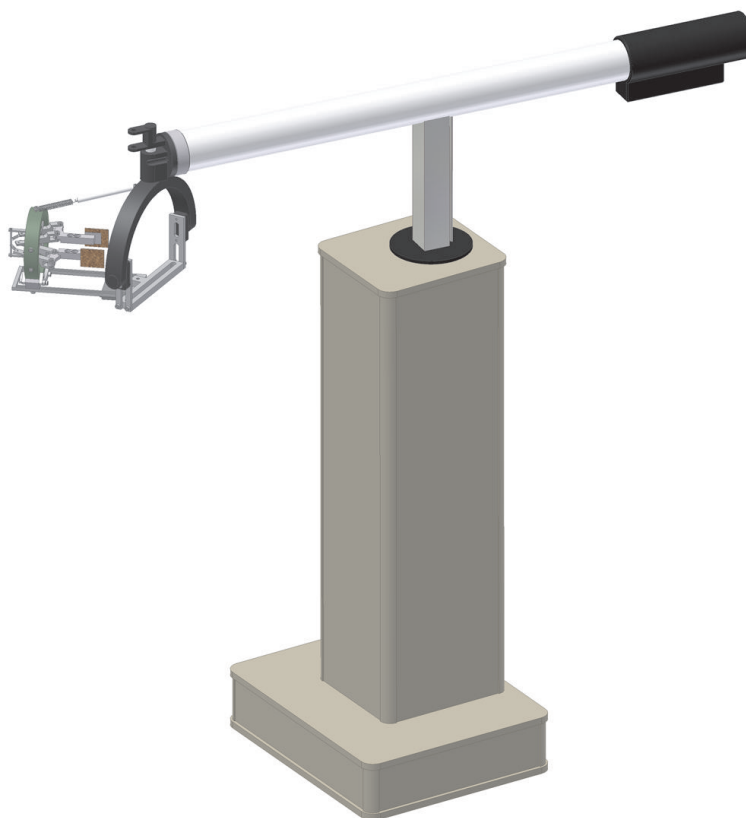
Slika 2.20: Mehanizem za oporo zapestja z modulom za merjenje sile prijema.

Modul za prijemanje je nameščen na mehanizem za oporo zapestja, kot kaže slika 2.20. Na mehanizem za oporo zapestja je nameščena opornica, v katero namestimo zapestje uporabnika. Opornica omeji gibanje roke v zapestju, gibljivost prstov pa ostane neomejena. Mehanizem za oporo zapestja ima dve prostostni stopnji, tako da omogoča prosto gibljivost roke v komolcu in rami. Zapestje je vpeto na mestu presečišč osi mehanizma za oporo zapestja. S tem se uporabniku omogoči svoboda gibanja roke v komolcu in rami. Modul za prijemanje je zato zamaknjen in se nahaja na nosilcu modula, kot je to prikazano na sliki 2.20. Med vrhom modula za prijemanje in mehanizma za oporo zapestja se nahaja vzmet, ki skrbi za kompenzacijo teže modula. Teža modula zato ne obremenjuje uporabnikove roke. Slika 2.21 prikazuje barvno shemo modula za prijemanje in mehanizma za oporo zapestja. Slika 2.22

prikazuje model haptičnega vmesnika HapticMaster, na katerega je pritrjen mehanizem za oporo zapestja z modulom za prijemanje.



Slika 2.21: Slika prikazuje barvni model modula za prijemanje pritrjenega na mehanizem za oporo zapestja.



Slika 2.22: Slika prikazuje model haptičnega robota HapticMaster z modulom za prijemanje, ki je nameščen na vrhu robota.

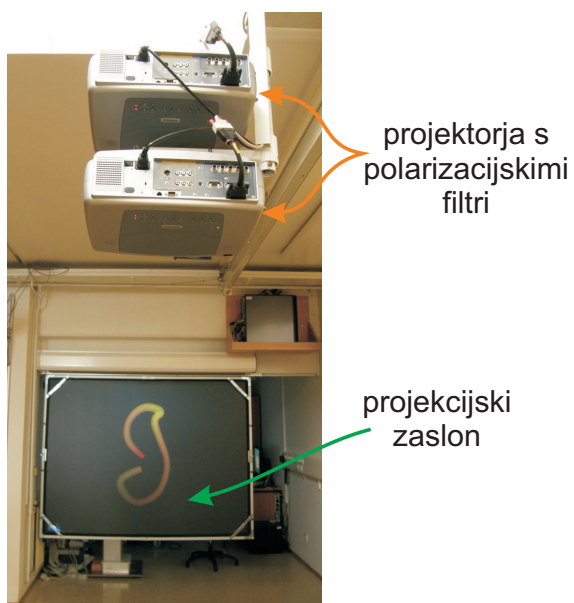
2.3.4 Dodatna strojna oprema

Sistem za 3D grafično prikazovanje

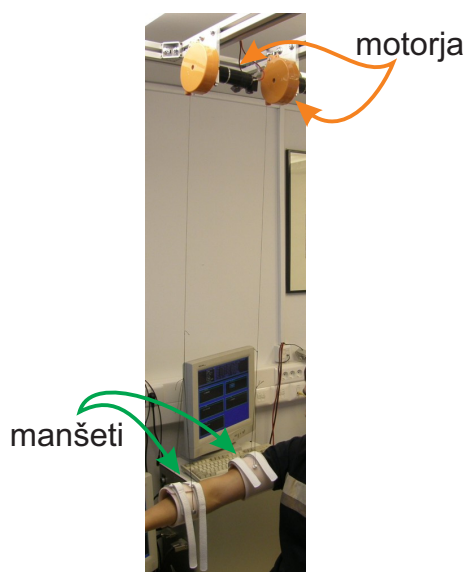
Sistem za 3D grafično prikazovanje sestavljata dva projektorja s krožnima polarizacijskima filtroma, platno, ki ohranja polarizacijo, ter polarizacijska očala. Slika 2.23 prikazuje sistem za 3D grafično prikazovanje. Tan et al. [100] so pokazali, da pri motoričnih nalogah v navideznih okoljih, pri katerih uporabljamo projekcijski zaslon, uporabnik doseže 10–26% boljše rezultate kot pri uporabi LCD zaslona, pa čeprav je prostorski kot pogleda enak (razmerje diagonale zaslona in oddaljenosti od gledalca ostaja isto).

Sistem za kompenzacijo teže roke

Sistem za kompenzacijo teže roke je namenjen podpori roke uporabnika z zmanjšanimi motoričnimi sposobnostimi. Slika 2.24 prikazuje sistem za kompenzacijo teže roke. Sistemi za podporo roke so se izkazali za koristne pripomočke v rehabilitaciji zgornjih ekstremitet, saj uporabnikom ni potrebno samim zagotavljati dodatne mišične moči za vzdrževanje teže roke [60, ?, 101]. Sistem za kompenzacijo teže roke je sestavljen iz dveh motorjev in manšet, namenjenih za kompenzacijo teže zgornjega in spodnjega dela roke. Sistem za kompenzacijo teže roke omogoča nastavljanje in spreminjanje sile s katero sistem podpira roko.



Slika 2.23: Sistem za 3D grafično prikazovanje.



Slika 2.24: Sistem za kompenzacijo teže roke.

2.3.5 Programska oprema

Programsko opremo poleg zgoraj opisanega sistema vodenja za haptični vmesnik sestavljajo še grafični uporabniški vmesnik (krajše GUI), program za vizualizacijo 3D grafičnih okolij ter haptična navidezna okolja.

Grafični uporabniški vmesnik

Grafični uporabniški vmesnik je namenjen osebi, ki vodi in nadzoruje vadbo. Organiziran je kot samostojen program. Omogoča izbiranje različnih vaj ter nadzor nad haptičnim vmesnikom HapticMaster. Ukaze osebe, ki nadzira vadbo, posreduje prek TCP/IP povezave nadzorniškemu programu, ki se izvaja na krmilniškem računalniku. Nadzorniški program ukaz posreduje visokonivojskemu jedrnemu modulu, ki izbere ustrezen način vodenja haptičnega vmesnika ali prikazovanja haptičnih navideznih okolij. Grafični uporabniški vmesnik se izvaja v okolju Windows. Slika 2.25 prikazuje program za vizualizacijo 3D grafičnih okolij ter grafični uporabniški vmesnik.



Slika 2.25: Program za vizualizacijo 3D grafičnih okolij in grafični uporabniški vmesnik.

Vizualizacija 3D grafičnih okolij

Za vizualizacijo 3D grafičnih navideznih okolij smo uporabili odprtokodno C/C++ knjižnico za razvoj 3D grafičnih okolij Coin3D [102], ki je zgrajena na osnovi OpenGL knjižnic. Coin3D je kompatibilen s knjižnjico Open Inventor 2.1, ki je v preteklosti predstavljala

standard za 3D vizualizacijo in je Coin3D od nje podedoval tudi organizacijo povezovanja objektov po nivojih grafa (ang. open scene graph). Objekte povezujemo v grafe, ki tvorijo prizor oziroma sceno, med izvajanjem prikaza pa objektom spreminjamo položaj, dimenzije, barvo in druge lastnosti. Običajna frekvenca obnavljanja slike je okoli 100 Hz. Program za vizualizacijo se izvaja na osebнем računalniku v okolju Windows in je organiziran v dveh nitih, ena nit skrbi za izvajanje izrisovanja scene, druga pa za TCP/IP komunikacijo z nadzorniškimi programom, ki se izvaja na krmilniškem računalniku.

Coin3D je bil izbran, ker omogoča kakovostno prikazovanje 3D okolij, visoko frekvenco obnavljanja slike, izdelavo poljubnih okolij, omogoča spreminjanje lastnosti objektov med izvajanjem naloge ter ima dobro izdelano dokumentacijo.

2.3.6 Haptična navidezna okolja

Haptična navidezna okolja se izvajajo s frekvenco vzorčenja, saj določajo silo $\mathbf{F}_{virt}$, ki deluje na navidezno masno točko. Programska koda za haptična navidezna okolja se nahaja v visokonivojskem jedrnem modulu, ki se izvaja na krmilnem računalniku. Vhodni signali v haptična navidezna okolja so sila prijema ter hitrost in pozicija vrha haptičnega vmesnika oziroma navidezne masne točke, izhod pa je sila $\mathbf{F}_{virt}$, ki deluje na navidezno masno točko. Haptična navidezna okolja so bolj podrobno opisana v naslednjem poglavju.

3

Haptično eksperimentalno okolje

V tem poglavju bodo predstavljeni posamezni gradniki navideznega eksperimentalnega okolja. Osnovni gradnik navideznega okolja je navidezna sila $\mathbf{F}_{virt}$, ki skupaj z izmerjeno silo $\mathbf{F}_{izm}$ tvori vsoto vseh sil, na kateri temelji interakcija uporabnika in navideznih okolij, na podlagi katerih se določi enačbo gibanja v navideznem okolju in jo predstavlja naslednji zapis [93]:

$$\mathbf{F}_{izm} + \mathbf{F}_{virt} = m \cdot \mathbf{a}_{virt} \quad (3.1)$$

Navidezna sila je sila, s katero navidezno okolje deluje na uporabnika, je vsota različnih gradnikov okolja. Ti gradniki so sledeči:

- Prazen prostor: v praznem prostoru je navidezna sila enaka nič, $\mathbf{F}_{virt} = 0$, uporabnik čuti le vztrajnost zaradi navidezne mase m .
- Dušen prazen prostor: v prazen prostor lahko uvedemo dušenje b , ki povzroči silo dušenja, ki je premosorazmerna hitrosti gibanja in se gibanju upira, $\mathbf{F}_{virt} = -b \cdot \mathbf{v}$, kjer je $\mathbf{v}$ hitrost gibanja.
- Haptična površina: kontakt s haptično površino povzroči navidezno silo, ki jo modeliramo z modelom vzmet-dušilnik, ki je sestavljen iz togosti površine k_{st} ter dušenjem b_{st} : $\mathbf{F}_{virt} = -k_{st} \cdot \mathbf{d} - b_{st} \cdot (\mathbf{v} - \mathbf{v}_{st})$, kjer je $\mathbf{d}$ vektor, ki kaže v smeri normale na ploskev, njegova dolžina pa je enaka globini prodiranja v površino, $\mathbf{v}_{st}$ pa je hitrost gibanja površine. Haptična površina je eden najpomembnejših gradnikov v navideznih okoljih, saj so objekti, s katerimi smo v dotiku in z njimi manipuliramo, zgrajeni iz haptična površin. Ti objekti so:
 - Navidezni predmet v obliki kvadrov, ki lahko predstavljajo jabolka, kredo, ... To so objekti, ki jih lahko prenašamo na različna mesta ali kako drugače spreminjamo njihovo pozicijo in orientacijo. Navidezni predmeti pa so lahko v medse-

bojni interakciji, pri čemer moramo ustrezno razrešiti problem detekcije trkov in njihovega prikazovanja. To bomo predstavili v podpoglavju 3.5.

- Zavita cev (pogosto se uporablja tudi izraz haptični tunel) je cev okroglega preseka, kontakt s steno cevi pa je podobno modeliran z modelom vzmet-dušilnik. Cev je lahko poljubno zavita, prav tako se lahko poljubno spreminja njen presek. Središčnica cevi je parametrična prostorska krivulja, ki temelji na B-zlepkih, o katerih bomo več napisali v poglavju 3.1. Ko imamo osnovno središčnico cevi, je potrebno na to krivuljo pravilno postaviti koordinatni sistem, kar opisuje poglavje 3.2, prek katerega opravljamo transformacije sil, hitrosti in leg na krivulji v prostor baznega koordinatnega sistema. V poglavju 3.3 je tudi opisan postopek določitve projekcije poljubne točke v prostoru na krivuljo. Tako lahko kadar koli določimo, na katerem delu krivulje se nahajamo, čeprav smo odmaknjeni od središčnice.
- Haptična pot. Posebna oblika zavite cevi, cev s presekom nič, po kateri se gibljemo vzdolž cevi prosto, vsak odmik prečno pa je kontakt s steno cevi, tako da ves čas drsimo po cevi ob steni. Haptične poti so namenjene kot pomoč pri gibanju roke med dvema točkama, tako da omogočajo gibanj vzdolž poti, prečno pa omeji gibanje. Oseba lažje doseže ciljno točko, saj pot vodi gibanje roke. Več o haptičnih poteh bomo predstavili v podpoglavju 3.4.

Ko seštejemo vse sile gradnikov navideznega okolja, dobimo navidezno silo $\mathbf{F}_{virt}$, ki predstavlja silo interakcije med uporabnikom in navideznim okoljem.

Parametrična prostorska krivulja, predstavljena z B-zlepki (poglavje 3.1), predstavlja splošen zapis za opis poti in trajektorij v prostoru, zato predstavlja tudi osnovo za parametrični opis poti in trajektorij roke v prostoru, ki jo orišemo v navideznem prostoru. V poglavju 3.4 je opisan postopek parametrizacije s pomočjo aproksimacije poti roke z B-zlepki.

3.1 B-zlepki

Zlepki se uporabljajo za lokalno aproksimacijo in interpolacijo krivulj s polinomi nižjih stopenj. Interval, na katerem imamo podane točke, skozi katere poteka krivulja, razstavimo na podintervale. Na vsakem od njih točke tega podintervala aproksimiramo ali interpoliramo z polinomom nižjega reda. Običajno so polinomi izbrani tako, da zagotovimo gladek prehod iz enega podintervala v drugega, dodatni pogoj pa je običajno tudi zvezna odvedljivost celotne aproksimacije oziroma interpolacije [103]. Poleg aproksimacije in interpolacije se B-zlepki uporabljajo tudi za računalniško podprto načrtovanje krivulj in ploskev [104, 105].

B-zlepki se uporabljajo kot bazne funkcije, ki so gladke v stičnih točkah med dvema segmentoma, oziroma so n -krat zvezno odvedljive v stični točki.

Podano imamo nepadajoče zaporedje realnih vrednosti (u_i) , ki predstavlja naše zaporedje vozlov:

$$u_0 \leq u_1 \leq \dots \leq u_{i-1} \leq u_i \leq u_{i+1} \leq \dots \leq u_n$$

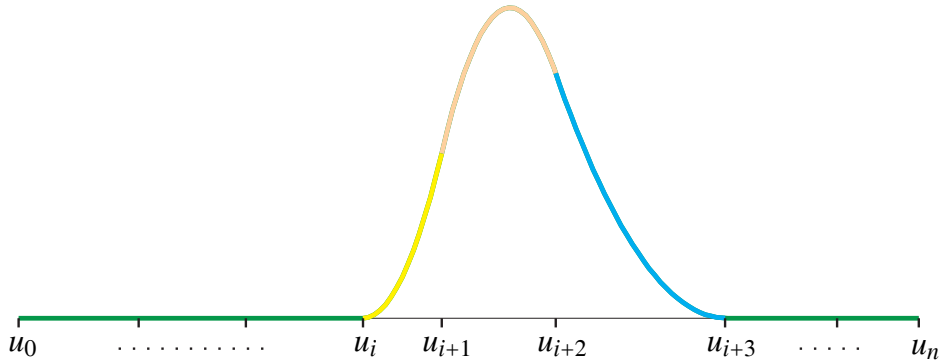
Podinterval $[u_i, u_{i+k+1}]$ je nosilec baznega B-zlepka $b_{i,k}(u)$, kjer i predstavlja zaporedno številko intervala, k pa je red B-zlepka. Slika 3.1 prikazuje primer B-zlepka 2. reda. Velja, da je zlepek $b_{i,k}(u)$ izven tega intervala enak nič.

$$b_{i,k}(u) = 0 \quad u \notin [u_i, u_{i+k+1}] \quad (3.2)$$

Zaradi tega je na intervalu $[u_i, u_{i+1}]$ kvečjemu k B-zlepkov, različnih od nič, in sicer zlepki $b_{i-k+1,k}(u), \dots, b_{i,k}(u)$. Na nosilcu pa je zlepek $b_{i,k}(u)$ nenegativen, na odprtem intervalu pa pozitiven.

$$b_{i,k}(u) \geq 0 \quad u \in [u_i, u_{i+k+1}] \quad (3.3)$$

$$b_{i,k}(u) > 0 \quad u \in (u_i, u_{i+k+1}) \quad (3.4)$$



Slika 3.1: B-zlepek $b_{i,2}(u)$ (i -ti B-zlepek reda 2) je sestavljen iz treh polinomov 2. stopnje, ki so na sliki označeni z različnimi barvami.

B-zlepke izračunavamo s pomočjo Cox-de Boorjeve rekurzivne formule ali de Boorjevega algoritma, ki sta opisana v Dodatku A.

3.2 Določitev koordinatnega sistema na krivulji

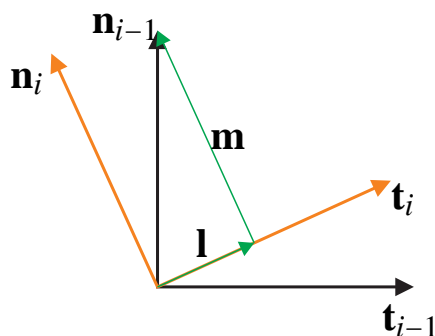
Običajni način za določitev koordinatnega sistema je s pomočjo Frenetovih formul [106]. Dana je krivulja K z enačbo $\mathbf{r}(u)$, na kateri iščemo koordinatni sistem, kjer je $\mathbf{r}(u)$ vsaj trikrat zvezno odvedljiva funkcija. Prva os koordinatnega sistema je smerni vektor na tangenti krivulje K , ki ga imenujemo smerni vektor tangente $\mathbf{t} = \mathbf{r}'$.

Vektor $\mathbf{t}$ je enotski vektor, zato je odvod vektorja $\mathbf{t}$, vektor $\mathbf{t}'$, pravokoten na $\mathbf{t}$. Enotski vektor v smeri $\mathbf{t}'$, vektor $\mathbf{n}$, imenujemo smerni vektor normale in ga dobimo tako, da vektor $\mathbf{t}'$ normiramo. Tretjo os koordinatnega sistema dobimo z vektorskim produktom med vektorjema $\mathbf{t}$ in $\mathbf{n}$. Rezultat je enotski vektor $\mathbf{b} = \mathbf{t} \times \mathbf{n}$, ki ga imenujemo smerni vektor binormale. Ta metoda pa ima vrsto pomanjkljivosti za praktično programsko izvedbo. Metoda zahteva, da je funkcija $\mathbf{r}(u)$ vsaj trikrat zvezno odvedljiva, oziroma zahteva vsaj polinom tretjega reda, kar privede do velikega števila parametrov, s katerimi opisujemo b-zlepke. Druga pomanjkljivost je nenadna sprememba smeri smernega vektorja normale v robnih točkah zlepke, kar ima za posledico nenadno rotacijo celotnega koordinatnega sistema na krivulji K okoli tangente na krivuljo. Šikić [39] predlaga metodo projekcij, ki zahteva zgolj polinome 2. reda, izogne pa se tudi nenadnim rotacijam koordinatnega sistema. Je računsko nezahtevna, potrebno pa si je zapomniti vektor $\mathbf{t}$ in $\mathbf{n}$ iz prejšnjega koraka. Smerni vektor tangente $\mathbf{t}$ v koraku i dobimo na podoben način kot pri metodi Frenetovih formul

$$\mathbf{t}_i = \frac{\mathbf{r}'(u_i)}{|\mathbf{r}'(u_i)|}. \quad (3.5)$$

Vektor $\mathbf{n}_i$, ki je vektor $\mathbf{n}$ v koraku i , dobimo na sledeč način:

- Izračunamo projekcijo vektorja $\mathbf{n}_{i-1}$ na vektor $\mathbf{t}_i$ in ga označimo kot vektor $\mathbf{l}$.
- Vektor $\mathbf{l}$ odštejemo od vektorja $\mathbf{n}_{i-1}$, dobljeni vektor $\mathbf{m}$ ima smer vektorja $\mathbf{n}$ za trenutek i .
- Dani vektor normiramo in dobimo vektor $\mathbf{n}$ za trenutek i .
- Vektor $\mathbf{b}_i$ dobimo z vektorskim produktom vektorja $\mathbf{t}_i$ in vektorja $\mathbf{n}_i$ (glej tudi sliko 3.2).



Slika 3.2: Vektor $\mathbf{n}_i$ določimo tako, da vektor $\mathbf{n}_{i-1}$ projiciramo na $\mathbf{t}_i$ (rezultat je vektor $\mathbf{l}$), odštejemo projekcijo $\mathbf{l}$ od vektorja $\mathbf{n}_{i-1}$, dobljeni vektor $\mathbf{m}$ normiramo in dobimo željeni vektor $\mathbf{n}_i$.

$$\mathbf{l} = (\mathbf{n}_{i-1} \cdot \mathbf{t}_i) \cdot \mathbf{t}_i \quad (3.6)$$

$$\mathbf{m} = \mathbf{n}_{i-1} - \mathbf{l} \quad (3.7)$$

$$\mathbf{n}_i = \frac{\mathbf{m}}{|\mathbf{m}|} \quad \text{torej} \quad (3.8)$$

$$\mathbf{n}_i = \frac{\mathbf{n}_{i-1} - (\mathbf{n}_{i-1} \cdot \mathbf{t}_i) \cdot \mathbf{t}_i}{|\mathbf{n}_{i-1} - (\mathbf{n}_{i-1} \cdot \mathbf{t}_i) \cdot \mathbf{t}_i|} \quad (3.9)$$

$$\mathbf{b}_i = \mathbf{t}_i \times \mathbf{n}_i \quad (3.10)$$

Pri tej metodi je potrebno pravilno določiti začetni vektor $\mathbf{n}_0$.

3.3 Pomikanje po parametrični krivulji

Algoritem poišče projekcijo točke $\mathbf{T}_1$, ki se nahaja poljubno v prostoru, na krivuljo $\mathbf{r}(u)$. Točko $\mathbf{T}_1$ lahko zapišemo kot vsoto vektorjev

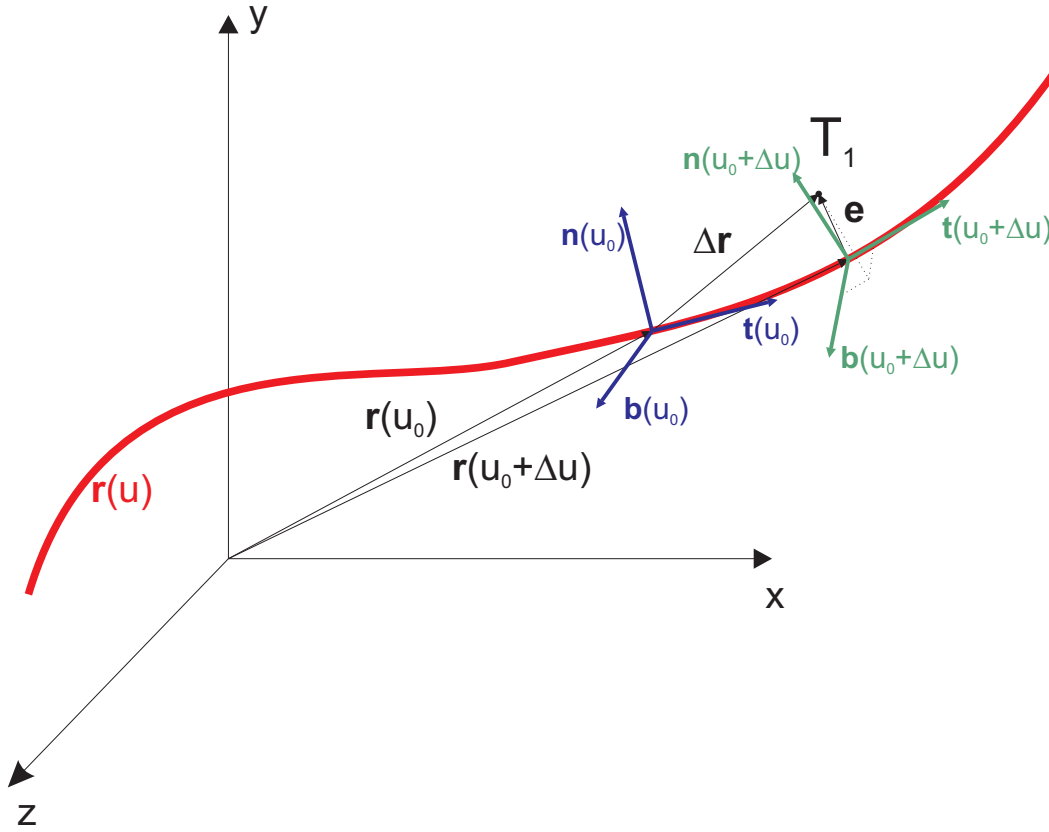
$$\mathbf{T}_1 = \mathbf{r}(u_0) + \Delta \mathbf{r} \quad (3.11)$$

$$\mathbf{T}_1 = \mathbf{r}(u_0 + \Delta u) + \mathbf{e} \quad (3.12)$$

Vektor $\mathbf{r}(u_0 + \Delta u)$ razvijemo s pomočjo Taylorjeve vrste:

$$\mathbf{r}(u_0 + \Delta u) = \mathbf{r}(u_0) + \frac{\Delta u}{1!} \mathbf{r}'(u_0) + \frac{\Delta u^2}{2!} \mathbf{r}''(u_0) + \dots, \quad (3.13)$$

upoštevamo samo prva dva člena in izenačimo oba zapisa za $\mathbf{T}_1$:



Slika 3.3: Pomikanje koordinatnega sistema na krivulja $\mathbf{r}(u)$ v prostoru.

$$\mathbf{r}(u_0) + \Delta \mathbf{r} = \mathbf{r}(u_0) + \Delta u \mathbf{r}'(u_0) + \mathbf{e} \quad (3.14)$$

$$\Delta \mathbf{r} = \Delta u \mathbf{r}'(u_0) + \mathbf{e} \quad (3.15)$$

$$\Delta u \mathbf{r}'(u_0) = \Delta \mathbf{r} - \mathbf{e} \quad (3.16)$$

$$\Delta u \mathbf{r}'(u_0) \cdot \mathbf{r}'(u_0) = \mathbf{r}'(u_0) \cdot \Delta \mathbf{r} - \mathbf{r}'(u_0) \cdot \mathbf{e} \quad (3.17)$$

$$\Delta u |\mathbf{r}'(u_0)|^2 = \mathbf{r}'(u_0) \cdot \Delta \mathbf{r} - \mathbf{r}'(u_0) \cdot \mathbf{e} \quad (3.18)$$

$$(3.19)$$

Parameter Δu lahko zapišemo kot

$$\Delta u = \frac{\mathbf{r}'(u_0)}{|\mathbf{r}'(u_0)|^2} \cdot \Delta \mathbf{r} + \frac{\mathbf{r}'(u_0)}{|\mathbf{r}'(u_0)|^2} \cdot \mathbf{e}. \quad (3.20)$$

Vemo, da

$$\mathbf{t} = \frac{\mathbf{r}'(u_0)}{|\mathbf{r}'(u_0)|} \quad (3.21)$$

predstavlja smerni vektor tangente, zato lahko zapišemo

$$\Delta u = \frac{1}{|\mathbf{r}'(u_0)|} \mathbf{t} \cdot \Delta \mathbf{r} + \frac{1}{|\mathbf{r}'(u_0)|} \mathbf{t} \cdot \mathbf{e}. \quad (3.22)$$

Predpostavimo, da gre za majhen premik, tako da sta vektorja $\mathbf{t}(u_0)$ in $\mathbf{e}$ skoraj pravokotna in je njun skalarni produkt zanemarljivo majhen. Končno lahko zapišemo:

$$\Delta u = \frac{1}{|\mathbf{r}'(u_0)|} \mathbf{t} \cdot \Delta \mathbf{r}. \quad (3.23)$$

Algoritem za izračun vrednosti naravnega parametra u v i -tem koraku je sledeč:

$$u_i = u_{i-1} + \Delta u_{i-1} \quad (3.24)$$

$$\mathbf{r}_i = \mathbf{r}(u_i) \quad (3.25)$$

$$\mathbf{r}'_i = \mathbf{r}'(u_i) \quad (3.26)$$

$$\mathbf{t}_i = \frac{\mathbf{r}'(u_i)}{|\mathbf{r}'(u_i)|} \quad (3.27)$$

$$\Delta \mathbf{r}_i = \mathbf{T}_1 - \mathbf{r}_i \quad (3.28)$$

$$\Delta u_i = \frac{1}{|\mathbf{r}'_i|} \mathbf{t}_i \cdot \Delta \mathbf{r}_i \quad (3.29)$$

$$(3.30)$$

Sprememba parametra u_i , ki je Δu_i , se približuje željeni vrednosti nič, ko postajata vektorja $\mathbf{t}_i$ in $\Delta \mathbf{r}_i$ pravokotna, takrat gre namreč skalarni produkt $\mathbf{t}_i \cdot \Delta \mathbf{r}_i$ proti nič.

3.4 Aproximacija poti zapestja v prostoru pri gibu roke iz točke v točko

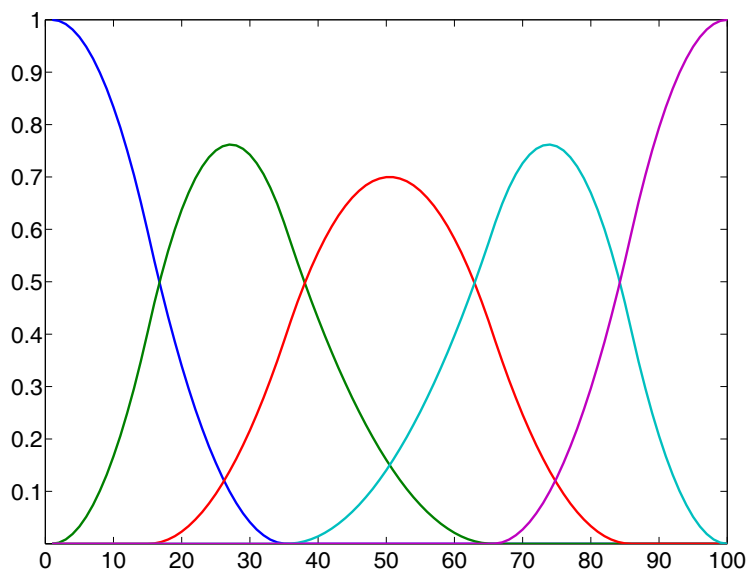
Cilj aproksimacije poti zapestja pri gibu roke iz točke v točko je, da bi lahko gib roke opisali s čim manjšim številom parametrov, ki pa bo zagotovil dobro aproksimacijo dejanskega giba z generirano potjo na podlagi parametričnega zapisa z B-zlepki. Pot roke bomo tako opisali s parametri v obliki funkcije $\mathbf{f}(x(u), y(u), z(u))$. Funkcija opisuje pot v odvisnosti od naravnega parametra u oziroma generaliziranega časa u . Če je parameter u funkcija dejanskega časa t , potem funkcija $\mathbf{f}$ opisuje trajektorijo gibanja roke v prostoru od začetne do končne točke. V splošnem pa zapis funkcije v odvisnosti od naravnega parametra u omogoča svobodno gibanje po poti neodvisno od realnega časa t . Za gibe roke od točke do točke pri zdravi osebi lahko opazimo določena pravila:

- tir roke je ukrivljen in rahlo odstopa od daljice [107, 37],
- hitrostni profil je zvonaste oblike [107],

- točnost giba, oz. končne točke je obratno sorazmerna hitrosti giba [108],
- tir je najbolj ukrivljen v točkah, kjer je hitrost roke najmanjša [109].

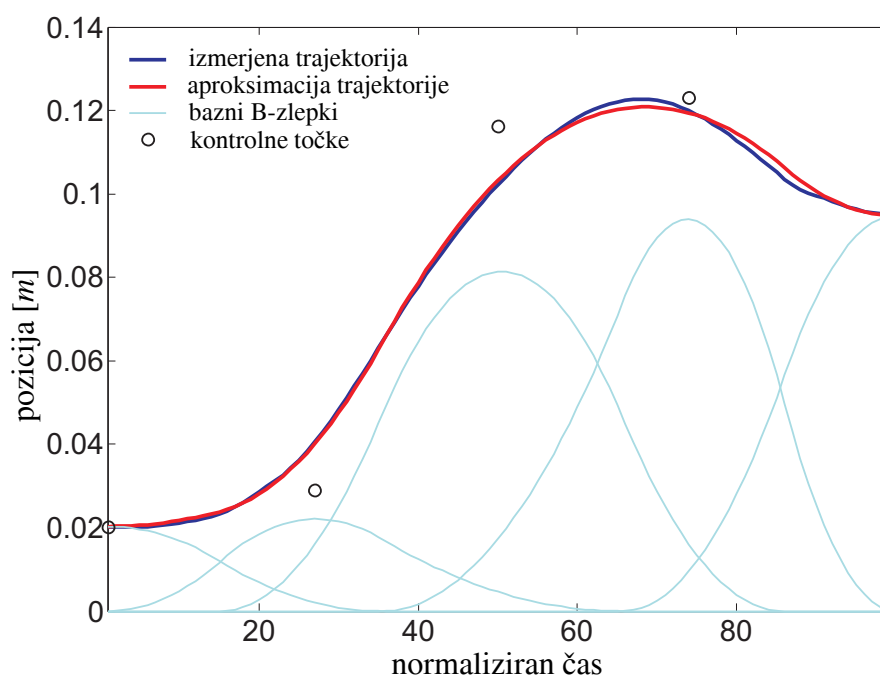
B-zlepki zaradi svoje lastnosti aproksimacije po intervalih omogočajo enostavno parametrizacijo poti roke. Prvi korak je pravilna segmentacija giba roke na podintervale, ki postanejo nosilci baznega B-zlepka. Na podlagi meritev gibanja roke [39] se je kot ustrezna pokazala naslednja segmentacija na 5 faz, če je dolžina giba normirana na 100 % od začetne do končne točke:

1. Začetna ali I. faza: 0-15% giba.
2. II. faza: 15-35% giba.
3. Osrednja ali III. faza: 35-65% giba.
4. IV. faza: 65-85% giba.
5. Zaključna ali V. faza: 85-100% giba.



Slika 3.4: Pet baznih B-zlepkov, ki se uporabljajo za aproksimacijo trajektorije roke. Vsota vseh petih zlepkov je na prikazanem območju enaka ena.

Slika 3.4 prikazuje pet baznih B-zlepkov za aproksimacijo giba roke. Kontrolni točki za prvi in peti bazni zlepek sta kar vrednosti začetne in končne točke. Kontrolne točke



Slika 3.5: Slika prikazuje izmerjeno trajektorijo gibanja roke (modra črta), njeno aproksimacijo (rdeča črta) ter pet baznih B-zlepkov (svetlo modra črta), katerih vsota je aproksimacija trajektorije gibanja roke. Črne pike prikazujejo kontrolne točke d_i .

za drugi, tretji in četrti bazni zlepek določimo s pomočjo metode najmanjših kvadratov na izmerjenemu gibu roke.

Gib, ki ga aproksimiramo z B-zlepki, je opisan z začetno in končno točko ter tremi kontrolnimi točkami, kar znese pet parametrov za posamezno os in v celoti petnajst parametrov za gib v 3D prostoru.

3.5 Prikaz trka

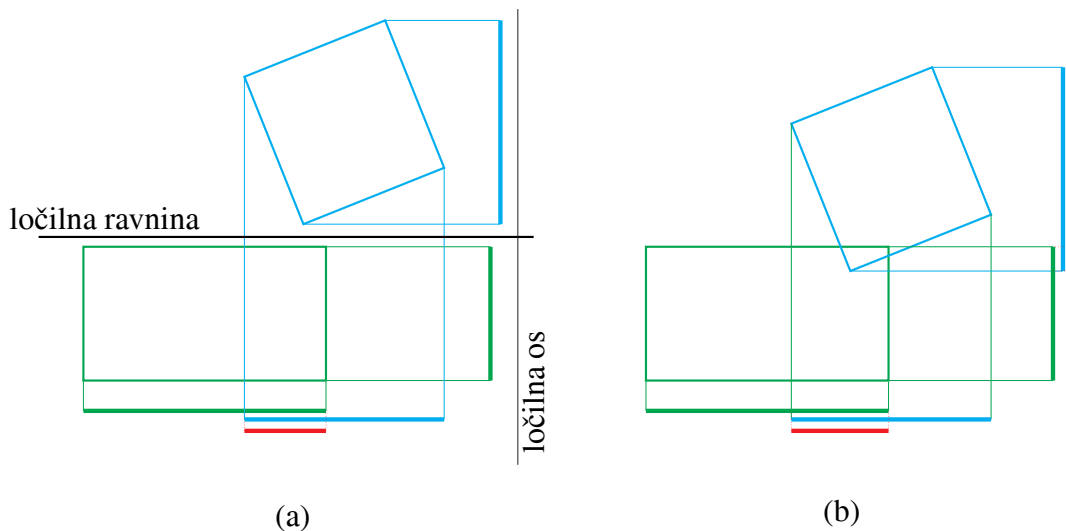
Trk določimo z detekcijo trkov z algoritmom opisanim v nadaljevanju. Z detekcijo trkov ugotovimo le, ali je prišlo do trka, nato se je potrebno odločiti, kaj bomo storili, ko je prišlo do trka. Kako bomo torej trk prikazali.

3.5.1 Detekcija trkov med objekti

Detekcijo trkov bomo opisali s pomočjo OBB (ang. oriented bounding box) objektov. OBB objekti so kvadri s šestimi prostostnimi stopnjami, spreminjata se jim torej pozicijo in orientacija. Vsak objekt nepravilne oblike lahko predstavimo s kvadrom, ki objema ta objekt. Detekcija trkov med OBB objekti temelji na naslednjem teoremu [110]:

Dva konveksna poliedra sta ločena in se ne sekata, če ju je možno ločiti z ravnino, ki je ali vzporedna z eno od ploskev obeh poliedrov ali z ravnino, ki vsebuje po en rob obeh poliedrov.

Ali obstaja taka ravnina, lahko ugotovimo s projekcijami poliedrov na osi, ki so pravokotne na prej opisane ravnine. Dva konveksna poliedra sta ločena, če obstaja taka os, na kateri sta njuni projekciji ločeni. Tej osi pravimo ločilna os. Če take osi ne najdemo, se objekta sekata.



Slika 3.6: Shematski prikaz detekcije trkov med OBB objekti. V primeru (a) obstaja ločilna ravnina, v primeru (b) pa je ne najdemo, zato lahko zaključimo, da se objekta prekrivata in sta v kontaktu.

Pri detekciji trkov med dvema OBB objektoma je potrebno narediti 15 testov trkov: 3 za ploskve prvega objekta, 3 za ploskve drugega objekta in 9 za ravnine, ki vsebuje po en rob obeh objektov.

Tabela 3.1: Vrednosti za R , R_0 , R_1 za pogoj neprekrivanja $R > R_0 + R_1$ za dva OBB testa. $c_{ij} = \vec{A}_i \cdot \vec{B}_j$

$\mathbf{L}$	R_0	R_1	R
$\vec{A}_0$	a_0	$b_0 c_{00} + b_1 c_{01} + b_2 c_{02} $	$ \vec{A}_0 \cdot \vec{D} $
$\vec{A}_1$	a_1	$b_0 c_{10} + b_1 c_{11} + b_2 c_{12} $	$ \vec{A}_1 \cdot \vec{D} $
$\vec{A}_2$	a_2	$b_0 c_{20} + b_1 c_{21} + b_2 c_{22} $	$ \vec{A}_2 \cdot \vec{D} $
$\vec{B}_0$	$a_0 c_{00} + a_1 c_{10} + a_2 c_{20} $	b_0	$ \vec{B}_0 \cdot \vec{D} $
$\vec{B}_1$	$a_0 c_{01} + a_1 c_{11} + a_2 c_{21} $	b_1	$ \vec{B}_1 \cdot \vec{D} $
$\vec{B}_2$	$a_0 c_{02} + a_1 c_{12} + a_2 c_{22} $	b_2	$ \vec{B}_2 \cdot \vec{D} $
$\vec{A}_0 \times \vec{B}_0$	$a_1 c_{20} + a_2 c_{10} $	$b_1 c_{02} + b_2 c_{01} $	$ c_{10}\vec{A}_2 \cdot \vec{D} - c_{20}\vec{A}_1 \cdot \vec{D} $
$\vec{A}_0 \times \vec{B}_1$	$a_1 c_{21} + a_2 c_{11} $	$b_0 c_{02} + b_2 c_{00} $	$ c_{11}\vec{A}_2 \cdot \vec{D} - c_{21}\vec{A}_1 \cdot \vec{D} $
$\vec{A}_0 \times \vec{B}_2$	$a_1 c_{22} + a_2 c_{12} $	$b_0 c_{01} + b_1 c_{00} $	$ c_{12}\vec{A}_2 \cdot \vec{D} - c_{22}\vec{A}_1 \cdot \vec{D} $
$\vec{A}_1 \times \vec{B}_0$	$a_0 c_{20} + a_2 c_{00} $	$b_1 c_{12} + b_2 c_{11} $	$ c_{20}\vec{A}_0 \cdot \vec{D} - c_{00}\vec{A}_2 \cdot \vec{D} $
$\vec{A}_1 \times \vec{B}_1$	$a_0 c_{21} + a_2 c_{01} $	$b_0 c_{12} + b_2 c_{10} $	$ c_{21}\vec{A}_0 \cdot \vec{D} - c_{01}\vec{A}_2 \cdot \vec{D} $
$\vec{A}_1 \times \vec{B}_2$	$a_0 c_{22} + a_2 c_{02} $	$b_0 c_{11} + b_2 c_{10} $	$ c_{22}\vec{A}_0 \cdot \vec{D} - c_{02}\vec{A}_2 \cdot \vec{D} $
$\vec{A}_2 \times \vec{B}_0$	$a_0 c_{10} + a_1 c_{00} $	$b_1 c_{22} + b_2 c_{21} $	$ c_{00}\vec{A}_1 \cdot \vec{D} - c_{10}\vec{A}_0 \cdot \vec{D} $
$\vec{A}_2 \times \vec{B}_1$	$a_0 c_{11} + a_1 c_{01} $	$b_0 c_{22} + b_2 c_{20} $	$ c_{01}\vec{A}_1 \cdot \vec{D} - c_{11}\vec{A}_0 \cdot \vec{D} $
$\vec{A}_2 \times \vec{B}_2$	$a_0 c_{12} + a_1 c_{02} $	$b_0 c_{21} + b_1 c_{20} $	$ c_{02}\vec{A}_1 \cdot \vec{D} - c_{12}\vec{A}_0 \cdot \vec{D} $

Prvi objekt se nahaja na poziciji $\vec{C}_0$, orientacija je določena z enotskimi smernimi vektorji $\vec{A}_0$, $\vec{A}_1$, $\vec{A}_2$ ter ima dimenzije $a_0 > 0$, $a_1 > 0$, $a_2 > 0$. Drugi objekt se nahaja na poziciji $\vec{C}_1$, orientacija je določena z enotskimi smernimi vektorji $\vec{B}_0$, $\vec{B}_1$, $\vec{B}_2$ ter ima dimenzije $b_0 > 0$, $b_1 > 0$, $b_2 > 0$. Možna ločilna os ima zapis $\vec{C}_0 + s\vec{L}$, kjer je $\vec{L}$ eden od naslednjih možnih vektorjev: $\vec{A}_i$, $\vec{B}_j$ ali $\vec{A}_i \times \vec{B}_j$ za $i = 0, 1, 2$ in $j = 0, 1, 2$. Vektor $\vec{D}$ je razdalja med centroma objektov.

Pogoj, da ni prišlo do trka po posamezni ločilni osi $\vec{L}$, je:

$$R_0 = \sum_{i=0}^2 a_i |\vec{L} \cdot \vec{A}_i| \quad (3.31)$$

$$R_1 = \sum_{i=0}^2 b_i |\vec{L} \cdot \vec{B}_i| \quad (3.32)$$

$$R = |\vec{L} \cdot \vec{D}| \quad (3.33)$$

$$R > R_0 + R_1 \quad (3.34)$$

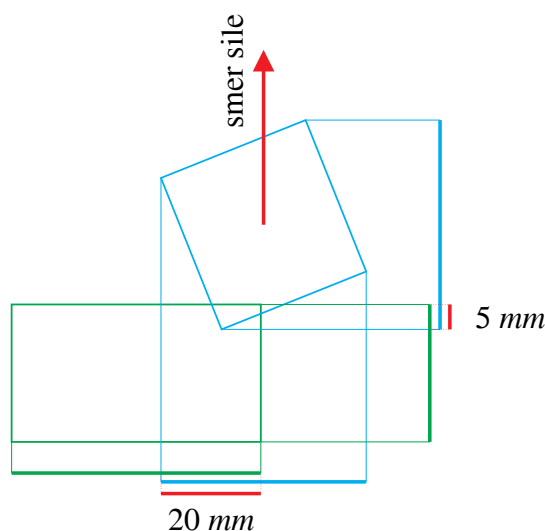
Pogoj, da ni prišlo do prekrivanja oziroma trka za posamezne osi, prikazuje tabela 3.1. Če se OBB objekta prekrivata, oziroma je prišlo do trka med njima, ne bo izpolnjen nobeden od 15 testov neprekrivanja. Če pa je eden od pogojev izpolnjen, lahko algoritem ustavimo,

saj vemo, da se objekta ne prekrivata. Posamezne vrednosti c_{ij} in $|c_{ij}|$ se izračunajo samo takrat, ko je to potrebno. Tako prihranimo dragocen računski čas.

Slika 3.6 prikaz detekcije trkov med OBB objekti. Objekta sta prikazana z zeleno oziroma svetlo modro barvo. Pod njima in desno od obeh objektov pa sta prikazani njuni projekciji. Prekrivanje projekcij označuje tudi možno prekrivanje objektov: v primeru (a) se prekrivata projekciji na horizontalni osi, vendar pa se ne prekrivata projekciji na vertikalni osi, ki je tudi ločilna os. V primeru (b) vidimo, da se objekta prekrivata, zato se prekrivata tudi obe osi. V primeru (a) obstaja ločilna ravnina, v primeru (b) pa je ne najdemo, zato lahko zaključimo, da se objekta prekrivata in sta v kontaktu. Prišlo je torej do trka med OBB objekti.

3.5.2 Prikaz sil trka na objekte

Kot vmesni rezultat algoritma za detekcijo trkov, ki smo ga opisali zgoraj, lahko določimo tudi prekrivanje obeh objektov. Ko poznamo globino trka objektov drug v drugega, lahko izračunamo silo, ki deluje med obema objektoma. Slika 3.7 prikazuje dva objekta OBB, ki sta v kontaktu drug z drugim, ter silo, ki deluje na modri objekt. Smer sile postavimo v smer tiste ločilne osi, pri kateri je globina kontakta najmanjša. Globini kontakta sta 5 oziroma 20 mm. V primeru na sliki je to v smeri vertikalne ločilne osi.



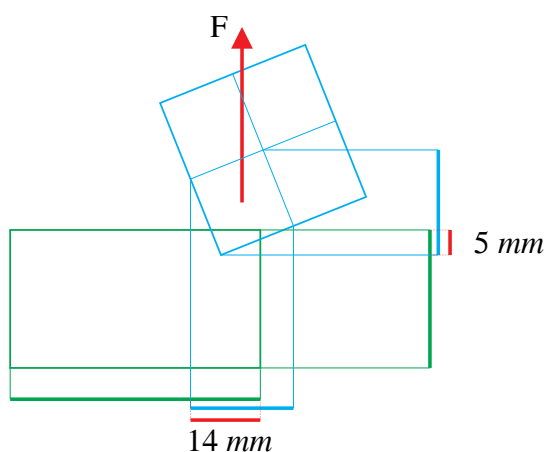
Slika 3.7: Slika prikazuje dva objekta OBB, ki sta v kontaktu drug z drugim, ter silo, ki deluje na modri objekt.

3.5.3 Prikaz navorov, ki nastanejo zaradi trkov

Za določanje navorov, ki nastanejo ob trku, potrebujemo informacijo o mestu trka na objektu. Algoritem za detekcijo trkov ne vrača informacije o mestu trka. Odvisno od zahtev

za kvaliteto prikazovanja trka pa je možnih več rešitev. Lahko se odločimo, da navorov ne bomo prikazovali. V tem primeru se bo spreminjala le pozicija objekta, orientacija pa ne. Če želimo natančno prikazovanje navorov, bomo morali poseči po bolj kompleksnem algoritmu za določanje trkov, ki nam bo dal tudi informacijo o mestu trka. V nadaljevanju bomo predstavili enostavno rešitev za prikazovanje navorov, ne da bi se bilo potrebno zateči k uporabi kompleksnih algoritmov za določanje mesta trka.

Objekt, ki se nahaja v 3 dimenzionalnem okolju, razdelimo na osem podobjektov, v primeru, da se objekt nahaja v 2 dimenzionalnem okolju, kot je prikazano na sliki 3.8, pa ga razdelimo na štiri podobjekte. Za vsak objekt izvedemo algoritem za detekcijo trkov, ki nam vrne informacijo o sili, ki deluje na posamezni podobjekt. Mesto prijemališč posameznih sil postavimo v središče podobjektov. Ročice prijemališč sil so razdalje središč podobjektov od središča glavnega objekta. Vsota posameznih navorov je navor, ki deluje na glavni objekt. Takšen način izračunavanja navora nam ne ponudi popolnoma prave informacije o navorih, ki delujejo na objekt, vendar pa se v praksi izkaže za dovolj dobrega za nivo manipulacije z objekti, ki jih potrebujemo za naša navidezna okolja. Tako lahko postavljamo objekte na druge objekte ter rotiramo objekt v pravi smeri pri trku v drug objekt. Na sliki 3.8 je v kontaktu z zelenim objektom le eden od štirih podobjektov. Globini kontakta sta 5 oziroma 14 mm. Prijemališče sile je postavljeno v center tega podobjektka, zato sila na glavni objekt, ki je predstavljen z modro barvo, povzroča navor.



Slika 3.8: Slika prikazuje podobno situacijo kot slika 3.7, le da je tokrat modri objekt razdeljen na štiri podobjekte.

3.6 Prijem v navideznih okoljih

3.6.1 Model dotika

Za modeliranje dotika se uporabljajo trije modeli dotika [111]. Modeli določajo, kako se s prsta prenašajo kontaktne sile in navori na prijeti predmet (glej tabelo 3.2).

- Dotik brez trenja. Model dotika brez trenja se uporablja, ko je površina kontakta zelo majhna in gladka (spolzka). Pri tem modelu se na predmet prenese samo normalna komponenta kontaktne sile f_n . Za tangencialne sile (sile trenja) in napore pa se predpostavlja, da so zanemarljivo majhni.
- Trdi prst. Model trdega prsta se uporablja, ko se pojavi nezanemarljivo trenje med prstom in podlago, vendar pa je površina kontakta še vedno zelo majhna, tako da ne pride do trenja zaradi navorov. Pri tem modelu trenja se na predmet prenesejo vse tri komponente kontaktne sile f_n , f_t in f_o . Navori so zanemarljivo majhni.
- Mehki prst. Model mehkega prsta opisuje razmere, ko je trenje nezanemarljivo, površina kontakta pa je dovolj velika, da nastane trenje zaradi komponente navora v smeri normale. Na predmet se prenesejo vse tri komponente kontaktne sile f_n , f_t in f_o , ter komponenta navora v smeri normale m_n .

Tabela 3.2: Vektorji kontaktnih sil (f_n sila v smeri normale na površino, f_t sila v smeri tangente na površino, f_o sila v smeri ortonormale na površino) in navorov (m_n navor v smeri normale na površino), ki se prenašajo s prsta na prijeti predmet.

Dotik brez trenja	(f_n)
Trdi prst	(f_n, f_t, f_o)
Mehki prst	(f_n, f_t, f_o, m_n)

3.6.2 Model prijema

Ko predmet primemo, ga omejimo glede na dlan oziroma prijemalo. Poznamo dva opisa omejitve glede na dlan [111]: objem po obliki in objem po sili. Ko je predmet prijeto oziroma omejen z objemom po obliki, se ne more gibati glede na dlan oziroma prijemalo, ne glede na zunanje sile, ki delujejo na predmet. Vsi objemi po obliki so hkrati tudi objemi po sili. Pri objemu po sili se upoštevajo sile trenja, ki dodatno omejijo gibanje predmeta glede na dlan. Posledica je zmanjšanje števila kontaktov, ki so potrebni za omejitev gibanja predmeta glede na dlan oziroma prijemalo. Za tridimenzionalni konveksni polieder, ki ima šest prostostnih

stopenj gibanja, potrebujemo sedem kontaktnih točk, da ga omejimo. Če pa ga omejimo z objemom po sili, potrebujemo le tri kontaktne točke, če upoštevamo model dotika trdega prsta, in le dve kontaktni točki, če upoštevamo model mehkega prsta. Model objema po sili se zanaša na to, da lahko prsti pritisnejo oziroma primejo predmet poljubno tesno, da lahko sile trenja kompenzirajo ostale sile, ki delujejo na prijeto predmet [50].

V našem modelu navideznega okolja smo uporabljali objem po sili. Ker ima naše navidezno prijemalo samo dva prsta, ki omogočata dve kontaktni točki, je do objema po sili prišlo le v primeru, če smo modelirali dotik mehki prst. V primeru uporabe modela trdi prst pa je lahko predmet rotiral okoli osi, ki jo določata prsta. Za model dotika brez trenja pa lahko rečemo, da je osnovni model dotika v haptičnem okolju, prek katerega je uporabnik v stiku z navideznim okoljem.

3.6.3 Coulombov zakon in stožec trenja

Coulombov zakon trenja pravi, da je sila trenja med drsenjem, ki deluje tangencialno na smer površine proporcionalna sili, ki deluje v smeri normale na površino:

$$F_t = \mu F_n, \quad (3.35)$$

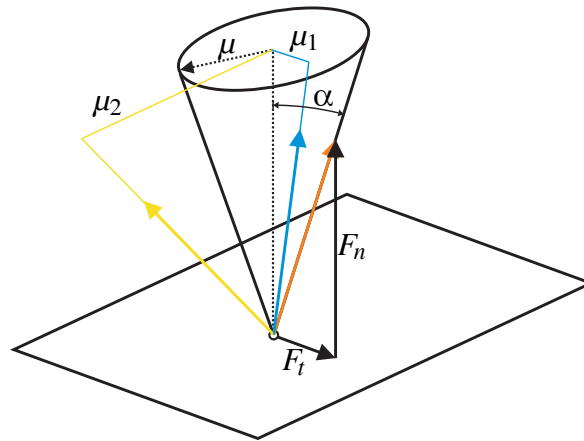
kjer je F_t sila trenja v tangencialni smeri, F_n sila, ki deluje v smeri normale na površino, μ pa dinamični koeficient trenja. V kontaktni točki zakon trenja, ki ga uporabljamo pri modeliranju, določa zahteve za komponente sile in navore, ki se prenašajo s prsta na prijeto predmet, da ostane prijeto. Sile in navori trenja morajo ostati znotraj določenega območja sil. V primeru Coulombovega zakona trenja je to območje sil enako Coulombovemu stožcu trenja [111]:

$$\frac{1}{\mu} \sqrt{f_t^2 + f_o^2} = \frac{1}{\mu} F_t \leq f_n, \quad (3.36)$$

ki ga lahko tudi grafično ponazorimo. Ker upoštevamo trenje, sme kontaktna sila odstopati od smeri normale na površino, na kateri se nahaja kontaktna točka. Največje odstopanje od smeri normale na površino je določeno s kotom α :

$$\alpha = \arctan \mu = \arctan \frac{F_t}{F_n}. \quad (3.37)$$

Množica vseh možnih sil pri največjem kotu odstopanja α oriše stožec trenja. Slika 3.9) prikazuje stožec trenja. Oranžni vektor predstavlja mejno smer sile oziroma skrajno smer sile, ki še ne povzroči zdrsa, rumeni vektor smer sile, ki se nahaja izven stožca trenja ($\mu_2 > \mu$) in povzroči zdrs, modri vektor pa silo, ki je znotraj stožca trenja ($\mu_1 < \mu$) in ne povzroči zdrsa.

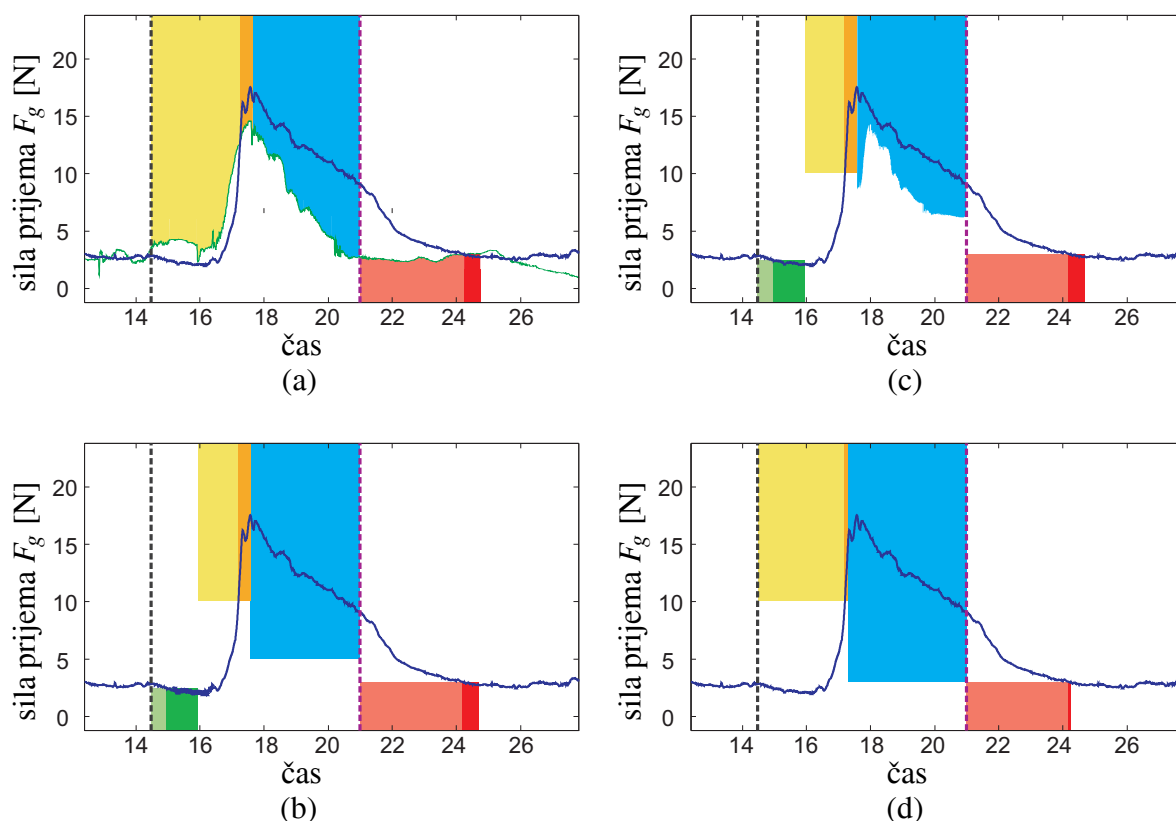


Slika 3.9: Geometrijska predstavitev Coulombovega trenja: stožec trenja.

3.6.4 Prijem v navideznem okolju

Osnova za modeliranje prijema v našem navideznem okolju so modeli dotika, opisani v podpoglavju 3.6.1, model prijema, opisan v podpoglavju 3.6.2, ter model Coulombovega trenja in stožec trenja, opisana v podpoglavju 3.6.3. Modeliranje prijema v navideznih okoljih bomo opisali s pomočjo slik 3.10. Predpogoj za prijem je, da je navidezna točka, ki predstavlja vrh roke v navideznem okolju, v kontaktu z navideznim predmetom (na slikah 3.10 je trenutek dotika z navideznim predmetom prikazan z navpično črno črtkano črto ob 14.5 s). Slika 3.10 (a) prikazuje prijem v skladu z modelom Coulombovega trenja. Z modro črto je prikazana sila prijema, z zeleno pa minimalna potrebna sila prijema $F_n = \frac{F_t}{\mu}$, definirana z modelom Coulombovega trenja. Za stabilen prijem mora biti sila prijema F_g večja od minimalne potrebne sile prijema F_n , takrat namreč velja $\frac{1}{\mu}F_t \leq F_g$. S svetlo rumenim poljem je označeno področje, ko je sila prijema F_g manjša od minimalne potrebne sile prijema F_n , ko do prijema še ne pride. S temno rumenim poljem pa je označeno področje, ko je sila prijema F_g večja od sile F_n in tokrat lahko pride do prijema. Postavimo še dodatni pogoj, da bo prišlo do prijema šele, ko bo sila prijema F_g dovolj dolgo večja od sile F_n , recimo 0.5 s, kot je to prikazano na sliki 3.10 (a). Ravno tako mora biti izpolnjen pogoj $\frac{1}{\mu}F_t \leq F_g$ med prenašanjem navideznega predmeta, kot je to prikazano na sliki 3.10 (a) z modro obarvanim poljem. Vi-jolična navpična črtkana črta na slikah 3.10 zaznamuje trenutek, ko se predmet nahaja na ciljnih točki in je faza prenašanja končana. Uporabnik predmet spusti, ko je izpolnjen pogoj $\frac{1}{\mu}F_t > F_g$. Sila prijema F_g mora biti manjša od F_n . Svetlo rdeče področje na sliki 3.10 (a) prikazuje področje, ko pogoj ni izpolnjen, temno rdeče pa, ko je pogoj izpolnjen. Dodamo lahko še dodatni pogoj, da naj bo za izpust predmeta pogoj $\frac{1}{\mu}F_t > F_g$ izpolnjen nek določen čas, recimo 0.4 s.

Pri prijemanju dejanskega predmeta se sila obremenitve porazdeli po prstih in dlani.



Slika 3.10: Slika prikazuje različne možne sheme modeliranja prijemanja: (a) shema po Coulombovem zakonu, (b) shema z uporabo pragov sile prijema, (c) kombinirana shema, (d) poenostavljena shema s pragovi. Sila prijema je prikazana z modro črto, minimalna potrebna sila prijema na sliki (a) je prikazana z zeleno črto. Črna navpična črtkana črta označuje trenutek kontakta z navideznim predmetom. Vijolična navpična črtkana črta označuje konec faze prenašanja navideznega predmeta na željeno ciljno mesto. Zeleno polje na slikah (b) in (c) prikazuje začetno odpiranje dlani po kontaktu s predmetom pred prijemanjem predmeta. Rumeno polje označuje prijem predmeta, modro polje fazo prenašanja predmeta, rdeče polje pa odpiranje dlani za izpust predmeta.

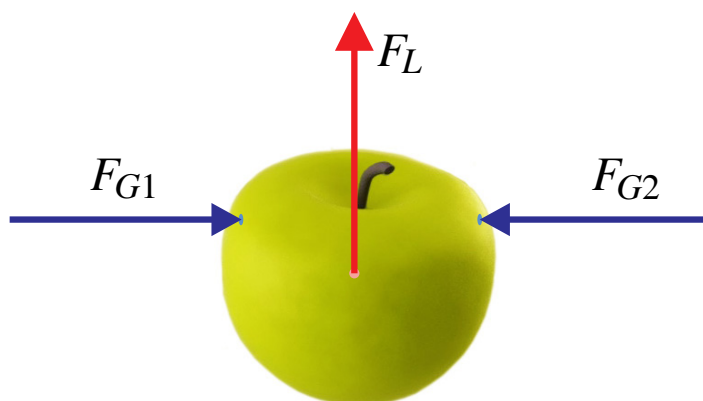
Oseba, ki prijema, preko mehanoreceptorjev v koži zaznava, kakšna je sila obremenitve [112, 98], in tej sili prilagodi silo prijema [46, 48]. Pri našem sistemu je roka uporabnika nameščena v opornico sistema za prijemanje, zato sila obremenitve F_l deluje v zapestju uporabnika. Uporabnik torej ne čuti sile obremenitve zaradi premikanja predmeta in njegove teže v prstih, temveč v zapestju. Tako sta sila prijema in sila obremenitve ločeni med seboj. HEnRiE podpira roko v zapestju, kar je nujno za uspešno uporabo naprave HEnRiE v robotsko podprti rehabilitaciji roke in prijemanja. Glede na motorične sposobnosti lahko haptični vmesnik uporabniku pomaga pri premikanju in mu je pri opravljanju naloge v pomoč, lahko pa se haptični vmesnik gibanju tudi upira, tako da uporabnik svojo moč pri opravljanju naloge krepi. Nivo pomoči uporabniku oziroma upiranje gibanju, ki ga izvaja uporabnik, je lahko določen glede na njegove motorične zmožnosti. Zato je smiselno

tudi del naloge, ki je povezan s prijemanjem, posebej prilagoditi motoričnim zmožnostim prijemanja posamezne osebe. Ker uporabnik ne dobiva informacije o sili obremenitve prek prstov, temveč prek zapestja, je potrebno shemo modeliranja prijema s Coulombovim zakonom prilagoditi. Na tem mestu je potrebno omeniti še način vpetja prstov v sistem za prijemanje. Palec je s pomočjo manšete za palec trdno, vendar udobno, pripet na levo merilno celico, prav tako so ostali štirje prsti trdno pričvrščeni na ploščico s trakovi na desni merilni celici. Zaradi načina pričvrstitve prstov je tudi v mirovanju izmerjena majhna sila prijema, saj uporabnik običajno rahlo pritiska na merilne celice. Sila prijema pa lahko postane tudi negativna, če uporabnik močno razpre dlan in povleče narazen merilne celice.

Slika 3.10 (b) prikazuje prilagojen način prijemanja v navideznih okoljih, ki je posebej primeren in zamišljen za opisano napravo HEnRiE. Prijemanje zahteva tako zapiranje dlani (fleksija prstov), kot tudi odpiranje dlani (ekstenzija prstov), s čimer se zagotovi trening tako fleksorskih kot ekstenzorskih mišic, ki skrbijo za prijem. Ko pride do kontakta z navideznim predmetom, kar na slikah 3.10 označuje črna navpična črtkana črta, mora uporabnik dlan odpreti, da lahko predmet sploh prime. Ta faza odpiranja dlani je na sliki 3.10 (b) prikazana z zelenim poljem. Pogoji za dovolj odprto dlan je, da je sila prijema 1 sekundo pod 2.5 N, kar označuje temno zeleno polje na sliki 3.10 (b). Sedaj lahko uporabnik prime navidezni predmet, kar označuje rumeno polje na sliki 3.10 (b). Do prijema bo prišlo, če je sila prijema 0.4 sekunde večja od 10 N, kar naznačuje temno rumeno polje na sliki 3.10 (b). Sedaj se lahko začne faza prenašanja navideznega predmeta, ki je na sliki 3.10 (b) označena z modrim poljem. Seveda sila prijema ne sme pasti pod 5 N, sicer bo predmet padel iz prijema in uporabnik bo moral začeti znova. Faza prenašanja je končana, ko uporabnik prenese navidezni predmet na ciljno mesto, na slikah 3.10 je ta trenutek označen z vijolično navpično črtkano črto. Sedaj lahko uporabnik predmet izpusti. Ta faza je označena z rdečim poljem. Navidezni predmet bo oseba izpustila, če bo sila prijema 0.5 sekunde pod 3 N. Sedaj gre lahko uporabnik po nov navidezni predmet. Seveda so vsi nivoji sil in časi trajanja poljubno nastavljivi, opisane vrednosti smo podali le kot primer. Slika 3.10 (c) prikazuje kombinacijo modeliranja prijemanja s slike 3.10 (a) in 3.10 (b), ko je v fazi transporta predmeta kot pogoj za obdržanje predmeta v prijemu uporabljen Coulombov zakon. Opisano shemo, ki jo prikazuje slika 3.10 (b), je možno poenostaviti. Slika 3.10 (d) prikazuje tak primer. Pogoj za odpiranje dlani pred prijemom (zeleno polje na ostalih slikah) je izpuščen, pogoj za prijem (rumeno polje) je izpolnjen takoj, ko sila prijema preseže prag za prijem. Prag sile za izpust predmeta med fazo prenašanja pa je enak pragu sile za izpust predmeta po koncu faze prenašanja. Prav tako je za izpust predmeta potrebno silo prijema zmanjšati pod prag sile za izpust. Za primer, predstavljen s sliko 3.10 (d), potrebujemo samo dva parametra: prag sile prijema za prijem in prag sile prijema za izpust. Vso shemo še bolj poenostavimo, če sta

praga za prijem in izpust enaka.

Slika 3.11 prikazuje navidezni objekt in sile, ki delujejo nanj. Sila obremenitve F_L ima prijemališče v težišču navideznega objekta, sili prijema F_{G1} in F_{G2} pa v točkah dotika navideznih prstov z navideznim objektom. Celotna sila prijema F_G je vsota velikosti sil F_{G1} in F_{G2} . Tako silo obremenitve F_L kot silo prijema F_G izvaja na navidezni objekt uporabnik.



Slika 3.11: Navidezni objekt in sile, ki delujejo nanj. Sila obremenitve F_L ima prijemališče v centru navideznega objekta, sili prijema F_{G1} in F_{G2} pa v točkah dotika navideznih prstov z navideznim objektom.

V tem podpoglavju smo želeli prikazati možne sheme prijemanja navideznega predmeta v navideznih okoljih. Modeliranje prijemanja je tako mogoče doseči z modelom Coulombovega trenja kot tudi s pragovi sile prijema v posameznih fazah prijemanja. S stališča uporabnika sta oba modela naravna in ne zahtevata dodatnega kognitivnega napora. S poskusi na zdravih osebah in dveh osebah po kapi pa se je izkazalo, da je za način vpetja roke v zapetju, kot smo ga opisali zgoraj, bolj primeren model s pragovi, ki ga ponazarja slika 3.10 (b).

3.6.5 Razmerje med velikostjo sile prijema in sile obremenitve

Pogosta mera oziroma ocena, ki jo najdemo v literaturi, ki obravnava študije koordinacije prijema, je razmerje med velikostjo sile prijema in sile obremenitve oziroma GF/LF razmerje (ang. GF/LF ratio), kjer je GF sila prijema (ang. grasp force) in LF sila obremenitve (ang. load force) [48, 113, 114, 115, 116, 117, 118, 119]. Ko gre sila obremenitve proti vrednosti nič, gre vrednost celotne mere proti neskončno, zato je težko prikazati potek mere za celotni potek prijemanja. Avtorji se zato pri nalogah prenašanja predmeta omejijo le na vrednost mere pri najvišji vrednosti sile prijema, ko je tudi sila obremenitve visoka [48, 120, 117, 116, 119]. Pri nalogah ponavljajočega se gibanja “gor-dol” sila obremenitve spreminja smer, zato gre vrednost mere GF/LF pri vrednostih sile obremenitve okoli nič

proti neskončno. V teh primerih se avtorji omejijo na vrednost mere pri minimalni sili prijema [114, 115]. Le redko v literaturi zasledimo graf poteka mere GF/LF za celoten potek eksperimenta [121, 114].

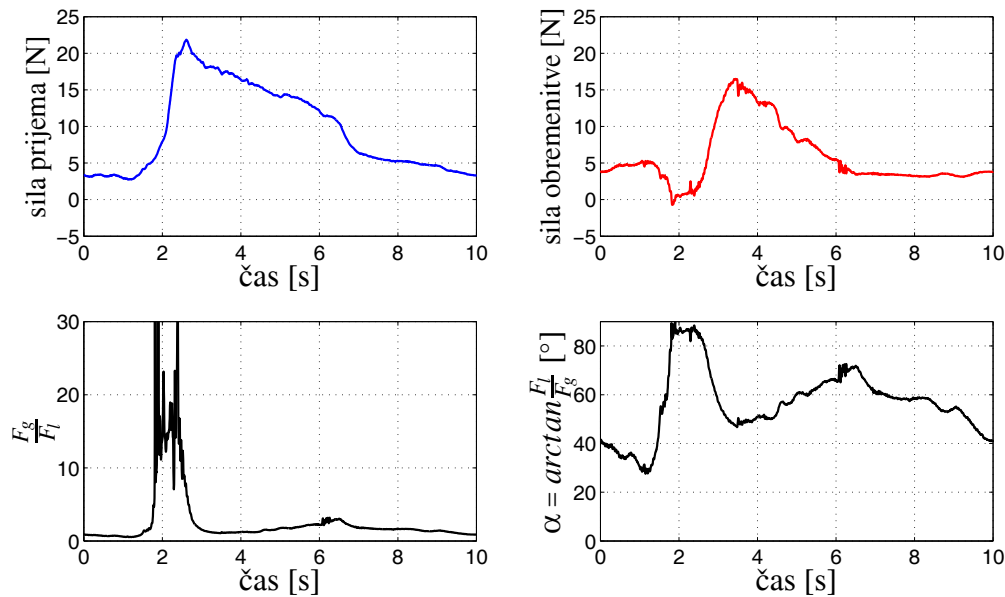
V poglavju 3.6.3 smo opisali stožec trenja in model Coulombovega trenja, ki opisuje razmerje med silo, ki deluje v smeri normale, torej silo prijema F_G , in silo, ki deluje v tangencialni smeri, torej silo obremenitve F_L :

$$\mu = \frac{F_t}{F_n} = \frac{F_L}{F_G}, \quad (3.38)$$

ter kot α med njima:

$$\alpha = \arctan \mu = \arctan \frac{F_L}{F_G}. \quad (3.39)$$

Če je ta kot večji od kota, ki ga določa koeficient trenja podlage predmeta, potem bo prišlo do zdrsa predmeta iz prijema, če pa je ta kot manjši, bo predmet ostal v prijemu. Medtem ko se vrednosti razmerja med velikostjo sile prijema in sile obremenitve $\frac{F_G}{F_L}$ nahajajo v intervalu od 0 do neskončno, se vrednosti kota α , kot ga opisuje izraz (3.39), nahajajo v območju od 0 do 90 stopinj. Zato je ta parameter bolj primeren za mero razmerja med velikostjo sile prijema in sile obremenitve, saj lahko prikažemo mero za celoten potek prijemanja (glej sliko 3.12), poleg tega pa ima tudi enostavno grafično ponazoritev.



Slika 3.12: Slika prikazuje silo prijema, silo obremenitve (prva vrsta grafov) ter dve meri razmerja med velikostjo sile prijema in sile obremenitve (druga vrstica). Levo spodaj je prikazan graf razmerja $\frac{F_g}{F_l}$, desno spodaj pa $\alpha = \arctan \frac{F_l}{F_g}$.

3.6.6 Korelacija kot mera sklopljenosti sile prijema in sile obremenitve

V literaturi je korelacija med časovnimi poteki signalov sile prijema in sile obremenitve navedena kot mera, ki velja kot natančna mera koordinacije in sklopljenosti med silo obremenitve in silo prijema [51, 114, 122, 115, 123]. Nowak et al. [51] tako podajajo vrednosti korelacije med silo obremenitve in silo prijema za ciklično premikanje predmeta z maso 350 g pri zdravih osebah. Pri premikanju predmeta “gor-dol” je vrednost korelacije 0.88(0.75,0.98), za gibanje “od sebe-proti sebi” (medialno-lateralno) pa je vrednosti korelacije 0.70(0.56,0.82) (v oklepajih sta podani vrednosti 25 in 75 percentila). Duque et al. [122] podajajo vrednosti korelacije med silo prijema in silo obremenitve pri dviganju predmeta z maso 280 g pri zdravih in paretičnih osebah. Pri zdravih osebah je bila vrednost korelacije 0.73(0.63,0.83), pri paretičnih pa 0.56(0.42,0.68). Podobne poskuse dvigovanja predmeta so opravili McDonnell et al. [116] pri odraslih hemiplegičnih osebah. Osebe so dvignile predmet z maso 340 g. Vrednost korelacije med silo prijema in silo obremenitve je bila 0.62(0.42,0.82).

Iz zgornjih primerov vidimo, da je potrebno vrednosti korelacije med silo prijema in silo obremenitve pri osebah z motoričnimi motnjami, ki izvirajo iz poškodb živčno-mišičnega sistema, primerjati z vrednostimi korelacije pri zdravih osebah. Pokaže se namreč, da so vrednosti pri različnih tipih nalog različne in da se srednje vrednosti korelacije pri zdravih osebah nahajajo v območju od 0.7 do 0.9. Tako se ob hipotezi, da se zdrave osebe poslužujejo optimalne kontrole izvajanja sile prijema [46, 124, 125, 126, 127, 117], postavi vprašanje, kakšna je najvišja vrednost korelacije, ki jo lahko pričakujemo, ter ali je korelacija sploh primerna mera za mero koordinacije in sklopljenosti sile prijema in sile obremenitve.

Merilni sistem

Merilni sistem sestavljajo [50]:

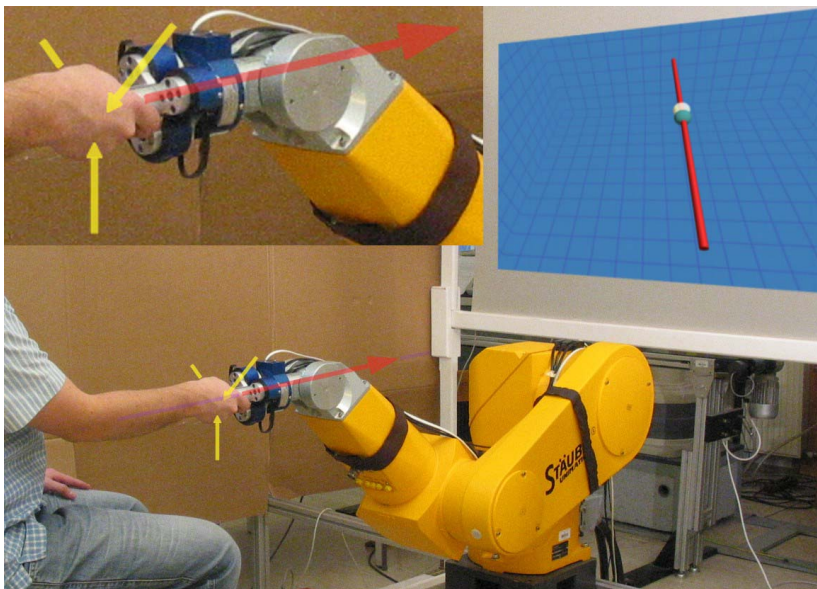
- haptični vmesnik Stäubli RX90, opisan v poglavju 2.2.2,
- držalo za merjenje sile prijema, opisano v poglavju 2.2.3,
- haptično in grafično navidezno okolje, opisano v nadaljevanju.

Gibanje haptičnega vmesnika je bilo omejeno na os v smeri prijema. V smeri prijema je bil vrh haptičnega vmesnika modeliran kot masa $m = 1 \text{ kg}$, v dušenem prostoru z dušenjem $b = 50 \frac{Ns}{m}$. Haptično navidezno okolje je tako simuliralo gibanje krogle po ravnem vodilu, kot je to prikazano v desnem zgornjem kotu slike 3.13, ki prikazuje eksperimentalno okolje.

Na kroglo, ki se lahko giblje le v eni osi, delujeta dve sili:

$$F_{izm,x} + F_{virt,x} = ma_x + bv_x, \quad (3.40)$$

pri čemer je sila F_{izm} izmerjena sila, to je sila, ki jo izvaja uporabnik, sila F_{virt} pa navidezna sila, ki je določena programsko.



Slika 3.13: Eksperimentalno okolje. Slika prikazuje haptični vmesnik Staubli RX90, držalo za merjenje sile prijema ter grafično navidezno okolje, ki je projicirano na platno za haptičnim vmesnikom. Vijolična črta prikazuje smer gibanja, rumene puščice prikazujejo tri komponente sile prijema, rdeča puščica pa smer navidezne sile, ki deluje na navidezno maso.

Protokol meritev

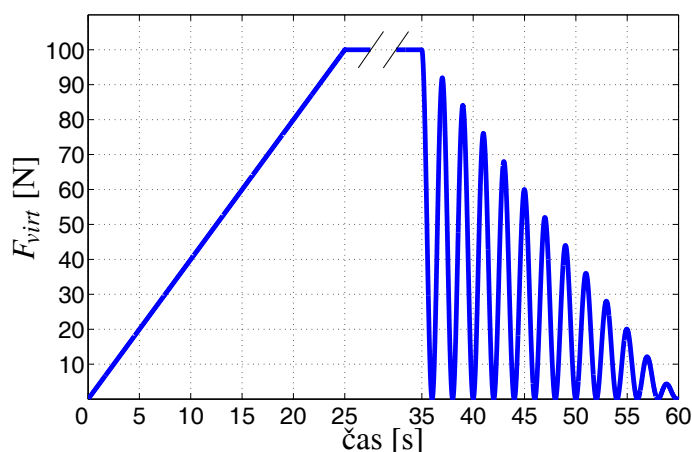
Pri meritvah je sodelovalo šest zdravih odraslih oseb starosti med 23 in 29 letom. Pri vseh osebah je bila desna roka dominantna roka. Nobeden od udeležencev ni imel nobene motnje zaradi živčno-mišične okvare.

Oseba se je usedla na stol pred robota izven njegovega delovnega prostora ter prijela za držalo, tako da je bil prijem udoben in stabilen. Naloga osebe med poskusom je bila, da drži pozicijo robota v začetni referenčni legi in prilagodi silo F_{izm} , s katero vleče, navidezni sili F_{virt} , ki vleče v nasprotni smeri stran od osebe. Pozicija vrha robota je bila prikazana na zaslonu kot krogla, ki se premika v skladu s premikanjem robota. Referenčna pozicija je bila prikazana kot prosojna krogla, ki jo je morala oseba prekriti s kroglo, ki je predstavljala vrh robota.

Za navidezno silo F_{virt} so bili uporabljeni štirje poteki sile v odvisnosti od časa:

- naraščajoča klančina s konstantnim nagibom $4 \frac{N}{s}$, ki je trajala 25 s in je dosegla končno vlečno silo 100 N.
- naraščajoč sinusoidni potek, ki smo ga dobili tako, da smo kvadrirali sinusno funkcijo in jo pomnožili s klančino. Tako smo dobili sinusoidni potek, ki se mu je amplituda povečevala do končnih 100 N. Frekvenca sinusne funkcije je bila 0.25 Hz, tako da smo dobili v času 25 s 13 vrhov.
- padajoča klančina, ki se ji sila z začetne vrednosti 100 N zmanjša na 0 N.
- padajoč sinusoidni potek, ki se mu sila z začetne vrednosti 100 N zmanjša na 0 N amplitude.

Slika 3.14 prikazuje primer naraščajoče klančine, ki ji sledi padajoč sinusoidni potek.



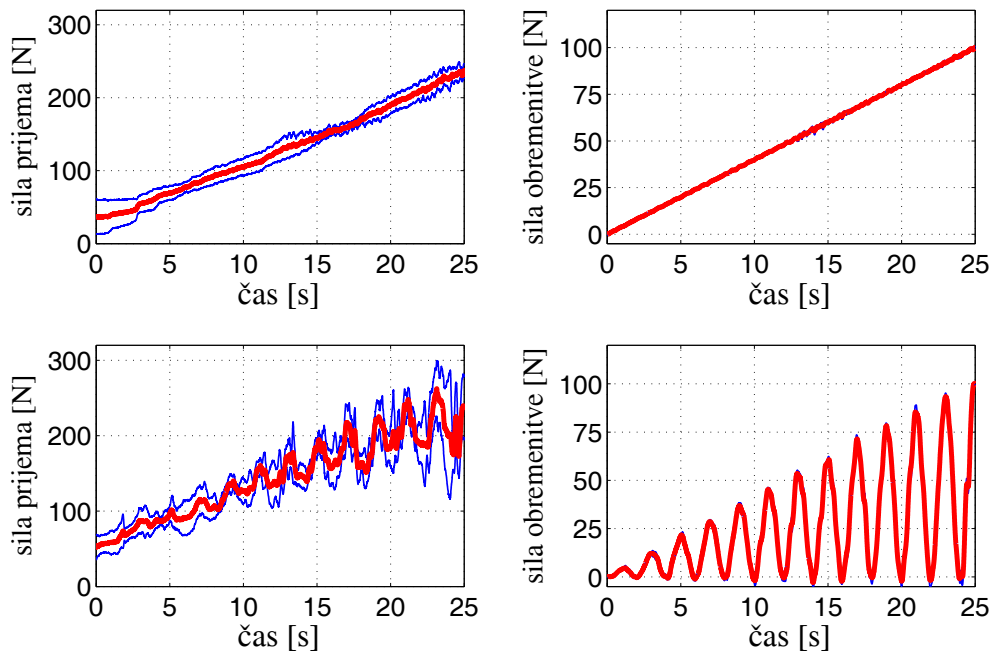
Slika 3.14: Potek sile F_{virt} . Začne se s klančino ter konča s sinusoidnim potekom.

Za vsak potek smo napravili po štiri ponovitve, tako da smo za vsako osebo posneli vsega skupaj 16 potekov sile obremenitve in sile prijema.

Z eno osebo pa smo izvedli meritve z naraščajočo klančino ter naraščajočimi sinusoidnimi poteki štirih različnih frekvenc: 0.05 Hz, 0.1 Hz, 0.25 Hz ter 0.5 Hz. Za vsako frekvenco so izmerili štiri poteke. S temi meritvami smo želeli preveriti, v kakšni odvisnosti je vrednost korelacije od frekvence sinusoidnega poteka.

Rezultati

Slika 3.15 prikazuje primer potekov srednjih vrednosti in standardnih deviacij sil prijema in obremenitve za naraščajočo klančino in naraščajoč sinusoidni potek.



Slika 3.15: Slika prikazuje srednje vrednosti in standardne deviacije za štiri meritve potekov sile prijema in sile obremenitve za naraščajočo klančino in naraščajoč sinusoidni potek.

Tabela 3.3 v drugem stolpcu prikazuje natančnost sledenja N_{sl} izmerjene sile F_{izm} navidezni sili F_{virt} . Natančnost sledenja N_{sl} je izračunana po enačbi:

$$N_{sl} = 1 - \sqrt{\frac{\sum_{t=0s}^{25s} (|F_{virt}| - |F_{izm}|)^2}{\sum_{t=0s}^{25s} |F_{virt}|^2}}, \quad (3.41)$$

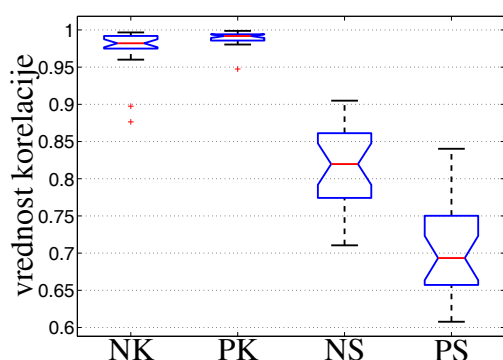
V tretjem stolpcu tabele 3.3 so prikazane vrednosti korelacije.

Tabela 3.3: Tabela prikazuje natančnost sledenja N_{sl} ter vrednosti korelacije za različne poteke sile obremenitve. V oklepajih sta podana 25 in 75 percentil. NK - naraščajoča klančina, NS - naraščajoči sinusoidni potek, PK - padajoča klančina, PS - padajoči sinusoidni potek.

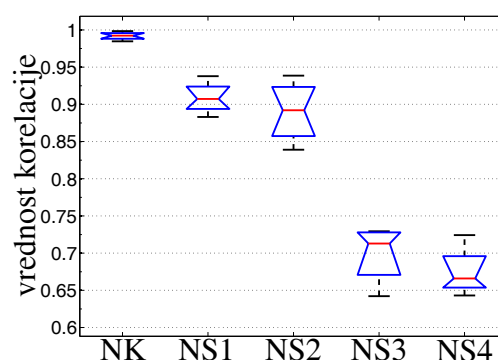
potek	N_{sl} [%]	korelacija
NK	99.5(99.1,99.8)	0.98(0.97,0.99)
PK	99.4(99.3,99.5)	0.99(0.98,0.99)
NS	94.2(91.9,96.0)	0.82(0.77,0.86)
PS	94.2(92.5,95.7)	0.69(0.66,0.75)

Tabela 3.4: Tabela podaja vrednosti korelacije za naraščajočo klančino ter naraščajoči sinusoidni potek različnih frekvenc.

NK	NS 0.05 Hz	NS 0.1 Hz	NS 0.25 Hz	NS 0.5 Hz
0.99(0.99,1.00)	0.91(0.89,0.92)	0.89(0.85,0.92)	0.71(0.67,0.73)	0.67(0.65,0.70)



Slika 3.16: Grafični prikaz podatkov iz tabele 3.3. NK - naraščajoča klančina, NS - naraščajoči sinusoidni potek, PK - padajoča klančina, PS - padajoči sinusoidni potek.



Slika 3.17: Grafični prikaz podatkov iz tabele 3.4. NK - naraščajoča klančina, NS1 - naraščajoči sinusoidni potek s frekvenco 0.05 Hz, NS2 - naraščajoči sinusoidni potek s frekvenco 0.1 Hz, NS3 - naraščajoči sinusoidni potek s frekvenco 0.25 Hz, NS4 - naraščajoči sinusoidni potek s frekvenco 0.5 Hz.

Korelacija kot mera sklopljenosti med silo prijema in silo obremenitve

Poskuse s klančino lahko opišemo kot poskuse v kvazistatičnih razmerah, poskuse s sinusoidnim potekom pa kot poskuse v dinamičnih razmerah. Visoke vrednosti sledenja N_{sl} 99.5 % in korelacije med silo prijema in silo obremenitve 0.99 v kvazistatičnih razmerah kažejo, da odrasle zdrave osebe načrtujejo prijem v smislu optimalne sklopitve med silo prijema in silo obremenitve. S poskusi v kvazistatičnih razmerah smo pokazali, da je korelacija natančna mera sklopitve med silo prijema in silo obremenitve. Vrednost korelacije 1 pomeni popolno sklopitev sile prijema in sile obremenitve, manjše vrednosti pa predstavljajo vedno manjšo stopnjo sklopitve med silo prijema in silo obremenitve.

V dinamičnih razmerah se korelacija med silo prijema in silo obremenitve precej zmanjša, kar kaže na zmanjšano stopnjo sklopitve med silo obremenitve in silo prijema. Ta se zmanjšuje z višanjem frekvence signala vsiljene sile obremenitve. Pri višjih frekvencah živčno-mišični sistem ne zmore več popolnoma slediti spreminjanju sile obremenitve, zato se pojavi presežek sile prijema, ki zagotavlja stabilen prijem. Ta presežek pomeni odklik od optimalne sklopitve med silo prijema in obremenitve, vendar pa je zagotavljanje stabilnosti prijema pome-

mbnejši kriterij kot zagotavljanje optimalne sklopitve med silo prijema in silo obremenitve. Stopnja sklopitve je torej odvisna od narave naloge, pred katero je postavljena oseba. Predvsem na sklopitev vpliva dinamika sile obremenitve in predvidljivost poteka sile obremenitve [51, 48].

3.7 Navidezna okolja

Na podlagi zgoraj opisanih fizikalnih modelov sta bili oblikovani dve nalogi, namenjeni hkratni vadbi gibanja roke in prijemanja. To sta naloga zavita cev in naloga prijemanja in prestavljanja navideznih predmetov.

3.7.1 Naloga prijemanja in prestavljanja

Pri tej nalogi mora uporabnik roko premakniti do navideznega predmeta, ga prijeti, tako da stisne ročki modula za prijemanje, ter ga prenesti na drugo mesto. Uporabnik jabolka, ki padejo z drevesa, prestavlja na stojnico, kjer se vsako jabolko proda (slika 3.18). Če uporabnik jabolka ne prime dovolj močno, mu le-to iz roke pade in ga mora še enkrat pobrati. Naloga je uspešno izvedena, ko je na stojnico preneseno določeno število jabolk. Naloga poteka tako, da na naključno mesto v prostor pred stojnico pade jabolko, uporabnik ga mora prenesti na okroglo polje na stojnici, kjer ga spusti. Nato ponovno na naključno mesto pred stojnico pade novo jabolko. Naloga je uspešno končana, ko uporabnik pobere vsa jabolka. Število jabolk je določeno vnaprej, preden uporabnik začne z izvajanjem naloge.

Slika 3.18 prikazuje potek naloge (slike si sledijo od zgornje na levi proti desni do zadnje, ki je desno spodaj v četrti vrsti.) Prvi prizor (prva vrsta levo) prikazuje začetek naloge. Jabolko se nahaja na tleh. Položaj zapestja je prikazan s kroglo z dvema stožcema, ki označujeta dva navidezna prsta. Navidezna prsta se pomikata proti kroglici, če povečujemo silo prijema. Uporabnik se mora spustiti do jabolka, ki se nahaja pod kroglico, kar prikazuje drugi prizor (prva vrsta desno). Ko se nahaja v kontaktu z jabolkom, ga prime (tretji prizor - druga vrsta levo). Ko je jabolko prijeto, se kroglica in navidezni prsti obarvajo modro. Lahko tudi vidimo, da so navidezni prsti bolj skupaj kot v prvih dveh prizorih. Četrti in peti prizor prikazujeta, kako uporabnik prenese jabolko, ki ga drži, do označenega mesta na stojnici in ga v šestem prizoru položi na označeno mesto. Ko jabolko spusti, na tla pade novo jabolko (sedmi prizor). Zadnji prizor prikazuje, kako uporabnik nadaljuje nalogo in se ponovno pomakne do novega jabolka, da bi ga prenesel na označeno mesto.

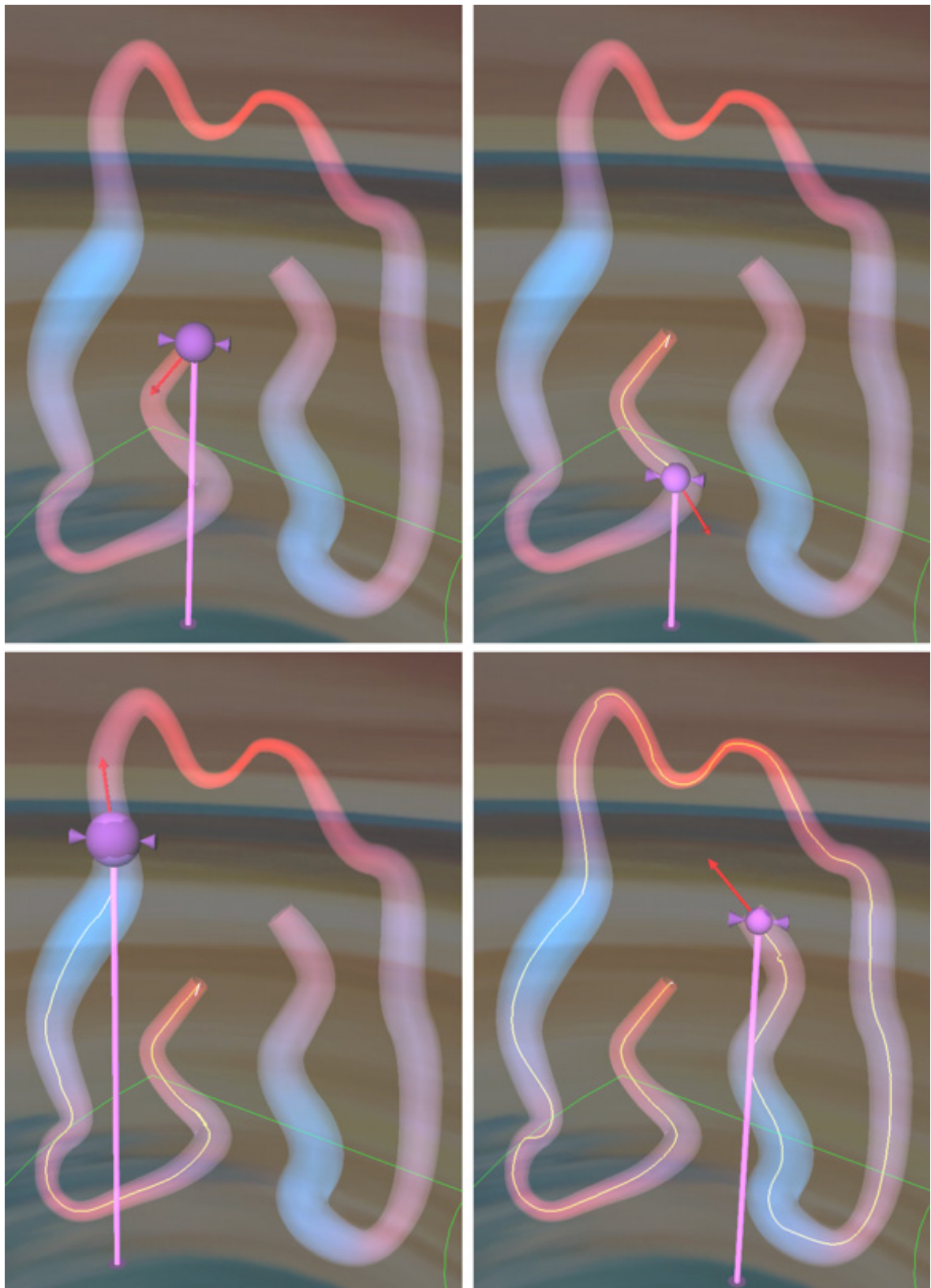


Slika 3.18: Primer poteka naloge prijemanja in prestavljanja. Uporabnik jabolko pobere in ga položi na označeno mesto.

3.7.2 Naloga zavita cev

Cilj naloge je celotno cev prepotovati in doseči njen konec. Cev je zavita in ima spreminjajoč se premer. Položaj zapestja označuje okrogla žoga, ki jo lahko stiskamo, tako da se njen premer spreminja s silo prijema. Pri majhnih silah ima velik premer, pri vse večji sili prijema pa je le-ta vedno manjši. Za pomikanje vzdolž cevi je potrebno žogico stisniti na ustrezno velikost, da bi lahko prišli do konca cevi. Če je premer žogice večji od premera cevi, se le-ta začne ob cev drgniti, kar upočasni pomikanje, če pa je premer kroglice precej večji od premera cevi, se le-ta v cevi popolnoma zatakne. Če je premer žogice manjši od premera cevi, se lahko po cevi prosto giblje in ob njenem dotiku stene cevi to začutimo. Žogica tako lahko drsi ob steni vzdolž cevi ali pa se po cevi pomika brez trkov ob steno.

Slika 3.19 prikazuje potek naloge (slike si sledijo od zgornje na levi proti desni do zadnje, ki je desno spodaj). Prvi prizor slike 3.19 (levo zgoraj) prikazuje začetek naloge. Žoga se nahaja na začetku cevi in je širša od cevi. Uporabnik mora žogico stisniti in se začeti pomikati proti koncu cevi, kot to prikazuje drugi prizor (desno zgoraj). Trenutno smer pomika prikazuje rdeča puščica, ki je smer tangente središčnice cevi. Rumena črta prikazuje opravljeno pot žogice. Tretji prizor (levo spodaj) prikazuje primer, ko uporabnik izvaja manjšo silo prijema, kot je potrebna, in se zato, ker je premer žogice večji od premera cevi, zatakne. Zadnji četrti prizor (desno spodaj) prikazuje konec naloge, ko uporabnik doseže konec cevi.



Slika 3.19: Primer poteka naloge zavita cev. Uporabnik pomika žogico od začetka do konca cevi in uspešno opravi nalogo.

4

Meritve s sistemom HEnRiE in rezultati

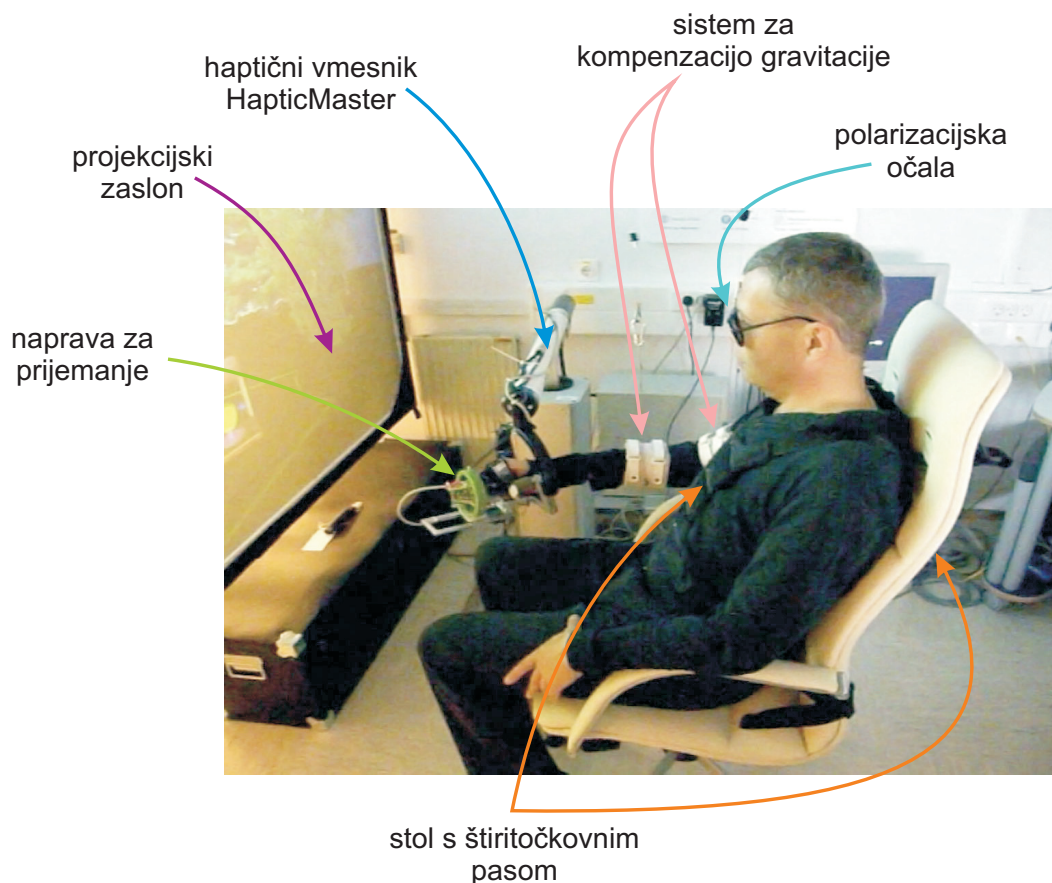
V tem poglavju bomo opisali meritve in rezultate meritev s sistemom HEnRiE na zdravih osebah in dveh osebah po kapi. Meritve na zdravih osebah so primerjalne meritve in so bile za vsako osebo opravljene v enem terminu, medtem ko so meritve na osebah po kapi potekale v več terminih in so bile namenjene kot testiranje, prikaz in analiza razmer pri napravi HEnRiE.

4.1 Protokol in priprava meritev

Meritve na osebah po kapi so potekale v desetih terminih v obdobju štirih tednov. Tabela 4.1 prikazuje potek meritev posameznega termina. Pred začetkom meritev smo merjeno osebo - uporabnika udobno namestili. Usedla se je na stol, po potrebi smo namestili štiritočkovni pas, ki je omejil gibanje zgornjega dela telesa. Vadba gibanja roke pri kateri omejimo gibanje telesa s katerim oseba, ki vadi, kompenzira zmanjšane motorične sposobnosti roke, se je izkazala za bolj učinkovita kot vadba brez omejitve gibanja telesa [128]. Roko, s katero je oseba izvajala naloge, smo namestili v manšeti sistema za kompenzacijo teže roke. Nato smo umestili zapestje roke v opornico na mehanizmu za oporo zapestja. Nazadnje smo umestili še palec v manšeto za palec, ki se nahaja na levi merilni celici naprave za prijemanje, ter ostale štiri prste pričvrstili z velkro trakovi na ploščico, ki se nahaja na desni merilni celici. Na koncu si je uporabnik namestil še polarizacijska očala, ki omogočajo skupaj s 3D projekcijskim sistemom 3D prikazovanje grafičnih navideznih okolij. Celotna umestitev in priprava na meritve je trajala 5 do 10 minut. Merjena oseba je nato lahko začela z vadbo. Med vadbo je oseba izvajala gibe roke in s prsti izvajala potrebno silo prijema. Haptična navidezna okolja je prikazoval haptični vmesnik HapticMaster, grafična pa so bila prikazana na zaslonu, ki je nameščen pred haptičnim vmesnikom in uporabnikom. Slika 4.1 prikazuje zgoraj opisano okolje.

Tabela 4.1: Tabela prikazuje potek nalog vadbe s HEnRiE napravo.

št. naloge	tip naloge	čas trajanja
	priprava merjene osebe na meritev	5 - 10 minut
1	naloga prijemanja in prestavljanja	5 minut
2	naloga zavita cev	2 minuti
3	naloga prijemanja in prestavljanja	5 minut
4	naloga zavita cev	2 minuti
	počitek	2 minuti
5	naloga prijemanja in prestavljanja	5 minut
6	naloga zavita cev	2 minuti
7	naloga prijemanja in prestavljanja	5 minut
8	naloga zavita cev	2 minuti
		45 minut



Slika 4.1: Merilno okolje HEnRiE naprave.

Naloga prijemanja in prestavljanja

Potek naloge prijemanja in prestavljanja je natančno opisan v poglavju 3.7.1. Uporabnik mora pobrati 20 jabolk in jih postaviti na stojnico, da uspešno opravi nalogo. Pri gibanju so

uporabniku v pomoč haptične poti, ki so opisane v poglavju 3.4. Haptične poti uporabniku pomagajo stabilizirati gib roke v haptičnem okolju. Uporabnik še vedno z lastno močjo premika roko od začetne do končne točke vzdolž poti, haptična pot omejuje gibanje le prečno glede na pot. Dodatna pomoč uporabniku pri gibanju v haptičnem okolju je potiskanje v smeri poti. To vklopimo, če želimo zagotoviti, da uporabnik doseže ciljno točko tudi, ko sam ne more izvesti giba le z lastno močjo. Haptični vmesnik v tem primeru pomaga pri gibu roke. Pomoč je izvedena tako, da pomaga samo v primeru, ko uporabnik izvaja gib z lastno močjo prepočasi. Če gib izvaja hitreje, kot je vnaprej določena najmanjša hitrost pomoči, ga izvede sam brez pomoči. Pri osebi A smo uporabili obe pomoči, pri osebi B pa le haptične poti. Pred začetkom vadbe smo določili za vsako osebo dosegljivi delovni prostor roke v delovnem prostoru haptičnega vmesnika. V ta del prostora haptičnega vmesnika so med izvajanja naloge naključno padala jabolka. Začetna točka giba je bila določena s položajem jabolka, končna točka pa se je nahajala na označenem mestu na stojnici. Točka na stojnici je bila stalna in se ni spreminjala. Določili smo jo pred začetkom celotne vadbe, med vadbo pa je nismo spreminjali. Med vadbo smo spreminjali pragove sil prijema za prijem in izpust navideznega predmeta.

Naloga zavita cev

Naloga zavita cev je natančno opisana v poglavju 3.7.2. Uporabnik je začel pot skozi cev na začetku cevi ter se gibal do konca cevi. Ko je dosegel konec cevi, je uporabnik pot še enkrat opravil nazaj do začetka poti. Podobno kot pri nalogi prijemanja in prestavljanja je dodana pomoč v obliki potiskanja vzdolž cevi. Ta je bila vklopljena le pri osebi A. Pri tej nalogi smo med vadbo spreminjali razmerje med premerom žogice in ustrezno silo prijema. S tem smo povečevali ali zmanjševali nivo sile prijema potrebne za uspešno končanje naloge.

4.1.1 Testirane osebe

Pri meritvah sta sodelovali dve osebi po kapi, en moški in ena ženska. Obe osebi sta imeli prizadeto desno stran telesa, ki je bila pred kapjo dominantna stran. Obe osebi sta opravili deset terminov meritev v času štirih tednov. Pred meritvami na osebah po kapi je bil opravljen en termin primerjalnih meritev na šestih zdravih osebah, starih med 26 in 29 let. Vsi sodelujoči v eksperimentih so bili seznanjeni s potekom in so sodelovali prostovoljno.

4.1.2 Statistična obdelava

Pri statistični obdelavi izmerjenih vrednosti smo najprej preverili, če vrednosti ustrezajo normalni distribuciji. Za majhne vzorce smo uporabili Lillieforsov test, za velike vzorce

pa Jarque-Beravov test [129]. Za izračun korelacije smo izračunali pri vzorcih z normalno distribucijo Pearsonov linearni korelacijski koeficient, pri vzorcih, ki ne ustrezajo normalni distribuciji, pa Spearmanov koeficient rank korelacije. Za analizo variance smo za vzorce z normalno distribucijo uporabili parametrični test ANOVA, pri vzorcih, ki ne ustrezajo normalni distribuciji, pa Kruskal-Wallisov test. Kruskal-Wallisov test je neparametrična oblika ANOVA testa, ki ne predpostavlja normalne distribucije vzorcev. P vrednosti manjše od 0.05 smo vzeli kot statistično signifikantne.

4.2 Primerjalni merilni rezultati na zdravih osebah

4.2.1 Naloga prijemanja in prestavljanja

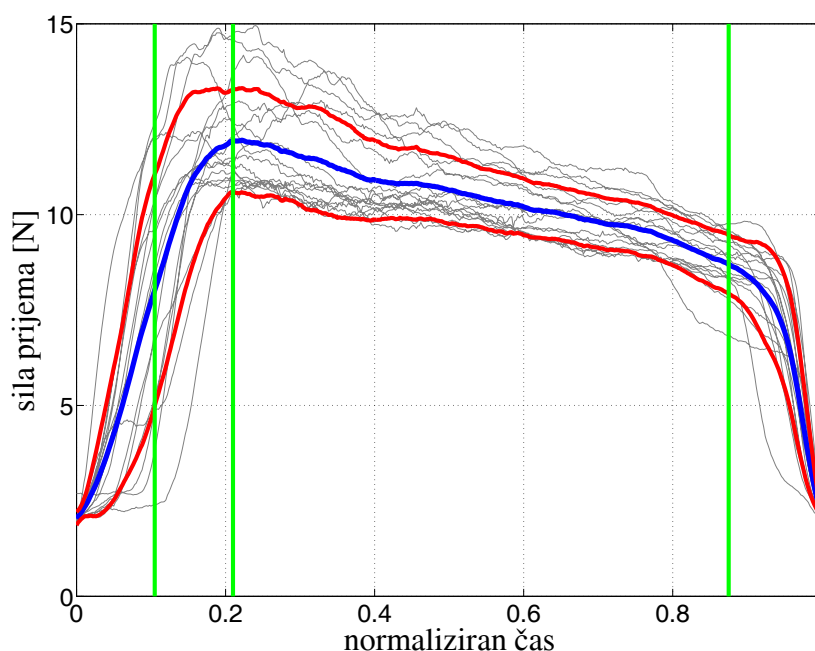
Razdelitev prijemanja in seganja s prijetim navideznim predmetom v faze

Slike 4.2, 4.3 in 4.4 prikazujejo potek sile prijema, položaja vrha robota in sile obremenitve za 17 meritev, opravljenih z eno osebo. Slika 4.3 prikazuje položaj, tla se nahajajo na višini -0.18 m od izhodišča koordinatnega sistema haptičnega vmesnika, stojnica pa na višini -0.10 m. Slika 4.4 prikazuje silo obremenitve. Sila obremenitve je tista sila, ki deluje na zapestje, oziroma sila, s katero uporabnik premika haptični vmesnik. K tej sili prispevata sila teže navideznega predmeta in sila zaradi njegove vztrajnosti. Na osi x je normaliziran čas. Prenašanje predmeta smo razdelili v različne faze s tremi časovnimi zaznamki:

- Faza pred dvigom: sila prijema se dvigne nad minimalno silo prijema in se naglo povečuje (slika 4.2), vendar je predmet še vedno na začetni višini (slika 4.3). V tej fazi je sila obremenitve rahlo negativna (slika 4.4). Forssberg et al. [46] so opisali osnovne mehanizme koordinacije sile prijema in sile obremenitve v fazi pred dvigom in v fazi dvigovanja pri odraslih osebah in pri otrocih. Oseba rahlo predmet pritisne k tlu in se pripravi za stabilen prijem. Negativno silo obremenitve so Forssberg et al. [46] opazili le pri otrocih, pri odraslih osebah pa je ni več. To bi lahko pomenilo, da v tej fazi pri eksperimentih, izvedenih v navideznem okolju, odrasla oseba uporablja mehanizme, ki so bolj značilni za zgodnja leta razvoja prijemanja pri človeku. Je pa bolj verjetno, da je negativna sila posledica slabše senzorične informacije, ki jo posameznik dobi v navideznih okoljih, in jo nadomesti s tem, da se za stabilni prijem pripravi tako, da predmet pritisne ob tla.
- Faza dvigovanja: tako sila prijema kot sila obremenitve se začneta povečevati do svojih maksimalnih vrednosti, ki nastopita pri 0.2 normaliziranega časa. V tistem trenutku uporabnik navidezni predmet tudi začne dvigovati. Pri naših eksperimentih

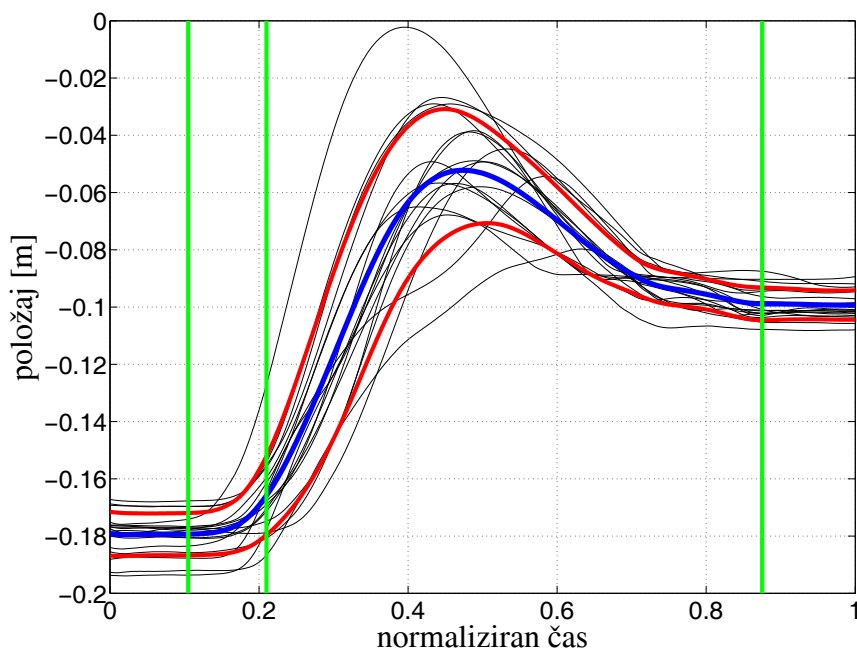
lahko opazimo enako sklopitev med silo prijema in silo obremenitve kot pri dvigovanju resničnih predmetov pri eksperimentih, ki so jih izvedli Forssberg et al. [46]. To nakazuje, da odrasle zdrave osebe v fazi dvigovanja pri dvigovanju navideznih predmetov v navideznih okoljih uporabljajo iste mehanizme kot pri dvigovanju resničnih predmetov.

- Faza prenašanja: v tej fazi oseba navidezni predmet dvigne in ga prenese na drugo mesto; sila prijema se postopoma zmanjšuje, vendar pa ne pade pod minimalno silo prijema, ki je potrebna, da bi navidezni predmet držali. Pri normaliziranem času 0.42 lahko zasledimo minimalno silo obremenitve v tej fazi, pri normaliziranem času 0.65 pa zasledimo drugi vrh sile obremenitve v tej fazi (slika 4.4). Omenjena minimalna sila in drugi vrh se zgodita ob obratih spreminjanja smeri položaja, ki je prikazan na sliki 4.3. Ob koncu te faze je predmet postavljen na končno mesto. Ko uporabnik predmet dvigne in ga drži pri miru, mora vzdrževati samo silo obremenitve, ki je enaka teži navideznega predmeta, zato je sila obremenitve konstantna. Pri premikanju predmeta se pojavijo dodatne sile zaradi vztrajnosti predmeta, kar povzroči dvig sile obremenitve. To povečanje zaradi vztrajnosti lahko vidimo na sliki 4.3 kot drugi manjši vrh sile obremenitve pri normaliziranem času 0.65.



Slika 4.2: Sila prijema v odvisnosti od normaliziranega časa pri nalogi prijemanja in predstavljanja. Zelene vertikalne črte predstavljajo časovne zaznamke: prvi zaznamek - konec faze pred dvigom in začetek faze dviganja, drugi zaznamek - začetek faze prenašanja, tretji zaznamek - začetek faze razbremenitve.

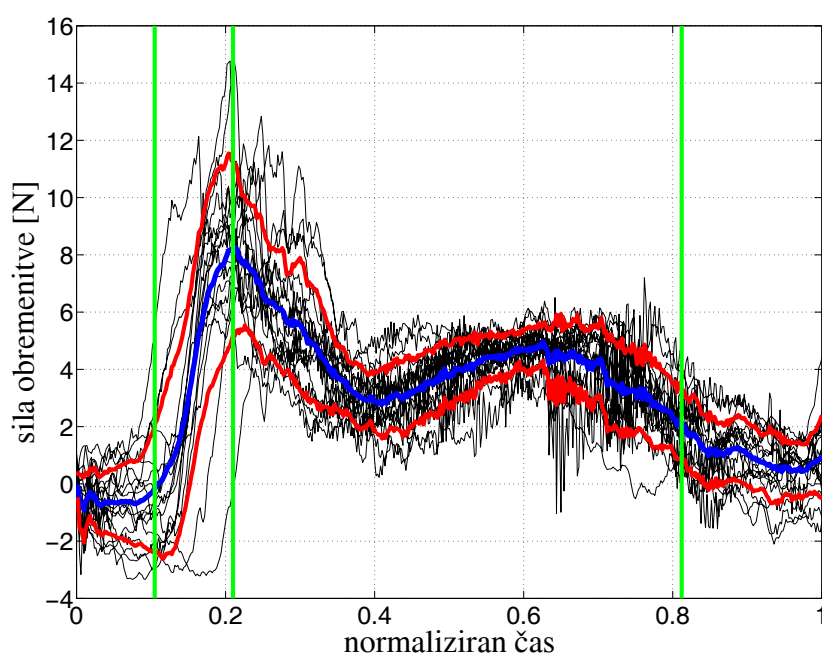
Flanagan in Wing [48] poročata, da se sila prijema povečuje hkrati s silo obremenitve. Na sliki 4.2 pa lahko vidimo, da pri naših eksperimentih ni prišlo do hkratnega dviga sile prijema, ko je pri sili obremenitve prišlo do drugega vrha. Pri eksperimentih, ki sta jih izvedli Flanagan in Wing [48] sta bili tako sila prijema kot sila obremenitve izvedeni s prsti, saj je oseba predmet držala s prsti. Pri naših eksperimentih je sila prijema tista sila, ki jo oseba izvaja s prsti, medtem ko je sila obremenitve tista sila, ki se meri pri zapestju. Sila obremenitve je izvajana z zapestjem oziroma celotno roko, ki je vpeta v opornico v zapestju. Slika 4.2 prikazuje položaj vrha zapestja po višini, s slike je razvidno, da so gibi zvezni in gladki. Viau et al. [44] so pokazali, da so si gibi v navideznem okolju in gibi v resničnem okolju podobni, kar je nujno za zagotavljanje uspešnosti vadbe in za prenos vzorcev, naučenih v navideznih okoljih, v opravila, ki jih uporabnik kasneje izvaja pri svojih vsakdanjih življenjskih dejavnostih [30]. Faza prenašanja se konča pri 0.9 normaliziranega časa, ko oseba navidezni predmet položi na drugo mesto.



Slika 4.3: Položaj v odvisnosti od normaliziranega časa pri nalogi prijemanja in prestavljanja.

- Faza razbremenitve: sila prijema se naglo spusti in pade pod minimalno silo prijema. Faza razbremenitve je zadnja faza, v kateri oseba navidezni predmet izpusti.

Poteki grafov sile prijema, sile obremenitve in položaja vrha robota so pri zdravih osebah zelo ponovljivi in zelo tipični v smislu razdelitve v posamezne faze. Pri osebah z



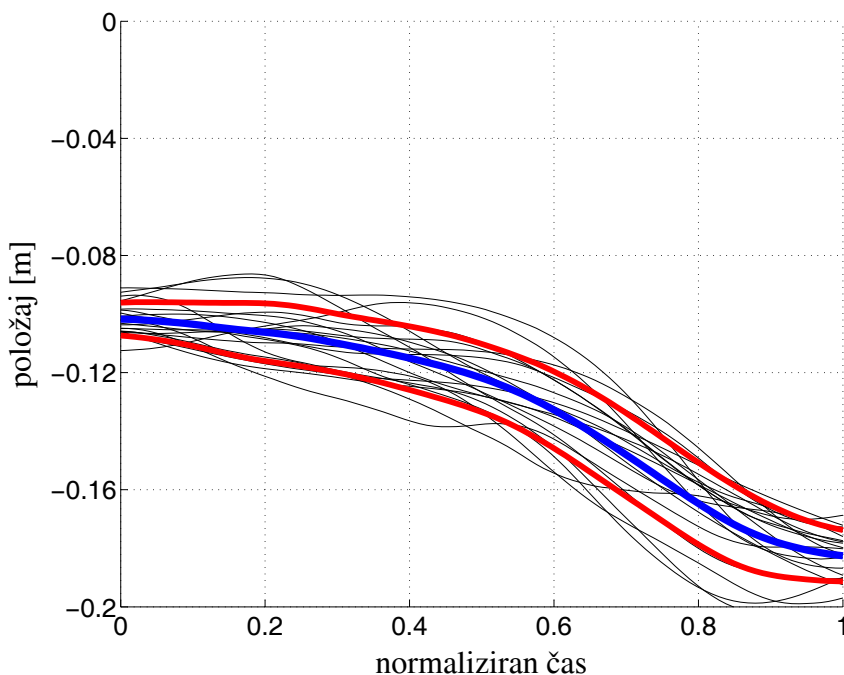
Slika 4.4: Sila obremenitve v odvisnosti od normaliziranega časa pri nalogi prijemanja in prestavljanja.

zmanjšanimi motoričnimi sposobnostimi pa so ti poteki manj tipični in manj ponovljivi. Težko določljiv je trenutek prehoda iz faze pred dvigom v fazo dvigovanja. Pri zdravih osebah je velikost sile prijema v trenutku prehoda iz faze pred dvigom v fazo dvigovanja nekoliko višja od polovice najvišje sile prijema, medtem ko sila obremenitve spremeni predznak. Pri osebah z zmanjšanimi motoričnimi sposobnostimi pa je potek sile obremenitve zelo neponovljiv. Pogosto sila obremenitve postane pozitivna šele, ko se začne faza prenašanja. Faza prenašanja je določena s potekom položaja, ki pa je tudi pri osebah z zmanjšanimi motoričnimi sposobnostimi dobro ponovljiv in je zato trenutek faze prenašanja enostavno določljiv. Zato je za primerljivost meritev med zdravimi osebami in osebami z zmanjšanimi motoričnimi sposobnostmi smiselno fazo pred dvigom predmeta in fazo dvigovanja združiti v fazo prijemanja.

Vpliv haptične poti na seganje

Haptična pot je namenjena pomoči pri gibanju roke med dvema točkama, tako da omogoča gibanje vzdolž poti, prečno pa prepreči nezaželeno vijuganje. Lang et al. [20] definirajo učinkovit gib kot gib, ki poteka naravnost proti ciljni točki, brez nepotrebnih oziroma abnormalnih vijugastih ali celo ovinkastih gibov. Haptična pot torej skrbi za učinkovit gib. Haptične poti, ki smo jih uporabljali pri vadbi dveh oseb po kapi, so aproksimacija povprečja

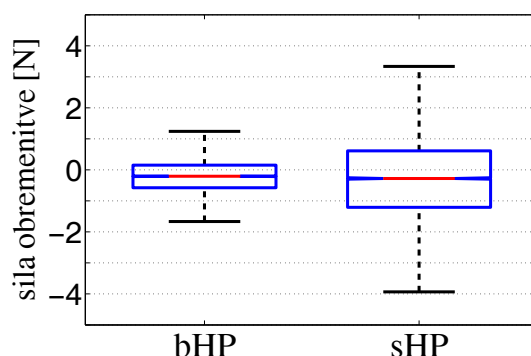
poti roke zdravih oseb. Slika 4.5 prikazuje pot giba roke s stojnice do novega jabolka pri nalogi prijemanja in prestavljanja.



Slika 4.5: Položaj v odvisnosti od normaliziranega časa pri nalogi prijemanja in prestavljanja pri gibu s stojnice do novega jabolka.

Slika 4.6 prikazuje velikost z komponente izmerjene sile F_{izm} pri gibu, ko gre uporabnik od stojnice po novo jabolko, brez uporabe haptičnih poti (škatlični diagram bHP) ter pri uporabi haptične poti (škatlični diagram sHP). Z komponenta sile F_{izm} je pri nalogi prijemanja in prestavljanja definirana kot sila obremenitve F_L . Vrednosti sile obremenitve F_L za posamezna načina se razlikujeta zgolj po varianci, srednji vrednosti pa sta statistično enaki ($p = 0.48$). Srednji vrednosti sta rahlo negativni $F_{L,srednja} \approx -0.25 \text{ N}$, kar pomeni, da uporabnik deluje na haptična okolja v smeri z osi navzdol.

V primeru načina brez uporabe haptične poti deluje zgolj na navidezno masno točko. Sila je negativna, saj je gib usmerjen s stojnice navzdol proti jabolku, ki se nahaja na tleh. V načinu z uporabo haptične poti uporabnik deluje še na stene haptične poti, ki ga usmerjajo proti jabolku. Ker se srednji vrednosti sile $F_{L,srednja}$ statistično ne razlikujeta ($p = 0.48$), varianca, ki podaja amplitudo nihanja sile F_L , pa je 3–4 krat večja pri uporabi haptične poti, lahko sklepamo, da haptična pot popravlja uporabnikova nihanja od središčnice haptične poti, v smislu celotnega giba roke pa je oblika haptične poti naravna, saj uporabnika ne ovira pri gibu.



Slika 4.6: Škatlični diagram z brki, ki prikazuje velikost sile obremenitve F_L za način brez uporabe haptičnih poti bHP in za način z uporabo haptičnih poti sHP pri zdravih osebah. Srednji vrednosti se statistično ne razlikujeta ($p = 0.48$).

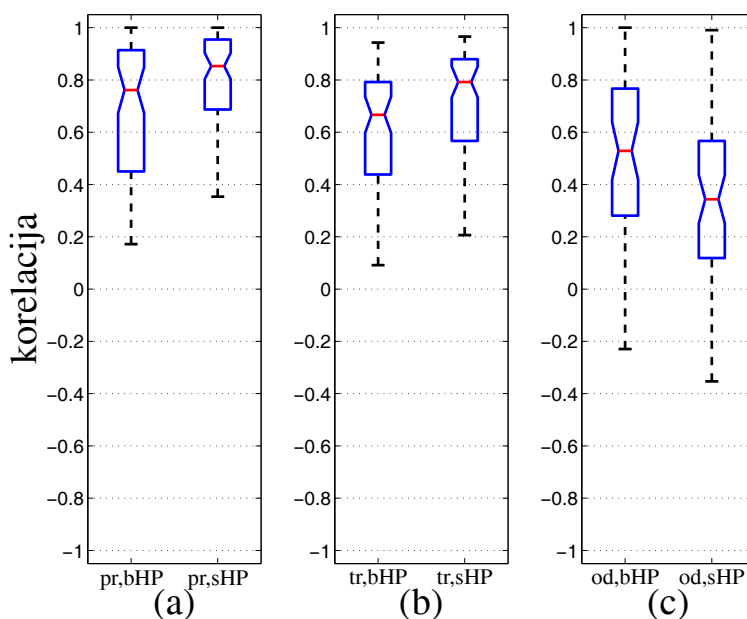
Korelacija in kot med silo prijema in silo obremenitve v posamezni fazi

Slika 4.7 prikazuje škatlični diagram (ang. box-and-whisker diagram, fr. Boîte à moustaches) korelacije med silo prijema in silo obremenitve za fazo prijemanja (pr), fazo prenašanja (tr) in fazo razbremenitve (od) za način brez uporabe haptičnih poti (bHP) in za način z uporabo haptičnih poti (sHP). Najvišja vrednost korelacije je v fazi prijemanja, saj se v fazi prijemanja povečata od najmanjše do najvišje vrednosti tako sila prijema kot sila obremenitve. Vrednosti korelacije za način brez haptične poti in način s haptično potjo se statistično ne razlikujeta ($p = 0.082$).

Vrednosti korelacije v fazi prenašanja se za način brez haptične poti in način s haptično potjo statistično razlikujeta ($p = 0.0077$). Vrednost korelacije je v načinu s haptično potjo višja.

Podobno se v fazi razbremenitve vrednosti korelacije za način brez haptične poti in način s haptično potjo statistično razlikujeta ($p = 0.0081$). Vrednost korelacije je v načinu s haptično potjo nižja. V tej fazi se sila obremenitve zmanjša na vrednost nič, saj oseba navidezni predmet postavi na končno mesto in izpusti. Sile obremenitve so zato majhne, pri uporabi haptičnih poti zato prevlada sila zaradi interakcije s haptično potjo, ki ni korelirana s silo prijema.

Slika 4.8 prikazuje škatlični diagram kota med silo prijema in silo obremenitve za fazo prijemanja (pr), fazo prenašanja (tr) in fazo razbremenitve (od) za način brez uporabe haptičnih poti (bHP) in za način z uporabo haptičnih poti (sHP). Vrednost kota okoli ničle pomeni vrednost sile obremenitve okoli nič in pozitivno vrednost sile prijema, vrednost kota okoli 90° pa vrednost sile prijema okoli nič in pozitivno vrednost sile obremenitve. Vrednost kota okoli vrednosti -90° pomeni vrednost sile prijema okoli nič in negativno vrednost sile obremenitve.

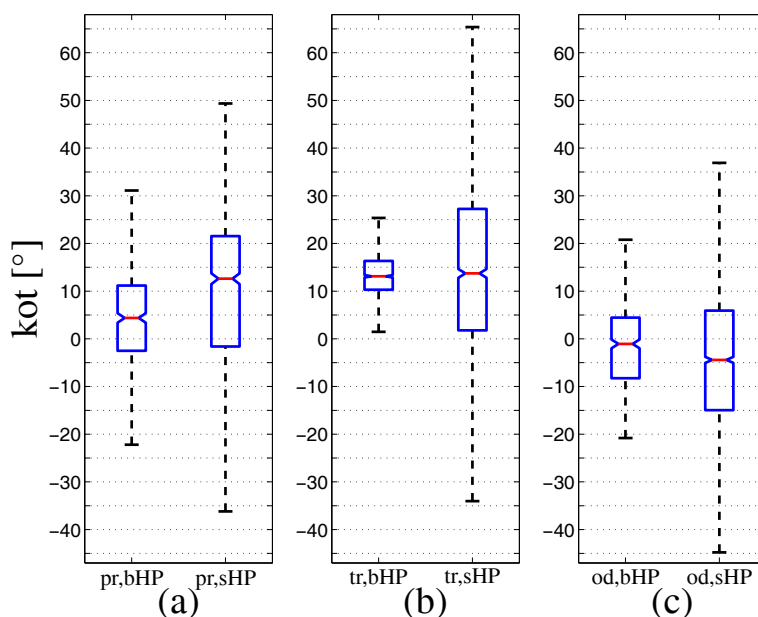


Slika 4.7: Vrednosti korelacije med silo prijema in silo obremenitve v različnih fazah in za različne načine. pr,bHP - faza prijema brez haptične poti; pr,sHP - faza prijema s haptično potjo; tr,bHP - faza prenašanja brez haptične poti; tr,sHP - faza prenašanja s haptično potjo; od,bHP - faza razbremenitve brez haptične poti; od,sHP - faza razbremenitve s haptično potjo.

Vrednosti kota za način brez haptične poti in način s haptično potjo v fazi prijemanja se statistično razlikujeta ($p < 0.001$). Večji kot pri načinu s haptično potjo pomeni, da je sila obremenitve višja glede na silo prijema v primerjavi z načinom brez haptične poti. Višja sila obremenitve se pojavi zaradi interakcije s haptično potjo, saj oseba pri dvigovanju predmeta pritisne ob zgornjo steno poti. Haptična pot bi se torej morala v začetku poti dvigniti bolj strmo. To bi dosegli z zvišanjem vrednosti drugega vozla B-zlepkov, ki opisujejo haptično pot.

Vrednosti kota za način brez haptične poti in način s haptično potjo v fazi prenašanja se statistično ne razlikujeta ($p = 0.29$), varianca pa je večja pri uporabi haptičnih poti, kar je v skladu z rezultati opisanih v podpoglavju 4.2.1. Haptična pot tudi pri prenašanju navideznega predmeta na gibanje roke deluje enako kot pri gibanju roke brez prijetega predmeta (opisano podpoglavju 4.2.1), saj haptična pot zmanjšuje uporabnikova nihanja od središčnice haptične poti.

Vrednosti kota za način s haptično potjo je nižja v primerjavi z načinom brez haptične poti ($p = 0.0037$). Sila obremenitve v načinu brez haptične poti je majhna in negativna, saj oseba v tej fazi pritiska s predmetom na stojnico. Pri uporabi haptične poti je ta sila prav tako negativna in višja po amplitudi zaradi dodatne sile interakcije s haptično potjo. Oseba



Slika 4.8: Vrednosti kota med silo prijema in silo obremenitve v različnih fazah in za različne načine. pr,bHP - faza prijema, brez haptične poti; pr,sHP - faza prijema, s haptično potjo; tr,bHP - faza prenašanja, brez haptične poti; tr,sHP - faza prenašanja, s haptično potjo; od,bHP - faza razbremenitve, brez haptične poti; od,sHP - faza razbremenitve, s haptično potjo.

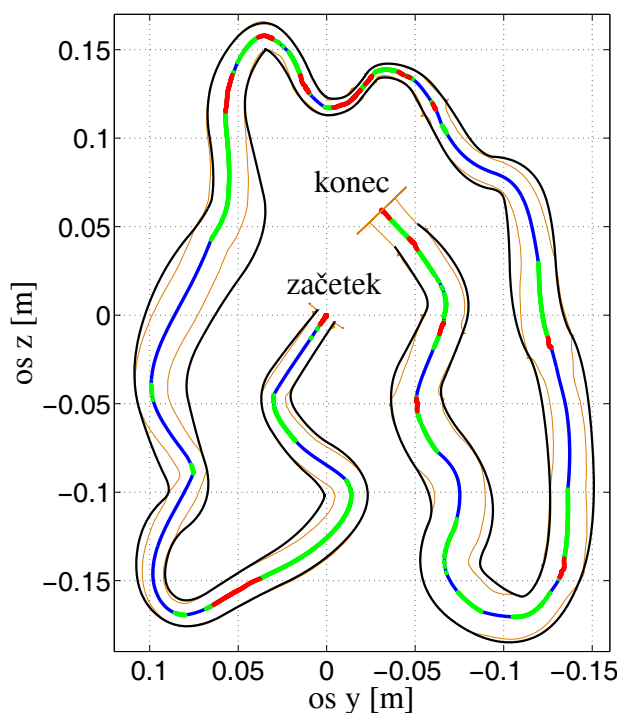
poleg pritiskanja ob stojnico namreč pritiska še na spodnjo steno haptične poti. Haptična pot bi torej morala na koncu potekati nekoliko bolj nizko. To bi dosegli z zmanjšanjem vrednosti zadnjega vozla B-zlepkov, ki opisujejo haptično pot.

V vseh treh fazah je varianca kota pri uporabi haptične poti višja kot v načinu brez haptične poti. Vzrok zato je večje nihanje sile obrnenitve, ki nastane zaradi interakcije s haptično potjo, kot je opisano že v podpoglavju 4.2.1.

4.2.2 Naloga zavita cev

Slika 4.9 prikazuje potek poti pri nalogi zavita cev. Z debelo črto, v rdeči, zeleni in modri barvi, je označena pot žogice. Premer žogice je označen s tanko oranžno črto, s črno barvo je označena cev. Rdeča sredinska črta označuje mesta, kjer je premer žogice večji od premera cevi. Na teh mestih se je uporabnik v cevi zataknil in je bil prisiljen povečati silo prijema, da je lahko pot nadaljeval. Če je bil premer žogice večji od premera cevi, je bila sila trenja, ki nasprotuje gibanju po cevi, odvisna od razlike med premeroma žogice in cevi, tako da je ob majhnih razlikah premerov oseba še vedno lahko žogico potiskala v smeri poti. Oseba je le kratek del poti premagala na tak način. Zelena barva na sliki 4.9 označuje del poti, ko je bil

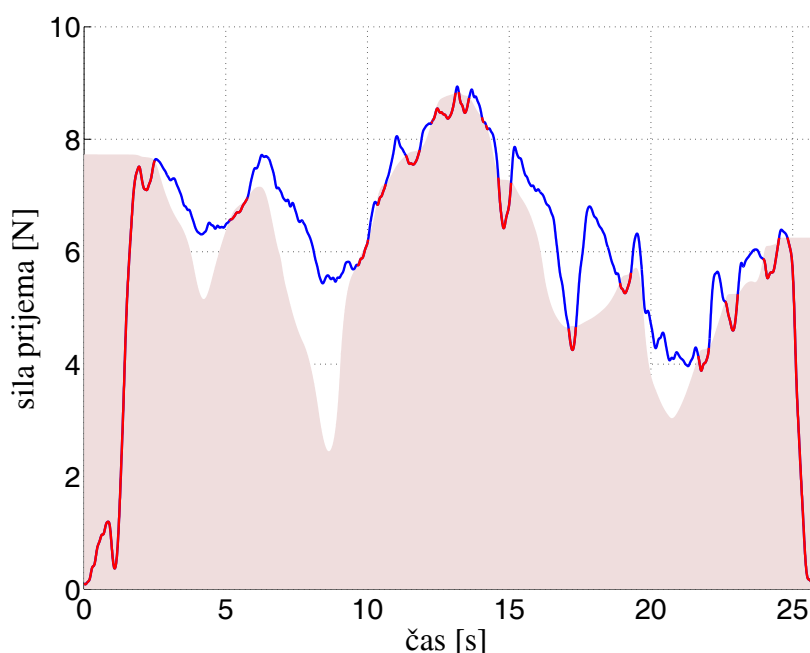
premer žogice manjši od premera cevi, uporabnik je z žogico drsel ob steni. Z modro barvo pa je označen del poti, ko je bil premer žogice manjši od premera cevi in žogica ni bila v stiku s steno. S slike 4.9 vidimo, da je oseba precejšen del poti z žogico prepotovala tako, da si je pomagala z drsenjem žogice ob steni cevi.



Slika 4.9: Prikaz poti skozi nalogo zavita cev. Modra sredinska črta prikazuje pot središča žogice, ko ta ni bila v stiku s steno. Zelena sredinska črta prikazuje del poti, ko je bila žogica v stiku s steno, rdeča pa, ko je bil premer žogice večji od premera cevi. Prav tako sta prikazani steni cevi (črna črta) in širina žogice (oranžna črta).

Na sliki 4.10 je prikazan potek sile prijema. Svetlo rdeče polje označuje minimalno silo prijema, ki je bila potrebna, da se žogica ne bi v cevi zataknila. Potek sile prijema je z odebeljeno rdečo črto prikazan na mestih, kjer je bila sila prijema pod minimalno silo, potrebno za prijem, z modro barvo pa, ko je bila sila prijema nad minimalno potrebno silo. Kadarkoli je uporabnik silo prijema zmanjšal pod minimalno silo, je silo prijema spet povečal, da bi se vzdolž cevi lahko prosto pomikal.

Vaja združuje tako vadbo gibanja roke kot tudi prijemanja z njo, vendar pa je pri tej vaji potrebno silo prijema spreminjati in se po tem razlikuje od naloge prijemanja in prestavljanja, pri kateri je potrebno za stabilni prijem preseči le prag sile prijema. Pri tej vaji lahko določimo, kakšna naj bo minimalna sila prijema v posameznem delu poti (slika 4.10). Nalogo bi zato lahko uvrstili v skupino nalog sledenja referenci [49] [130], ki je pri tej nalogi



Slika 4.10: Graf poteka sile prijema med nalogo zavita cev. Tam, kjer je sila prijema manjša od predpisane minimalne vrednosti, je vrednost sile prijema prikazana z odebeljeno rdečo črto. Svetlo rdeče polje označuje minimalno silo, potrebno za prijem oziroma referenco sile prijema.

minimalna sila prijema in je na sliki 4.10 označena z rdečim poljem, zato bomo v nadaljevanju za to minimalno potrebno silo prijema, ki je določena s premerom cevi, uporabili izraz referenca sile prijema. Potrebno pa je poudariti, da v našem primeru ne gre za referenco, ki bi ji moral uporabnik slediti z najboljšo možno natančnostjo, temveč mora izvajati silo prijema, ki je večja od te sile.

V primerjavi z ostalimi nalogami sledenja referenci je pri tej nalogi novo, da uporabnik ne sledi zgolj vizualni referenci, temveč v primeru, ko je sila prijema pod minimalno vrednostjo, prek haptičnih dražljajev občuti tudi razliko med željeno in dejansko vrednostjo sile prijema. Poleg tega pa je vzpodbujen, da se potrudi in sledi referenci, ki ni časovna funkcija, temveč je odvisna od pozicije. Seveda mora biti minimalna vrednost sile naravnana na vrednost, ki jo uporabnik lahko izvede, sicer bo obtičal sredi naloge.

4.3 Rezultati meritev in vadbe dveh hemiparetičnih oseb

4.3.1 Naloga prijemanja in prestavljanja

Vpliv haptične poti na natančnost poti seganja

Haptične poti so namenjene vodenju roke pri gibu seganja. V robotsko podprti rehabilitaciji haptična pot nadomešča vodene gibe roke pacienta, ki jih izvaja pri običajni terapiji terapevt [60, 58]. Terapevti izvajajo dve vrsti terapij vodenih gibov pacienta: pasivni gibi (ang. passive) in aktivno sodelovanje (ang. active-assisted) [131, 132, 58]. Pri pasivnih gibih gib v celoti izvede terapevt, pri aktivnem sodelovanju pa pacient aktivno sodeluje pri gibih, ki jih vodi terapevt. Pasivno terapijo se izvaja, ko pacient sam ni sposoben izvesti giba.

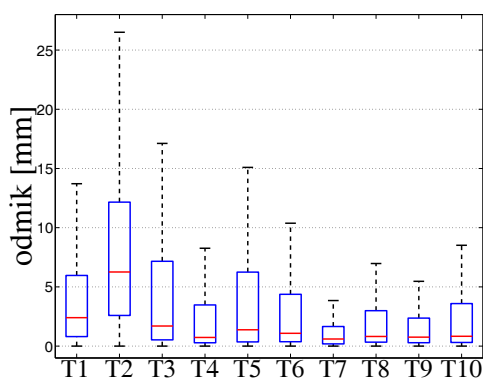
Kljub temu da pacient pri pasivnih gibih ne sodeluje aktivno, pa se je pokazalo, da ima tudi pasivna terapija mnogo pozitivnih učinkov. Pozitivni učinki so: povečanje dosegljivega delovnega področja roke [133], preprečevanje kontraktur, do katerih pride zaradi spremenjenih lastnosti mehkega tkiva, ter spastičnosti [134], reorganizacijo v delih možganske skorje, ki skrbi za motorično načrtovanje in izvajanje [132].

Pokazano je bilo, da pasivno gibanje kot oblika propioceptivne stimulacije tako pri zdravih osebah kot osebah po kapi sproži reorganizacijo senzomotorične reprezentacije [132, 135]. Pri terapiji pasivnega gibanja se te spremembe zgodijo v področjih možganske motorične skorje, ki skrbijo za načrtovanje in izvajanje gibov [132, 136, 137], čeprav so manj obsežne kot pri aktivnem sodelovanju [136]. To predstavlja nevrofiziološko podlago za propioceptivno oziroma kinestetično vadbo v rehabilitaciji [132]. Proprioceptivna oziroma kinestetična čutila so človekova čutila za položaj in gibanje udov [138]. Receptorji za kinestetična čutila se nahajajo v sklepih in mišicah. Za samo učenje giba in pomnenje motoričnega zaporedja giba v motorični skorji pa je še vedno potrebno aktivno sodelovanje pacienta [136, 137, 59]. Pasivno gibanje torej ima pozitivne učinke na reorganizacijo delov možganske skorje, ki so odgovorni za izvajanje gibov, čeprav učinkovitost terapije pasivnega gibanja pri učenju gibov še ni popolnoma potrjena [136, 137, 135], in jo je zato smiselno vključiti kot način vadbe v robotsko podprto rehabilitacijo.

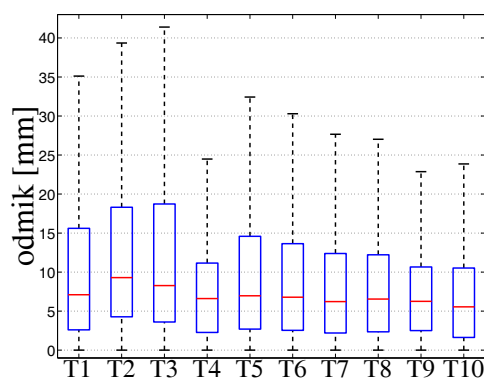
Aktivno sodelovanje je dokazano učinkovito pri rehabilitaciji in učenju gibov [136, 137, 58]. Kot učinkovita vadba za učenje gibov pa se je izkazalo haptično vodenje [138, 139]. Uporaba haptičnih poti brez pomoči za gibanje vzdolž poti je primerljiva s terapijo z aktivnim sodelovanjem pacienta. Tako vadbo je izvajala oseba B. Uporaba haptične poti s pomočjo haptičnega vmesnika za potiskanje roke vzdolž poti pa je primerljiva s pasivno vadbo v primeru, da uporabnik sam ne sodeluje pri gibanju. Vadbo s pomočjo haptičnega vmesnika je izvajala oseba A. Pomoč je bila zasnovana tako, da je uporabnik lahko sam del poti izvedel

z lastno močjo. Tako je oseba A del poti izvedla v “aktivnem” načinu, del pa v “pasivnem”. Rezultati fMRI raziskav so pokazali, da je pasivna terapija smiselna, saj ima pozitivne učinke na reorganizacijo v možganski skorji [132], da pa je mnogo bolj učinkovita aktivna udeležba pacienta [136, 137, 58]. Vadba osebe A je bila torej zasnovana tako, da omogoča v osnovi pasivno vadbo, omogoča pa tudi vsaj minimalno aktivno vadbo, ki izboljša učinkovitost vadbe.

Sliki 4.11 in 4.12 prikazujeta škatlični diagram odmika merjenega giba od haptične poti pri osebi A. Slika 4.11 prikazuje odmik za gib s stojnice do novega jabolka, slika 4.12 pa gib s prijetim jabolkom do stojnice. S slik je razvidno, da se odmik v drugem terminu glede na prvi termin poveča, isto vrednost kot v prvem doseže v četrtem terminu, v naslednjih terminih pa se počasi zmanjšuje. Odmik v zadnjem desetem terminu je manjši kot odmik v prvem terminu ($p < 0.001$). Vzrok za povečanje odmika v začetnih terminih je povečanje moči osebe A v začetku vadbe. Moč se tudi v kasnejših terminih povečuje, odmik pa se začne zmanjševati. V začetku torej povečana moč osebe A privede do večjih odkikov, kasneje pa se oseba A nauči to moč bolje nadzorovati in odmik se kljub nadaljnjemu povečevanju moči začne zmanjševati.



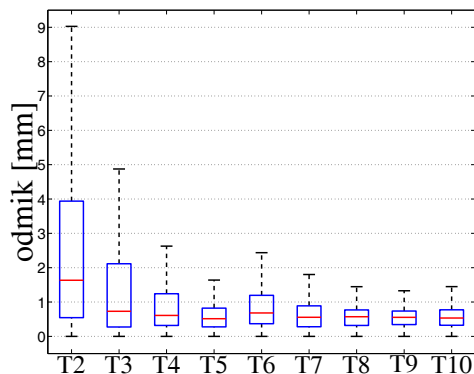
Slika 4.11: Slika prikazuje odmik poti giba roke do novega jabolka osebe A od referenčne poti.



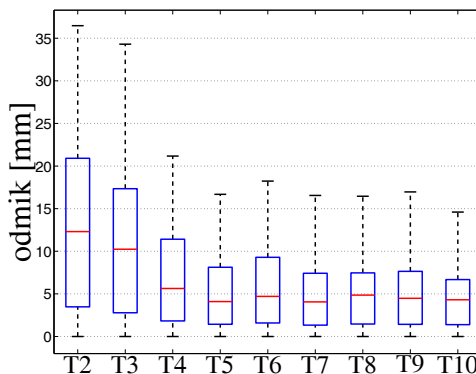
Slika 4.12: Slika prikazuje odmik poti giba roke s prijetim jabolkom osebe A od referenčne poti.

Sliki 4.13 in 4.14 prikazujeta škatlični diagram odmika merjenega giba od haptične poti pri osebi B. Slika 4.13 prikazuje odmik za gib s stojnice do novega jabolka, slika 4.14 pa gib s prijetim jabolkom do stojnice. Pri osebi B se odmik tekom vadbe prvih petih terminov zmanjšuje, kasneje pa ostaja enak. Odmik v zadnjem, desetem terminu je manjši kot odmik v drugem terminu ($p < 0.001$). Največje zmanjšanje odmika se je dogodilo v drugem in tretjem terminu, v katerih je prišlo tudi do največjega povečanja moči osebe B. Oseba B je bila kljub povečanju moči sposobna nadzorovati gib in je povečala tako moč roke kot natančnost giba

(sliki 4.13 in 4.14).



Slika 4.13: Slika prikazuje odmik poti giba roke do novega jabolka osebe B od referenčne poti.

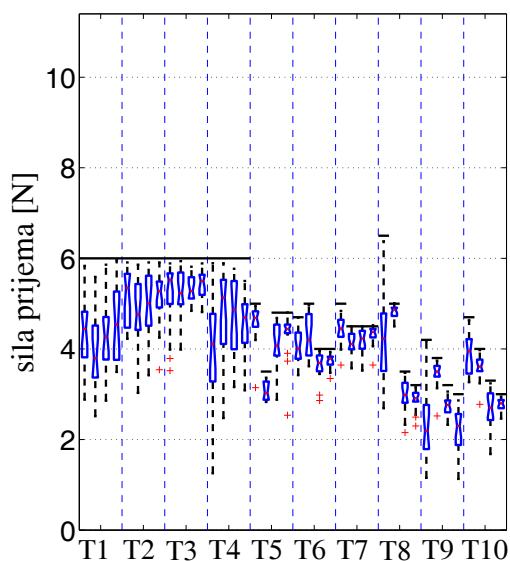


Slika 4.14: Slika prikazuje odmik poti giba roke s prijetim jabolkom osebe B od referenčne poti.

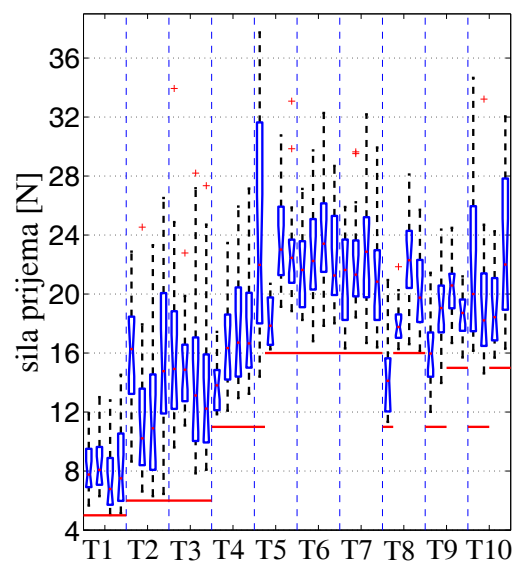
Najvišja in najnižja vrednost sile prijema

Sliki 4.16 in 4.18 prikazujeta najvišjo vrednost sile prijema po prijemu navideznega predmeta. Rdeča črta pod škatličnim diagramom predstavlja prag, ki je potreben za prijem navideznega predmeta. V vsakem terminu je bila vaja prijetanja in prestavljanja opravljena štirikrat. Pri osebi B (slika 4.18) so vrednosti za termin 1 izpuščene. Termin 1 je bil prvi obisk osebe B in je bil namenjen natančnemu spoznavanju z nalogami, rezultati pri nalogi prijetanja in prestavljanja pa niso primerljivi z rezultati ostalih terminov. Oseba A je pred terminom 1 že opravila preliminarne meritve in je poznala naloge, zato so prikazani rezultati vseh terminov. Prag sile prijema za prijem smo v prvih petih terminih postopoma zviševali glede na rezultate prejšnjega poteka naloge, v kasnejših terminih pa praga nismo povečevali. Pogosto je bilo potrebno pri prvih dveh potekih naloge nastaviti nižji prag sile prijema za prijem predmeta. V zadnjih dveh potekih naloge pa smo prag ponovno dvignili, saj je oseba dovolj ogrela mišice fleksorjev in je lahko izvajala višjo silo prijema. Pri obeh osebah se vrednosti prvega prikazanega termina in zadnjega termina signifikantno razlikujejo ($p < 0.001$). Velikost sile prijema velja za dober pokazatelj stopnje funkcionalne sposobnosti roke oziroma njenega izboljšanja [140, 141].

Sliki 4.15 in 4.17 prikazujeta najnižjo vrednost sile prijema po izpustu navideznega predmeta. Črna črta nad škatličnim diagramom predstavlja prag, ki je potreben za izpust navideznega predmeta. Prag sile, ki je potreben za izpust predmeta, smo postopoma zniževali glede na rezultate prejšnjega poteka naloge. Pri obeh osebah se vrednosti prvega prikazanega termina in zadnjega termina signifikantno razlikujejo ($p < 0.001$). Fritz et al. [61] so pokazali,



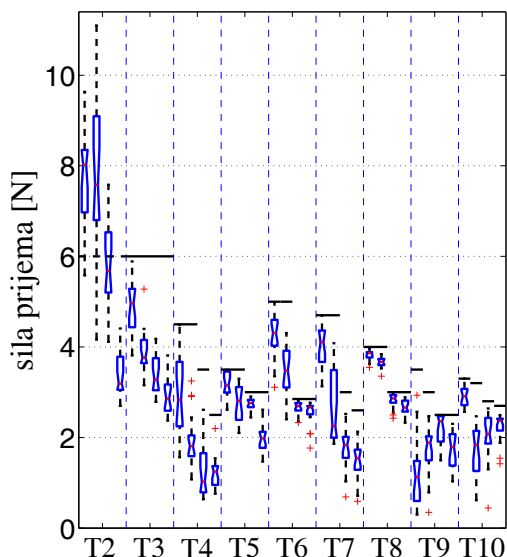
Slika 4.15: Slika prikazuje najnižje sile prijema po tistem, ko oseba jabolko, ki ga je prenesla na stojnico, izpusti. Črne črte nad izmerjenimi vrednostimi prikazujejo prag sile prijema, potrebne, da se jabolko izpusti iz prijema.



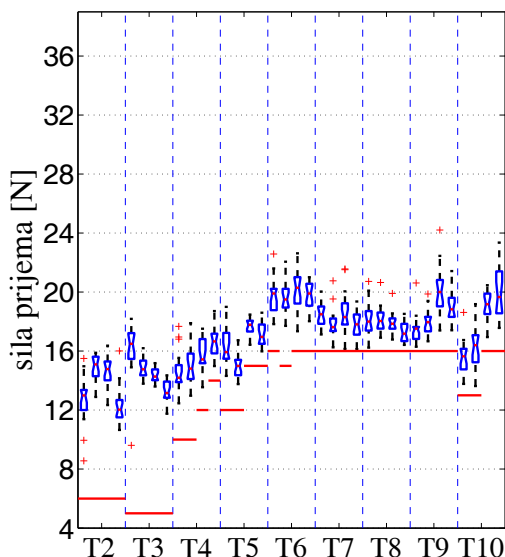
Slika 4.16: Slika prikazuje najvišje sile prijema po prijemu jabolka, ki ga uporabnik nato prenese na stojnico. Rdeče črte nad izmerjenimi vrednostimi prikazujejo prag sile prijema, potrebne za prijem jabolka.

da je ekstenzija prstov dober pokazatelj izboljšanja stopnje funkcionalnih sposobnosti roke in napredka rehabilitacije.

Oseba A je izvajala naloge tako, da je haptični vmesnik pomagal izvajati gib, saj oseba brez pomoči haptičnega vmesnika ni zmogla opraviti celotne poti. Bila pa je sposobna v posameznih delih giba izvesti dovolj sile za delni gib. Pomoč haptičnega vmesnika je bila zato uvedena tako, da ni zavirala giba osebe proti ciljni točki. Oseba je pri vsaki nalogi samostojno izvajala silo prijema. To se morda zdi v nasprotju s tezo, da so pri hemiparetičnih osebah bolj ohranjene proksimalne funkcije kot distalne funkcije, torej seganje pred prijemanjem [142]. Potrebno je poudariti, da lahko za izvajanje sile prijema z napravo za prijemanje, uporabljeno pri opisani vadbi, izvedemo gibe prstov, ki so lahko grobi, saj naprava v opisani izvedbi omogoča močnostni prijem. Gibanje prstov pri močnostnem prijemu pa je v primerjavi s precizijskim prijemom manj občutljivo na poškodbe kortikospinalnega trakta [143, 14] oziroma pride do okrevanja prej kot pri precizijskem prijemu [144, 145]. Opažanja, ki izhajajo iz klinične prakse, o bolj ohranjenih funkcijah proksimalnih mišic v primerjavi z distalnimi mišicami, mnoge študije ne potrjujejo [146, 147, 148, 149, 150]. Lange et al. [20] zagovarjajo hipotezo, da distalne funkcije po kapi niso bolj prizadete v primerjavi s proksimalnimi, temveč da med okrevanjem neprizadete komponente živčno-mišičnega sis-



Slika 4.17: Slika prikazuje najnižje sile prijema po tistem, ko oseba jabolko, ki ga je prenesla na stojnico, izpusti. Črne črte nad izmerjenimi vrednostimi prikazujejo prag sile prijema, potrebne, da se jabolko izpusti iz prijema.



Slika 4.18: Slika prikazuje najvišje sile prijema po prijemu jabolka, ki ga uporabnik nato prenese na stojnico. Rdeče črte nad izmerjenimi vrednostimi prikazujejo prag sile prijema, potrebne za prijem jabolka.

tema mnogo bolj učinkovito kompenzirajo primanjkljaj proksimalnih funkcij (seganja) kot pa distalnih funkcij (prijemanja). Zdi se, da teza o boljše ohranjenih funkcijah proksimalnih mišic v primerjavi z distalnimi mišicami bolj kot za funkcijo mišic velja v smislu funkcionalnega opravljanja opravil z roko [151]. Z vadbo na osebi A smo pokazali, da je vadbo možno zasnovati na tak način, da slabše proksimalne funkcije ne omejujejo vadbe, ki zahteva ali omogoča vadbo distalnih funkcij (prijemanja). Hkrati pa ta vadba še vedno omogoča vadbo tako proksimalnih kot distalnih funkcij, pa čeprav eno v večji meri kot drugo, kar ima pomembno implikacijo za vadbo oseb z drugačnim izvorom in porazdelitvijo zmanjšanja motoričnih sposobnosti.

Pri osebi A je bil zato pri vadbi poudarek predvsem na prijemanju, omogočena pa je bila tudi vadba proksimalnih funkcij, čeprav v manjšem obsegu kot pri osebi B, ki ni potrebovala pomoči haptičnega vmesnika v obliki potiskanja roke vzdolž haptične poti.

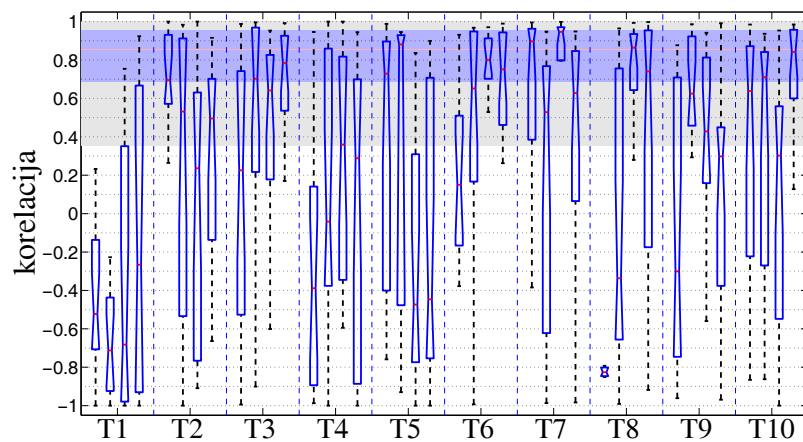
Ker sta bili obe osebi, ki sta sodelovali pri vadbi, hemiparetična bolnika, je bil večji poudarek na odpiranju kot zapiranju prstov. Pri prijemu navideznega predmeta v največji meri delujejo fleksorji prstov, pri izpustu navideznega predmeta pa ekstenzorji prstov. Kontrola ekstenzorjev je po kapi bolj prizadeta kot kontrola fleksorjev [152, 16], čeprav se tega ne da posploševati na vse hemiparetične bolnike po kapi [142, 146, 147]. Zato je tudi

pogosta težava hemiparetičnih bolnikov, da predmet po tistem, ko ga uspešno primejo, težje izpustijo [61, 20]. Zmanjšana zmožnost kontrole odpiranja dlani je posledica nepravilne oziroma povečane koaktivacije fleksorjev ob aktivaciji ekstenzorjev [153]. Ob hoteni aktivaciji ekstenzorjev se namreč pojavi nehotena aktivacija fleksorjev, ki prevladajo nad že tako zmanjšano sposobnostjo hotene aktivacije motoričnega nevrona, zadolženega za aktivacijo ekstenzorjev [154, 153, 149]. Povrnitev sposobnosti ekstenzije prstov je bistvena za gibe, ki jih vključujejo aktivnosti vsakdanjega življenja [61, 155, 156]. Prav tako sta obe osebi sami dali večji poudarek napredku odpiranja dlani v primerjavi s stiskanjem. Nekateri avtorji še posebej poudarjajo pomen rehabilitacije ekstenzorjev [155, 156]. Tako povečanje moči fleksorjev, ki se kaže v zvišanju sile prijema pri prijemanju, kot povečanje moči ekstenzorjev, ki se kaže v nižji izmerjeni sili zaradi izboljššanega odpiranja dlani, veljata za dobra pokazatelja splošnega izboljšanja funkcionalne sposobnosti roke [140, 141, 61].

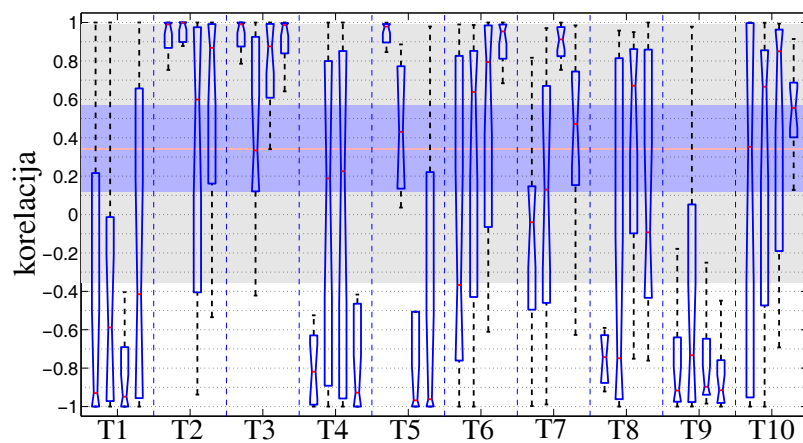
Korelacija med silo prijema in silo obremenitve v posamezni fazi

Sliki 4.19 in 4.20 prikazujeta škatlični diagram z brki za vrednosti korelacije med silo prijema in silo obremenitve za osebo A in osebo B za posamezne faze. Podsluka (a) prikazuje fazo prijemanja, (b) fazo prenašanja ter (c) fazo razbremenitve. Rdeča črta, ki poteka preko škatličnega diagrama, prikazuje srednjo vrednost korelacije pri zdravih osebah v posamezni fazi, modro polje vrednosti od 1 do 3 kvartila korelacije pri zdravih osebah za posamezno fazo, sivo polje pa obseg od spodnje do zgornje brčice korelacije pri zdravih osebah za posamezno fazo. Slika 4.19 prikazuje vrednost korelacije za osebo A. Z vseh podslik je razvidno, da pri osebi A ne moremo govoriti o prisotnosti sklopitve med silo obremenitve in silo prijema, saj je razpon korelacije naključen med -1 in 1 in ni mogoče potrditi nikakršnega trenda. Osebi A je namreč pri pomikanju pomagal haptični vmesnik in oseba A zaradi tega nima pravega nadzora nad silo obremenitve. Pri pomoči haptičnega vmesnika uporabniku torej ni pričakovati povezave oziroma sklopitve med silo obremenitve in silo prijema.

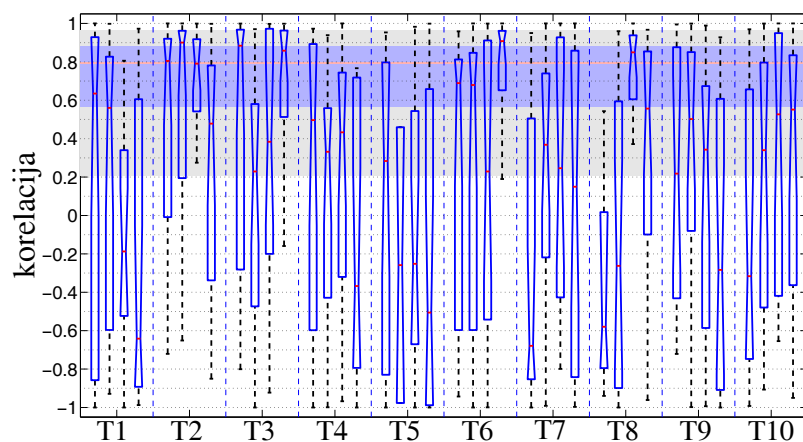
Slika 4.20 prikazuje vrednost korelacije za osebo B. Pri osebi B se kaže sklopljenost med silo obremenitev in silo prijema, saj so vrednosti korelacije v obsegu vrednosti korelacij pri zdravih osebah. V fazi prijemanja (slika 4.20 (a)) so srednje vrednosti korelacij nekoliko nižje, večje so tudi variance. V fazi prenašanja (slika 4.20 (b)) so srednje vrednosti enake srednjim vrednostim korelacij pri zdravih osebah, prav tako tudi variance. V fazi razbremenitve (slika 4.20 (c)), tako kot pri zdravih osebah, ni opaziti sklopitve med silo obremenitve in silo prijema.



(a)

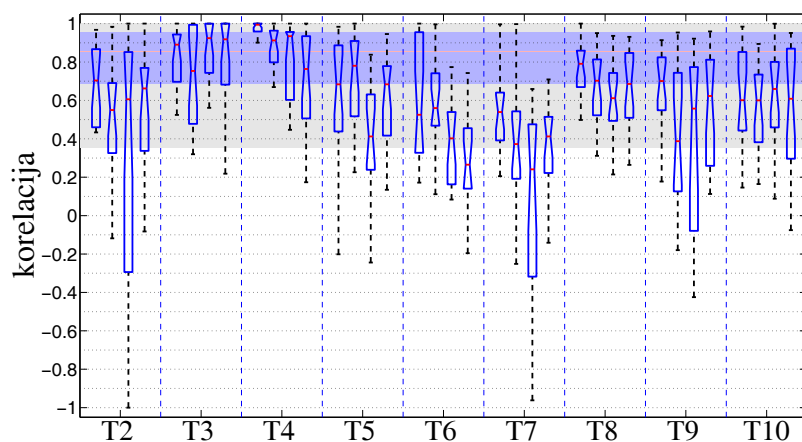


(b)

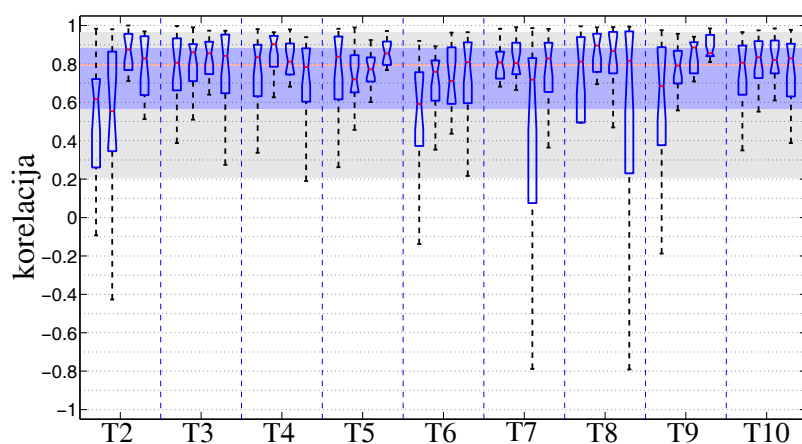


(c)

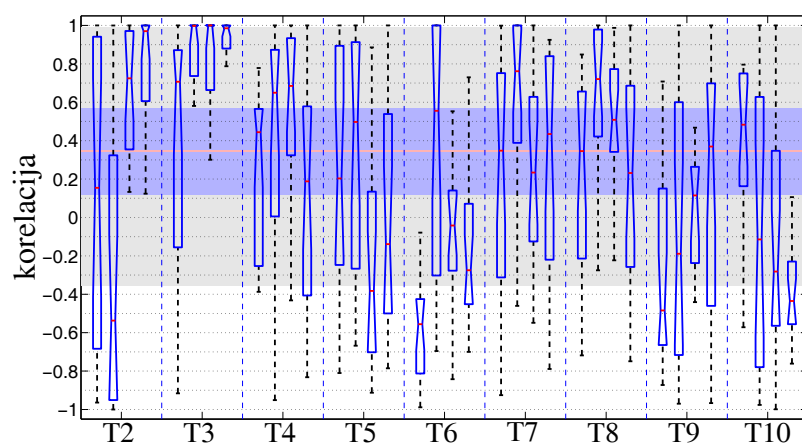
Slika 4.19: Slika prikazuje vrednosti korelacije med silo obremenitve in silo prijema pri osebi A za različne faze: (a) faza prijemanja, (b) faza prenašanja, (c) faza razbremenitve. Rdeča črta (mediana), modro (1. in 3. kvartil) in sivo polje (brčice) prikazujejo vrednosti pri zdravih osebah.



(a)



(b)



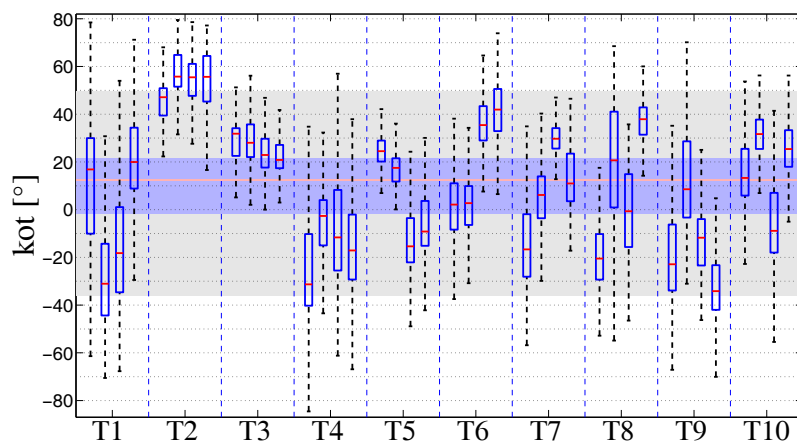
(c)

Slika 4.20: Slika prikazuje vrednosti korelacije med silo obremenitve in silo prijema pri osebi B za različne faze: (a) faza prijemanja, (b) faza prenašanja, (c) faza razbremenitve. Rdeča črta (mediana), modro (1. in 3. kvartil) in sivo polje (brčice) prikazujejo vrednosti pri zdravih osebah.

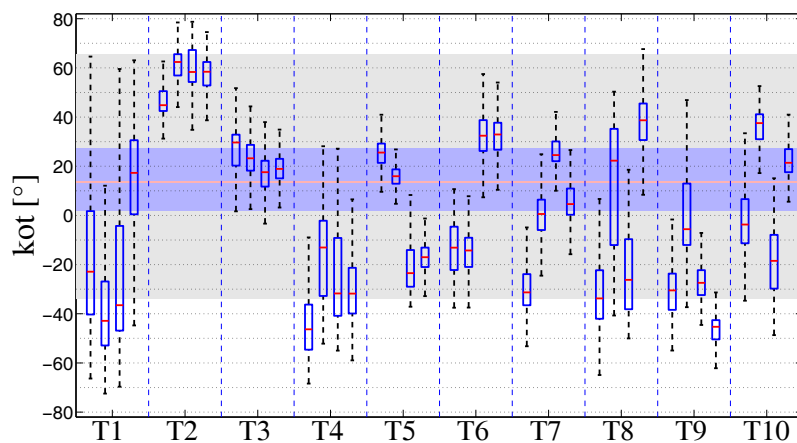
Kot med silo prijema in silo obremenitve v posamezni fazi

Sliki 4.21 in 4.22 prikazujeta škatlični diagram z brki za vrednosti kotov med silo prijema in silo obremenitve za osebo A in osebo B za posamezne faze. Podslika (a) prikazuje fazo prijema, (b) fazo prenašanja ter (c) fazo razbremenitve. Rdeča črta, ki poteka preko škatličnega diagrama, prikazuje srednjo vrednost kota pri zdravih osebah v posamezni fazi, modro polje vrednosti od 1. do 3. kvartila vrednosti kota pri zdravih osebah, sivo polje pa obseg od spodnje do zgornje brčice vrednosti kota pri zdravih osebah. Slika 4.21 prikazuje vrednosti kota za osebo A. Vrednosti za termine 4 do 10, podobno kot vrednosti korelacij, kažejo velik raztros vrednosti in s tem potrjujejo ugotovitev, da v primeru pomoči haptičnega vmesnika osebi pri premikanju roke ni pričakovati sklopitve med silo obremenitve in silo prijema. Vrednosti terminov 2 in 3 pa kažejo majhne raztrose in razmeroma visoke vrednosti kota. Visoke vrednosti kotov pomenijo veliko silo obremenitve. Majhni raztrosi so posledica visokih vrednosti sil obremenitev. Kasneje se sila obremenitve zmanjša, kot pa postane manjši, večja pa je tudi razpršitev vrednosti kota.

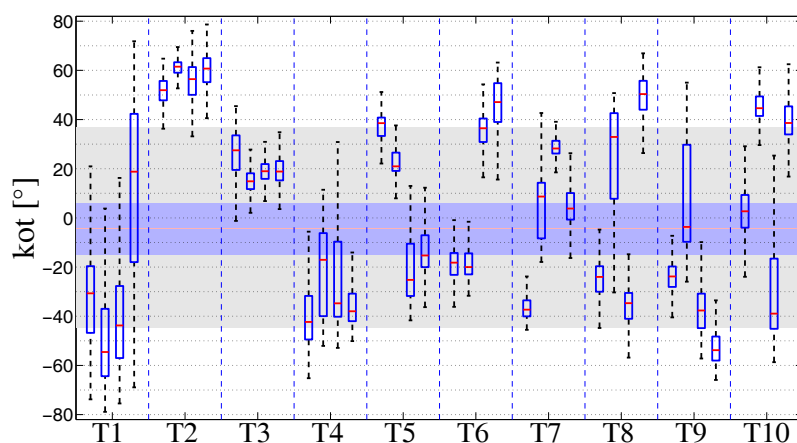
Slika 4.22 prikazuje vrednost kota za osebo B. Slika 4.22 (a) prikazuje kot v fazi prijema. V terminu 1 in 2 so prisotne višje vrednosti kotov, kasneje pa se znižajo na vrednost kota okoli 0° , ki ustreza nizki vrednosti sile obremenitve. Variance so podobnih velikosti kot pri zdravih osebah. V fazi prenašanja (slika 4.22 (b)) je srednja vrednost kota višja kot pri zdravih osebah, varianca pa dvakrat manjša. Od termina 3 naprej se vrednost giblje okoli vrednosti 27° , v primerjavi z zdravimi osebami, pri katerih je kot 15° . Slika 4.22 (c) prikazuje kot v fazi razbremenitve. Pri zdravih osebah je ta kot v fazi razbremenitve rahlo negativen, saj takrat z jabolkom pritisnejo ob stojnico. Pri osebi B pa je kot pozitiven z vrednostjo okoli 30° , kar nakazuje, da oseba B roko ob odpiranju dlani potiska navzgor ob zgornjo steno haptične poti.



(a)

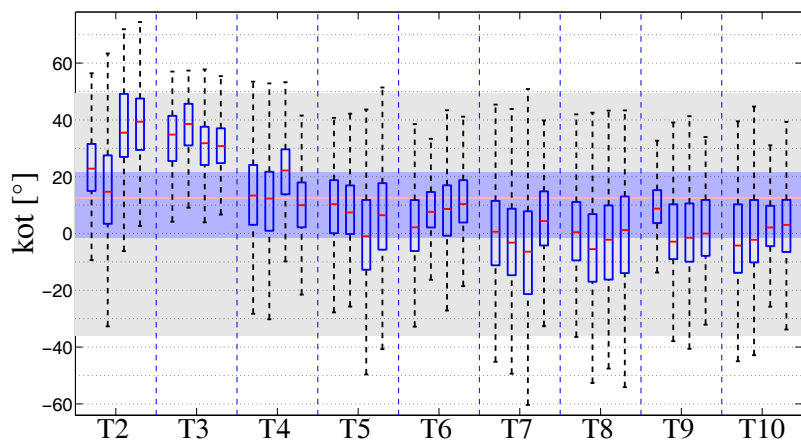


(b)

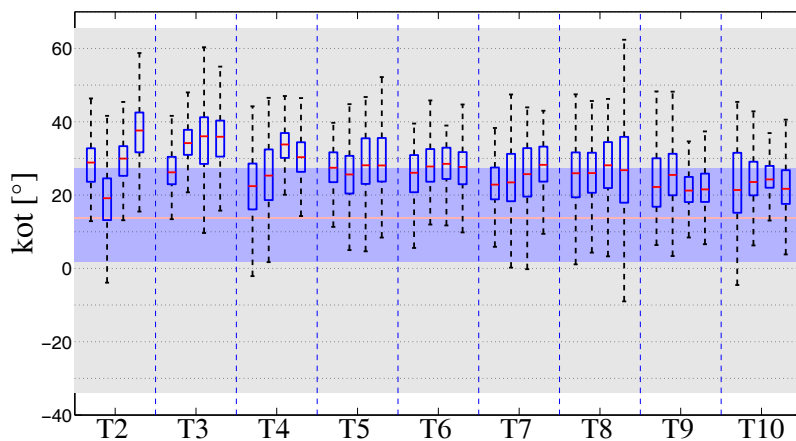


(c)

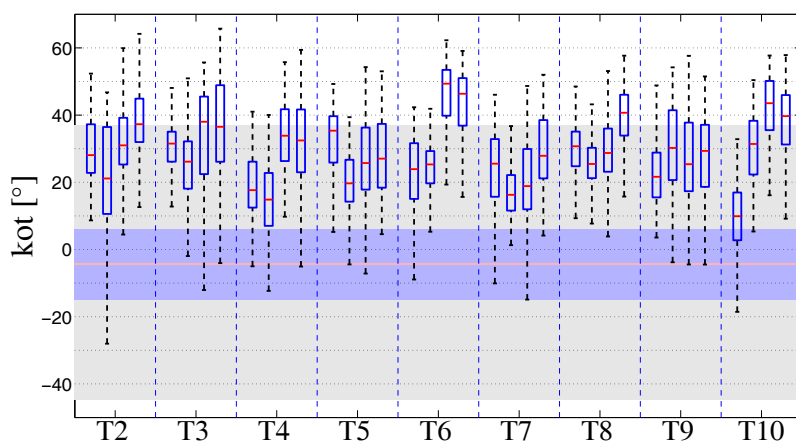
Slika 4.21: Slika prikazuje vrednosti kota med silo obremenitve in silo prijema pri osebi A za različne faze: (a) faza prijemanja, (b) faza prenašanja, (c) faza razbremenitve. Rdeča črta (mediana), modro (1. in 3. kvartil) in sivo polje (brčice) prikazujejo vrednosti pri zdravih osebah.



(a)



(b)

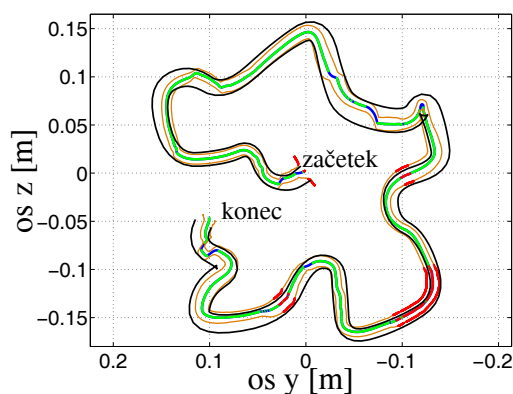


(c)

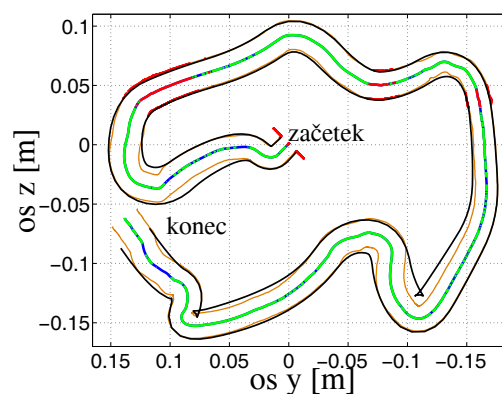
Slika 4.22: Slika prikazuje vrednosti kota med silo obremenitve in silo prijema pri osebi B za različne faze: (a) faza prijemanja, (b) faza prenašanja, (c) faza razbremenitve. Rdeča črta (mediana), modro (1. in 3. kvartil) in sivo polje (brčice) prikazujejo vrednosti pri zdravih osebah.

4.3.2 Naloga zavita cev

Obe osebi sta opravljali tudi nalogo zavita cev. Za vsako osebo je bil zasnovana drugačna oblika zavite cevi. Osebi A je pri gibanju skozi cev podobno kot pri nalogi prijemanja in prestavljanja pomagal haptični vmesnik s potiskanjem. Pri osebi B pomoči nismo uporabili. Sliki 4.23 in 4.24 prikazujeta primera potoke poti pri nalogi zavita cev za osebo A in osebo B. Z debelo črto v rdeči (premer žogice večji od premera cevi), zeleni (drsenje ob steni) in modri barvi (ni kontakta s steno) je označena pot žogice, njen premer pa je označen s tanko oranžno črto. S črno barvo je označena cev.



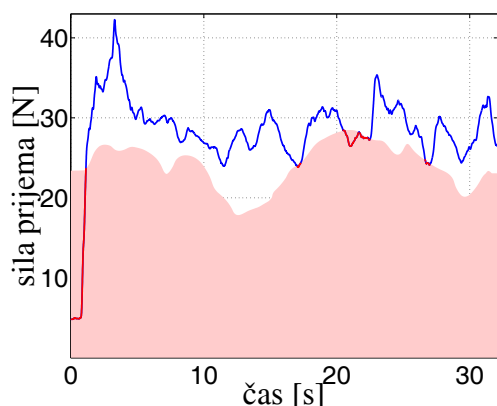
Slika 4.23: Prikaz poti skozi nalogo zavita cev za osebo A. Modra sredinska črta prikazuje pot središča žogice, ko ta ni bila v stiku s steno, zelena črta, ko je bila žogica v stiku s steno, rdeča pa, ko je bil premer žogice večji od premera cevi. Prav tako sta prikazani steni cevi (črna črta) in širina žogice (oranžna črta).



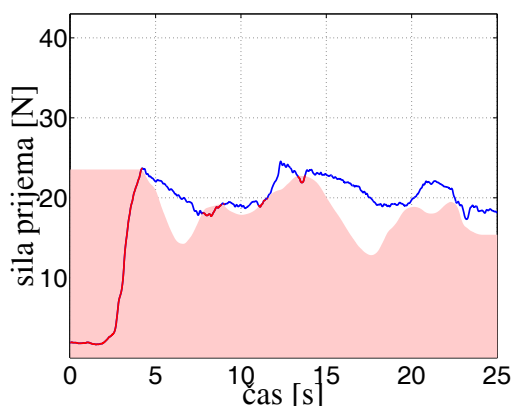
Slika 4.24: Prikaz poti skozi nalogo zavita cev za osebo B. Modra sredinska črta prikazuje pot središča žogice, ko ta ni bila v stiku s steno, zelena črta, ko je bila žogica v stiku s steno, rdeča pa, ko je bil premer žogice večji od premera cevi. Prav tako sta prikazani steni cevi (črna črta) in širina žogice (oranžna črta).

Sliki 4.25 in 4.26 prikazujeta primer potoke sile prijema za osebo A in osebo B. Svetlo rdeče polje označuje minimalno silo prijema (referenco sile prijema), ki je bila potrebna, da se žogica ne bi v cevi zataknila. Potek sile prijema je z odebeljeno rdečo črto prikazan na mestih, kjer je bila sila prijema pod referenčno silo, z modro barvo pa, ko je bila sila prijema nad referenčno silo prijema.

Tabela 4.2 podaja odstotek časa celotnega časa trajanja pomikanja skozi zavito cev za posamezne načine interakcije z zavito cevjo: kontakt s steno (zelena črta na slikah 4.23 in 4.24), premer žogice večji od premera cevi (rdeča črta na slikah 4.23 in 4.24), ni kontakta s cevjo (modra črta na slikah 4.23 in 4.24). Med posameznimi poteki vseh desetih terminov ni opaznih trendov spreminjanja teh časov, zato podajamo vrednosti za vse poteke nalog skupaj. Najbolj pogosto osebi drsita ob steni cevi, saj sta $3/4$ poti v kontaktu s steno. Oseba



Slika 4.25: Graf poteka sile prijema med nalogo zavita cev za osebo A. Tam, kjer je sila prijema manjša od predpisane minimalne vrednosti, je vrednost sile prijema prikazana z odebeljeno rdečo črto. Svetlo rdeče polje označuje minimalno silo, potrebno za prijem oziroma referenco sile prijema.



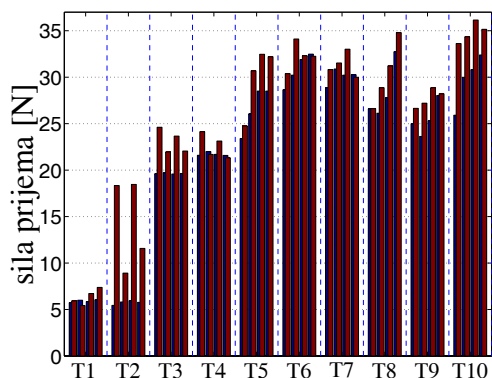
Slika 4.26: Graf poteka sile prijema med nalogo zavita cev za osebo B. Tam, kjer je sila prijema manjša od predpisane minimalne vrednosti, je vrednost sile prijema prikazana z odebeljeno rdečo črto. Svetlo rdeče polje označuje minimalno silo, potrebno za prijem oziroma referenco sile prijema.

A ni v kontaktu s steno le slaba 2 % celotnega časa pomikanja skozi cev. Pri osebi B je ta čas daljši in traja 10 % celotnega časa. Ti časi so kratki, ker v tem času oseba zgolj zamenja strani sten, ob katerih drsi. Pri osebi A gre za hitrejše in manj nadzorovane gibe, saj roko v smeri poti potiska haptični vmesnik. Pri osebi B so gibi bolj nadzorovani, saj sama pomika roko vzdolž poti, zato so tudi prehodi počasnejši. Pri osebi A je premer žogice večji od premera cevi dobrih 20 % celotnega časa pomikanja skozi cev. Pri osebi B je ta čas krajši in traja 10 % celotnega časa. To gre pripisati predvsem višji potrebni sili prijema zavite cevi, skozi katero se je pomikala oseba A (primerjaj sliki 4.27 in 4.28). Sliki 4.27 in 4.28 prikazujeta stolpični diagrama povprečne sile prijema med nalogo zavita cev za obe osebi. Modri stolpični diagram je povprečna vrednost reference sile prijema, določene s širino stene zavite cevi, rdeči stolpični diagram pa povprečna sila prijema, ki jo je izvajala oseba.

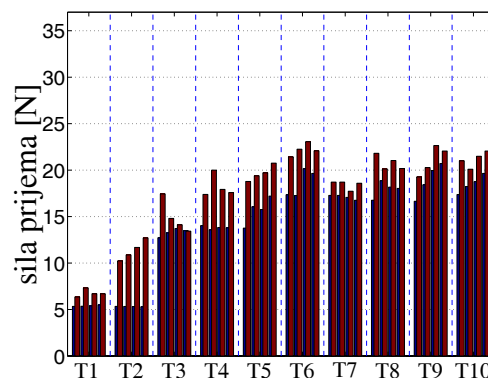
Korelacija med referenčno silo prijema in silo prijema, ki jo je izvajala oseba, je pokazala, da osebi s premerom žogice ne sledita strogo premeru cevi. Pri osebi A je srednja vrednost korelacije 0.13 z razponom znotraj vrednosti med -0.5 in 0.5 in se med posameznimi termini statistično ne razlikuje ($p = 0.53$). Visoka vrednost korelacije bi pomenila, da oseba takrat, ko je cev ozka, žogico stisne na majhen premer, takrat ko pa je cev široka, pa prijem popusti, da se premer žogice poveča. Pri osebi B je povprečna vrednost korelacije nekoliko višja 0.31. Kaže pa se tudi trend, da se med posameznimi termini s povečevanjem potrebne sile prijema vrednost korelacije povečuje. Pri višji referenci sile prijema oseba B pri bolj široki cevi

Tabela 4.2: Tabela prikazuje za obe osebi odstotek časa v % celotnega časa trajanja pomikanja skozi zavito cev za posamezne načine interakcije z zavito cevjo: kontakt s steno, premer žogice večji od premera cevi, ni kontakta s cevjo. Podana je srednja vrednost (drugi kvartil), v oklepajih pa prvi in tretji kvartil.

način poti	% časa celotne poti v določenem načinu poti	
	oseba A	oseba B
kontakt s steno	76.3(61.0,89.7)	75.3(64.4,82.5)
prevelik premer krogle	21.8(8.0,36.7)	10.1(1.3,23.1)
ni kontakta s steno	1.7(0.8,3.4)	10.6(5.5,17.3)



Slika 4.27: Stolpični diagram povprečne sile prijema med nalogo zavita cev za osebo A. Modri stolpični diagram je povprečna vrednost reference sile prijema določene s širino stene zavite cevi, rdeči stolpični diagram pa povprečna sila prijema, ki jo je izvajala oseba A.



Slika 4.28: Stolpični diagram povprečne sile prijema med nalogo zavita cev za osebo B. Modri stolpični diagram je povprečna vrednost reference sile prijema določene s širino stene zavite cevi, rdeči stolpični diagram pa povprečna sila prijema, ki jo je izvajala oseba B.

sprosti prijem, pri zgodnjih terminih pa to ni bilo potrebno, saj je bila povprečna vrednost reference sile prijema nižja.

Vrednosti korelacije med srednjo vrednostjo reference sile prijema in silo prijema, je pri osebi A 0.83, pri osebi B pa 0.90. Prav tako je visoka vrednost korelacije med najvišjo vrednostjo reference sile prijema in dejansko silo prijema: za osebo A je 0.83, za osebo B pa 0.94. Te vrednosti pričajo o tem, da osebi med nalogo s premerom žogice sicer ne sledita verno premeru cevi, da pa primerno povečata nivo sile prijema, ki se kaže v povečani povprečni sili prijema. Povečata pa seveda tudi najvišjo potrebno silo prijema, ko je cev najožja. Za načrtovanje zavite cevi to pomeni, da naj bo poudarek na povprečni širini cevi in na njenih zoženjih, kjer je potrebno silo prijema največ povečati. Potrebno je tudi upoštevati dosegljivi delovni prostor roke, ki ga lahko oseba doseže.

Po kapi in poškodbah centralnega živčnega sistema pogosto pride do zmanjšane koordinacije med gibi posameznih sklepov pri gibih roke, ki zahtevajo premikanje dveh ali več sklepov [62, 69, 70, 15]. Winstein et al. [60] zato predlagajo vadbo pri kateri je poudarek na trajektoriji in poti gibanja roke in ne na gibanju posameznih sklepov. Naloga zavita cev omogoča vadbo gibanja roke, ki zahteva gibe v več sklepih.

5

Zaključek

V disertaciji je obravnavana možnost uporabe haptičnega vmesnika pri študiju in vadbi seganja in prijemanja. Vadba seganja in prijemanja vključuje gibe s celotno roko in prijemanje v navideznih haptičnih in grafičnih okoljih. Hkratna vadba gibanja roke in prijemanja je smiselna, saj večina aktivnosti vsakodnevnega življenja zahteva tako gibe z roko kot prijemanje.

V literaturi, ki se ukvarja z vodenjem admitančnih haptičnih vmesnikov, v poglavju, ki se ukvarja s stabilnostjo, zasledimo bolj anekdotično kot znanstveno-raziskovalno podprto opažanje, da lahko prijem v določenih okoliščinah pripelje do nestabilnega delovanja haptičnega vmesnika. Ker se pričujoče delo med drugim ukvarja ravno s prijemom, je bilo zato potrebno poglobiti razumevanje vpliva prijema na stabilnost haptičnega vmesnika. Rezultati, ki so prikazani v tem delu, so podali vzroke, ki pripeljejo do nestabilnosti haptičnega vmesnika. Ti izvirajo iz mehanske strukture robota, uporabljenega regulatorja ter parametrov navideznega okolja. Posebni poudarek smo namenili odvisnosti med parametri navideznega okolja in silo prijema, ki pripelje do nestabilnega delovanja haptičnega vmesnika. Parametri navideznega okolja so tisti, ki se pri prikazovanju različnih haptičnih navideznih okolij spreminjajo. Nestabilnosti, ki nastane ob kontaktu z okoljem, se je mogoče izogniti s povečanjem vrednosti parametrov navideznega okolja. V mnogih primerih pa se nestabilnosti ob kontaktu ni mogoče izogniti. Najbolj pereč je ta problem pri kirurških teleoperacijskih robotskih sistemih. Kirurški teleoperacijski sistem je sestavljen iz dveh robotskih sistemov, ki sta med seboj povezana. Prvega vodi operater-kirurg, drugi sistem pa izvaja minimalno invazivno operacijo na pacientu in je v kontaktu z tkivom, ki ima lahko zelo različne biomehanske lastnosti. Pri robotskem sistemu, ki je v kontaktu s tkivom, v nobenem primeru ne sme priti do nestabilnosti ob kontaktu. Na tem področju se zato odpirajo teme ocenjevanja mehanskih parametrov okolja (tkiva) s katerim je vrh robota v stiku ter upoštevanja ocenjenih parametrov okolja pri vodenju robota med interakcijo z okoljem.

V sklopu raziskav, opisanih v tem delu, sta bila razvita dva merilnika sile prijema. Oba

merilnika sta namenjena pritrditvi na vrh haptičnega vmesnika in za merjenje sile prijema pri interakciji z navideznimi okolji. Prva naprava je bila izometrična in je bila namenjena meritvam s haptičnim vmesnikom, zasnovanim na industrijskemu robotu Stäubli RX90. Na haptičnem vmesniku Stäubli RX90 smo opravili študijo vpliva prijema na stabilnost haptičnega vmesnika, kasneje pa raziskavo, ki je pokazala, kakšen nivo sklopljenosti med silo obremenitve in silo prijema lahko pričakujemo pri zdravih osebah. Kot mero sklopljenosti smo uporabili korelacijo med silama prijema in obremenitve. Pokazali smo, da lahko v določenih okoliščinah pričakujemo skoraj popolno sklopljenost med obema silama, saj je bila vrednost korelacije okoli 0.99. Pokazali smo tudi, da je nivo sklopljenosti odvisen od poteka sile obremenitve, saj se ob dinamičnem poteku sile sklopljenost močno zmanjša.

Glavni cilj opravljenega dela, ki ga predstavlja disertacija, je bilo oblikovati in razviti celovito metodologijo in merilni sistem, ki bi bil primeren za meritve, vadbo in rehabilitacijo gibanja roke in prijemanja. Sistem vključuje haptični vmesnik, napravo za merjenje sile prijema in naloge v haptičnih in grafičnih navideznih okoljih. Sistem, ki smo ga poimenovali HEnRiE (Haptic Environment for Reaching and Grasping Exercise, slo. Haptična okolja za seganje in prijemanje), je tako vključeval haptični vmesnik HapticMaster ter napravo za prijemanje, ki je bila prilagojena uporabi v rehabilitaciji. Naprava za prijemanje omogoča pasivno haptičnost preko elastičnih vzmeti in s tem dodaja novo modalnost k haptičnim navideznim okoljem, ki jih prikazuje haptični vmesnik. Naprava za merjenje sile prijema je bila pasivna in je zadostovala za uspešno izvajanje vaj pri dveh osebah po kapi.

Nova aktivna haptična naprava pa bi dodala vrsto novih možnosti pri izvajanju vaj v haptičnih navideznih okoljih. Pri pasivni napravi je za spreminjanje togosti naprave potrebno zamenjati vzmeti oziroma elastike. Aktivna naprava bi bila zmožna prikazovati različne togosti brez poseganja v napravo. Prav tako bi omogočala razgibavanje prstov in pomoč pri zapiranju in odpiranju dlani, kadar bi bilo to potrebno. Veliko pozornosti pri novi napravi bi bilo potrebno posvetiti tudi ergonomiji naprave in načinu pritrditve prstov v napravo. Pri pasivni napravi smo oboje uspešno izvedli z manšetami za prste, ki omogočajo udobno in trdno umestitev prstov v napravo.

Pasivna naprava za vodenje ne potrebuje dodatnega računalnika oziroma logike za vodenje. Zaradi enostavnosti pasivne naprave bi bila primerna kot samostojen rehabilitacijski pripomoček tudi za rehabilitacijo na domu. Pri rehabilitaciji na domu bi si uporabnik napravo sposodil za določeno obdobje in bi doma sam opravljal vadbo. Seveda bi bilo potrebo prej razviti ustrezno enostaven uporabniški vmesnik. Tak uporabniški vmesnik bi vseboval tudi preprost avtomatiziran odjemalec elektronske pošte, preko katere bi se terapevtu posredovala elektronska sporočila z opravljenimi meritvami, uporabnik pa bi sprejemal terpevtove komentarje. Pri vsaki napravi, ki je v stiku z uporabnikom, še posebej pri rehabilitaciji, je

potrebno pozornost nameniti tudi varnosti uporabe in rokovanja. Ker je naprava pasivna in nima aktuatorjev, ne more proizvesti sile, ki bi bila večja kot jo lahko izvede uporabnik. Pasivna naprava je zato še posebej primerna za rehabilitacijo na domu.

Meritve z napravo HEnRiE smo opravili na zdravih osebah in dveh osebah po kapi. Meritve na osebah po kapi so bile razdeljene na deset terminov in so potekale v razponu štirih tednov. S to demonstracijo smo pokazali, da je sistem primeren za uporabo v rehabilitaciji, in podali ključne poudarke, ki so podlaga za nadaljnje meritve s sistemom HEnRiE. Pripravljeni sta bili dve nalogi, ki zahtevata tako gibe roke kot tudi izvajanje sile prijema. Te naloge so omogočale novo področje raziskav koordinacije gibanja in prijemanja, ki se jih s prej razvitimi napravami, opisanimi v uvodu, ni dalo izvesti. Najprej smo opravili meritve na zdravih osebah, ki so bile osnova za meritve na dveh osebah po kapi. Meritve na zdravih osebah so podale tudi vrednosti, ki jih potrebujemo za primerjavo rezultatov meritev z osebami z motoričnimi motnjami. Pri obeh osebah po kapi smo tudi prikazali trend zvišanja sile prijema pri prijemanju, zmanjšanje sile prijema pri odpiranju dlani ter izboljšanje natančnosti gibanja roke. Predstavili smo tudi parametre, ki so povezani s koordinacijo gibanja in prijemanja: korelacijo in kot med silo prijema in silo obremenitve. Za te parametre nismo opazili opaznih trendov spreminjanja, ki bi jih lahko razložili kot spremembo koordinacije med silo prijema in obremenitvijo.

Za konec dodajmo še dejstvo, da je razviti merilni sistem, ki je predmet študije in disertacije, osnova za strojni del merilnega sistema, ki se uporablja pri projektu MIMICS. Projekt MIMICS je projekt v sklopu sedmega okvirnega programa Evropske komisije, katerega cilj je pokazati, da je vadbo gibanja pri rehabilitaciji mogoče bistveno izboljšati z uporabo večmodalnih navideznih okolij in naprav. Uporabljeni 3D projekcijski sistem nam je omogočil boljšo vizualno predstavo seganja v globino, ki je bistveni del predstavljenih nalog.

Literatura

- [1] K. S. Hale in K. M. Stanney, "Deriving haptic design guidelines from human physiological, psychophysical, and neurological foundations," *IEEE Comput Graph Appl*, vol. 24, no. 2, str. 33–39, 2004.
- [2] K. Salisbury, F. Conti, in F. Barbagli, "Haptic rendering: introductory concepts," *IEEE Comput Graph Appl*, vol. 24, no. 2, str. 24–32, 2004.
- [3] H. Kazerooni in H. Ming-Guo, "The dynamics and control of a haptic interface device," *IEEE Trans Rob Autom*, vol. 10, no. 4, str. 453–464, 1994.
- [4] M. Mihelj, *Haptični roboti*. Ljubljana: Fakulteta za elektrotehniko, 1. izd., 2007.
- [5] B. Hannaford in A. Okamura, "Haptics," v *Springer Handbook of Robotics* (B. Siciliano in O. Khatib, eds.), Springer Handbooks, str. 719–739, Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, 2008.
- [6] C. L. Clover, "A control-system architecture for robots used to simulate dynamic force and moment interaction between humans and virtual objects," *IEEE Trans Syst Man Cybern C Appl Rev*, vol. 29, no. 4, str. 481–493, 1999.
- [7] A. Luciani, D. Urma, S. Marliere, in J. Chevrier, "Presence: the sense of believability of inaccessible worlds," *Comput Graph*, vol. 28, no. 4, str. 509–517, 2004.
- [8] R. J. Adams in B. Hannaford, "Stable haptic interaction with virtual environments," *IEEE Trans Rob Autom*, vol. 15, no. 3, str. 465–474, 1999.
- [9] N. Hogan, "Controlling impedance at the man/machine interface," v *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, (Scottsdale, AZ, USA), str. 1626–1631, May 1989.
- [10] B. Gillespie in M. Cutkosky, "Stable user-specific haptic rendering of the virtual wall," v *ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition*, (Atlanta, Georgia), str. 397–406, Nov 1996.

- [11] C. R. Carignan in K. R. Cleary, "Closed-loop force control for haptic simulation of virtual environments," *Haptics-e* [Online: <http://www.haptics-e.org/>], vol. 1, no. 2, 2000.
- [12] J. Podobnik, *Vpliv togosti prijema na stabilnost admitančno vodenega haptičnega vmesnika*. Diplomsko delo, Univerza v Ljubljani, Fakulteta za elektrotehniko, 2004.
- [13] D. J. Magermans, E. K. Chadwick, H. E. Veeger, in F. C. van der Helm, "Requirements for upper extremity motions during activities of daily living," *Clin Biomech*, vol. 20, no. 6, str. 591–599, 2005.
- [14] U. Castiello, "The neuroscience of grasping," *Nat Rev Neurosci*, vol. 6, str. 726–736, Sep 2005.
- [15] A. Shumway-Cook in M. H. Woollacott, *Abnormal Reach Grasp and Manipulation*, ch. Clinical Management of the Patient with Reach, Grasp, and Manipulation Disorder, str. 493–517. Lippincott Williams & Wilkins, 3. izd., 2006.
- [16] C. E. Lang in M. H. Schieber, "Stroke," v *Sensorimotor Control of Grasping: Physiology and Pathophysiology* (D. A. Nowak in J. Hermsdörfer, eds.), Cambridge University Press, May 2009.
- [17] T. Hoffmann, K. McKenna, D. Cooke, in L. Tooth, "Outcomes after stroke: Basic and instrumental activities of daily living, community reintegration and generic health status," *Aust Occup Ther J*, vol. 50, no. 4, str. 225–233, 2003.
- [18] U. Guzelkucuk, I. Duman, M. A. Taskaynatan, in K. Dincer, "Comparison of therapeutic activities with therapeutic exercises in the rehabilitation of young adult patients with hand injuries," *J Hand Surg [Am]*, vol. 32A, str. 1429–1435, Nov 2007.
- [19] R. E. M. Bowden in J. R. Napier, "The assessment of hand function after peripheral nerve injuries," *J Hand Surg [Br]*, vol. 43B, no. 3, str. 481–492, 1961.
- [20] C. E. Lang, J. M. Wagner, D. F. Edwards, S. A. Sahrman, in A. W. Dromerick, "Recovery of grasp versus reach in people with hemiparesis poststroke," *Neurorehabil Neural Repair*, vol. 20, str. 444–454, 2006.
- [21] M. Ponikvar, *Analiza trajektorij gibanja roke v haptičnem okolju*. Doktorska disertacija, Univerza v Ljubljani, Fakulteta za elektrotehniko, 2003.
- [22] A. Bardorfer, M. Munih, A. Zupan, in A. Primožič, "Upper limb motion analysis using haptic interface," *IEEE ASME Trans Mechatron*, vol. 6, no. 3, str. 253–260, 2001.

-
- [23] U. Mali, N. Goljar, in M. Munih, "Application of haptic interface for finger exercise," *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, vol. 14, no. 3, str. 352–360, 2006.
 - [24] G. Kurillo, A. Zupan, in T. Bajd, "Force tracking system for the assessment of grip force control in patients with neuromuscular diseases," *Clin Biomech*, vol. 19, no. 10, str. 1014–1021, 2004.
 - [25] G. Kurillo, M. Gregorič, N. Goljar, in T. Bajd, "Grip force tracking system for assessment and rehabilitation of hand function," *Technol Health Care*, vol. 13, no. 3, str. 137–149, 2005.
 - [26] S. R. Ellis, "What are virtual environments?," *IEEE Comput Graph Appl*, vol. 14, no. 1, str. 17–22, 1994.
 - [27] G. C. Burdea, "Invited review: the synergy between virtual reality and robotics," *IEEE Trans Rob Autom*, vol. 15, no. 3, str. 400–410, 1999.
 - [28] D. Hecht, M. Reiner, in G. H. G, "Multimodal virtual environments: response times, attention, and presence," *Presence*, vol. 15, no. 5, str. 515–523, 2006.
 - [29] E. A. Keshner in R. V. Kenyon, "Using immersive technology for postural research and rehabilitation," *Assist Technol*, vol. 16, no. 1, str. 54–62, 2004.
 - [30] H. Sveistrup, "Motor rehabilitation using virtual reality," *J Neuroeng Rehabil*, vol. 1, no. 1, 2004.
 - [31] H. I. Krebs, N. Hogan, M. L. Aisen, in B. T. Volpe, "Robot-aided neuro-rehabilitation," *IEEE Trans Rehabil Eng*, vol. 6, no. 1, str. 75–87, 1998.
 - [32] G. B. Prange, M. J. Jannink, C. G. Groothuis-Oudshoorn, H. J. Hermens, in M. J. Ijzerman, "Systematic review of the effect of robot-aided therapy on recovery of the hemiparetic arm after stroke," *J Rehabil Res Dev*, vol. 43, no. 2, str. 171–184, 2006.
 - [33] B. T. Volpe, H. I. Krebs, in N. Hogan, "Is robot-aided sensorimotor training in stroke rehabilitation a realistic option?," *Curr Opin Neurol*, vol. 14, no. 6, str. 745–752, 2001.
 - [34] J. Heinzmann in A. Zelinsky, "Quantitative safety guarantees for physical human-robot interaction," *Int J Robot Res*, vol. 22, no. 7-8, str. 479–504, 2003.
 - [35] J. E. Colgate in J. M. Brown, "Factors affecting the z-width of a haptic display," v *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, (San Diego, CA, USA), str. 3205–3210, 1994.

- [36] J. L. Burke, R. R. Murphy, E. Rogers, V. J. Lumelsky, in J. Scholtz, "Final report for the darpa/nsf interdisciplinary study on human-robot interaction," *IEEE Trans Syst Man Cybern C Appl Rev*, vol. 34, no. 2, str. 103–112, 2004.
- [37] J. J. Boessenkool, E. J. Nijhof, in C. J. E. CJ, "A comparison of curvatures of left and right hand movements in a simple pointing task," *Exp Brain Res*, vol. 120, no. 3, str. 369–376, 1998.
- [38] T. Šupuk, *Robot assisted measurement and evaluation of reaching-to-grasp movement*. Doktorska disertacija, Univerza v Ljubljani, Fakulteta za elektrotehniko, 2006.
- [39] M. Šikić, *Generiranje trajektorij roke z uporabo aproksimacije razpršenih podatkov*. Diplomsko delo, Univerza v Ljubljani, Fakulteta za elektrotehniko, 2006.
- [40] R. Colombo, F. Pisano, S. Micera, A. Mazzone, C. Delconte, M. C. Carrozza, P. Dario, in G. Minuco, "Robotic techniques for upper limb evaluation and rehabilitation of stroke patients," *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, vol. 13, no. 3, str. 311–324, 2005.
- [41] J. Hidler, D. Nichols, M. Pelliccio, in K. Brady, "Advances in the understanding and treatment of stroke impairment using robotic devices," *Top Stroke Rehabil*, vol. 12, no. 2, str. 22–35, 2005.
- [42] M. K. Rand, Y. Shimansky, G. E. Stelmach, in J. R. Bloedel, "Adaptation of reach-to-grasp movement in response to force perturbations," *Exp Brain Res*, vol. 154, no. 1, str. 50–65, 2004.
- [43] N. Yang, M. Zhang, C. Huang, in D. Jin, "Synergic analysis of upper limb target-reaching movements," *J Biomech*, vol. 35, no. 6, str. 739–746, 2002.
- [44] A. Viau, A. G. Feldman, B. J. McFadyen, in M. F. Levin, "Reaching in reality and virtual reality: a comparison of movement kinematics in healthy subjects and in adults with hemiparesis," *J Neuroeng Rehabil*, vol. 1, no. 11, 2004.
- [45] T. Y. Chuang, W. S. Huang, S. C. Chiang, Y. A. Tsai, J. L. Doong, in H. Cheng, "A virtual reality-based system for hand function analysis," *Comput Methods Programs Biomed*, vol. 69, no. 3, str. 189–196, 2002.
- [46] H. Forssberg, A. C. Eliasson, H. Kinoshita, R. S. Johansson, in G. Westling, "Development of human precision grip. i: Basic coordination of force," *Exp Brain Res*, vol. 85, no. 2, str. 451–457, 1991.

-
- [47] H. Forssberg, H. Kinoshita, A. C. Eliasson, R. S. Johansson, G. Westling, in A. M. Gordon, "Development of human precision grip. ii. anticipatory control of isometric forces targeted for object's weight," *Exp Brain Res*, vol. 90, no. 2, str. 393–398, 1992.
- [48] J. R. Flanagan in A. M. Wing, "Modulation of grip force with load force during point-to-point arm movements," *Exp Brain Res*, vol. 95, no. 1, str. 131–143, 1993.
- [49] R. D. Jones, "Measurement of sensory-motor control performance capacities: tracking tasks," v *The Biomedical Engineering Handbook* (J. D. Bronzino, ed.), str. 2197–2218, Boca Raton, FL: CRC Press, 2000.
- [50] J. Podobnik in M. Munih, "Robot-assisted evaluation of coordination between grasp and load forces in a power grasp in humans," *Adv Robot*, vol. 20, no. 8, str. 933–951, 2006.
- [51] D. A. Nowak, S. Glasauer, in J. Hermsdorfer, "How predictive is grip force control in the complete absence of somatosensory feedback?," *Brain*, vol. 127, no. Pt 1, str. 182–192, 2004.
- [52] R. C. V. Loureiro, C. F. Collin, in W. S. Harwin, "Robot aided therapy: Challenges ahead for upper limb stroke rehabilitation," v *5th International Conference on Disability, Virtual Reality and Associated Technologies*, (Reading, UK, The University of Reading), str. 3–39, 2004.
- [53] T. Nef, M. Mihelj, G. Colombo, in R. Riener, "Armin - a robot for patient-cooperative arm therapy," *Med Biol Eng Compu*, vol. 45, str. 887–900, 2007.
- [54] H. I. Krebs, L. Dipietro, S. Levy-Tzedek, S. E. Fasoli, A. Rykman-Berland, J. Zipse, J. A. Fawcett, J. Stein, H. Poizner, A. C. Lo, B. T. Volpe, in N. Hogan, "A paradigm shift for rehabilitation robotics," *IEEE Eng Med Biol Mag*, vol. 27, no. 4, str. 61–70, 2008.
- [55] G. Kwakkel, B. J. Kollen, in H. I. Krebs, "Effects of robot-assisted therapy on upper limb recovery after stroke: A systematic review," *Neurorehabil Neural Repair*, vol. 22, no. 2, str. 111–121, 2008.
- [56] P. S. Lum, C. G. Burgar, P. C. Shor, M. Majmundar, in M. V. der Loos, "Robot-assisted movement training compared with conventional therapy techniques for the rehabilitation of upper-limb motor function after stroke," *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 83, str. 952–959, Jul 2002.

- [57] W. S. Harwin, J. L. Patton, in V. R. Edgerton, "Challenges and opportunities for robot-mediated neurorehabilitation," *Proceedings of the IEEE*, vol. 94, no. 9, str. 1717–1726, 2006.
- [58] L. E. Kahn, M. L. Zygman, W. Z. Rymer, in D. J. Reinkensmeyer, "Robot-assisted reaching exercise promotes arm movement recovery in chronic hemiparetic stroke: a randomized controlled pilot study," *J Neuroeng Rehabil*, vol. 3, 2006.
- [59] H. Woldag in H. Hummelsheim, "Evidence-based physiotherapeutic concepts for improving arm and hand function in stroke patients," *J Neurol*, vol. 249, str. 518–528, May 2002.
- [60] C. Winstein, A. Wing, in J. Whitall, "Motor control and learning principles for rehabilitation of upper limb movements after brain injury," v *Handbook of Neuropsychology* (J. Grafman in I. Robertson, eds.), vol. 9, str. 77–137, Elsevier Science B.V., 2. izd., 2003.
- [61] S. L. Fritz, K. E. Light, T. S. Patterson, A. L. Behrman, in S. B. Davis, "Active finger extension predicts outcomes after constraint-induced movement therapy for individuals with hemiparesis after stroke," *Stroke*, vol. 36, str. 1172–1177, Jun 2005.
- [62] R. F. Beer, J. D. Given, in J. P. Dewald, "Task-dependent weakness at the elbow in patients with hemiparesis.," *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 80, str. 766–772, Jul 1999.
- [63] A. Shumway-Cook in M. H. Woollacott, *Motor control: translating research into clinical practice*, ch. Clinical Management of the Patient with Reach, Grasp, and Manipulation Disorder, str. 518–556. Lippincott Williams & Wilkins, 3. izd., 2006.
- [64] H. Woldag, G. Waldmann, G. Heuschkel, in H. Hummelsheim, "Is the repetitive training of complex hand and arm movements beneficial for motor recovery in stroke patients?," *Clin Rehabil*, vol. 17, str. 723–730, 2003.
- [65] R. Dickstein, S. Hocherman, T. Pillar, in R. Shaham, "Stroke rehabilitation: Three exercise therapy approaches," *Phys Ther*, vol. 66, str. 1233–1238, Aug 1986.
- [66] J. Desrosiers, D. Bourbonnais, H. Corriveau, S. Gosselin, in G. Bravo, "Effectiveness of unilateral and symmetrical bilateral task training for arm during the subacute phase after stroke: a randomized controlled trial," *Clin Rehabil*, vol. 19, str. 581–593, 2005.

-
- [67] P. M. van Vliet, N. B. Lincoln, in A. Foxall, "Comparison of bobath based and movement science based treatment for stroke: a randomised controlled trial," *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, vol. 76, str. 503–508, 2005.
 - [68] C. A. Trombly, "Observations of improvement of reaching in five subjects with left hemiparesis," *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, vol. 56, str. 40–45, Jan 1993.
 - [69] M. C. Cirstea, A. Ptito, in M. F. Levin, "Arm reaching improvements with short-term practice depend on the severity of the motor deficit in stroke," *Exp Brain Res*, vol. 152, no. 4, str. 476–488, 2003.
 - [70] S. Micera, J. Carpanetola, F. Posteraro, L. Cenciotti, M. Popovic, in P. Dario, "Characterization of upper arm synergies during reaching tasks in able-bodied and hemiparetic subjects," *Clin Biomech*, vol. 20, str. 939–946, Nov 2005.
 - [71] T. Platz, "Impairment-oriented training (iot) – scientific concept and evidence-based treatment strategies," *Restor Neurol Neurosci*, vol. 22, str. 301–315, 2004.
 - [72] W. Dunn, C. Brown, in A. McGuigan, "The ecology of human performance: a framework for considering the effect of context," *Am J Occup Ther*, vol. 48, str. 595–607, 1994.
 - [73] H. I. Ma in C. A. Trombly, "The comparison of motor performance between part and whole tasks in elderly persons," *Am J Occup Ther*, vol. 55, str. 62–67, Jan/Feb 2001.
 - [74] J. H. van der Lee, I. A. Snels, H. Beckerman, G. J. Lankhorst, R. C. Wagenaar, in L. M. Bouter, "Exercise therapy for arm function in stroke patients: a systematic review of randomized controlled trials," *Clin Rehabil*, vol. 15, no. 1, str. 20–31, 2001.
 - [75] P. Weiss in M. Jeannerod, "Getting a grasp on coordination," *News Physiol Sci*, vol. 13, str. 70–75, Apr 1998.
 - [76] F. C. T. van der Helm, A. C. Schouten, E. de Vlugt, in G. G. Brouwn, "Identification of intrinsic and reflexive components of human arm dynamics during postural control," *J Neurosci Methods*, vol. 119, no. 1, str. 1–14, 2002.
 - [77] Z. Jandak, "Driving-point mechanical impedance of the hand-arm system at exposure to stochastic vibration," v *Proceedings of Eighth International Conference on Hand-Arm Vibration*, (Umeå, Sweden), 1998.
 - [78] M. K. Holden, "Virtual environments for motor rehabilitation: Review," *Cyberpsychol Behav*, vol. 8, no. 3, str. 187–211, 2005.

- [79] D. E. Whitney, "Historical perspective and state of the art in robot force control," *Int J Robot Res*, vol. 6, no. 1, str. 3–14, 1987.
- [80] R. S. Johansson, "Sensory control of dextrous manipulation in humans," v *Hand and Brain: The Neurophysiology and Psychology of Hand Movements* (A. M. Wing, P. Haggard, in J. R. Flanagan, eds.), str. 381–414, San Diego, CA, USA: Academic Press, 1996.
- [81] M. L. Latash, S. Li, S. Danion, in V. M. Zatsiorsky, "Central mechanisms of finger interaction during one- and two-hand force production at distal and proximal phalanges," *Brain Res*, vol. 924, no. 2, str. 198–208, 2002.
- [82] L. Villani in J. D. Schutter, "Force control," v *Springer Handbook of Robotics* (B. Siciliano in O. Khatib, eds.), Springer Handbooks, str. 161–185, Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, 2008.
- [83] R. J. Adams, M. R. Moreyra, in B. Hannaford, "Stability and performance of haptic display: Theory and experiments," v *ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition*, (Anaheim, CA), str. 227–234, 1998.
- [84] R. Gurram, S. Rakheja, in G. J. Gouw, "Mechanical impedance of the human hand-arm system subject to sinusoidal and stochastic excitations," *Int J Ind Ergon*, vol. 16, no. 2, str. 135–145, 1995.
- [85] B. Zupančič, *Zvezni regulacijski sistemi. Del 2*. Ljubljana: Fakulteta za elektrotehniko, 1996.
- [86] M. C. Pierre in R. F. Kirsch, "Measuring endpoint stiffness of the human arm in three dimensional space," v *4th Meeting of the International Shoulder Group*, (Cleveland, OH), Jun 2002.
- [87] N. Hogan, "Impedance control: An approach to manipulation, parts i-iii," *J Dyn Syst Meas Control*, vol. 107, no. 1, str. 1–24, 1985.
- [88] B. Hannaford in J. Ryu, "Time domain passivity control of haptic interfaces," *IEEE Trans Rob Autom*, vol. 18, no. 1, str. 1–10, 2002.
- [89] R. W. McGorry, "A system for the measurement of grip forces and applied moments during hand tool use," *Appl Ergon*, vol. 32, no. 3, str. 271–279, 2001.

-
- [90] I. J. W. J. J. DiStefano, A. R. Stubberud, *Schaum's outline of theory and problems of feedback and control systems : continuous (analog) and discrete (digital)*. New York: McGraw-Hill, 2. izd., 1995.
- [91] D. J. Bennett, J. M. Hollerbach, Y. Xu, in I. W. Hunter, "Time-varying stiffness of human elbow joint during cyclic voluntary movement," *Exp Brain Res*, vol. 88, no. 2, str. 433–442, 1992.
- [92] R. Q. van der Linde in P. Lammertse, "Hapticmaster – a generic force controlled robot for human interaction," *Ind Rob*, vol. 30, no. 6, str. 515–524, 2003.
- [93] J. Činkelj, *Haptični vmesnik, zasnovan na RTLinux operacijskem sistemu*. Magistrsko delo, Univerza v Ljubljani, Fakulteta za elektrotehniko, 2007.
- [94] T. A. C. Verschuren, *Friction compensation for a haptic manipulator: the Haptic-MASTER*. Traineeship report, Eindhoven University of Technology, Department of Mechanical Engineering Dynamics and Control Group, 2008.
- [95] J. Ziherl, *Združitev haptičnega vmesnika in Ogre knjižnice v navidezni nalogi*. Diplomsko delo, Univerza v Ljubljani, Fakulteta za elektrotehniko, 2008.
- [96] N. Klopčar, *Kinematični model ramenskega sklopa in dosegljivi delovni prostor roke pri človeku*. Doktorska disertacija, Univerza v Ljubljani, Fakulteta za elektrotehniko, 2005.
- [97] R. W. Lindeman, J. L. Sibert, in J. K. Hahn, "Hand-held windows: towards effective 2d interaction in immersive virtual environments," v *IEEE Proceedings on Virtual Reality*, (Houston, TX, USA), str. 205–212, 1999.
- [98] S. Zhai, "Investigation of feel for 6dof inputs: Isometric and elastic rate control for manipulation in 3d environments," v *Proceedings of The Human Factors and Ergonomics Society 37th Annual Meeting*, (Seattle, WA, USA), 1993.
- [99] A. Lécuyer, S. Coquillart, A. Kheddar, P. Richard, in P. Coiffet, "Pseudo-haptic feedback : Can isometric input devices simulate force feedback?," v *IEEE International Conference on Virtual Reality*, (New Brunswick, USA), str. 83–90, 2000.
- [100] D. S. Tan, D. Gergle, P. Scupelli, in R. Pausch, "Physically large displays improve performance on spatial tasks," *ACM Transactions on Computer-Human Interaction*, vol. 13, no. 1, str. 71–99, 2006.

- [101] A. H. A. Stienen, E. E. G. Hekman, F. C. T. V. der Helm, G. B. Prange, M. J. A. Jannink, A. M. M. Aalsma, in H. V. der Kooij, "Freebal: dedicated gravity compensation for the upper extremities," v *ICORR 2007. IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, (Noordwijk, Netherlands), str. 804–808, Jun 2007.
- [102] Systems in Motion, <http://www.coin3d.org/>, *Coin3D*.
- [103] L. L. Schumaker, *Spline functions: basic theory*. Malabar (Florida): Krieger, ponatisnjena izd., 1993.
- [104] B. Jüttler in M. G. Wagner, "Computer-aided design with spatial rational b-spline motions," *J Mech Des N Y*, vol. 118, no. 2, str. 193–201, 1996.
- [105] R. Ravani in A. Meghdari, "Spatial rational motions based on rational frenet-serret curves," v *2004 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*, (The Hague, The Netherlands), str. 4456–4461, Oct 2004.
- [106] I. Vidav, *Višja matematika II*. Ljubljana: Državna založba Slovenije, 1975.
- [107] T. Flash in N. Hogan, "The coordination of arm movements: An experimentally confirmed mathematical model," *J Neurosci*, vol. 5, no. 7, str. 1688–1703, 1985.
- [108] P. M. Fitts, "The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement," *J Exp Psychol Gen*, vol. 121, no. 3, str. 262–269, 1992.
- [109] G. Simmons in Y. Demiris, "Optimal robot arm control using the minimum variance model," *J Robot Syst*, vol. 22, no. 11, str. 677–690, 2005.
- [110] D. Eberly, *Dynamic Collision Detection using Oriented Bounding Boxes*. Geometric Tools, LLC, Dec 2002.
- [111] J. Trinkle in D. Prattichizzo, "Grasping," v *Springer Handbook of Robotics* (B. Siciliano in O. Khatib, eds.), Springer Handbooks, str. 671–700, Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, 2008.
- [112] R. S. Johansson, "Tactile sensibility in the human hand: receptive field characteristics of mechanoreceptive units in the glabrous skin area," *J Physiol*, vol. 281, str. 101–125, Aug 1978.
- [113] B. Grichting, V. Hediger, P. Kaluzny, in M. Wiesendanger, "Impaired proactive and reactive grip force control in chronic hemiparetic patients," *Clin Neurophysiol*, vol. 111, str. 1661–1671, 2000.

- [114] J. Hermsdörfer, E. Hagla, D. Nowakb, in C. Marquardt, “Grip force control during object manipulation in cerebral stroke,” *Clin Neurophysiol*, vol. 114, str. 915–929, 2003.
- [115] K. Rost, D. A. Nowak, D. Timmann, in J. Hermsdörfer, “Preserved and impaired aspects of predictive grip force control in cerebellar patients,” *Clin Neurophysiol*, vol. 116, str. 1405–1414, 2005.
- [116] M. N. McDonnell, S. L. Hillier, M. C. Ridding, in T. S. Miles, “Impairments in precision grip correlate with functional measures in adult hemiplegia,” *Clin Neurophysiol*, vol. 117, str. 1474–1480, 2006.
- [117] D. A. Nowak in J. Hermsdörfer, “Objective evaluation of manual performance deficits in neurological movement disorders,” *Brain Res Rev*, vol. 51, str. 108–124, 2006.
- [118] M. A. Huysmansa, M. J. Hoozemansa, B. Vissera, in J. H. van Dieen, “Grip force control in patients with neck and upper extremity pain and healthy controls,” *Clin Neurophysiol*, vol. 119, str. 1840–1848, 2008.
- [119] S. Mallau in M. Simoneau, “Aging reduces the ability to change grip force, balance control simultaneously,” *Neurosci Lett*, 2008. Accepted Manuscript, doi:10.1016/j.neulet.2008.10.097.
- [120] M. A. Gilles in A. M. Wing, “Age-related changes in grip force and dynamics of hand movement,” *J Mot Behav*, vol. 35, str. 79–85, Mar 2003.
- [121] B. Edin, R. Howe, G. Westling, in M. Cutkosky, “A physiological method for relaying frictional information to a human teleoperator,” *IEEE Trans Syst Man Cybern*, vol. 23, str. 427 – 432, Mar/Apr 1993.
- [122] J. Duque, J. Thonnard, Y. Vandermeeren, G. Sebire, G. Cosnard, in E. Olivier, “Correlation between impaired dexterity and corticospinal tract dysgenesis in congenital hemiplegia,” *Brain*, vol. 126, str. 732–747, 2003.
- [123] P. Raghavan, J. W. Krakauer, in A. M. Gordon, “Impaired anticipatory control of fingertip forces in patients with a pure motor or sensorimotor lacunar syndrome,” *Brain*, vol. 129, str. 1415–1425, 2006.
- [124] J. R. Napier, “The prehensile movements of the human hand,” *J Bone Joint Surg Br*, vol. 38-B, no. 4, str. 902–913, 1956.

- [125] T. Iberall, "Human prehension and dexterous robot hands," *Int J Robot Res*, vol. 16, str. 285–299, 1997.
- [126] M. Lim, S. Oh, J. Son, B. You, in K. Kim, "A human-like real-time grasp synthesis method for humanoid robot hands," *Rob Auton Syst*, vol. 30, str. 261–271, 2000.
- [127] M. N. McDonnell, M. C. Ridding, S. C. Flavel, in T. S. Miles, "Effect of human grip strategy on force control in precision tasks," *Exp Brain Res*, vol. 161, str. 368–373, 2005.
- [128] S. M. Michaelsen in M. F. Levin, "Short-term effects of practice with trunk restraint on reaching movements in patients with chronic stroke: A controlled trial," *Stroke*, vol. 35, str. 1914–1919, 2004.
- [129] W. Mendenhall in T. Sincich, *Statistics for Engineering and the Sciences*. Prentice Hall, 5. izd., Sep 2006.
- [130] A. Wetherell, "Performance tests," *Environ Health Perspect*, vol. 104, str. 247–273, 1996.
- [131] C. G. Burgar, P. S. Lum, P. C. Shor, in H. M. V. der Loos, "Development of robots for rehabilitation therapy: The palo alto va/stanford experience," *J Rehabil Res Dev*, vol. 37, str. 663–673, Nov/Dec 2000.
- [132] C. Carel, I. Loubinoux, K. Boulanouar, C. Manelfe, O. Rascol, P. Celsis, in F. Chollet, "Neural substrate for the effects of passive training on sensorimotor cortical representation: A study with functional magnetic resonance imaging in healthy subjects," *J Cereb Blood Flow Metab*, vol. 20, str. 478–484, 2000.
- [133] P. G. D. Deyne, "Application of passive stretch and its implications for muscle fibers," *Phys Ther*, vol. 81, str. 819–827, Feb 2001.
- [134] O. M. Katalinic, L. A. Harvey, R. D. Herbert, A. M. Moseley, N. A. Lannin, in K. Schurr, "Stretch interventions for contractures," v *Cochrane Database of Systematic Reviews*, The Cochrane Collaboration. John Wiley & Sons, Ltd, 2009.
- [135] S. M. Schabrun in S. Hillier, "Evidence for the retraining of sensation after stroke: a systematic review," *Clin Rehabil*, vol. 23, no. 1, str. 27–39, 2009.
- [136] M. Lotze, C. Braun, N. Birbaumer, S. Anders, in L. G. Cohen, "Motor learning elicited by voluntary drive," *Brain*, vol. 126, str. 866–872, 2003.

-
- [137] A. Kaelin-Lang, L. Sawaki, in L. G. Cohen, "Role of voluntary drive in encoding an elementary motor memory," *J Neurophysiol*, vol. 93, str. 1099–1103, 2005.
 - [138] D. Feygin, M. Keehner, in F. Tendick, "Haptic guidance: Experimental evaluation of a haptic training method for a perceptual motor skill," v *10th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems (HAPTICS'02)*, (Houston, TX, USA), str. 40–47, 2002.
 - [139] J. Liu, S. C. Cramer, in D. J. Reinkensmeyer, "Learning to perform a new movement with robotic assistance: comparison of haptic guidance and visual demonstration," *J Neuroeng Rehabil*, vol. 3, no. 20, 2006.
 - [140] A. Sunderland, D. Tinson, L. Bradley, in R. L. Hewer, "Arm function after stroke. an evaluation of grip strength as a measure of recovery and a prognostic indicator," *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, vol. 52, str. 1267–1272, Nov 1989.
 - [141] P. Boissy, D. Bourbonnais, M. M. Carlotti, D. Gravel, in B. A. Arsenault, "Maximal grip force in chronic stroke subjects and its relationship to global upper extremity function," *Clin Rehabil*, vol. 13, no. 4, str. 354–362, 1999.
 - [142] J. G. Colebatch in S. C. Gandevia, "The distribution of muscular weakness in upper motor neuron lesions affecting the arm," *Brain*, vol. 112, no. 3, str. 749–763, 1989.
 - [143] C. E. Lang in M. H. Schieber, "Differential impairment of individuated finger movements in humans after damage to the motor cortex or the corticospinal tract," *J Neurophysiol*, vol. 90, str. 1160–1170, Aug 2003.
 - [144] P. Raghavan, "The nature of hand motor impairment after stroke and its treatment," *Curr Treat Options Cardiovasc Med*, vol. 9, str. 221–228, Jul 2007.
 - [145] J. D. Schaechter in K. L. Perdue, "Enhanced cortical activation in the contralesional hemisphere of chronic stroke patients in response to motor skill challenge," *Cereb Cortex*, vol. 18, no. 3, str. 638–647, 2008.
 - [146] R. W. Bohannon in M. B. Smith, "Assessment of strength deficits in eight paretic upper extremity muscle groups of stroke patients with hemiplegia," *Phys Ther*, vol. 67, str. 522–525, Apr 1987.
 - [147] A. W. Andrews in R. W. Bohannon, "Distribution of muscle strength impairments following stroke," *Clin Rehabil*, vol. 14, str. 79–87, Feb 2000.

- [148] C. Mercier in D. Bourbonnais, "Relative shoulder flexor and handgrip strength is related to upper limb function after stroke," *Clin Rehabil*, vol. 18, str. 215–221, 2004.
- [149] C. E. Lang, J. M. Wagner, A. Bastian, Q. Hu, D. F. Edwards, S. A. Sahrman, in A. W. Dromerick, "Deficits in grasp versus reach during acute hemiparesis," *Exp Brain Res*, vol. 166, str. 126–136, Sep 2005.
- [150] J. A. Beebe in C. E. Lang, "Absence of a proximal to distal gradient of motor deficits in the upper extremity early after stroke," *Clin Neurophysiol*, vol. 119, str. 2074–2085, 2008.
- [151] C. E. Lang in J. A. Beebe, "Relating movement control at 9 upper extremity segments to loss of hand function in people with chronic hemiparesis," *Neurorehabil Neural Repair*, vol. 21, no. 3, str. 279–291, 2007.
- [152] C. A. Trombly, "Stroke," v *Occupational therapy for physical dysfunction* (C. A. Trombly, ed.), Williams Wilkins, 2. izd., 1983.
- [153] D. G. Kamper, R. L. Harvey, S. Suresh, in W. Z. Rymer, "Relative contributions of neural mechanisms versus muscle mechanics in promoting finger extension deficits following stroke," *Muscle Nerve*, vol. 28, str. 309–318, Sep 2003.
- [154] D. G. Kamper in W. Z. Rymer, "Impairment of voluntary control of finger motion following stroke: role of inappropriate muscle coactivation," *Muscle Nerve*, vol. 24, no. 5, str. 673–681, 2001.
- [155] J. Cauraugh, K. Light, S. Kim, M. Thigpen, in A. Behrman, "Chronic motor dysfunction after stroke: Recovering wrist and finger extension by electromyography-triggered neuromuscular stimulation," *Stroke*, vol. 31, str. 1360–1364, 2000.
- [156] I. S. Brorsson, A. Nilsson, C. Sollerman, A. J. Baerveldt, in M. Hilliges, "A new force measurement device for evaluating finger extension function in the healthy and rheumatoid arthritis hand," *Technol Health Care*, vol. 16, str. 283–292, 2008.

Dodatek A: Algoritmi za izračunavanje B-zlepkov

5.1 Cox-de Boorjeva rekurzivna formula

B-zlepke rekurzivno računamo s Cox-de Boorjevo rekurzivno formulo:

$$b_{i,0}(u) = \begin{cases} 1, & u_i \leq u < u_{i+1} \\ 0, & \text{sicer} \end{cases} \quad (5.1)$$

$$b_{i,k}(u) = \frac{u - u_i}{u_{i+k} - u_i} b_{i,k-1}(u) + \frac{u_{i+k+1} - u}{u_{i+k+1} - u_{i+1}} b_{i+1,k-1} \quad (5.2)$$

Celotno funkcijo $s(u)$ pa dobimo s

$$s(u) = \sum_{i=0}^{n-k-1} d_i b_{i,k}(u) \quad u \in [u_k, u_{n-k}], \quad (5.3)$$

kjer so d_i kontrolne točke, funkcija $s(u)$ pa velja na intervalu $[u_k, u_{n-k}]$.

5.2 De Boorjev algoritem

Predpostavimo, da nas zanima samo vrednost funkcije $s(u)$ med dvema zaporednima vozlo, in sicer u_l ter u_{l+1} . Na tem intervalu so od nič različni le zlepki $b_{l-k+1,k}(u), \dots, b_{l,k}(u)$, vrednost funkcije $s(u)$ na tem intervalu pa določajo le kontrolne točke $d_{l-k}, d_{l-k+1}, \dots, d_l$, ostale točke pa nimajo vpliva. De Boorjev algoritem upošteva to lastnost in omogoči računanje funkcije $s(u)$, ki je bolj primerna za numerično oziroma programsko implementacijo. De Boorjev algoritem je numerično stabilen algoritem in omogoča enostavno in hitro računanje.

$$u \in [u_l, u_{l+1}]$$

$$d_i^{[0]} = d_i \quad \text{za} \quad i = l - k, \dots, l \quad (5.4)$$

$$d_i^{[m]} = (1 - \alpha_{m,i}) d_{i-1}^{[m-1]} + \alpha_{m,i} d_i^{[m-1]} \quad (5.5)$$

$$m = 1, \dots, k; \quad i = l - k + m, \dots, l$$

$$\alpha_{m,i} = \frac{u - u_i}{u_{i+k+1-m} - u_i}, \quad (5.6)$$

$$\text{potem velja} \quad s(u) = d_l^{[k]} \quad (5.7)$$

Dodatek B: Dinamika togega objekta v haptičnih navideznih okoljih

Haptična okolja sestavljajo tako statični haptični objekti kot dinamični haptični objekti. Medtem ko statični objekti ostajajo nepremični, pa je potrebno za dinamične haptične objekte v vsakem koraku določiti nove lege. Za sile interakcij med dinamičnimi objekti in navidezno maso, ki predstavlja vrh haptičnega vmesnika, predpostavimo, da so točkovne. Za vsako silo interakcije moramo prav tako poznati mesto, kjer deluje, da lahko določimo navor, ki deluje na objekt.

Vsota vseh sil $\mathbf{F}_i$ povzroči gibanje objekta v novo pozicijo $\mathbf{p}_{i+1}$, navor $\mathbf{T}_i$ pa rotacijo objekta v novo orientacijo R_{i+1} .

$$\begin{aligned}
 \mathbf{v}_{i+1} &= \mathbf{v}_i + \Delta t \frac{1}{m} \mathbf{F}_i \\
 \mathbf{p}_{i+1} &= \mathbf{p}_i + \Delta t \mathbf{v}_{i+1} \\
 L_{i+1} &= L_i + \Delta t T_i \\
 I_{i+1}^{-1} &= R_i I_0^{-1} R_i^T \\
 \omega_{i+1} &= I_{i+1}^{-1} L_{i+1} \\
 \delta_{i+1} &= \Delta t \omega_{i+1} \\
 R_{i+1} &= R_i \text{Rot}_x(\delta_{i,x}) \text{Rot}_y(\delta_{i,y}) \text{Rot}_z(\delta_{i,z}),
 \end{aligned} \tag{5.8}$$

kjer so Δt vzorčni čas, m masa togega objekta, I_0 vztrajnostna matrika objekta v koordinatnem sistemu objekta, $\mathbf{v}$ hitrost objekta, L vrtilna količina objekta, ω kotna hitrost objekta, δ sprememba orientacije objekta.

Dodatek C: Advanced Robotics, 2006

J. Podobnik in M. Munih, Robot-assisted evaluation of coordination between grasp and load forces in a power grasp in humans, *Advanced Robotics*, Vol. 20, No. 8, str. 933–951, 2006.

Robot-assisted evaluation of coordination between grasp and load forces in a power grasp in humans

JANEZ PODOBNIK* and MARKO MUNIH

*Laboratory of Robotics and Biomedical Engineering, Faculty of Electrical Engineering,
University of Ljubljana, Trzaska c. 25, 1001 Ljubljana, Slovenia*

Received 4 July 2005; accepted 7 October 2005

Abstract—A novel approach for evaluation of a grasp in humans is presented. The key novelty is combination of a haptic interface with force/torque transducers for measuring the grasp force. This paper presents results of grasp and load force coordination for quasi-static and dynamic external load force disturbances for a power grasp. An elevation of the grasp force is observed in a dynamic task. Elevation of the grasp force is needed for an additional safety margin to ensure a stable grasp.

Keywords: Grasp force; power grasp; haptic interface; tracking; stable grasp.

1. INTRODUCTION

The similarity of a multi-fingered robot hand with a human hand and the superior ability of human grasping [1] with respect to robotic grasping has been often employed in research on a grasp strategy of a robot hand on the basis of human motion and grasping [2–7].

For successful execution of the task, a certain degree of quality of the grasp has to be maintained [8] and four essential properties (dexterity, equilibrium, stability and dynamic behavior) of the grasp must be controlled [9]. A grasp is stable when:

- Forces and moments are exerted on the object in a way to move it or to keep it in a stable equilibrium [10].
- It is able to resist self and externally generated load forces that act on the grasped object [4, 9].
- An object returns to its equilibrium position after load force disturbances [4, 9].

The grasp that meets this conditions is a force-closure grasp [10]. Nguyen [10] also showed that non-marginal equilibrium grasps are force-closure grasps.

*To whom correspondence should be addressed. E-mail: janez.podobnik@robo.fe.uni-lj.si

The problem of real-time force-closure grasp planning on arbitrary objects is recognized as an essential component of dexterous manipulation and grasping with multi-fingered robot hands [11]. Hence, the question of human grasping behavior and the strategy for maintaining a stable grasp in humans is of interest in robot grasping research [4].

The grasp force is limited to the normal force component exerted on the surface of the held object, while the load force is the tangential force tending to cause slippage [12]. A series of experiments performed in order to study coordination between the grasp force and load force showed that humans use a safety margin against frictional slips. It has been also shown that the safety margin is small to avoid excessive grasp forces [13–16].

Napier [1] defined two major grasp prehensile postures: precision grasp and power grasp. The two grasps differ in evolutionary, anatomical, functional and task features. The power grasp meets power requirements to apply forces and resist arbitrary forces on the grasped object to assure stability, while the precision grasp meets precision requirements which involve fine adjustments of posture and the emphasis is on the dexterity. A number of researchers have investigated the precision grasp, whereas the power grasp is less often an object of research. In case of the precision grasp the experimental setup requires minimization of the measuring system, whereas in the case of the power grasp the experimental setup must provide actuators for producing high load forces and a measuring system to measure high grasp forces.

The novel technique presented here enables the investigation of grasping for wide range of grasp forces. This paper introduces a new robot-assisted technique for evaluation of a grasp in humans. The main contribution is the use of a haptic interface with a particular setup of force/torque transducers for measuring grasp forces. The unique characteristics of haptic interfaces to render kinesthetic information to the human operator interacting with virtual environments [17] allows programming and generating external load forces, and defining exact dynamics of a virtual environment. Use of an admittance haptic display allows generation of high external load forces; relatively heavy force/torque transducers for measuring wide range of grasp forces can be mounted on a robot tool end. A transparent admittance control algorithm is used to compensate for the dynamics of the attached measuring equipment, while maintaining the predefined dynamics of the virtual environment.

This paper presents new results filling the missing gap in the area of coordination between the grasp force and high external load force under quasi-static and dynamic conditions. During the quasi-static and dynamic load force conditions the subject employs a strategy of grasp and load force coordination that is adjusted to the dynamics of the load force. As a consequence, this results in distinctive shapes of plots of grasp *versus* load force representation: a line in the case of quasi-static load force and a triangle in the case of dynamic load force.

2. METHODS

2.1. Admittance haptic interface

A general purpose haptic interface based on a modified industrial robot (Stäubli RX90) was used in this study. The haptic interface was developed in the Laboratory of Robotics and Biomedical Engineering in order to display a wide range of impedances for the arm-size haptic interactions. Arm movements in a haptic environment require a powerful and high Z-width force generator with a workspace similar to that of the human arm [18]. The workspace of the Stäubli RX90 covers a larger part of the human operators arm workspace. The architecture incorporating a PC controller allows the design of custom-made algorithms implemented on RTlinux with 4-kHz sampling loop frequency. A 6-d.o.f. digital JR3 85M35A-I40 force/torque sensor for measuring the contact force is attached between the handle and the tip of the manipulator. JR3 sensors are extremely stiff, resulting in minimal degradation of system dynamics and positioning accuracy [19]. This allows the high transparency needed to present quality haptic interaction.

2.2. Model of the virtual environment

A general purpose 6-d.o.f. haptic interface allows use of an arbitrary virtual environment, where force is an input and velocity is an output. The virtual environment can be described with a mechanical admittance (1) having mass m , damping b and stiffness k :

$$V(s) = A(s)F(s) = \frac{F(s)}{ms + b + \frac{k}{s}}. \quad (1)$$

Equation (1) shows that the mechanical admittance can be represented as a second-order filter with one zero. Adding another zero to the admittance filter gives a second-order causal filter with two zeros. If force is filtered with a filter with added zero, the acceleration can be computed. This is an advantage of admittance-type haptic interfaces in comparison with impedance-type haptic interfaces where velocity must be calculated by differentiating the position and acceleration by differentiating the velocity.

The experiments were performed in a virtual environment consisting of a mass $m = 1$ kg on the long beam with finite stiffness $k = 15\,000$ N/m in the transversal direction and surface with friction $b = 50$ Ns/m. Figure 1 shows a graphical representation and (2) gives a mathematical description of the virtual environment:

$$A(s) = \begin{cases} \frac{1}{ms + b}, & x\text{-direction (along beam)} \\ \frac{1}{ms + b + \frac{k}{s}}, & y, z\text{-direction.} \end{cases} \quad (2)$$

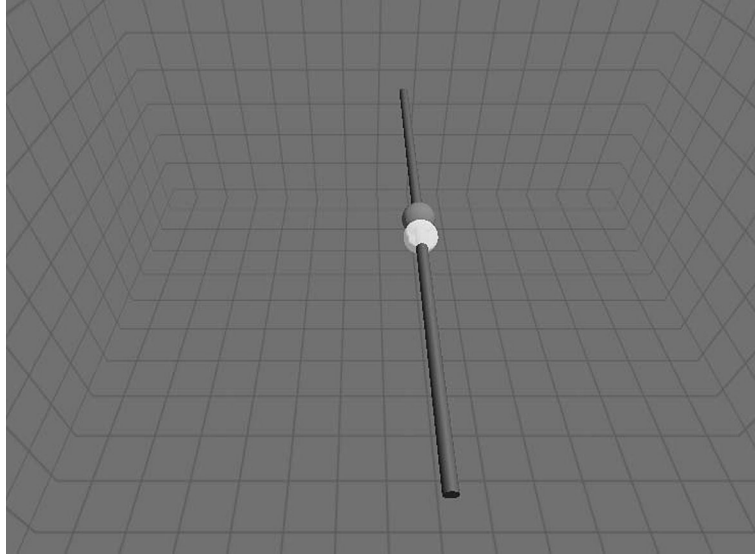


Figure 1. Virtual environment with a mass on a long beam with a frictional surface. The dark sphere is a position reference and the bright transparent sphere is an actual position.

The input force to the control algorithm of the haptic display is sum of a contact force F_L measured with the 6-d.o.f. digital JR3 85M35A-I40 force/torque sensor and virtual force F_{virt} . The F_L is the force applied by the human operator. The virtual force F_{virt} is programable and is therefore purely virtual. Hence, if virtual force is set to $F_{\text{virt}} = -10$ N then the human operator must pull towards himself with a force $F_L = 10$ N to keep the end point of manipulator in the equilibrium position.

The full dynamic model of the virtual environment accounting force F_L and force F_{virt} in the time domain is:

$$\begin{aligned} F_{L,x} + F_{\text{virt},x} &= m a_x + b v_x \\ F_{L,y} + F_{\text{virt},y} &= m a_y + b v_y + k p_y \\ F_{L,z} + F_{\text{virt},z} &= m a_z + b v_z + k p_z, \end{aligned} \quad (3)$$

where a , v and p denote, respectively, the acceleration, velocity and position, and x , y and z denote the axes of the coordinate system of the virtual environment.

2.3. Hand grasp force measuring system

A specially designed handle for measuring grasp forces was used. Three 6-d.o.f. JR3 50M31A-I25 digital force/torque sensors were mounted on the tool end fitted on the robot. The cylindrical handle was split into three beams and each beam was attached to a separate JR3 sensor. Figure 2 shows a handle with force/torque sensors. A symmetrical arrangement of three beams (oriented at 120° around the

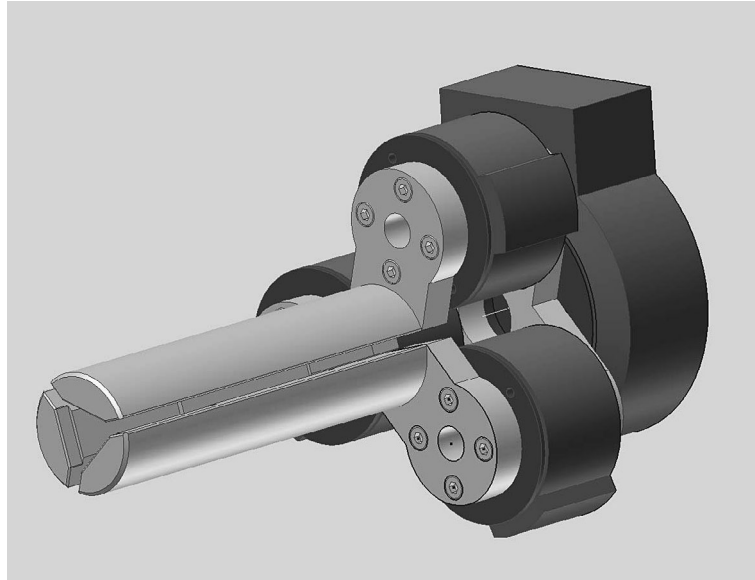


Figure 2. Hand grasp force measuring system.

center) allows the quantification of the grasp force independently from the hand grasp position and orientation. A minimum set of three beams is needed to achieve this [20].

The setup has a low noise level, each sensor measures forces/torques in range of $[-150, 150]$ N/ $[-8, 8]$ Nm. Measured grasp forces are assumed to be radial [21]. Hence, grasp force F_G is the sum of forces acting on each beam in the radial direction.

A smooth layer of tape was attached to the each aluminium beam surface to assure uniform friction conditions for each beam. The size of the handle diameter was 35 mm, which was found to be the optimal size handle diameter for achieving maximum strength [22].

2.4. Subjects

Five healthy male, right-handed subjects (23–29 years old) participated in the present study. The participants had no history of neuromuscular or musculoskeletal disorders related to the upper extremities and gave their informed consent to participate.

2.5. Procedures

Subjects, that were seated comfortably in a chair in front of and outside of the robot workspace, were instructed to grasp the handle. The end-point position of the robot was adjusted to make a comfortable grasp with the shoulder at 45° flexion

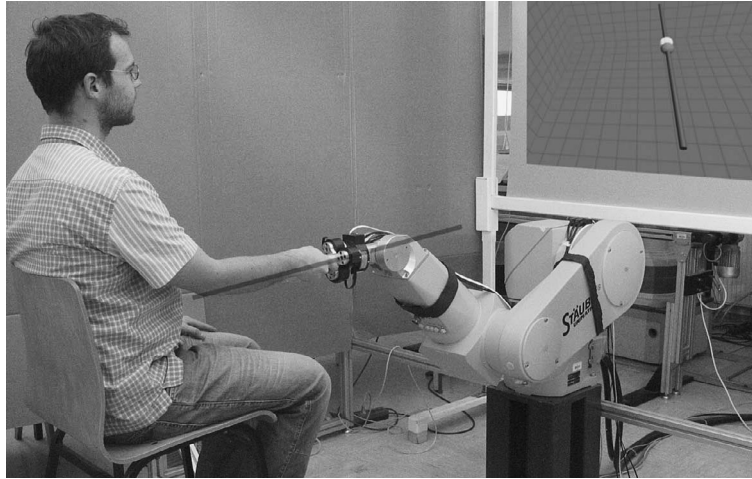


Figure 3. Experimental conditions. In the center of the picture is the hand grasp measuring system. The subject is grasping the hand grasp force measuring handle and observing the position of the end-point of the robot relative to the reference position. The dark line shows the direction of movements.

and the elbow at 135° flexion, with the forearm and wrist in a neutral position (see Fig. 3). Participants washed their hands with liquid soap and dried them prior to the experimental sessions. Subject gave a sign for the start of the experiments, when the grasp was comfortable and stable.

Each subject was instructed to keep the position in the starting reference position. Information about the position of the end-point was graphically projected on the screen in front of the subject (see Fig. 3). After each trial, a short rest was taken and after four trials a longer rest was taken to eliminate the effects of fatigue. After each trial the subject was instructed to wipe his hands with a paper towel.

Two courses of virtual force *versus* time were used: ramp (quasi-static) and sinusoidal (dynamic experiment). In the ramp experiment the virtual force F_{virt} was linearly increasing from 0 to 100 N in 25 s. In the sinusoidal experiment the virtual force was ramp multiplied with a sinus having a frequency of 0.5 Hz with amplitude increasing from 0 to 50 N and mean value increasing from 0 to 50 N in 25 s (see Fig. 4). Ramp task is used to study the ability to follow-up a smooth gradual increase of the grasp force and sinus shape to study the ability to coordinate the grasp force with the load force in a dynamic load force environment [23]. Each of the two experiments was repeated 4 times and trials were performed in random order. The subject was not informed which type of experiment would be performed next to minimize any learning effect. Later the experiments were repeated, but with decreasing the amplitude from 100 to 0 N for the ramp and sinusoidal experiments. This enabled us to examine the grasp and load coordination also when amplitude is decreasing.

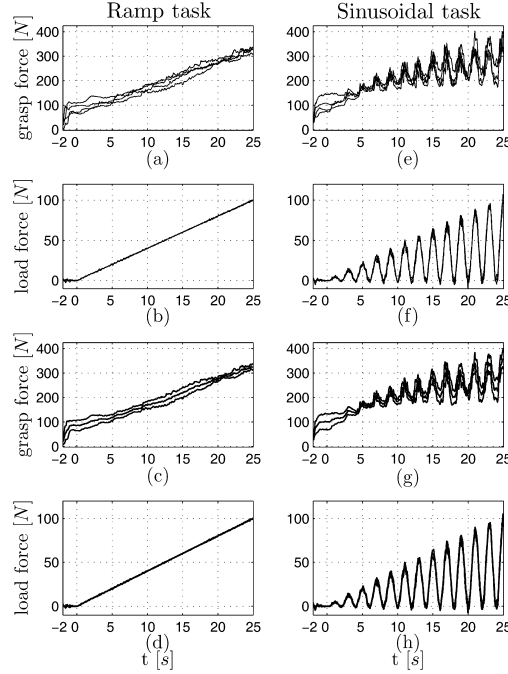


Figure 4. Results for subject 1. Four experimental trials for the ramp task: (a) grasp forces, (b) load forces. Four experimental trials for the sinusoidal task: (e) grasp forces, (f) load forces. Mean and standard deviations for the four trials: (c) grasp force — ramp task, (d) load force — ramp task; (g) grasp force — sinusoidal task, (h) load force — sinusoidal task.

3. RESULTS

Several different measures were used to assess the performance of the position-tracking task. Figure 4 shows results for subject 1. Figure 4a, b, e and f shows courses for four experimental trials for the ramp and sinusoidal tasks (grasp and load forces) when the amplitude is increasing. Figure 4c, d, g and h display the mean (dark line) and standard deviations (light grey lines) for upper trials.

It is important to note that grasp force F_G is the sum of the forces acting radially on the beams of the hand grasp force measuring system, while the load force F_L is the force acting in the longitudinal direction (x -axis, also the direction from subject to robot).

3.1. Load force tracking

To assess the difficulty of the given tasks, load force tracking accuracy ($Tacc_{F_L}$) is introduced [23]:

$$Tacc_{F_L} = 1 - \sqrt{\frac{\sum_{t=0}^{25s} (|F_{virt}| - |F_L|)^2}{\sum_{t=0}^{25s} |F_{virt}|^2}}, \quad (4)$$

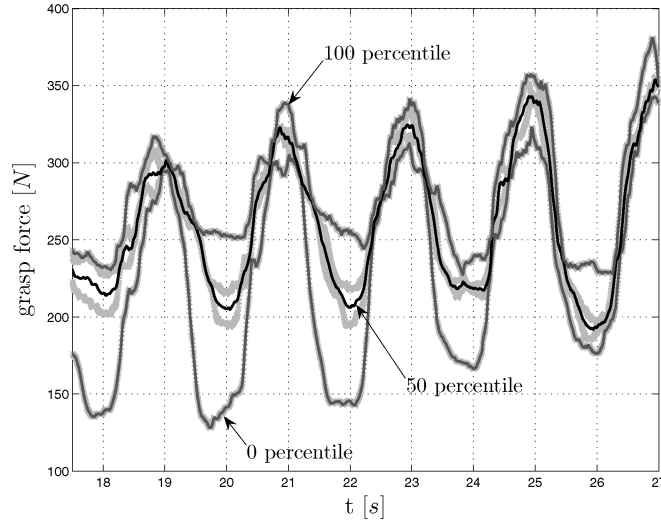


Figure 5. Fat light grey lines present four separate trials, dark grey lines represent 0 and 100 percentiles and black lines represent a 50 percentile. It can be clearly seen that the 0 percentile forms the lower bound and none of the samples of four trials is below this bound. Similarly, the 100 percentile forms the upper bound and none of the samples is above the upper bound.

where F_{virt} is the virtual load force and F_L is the force measured in the opposite direction to the virtual load force F_{virt} . Data for $T_{\text{acc}F_L}$ in Tables 1 and 2 show that all subjects track F_{virt} with very high accuracy (average 99.5% for the ramp task and average 94.2% for the sinusoidal task when the amplitude is increasing, and average 99.4% for the ramp task and average 94.2% for the sinusoidal task when the amplitude is decreasing).

The correlation coefficient CorrCoef_{LG} between the grasp force and load force F_L time series was calculated to estimate the coordination between the load and grasp force. This measure is considered as a sensitive parameter for precision of the coupling between the grasp and load force [16]. A very high correlation between the grasp and load forces (see Tables 1 and 2) is achieved for the ramp task where the average value of the correlation coefficient is 0.97 when the amplitude is increasing and 0.99 when the amplitude is decreasing, while the average value of the correlation coefficient 0.81 when the amplitude is increasing and 0.70 when the amplitude is decreasing for the sinusoidal task shows a degraded coordination of grasp and load force. The degradation of the coordination of the grasp and load force for the sinusoidal task is bigger when the amplitude is decreasing, otherwise there is no significant difference between experiments with increasing or decreasing amplitude.

From all four trials, the upper and lower time series bound of the grasp force was calculated (100 and 0 percentile in Fig. 5). A 50 percentile of four grasp force time series was subtracted from lower and upper bounds, and normalized with the 50 percentile. Equation (5) and Fig. 5 give a further explanation of the measure

Table 1.

Results when amplitude was increasing for load force tracking accuracy $Tacc_{FL}$, correlation coefficient $CorrCoef_{LG}$ and intra-subject variability $bound_G$ (SD of four trials is given in parentheses)

Subject	$Tacc_{FL}$ (%)		$CorrCoef_{LG}$		$bound_G$ (%)	
	Ramp	Sine	Ramp	Sine	Ramp	Sine
1	99.4 (0.2)	92.6 (1.3)	0.99 (0.01)	0.84 (0.03)	8.9	12.5
2	99.4 (0.1)	93.8 (0.2)	0.96 (0.01)	0.82 (0.03)	10.2	14.3
3	99.6 (0.2)	96.3 (0.6)	0.93 (0.06)	0.77 (0.04)	16.2	26.9
4	99.6 (0.1)	92.6 (1.3)	0.99 (0.01)	0.80 (0.07)	13.7	18.7
5	99.6 (0.1)	95.8 (1.1)	0.98 (0.01)	0.83 (0.08)	16.6	20.8
Average	99.5 (0.3)	94.2 (2.1)	0.97 (0.04)	0.81 (0.12)	13.1 (3.5)	18.7 (5.7)

Table 2.

Results when amplitude was decreasing for load force tracking accuracy $Tacc_{FL}$, correlation coefficient $CorrCoef_{LG}$ and intra-subject variability $bound_G$ (SD of four trials is given in parentheses)

Subject	$Tacc_{FL}$ (%)		$CorrCoef_{LG}$		$bound_G$ (%)	
	Ramp	Sine	Ramp	Sine	Ramp	Sine
1	99.6 (0.0)	92.1 (1.4)	0.99 (0.00)	0.83 (0.01)	17.6	10.3
2	99.4 (0.0)	95.0 (0.4)	0.99 (0.00)	0.67 (0.06)	9.2	14.6
3	99.1 (0.2)	92.3 (1.4)	0.99 (0.01)	0.70 (0.04)	10.8	17.9
4	99.5 (0.1)	95.8 (0.2)	0.98 (0.02)	0.64 (0.05)	18.3	12.2
5	99.6 (0.1)	95.7 (0.9)	0.99 (0.01)	0.65 (0.03)	14.1	19.2
Average	99.4 (0.1)	94.2 (1.5)	0.99 (0.01)	0.70 (0.07)	14.0 (4.0)	14.8 (3.8)

$bound_G$:

$$bound_G = \max \left(\frac{\sum_{t=0}^{25s} |p^{100}(t) - p^{50}(t)|}{\sum_{t=0}^{25s} |p^{50}(t)|}, \frac{\sum_{t=0}^{25s} |p^0(t) - p^{50}(t)|}{\sum_{t=0}^{25s} |p^{50}(t)|} \right). \quad (5)$$

The measure $bound_G$ gives information about the intra-subject variability. $bound_G$ shows an average 13.1% (amplitude increasing) and 14.0% (amplitude decreasing) for the ramp task and average 18.7% (amplitude increasing) and 14.8% (amplitude decreasing) intra-subject variability for the sinusoidal task (see Tables 1 and 2). The resulting bound given in the last two columns is the averaged maximum deviation of the grasp force of four trials. Additionally, low values of standard deviation for $Tacc_{FL}$ and $CorrCoef_{LG}$ also show low intra-subject variability. Average values of all parameters (last row of Tables 1 and 2) also show low inter-subject variability.

3.2. Grasp force to load force ratio

Plots of grasp force *versus* load force show a distinctive shape for the ramp and sinusoidal tasks (see Figs 6 and 7 for experiments when the amplitude is increasing,

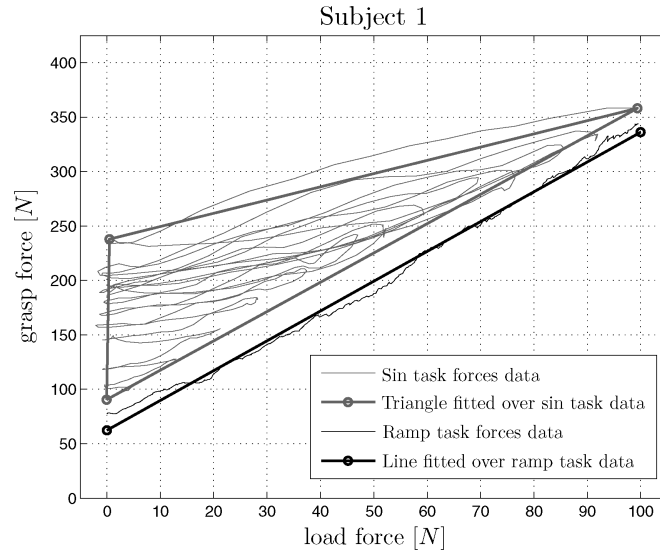


Figure 6. Grasp force *versus* load force plot for subject 1. A straight line is fitted over the ramp task data (dark line) and a triangle over the sinusoidal task (light gray). Time series are given in Fig. 4.

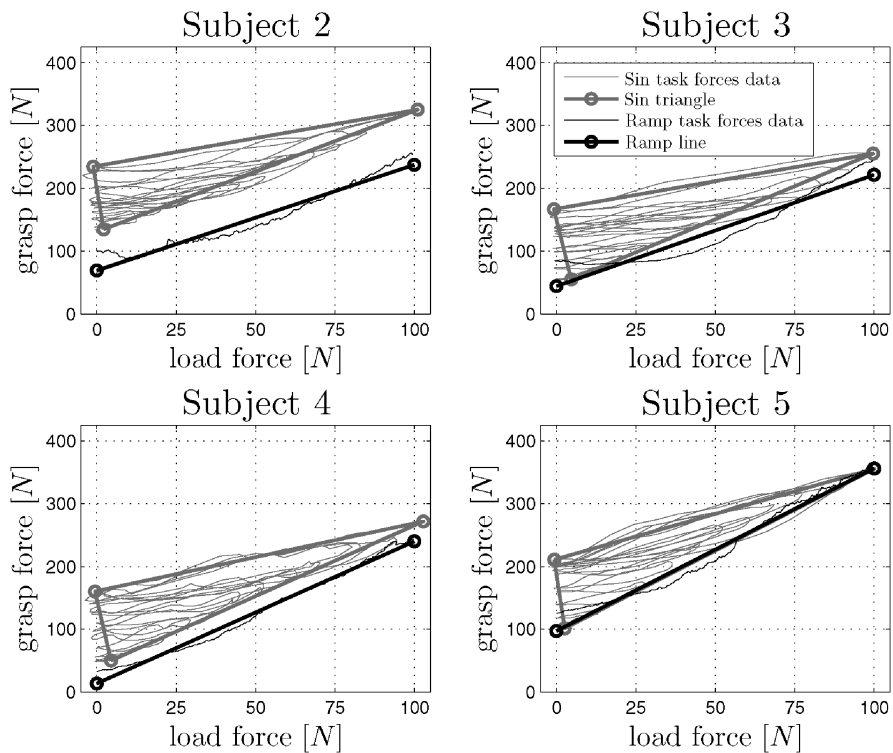


Figure 7. Grasp force *versus* load force plots for subjects 2–5 when the amplitude is increasing.

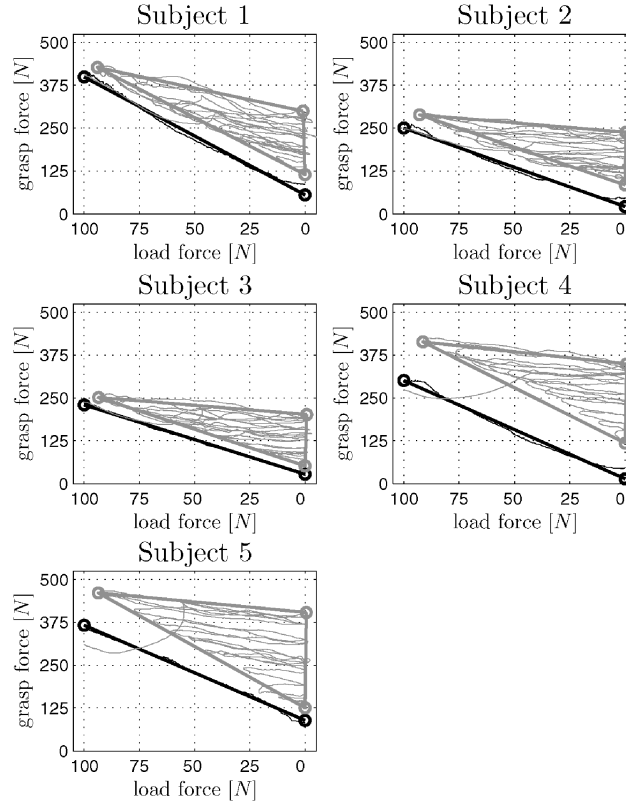


Figure 8. Grasp force *versus* load force plots for subjects 1–5 when the amplitude is decreasing.

and Fig. 8 for experiments when the amplitude is decreasing). The ramp task can be described with the linear function $F_{G,R} = k_R F_L + n_R$, while the sinusoidal task can be described with a characteristic triangle fitted over F_G/F_L data. The triangle fitted over F_G/F_L sinusoidal data is a triangle with the biggest area that fits in a convex hull enclosing the F_G/F_L sinusoidal data. The triangle can be described with a linear function $F_{G,S} = k_S F_L + n_S$ for a lower side of the triangle and square root of triangle area $\sqrt{p}$. $F_{G,R}$ stands for grasp force for the ramp task and $F_{G,S}$ for grasp force for the sinusoidal task.

The average square root of the area of the triangle $\sqrt{p}$ is 75 N (amplitude increasing, Table 3) and 95.9 N (amplitude decreasing, Table 4). The relative difference of k_S and k_R (measure $|k_S - k_R|/k_R$) shows that functions $F_{G,R}$ and $F_{G,S}$ are close to parallel. The normalized mean absolute difference of k_S and k_R is 7.1% with a standard deviation of 7.2% (amplitude increasing, Table 3) and 10.8% with a standard deviation of 11.1% (amplitude decreasing, Table 4).

Table 3.Analysis of grasp force *versus* load force when amplitude is increasing

Subject	$\sqrt{p}$ (N)	$k_s \left(\frac{\text{N}}{\text{N}} \right)$	$k_r \left(\frac{\text{N}}{\text{N}} \right)$	$\frac{ k_s - k_r }{k_r} (\%)$	n_s (N)	n_r (N)
1	78.3	2.54	2.50	1.6	100.7	72.7
2	72.6	1.81	1.52	19.0	137.0	72.8
3	72.2	1.86	1.97	5.6	50.8	40.9
4	76.1	2.08	2.27	8.1	48.5	13.3
5	76.0	2.55	2.59	1.4	94.2	97.3
Average	75.0 (2.5)	2.17 (0.36)	2.17 (0.43)	7.1 (7.2)	86.2 (37.2)	59.4 (32.7)

Table 4.Analysis of grasp force *versus* load force when amplitude is decreasing

Subject	$\sqrt{p}$ (N)	$k_s \left(\frac{\text{N}}{\text{N}} \right)$	$k_r \left(\frac{\text{N}}{\text{N}} \right)$	$\frac{ k_s - k_r }{k_r} (\%)$	n_s (N)	n_r (N)
1	92.6	3.33	3.44	3.3	114.1	55.0
2	84.8	2.21	2.30	3.7	83.9	21.4
3	84.1	2.13	2.03	5.0	52.0	27.2
4	103.4	3.24	2.87	12.6	118.4	13.5
5	114.6	3.59	2.77	29.6	125.9	89.5
Average	95.9 (13.0)	2.90 (0.68)	2.68 (0.55)	10.8 (11.1)	98.8 (30.7)	41.3 (31.1)

4. DISCUSSION

Coupling and coordination of the grasp and load force during quasi-static (ramp task) and dynamic (sinusoidal task) conditions is demonstrated in this paper. While for the ramp task more or less expected results are obtained, in cases where coordination of the grasp and load force is high (average correlation coefficients are 0.97 when the amplitude is increasing and 0.99 when the amplitude is decreasing; see Tables 1 and 2), the sinusoidal task shows degradation of grasp/load force coordination (correlation coefficient 0.81 with amplitude increasing and 0.70 with amplitude decreasing, see Tables 1 and 2) and a steady elevation of the grasp force.

Elevation of the grasp force was observed in children [13, 22], where elevation of the grasp force was ascribed to yet not fully developed sensory–motor mechanisms engaged in the control of dexterous manipulation in small children. Gilles and Wing [15] observed elevated grasp forces in elderly people and they discovered that elevation of the grasp force occurs due to lower coefficients of friction, caused by skin changes with age and not due to impairment of the sensory–motor mechanism. Rost *et al.* [16] studied grasp elevation in cerebellar patients, where elevation of the grasp force was caused by cerebellar impairment. The coordination of the grasp/load forces is automatically adjusted to the frictional conditions, providing a relatively small safety margin against slip [13]. In all experimental studies healthy adult subjects served as a control group.

The muscles for producing the force in the fingers are extrinsic and intrinsic muscles. Extrinsic muscles originate primarily in the forearm and provide strength, while intrinsic muscles originate primarily in the hand and provide precise coordination of the fingers. The main muscles for flexion of the fingers are the *flexor digitorum profundus* (FDP) and the *flexor digitorum superficialis* (FDS), which are extrinsic muscles. Both are the focal generators of flexion force at the distal and proximal interphalangeal joints (fingertips) [24]. FDP performs most of the unloaded finger flexion, while FDS provides additional strength, as in the case of the power grasp. Five primary muscles are involved in wrist and hand motion, while FDP and FDS are secondary muscles to rotate the wrist [25]. Muscles that cross more than one joint contribute simultaneously to the torques developed at all the spanned joints [26]. There is a noticeable mechanical coupling between wrist extension/flexion and finger flexion/extension known as tenodesis, which is often enhanced for the purpose of tenodesis grasp (grasp opening with wrist flexion and closing with wrist extension) in patients with tetraplegia [27]. Stimulation of the muscles for hand grasp and wrist extension must be coordinated because of an anatomical coupling between the joints introduced by the multiarticular extrinsic hand muscles [28, 29]. In addition, no mechanical coupling was found between elbow extension/flexion and movement of the wrist and fingers that should be compensated for, and elbow extension control was added solely to compensate for gravitational moments [30, 31]. Since there exists mechanical coupling between the wrist and fingers, and a high correlation coefficient $CorrCoef_{LG}$ between the grasp force and load force F_L could be related to that phenomena, researchers agree that the nervous system is the one that maintains a precise balance between forces normal and tangential to the grasp surface through a sophisticated blend of feedforward and feedback sensory-motor control mechanisms [32–34].

The assumption is made that healthy adult subjects employ a close to optimal scheme for control of the grasp/load force for given frictional conditions. This assumption is based on the high accuracy of load force tracking (average value of $Tacc_{F_L}$ 99.5% with amplitude increasing and 99.4% with amplitude decreasing), high value of the correlation coefficient between grasp and load force (average values of 0.97 and 0.99 for $CorrCoef_{LG}$) and low intra-subject variability (average values of 13.1 and 14.0% for $bound_G$) for the quasi-static (ramp) task.

The relation between load force F_L and grasp force F_G in quasi-static conditions is described by the following expression:

$$F_G(t) = k_{slip} F_L(t) + F_{Gi}, \quad (6)$$

where F_{Gi} is the grasp force in the resting position at $F_L = 0$ N and k_{slip} is slip the coefficient as the inverse of the friction coefficient. Data for the ramp task (quasi-static) show that subjects grasp with some initial grasp force even when there are no longitudinal external load forces. This grasp force can result from a comfortable initial grasp force.

Under dynamic conditions, an additional margin of safety is required in order to maintain the grasp [35]. Experimental data show that elevation of grasp force occurs in the dynamic task (see Fig. 4e and g). In plots of F_G versus F_L this elevation of grasp force can be seen as formation of a triangular shape when the amplitude of the load force is increasing (see Figs 6–8). Figures 6–8 represent experiments with the ramp and sinusoidal force at 0.5 Hz. To show the course of gradual formation of the triangle, further experiments with a sinusoidal load force having frequencies of 0.1, 0.2, 0.5 and 1.0 Hz were performed with one person (subject 3). For each frequency the experiment was repeated 4 times. Table 5 shows the results of the experiments, while Fig. 9 gives a graphical interpretation of the obtained results. A triangle forms already at a frequency of 0.1 Hz; with a frequency increase, the area of the triangle gets bigger, while k_s remains relatively unchanged. This is represented by gray arrows in Fig. 9; the direction of arrows corresponds to the rise

Table 5.

Results of experiments with four different frequencies of the sinusoidal experiment

Frequency (Hz)	$\sqrt{p}$ (N)	$k_s \left(\frac{\text{N}}{\text{N}} \right)$	n_s (N)	$\frac{ k_s - k_r }{k_r}$ (%)	$bound_G$ (%)
0.1	14.7	2.13	43.6	5.1	12.5
0.2	64.9	2.07	51.1	2.0	17.9
0.5	84.1	2.13	52.0	5.0	17.9
1.0	108.1	2.28	91.6	12.4	12.7

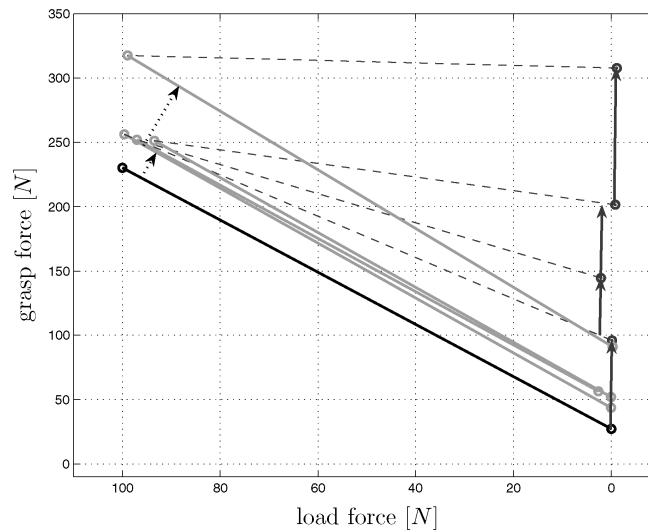


Figure 9. Formation of the triangular shape of the grasp to load force plots with increasing frequency of the sinusoidal load force. Grey arrows show the gradual increase of the triangle area with increasing frequency, while the slope (k_s) of the lower side of the triangle stays unchanged and in parallel with the slope (k_r) of the ramp experiment.

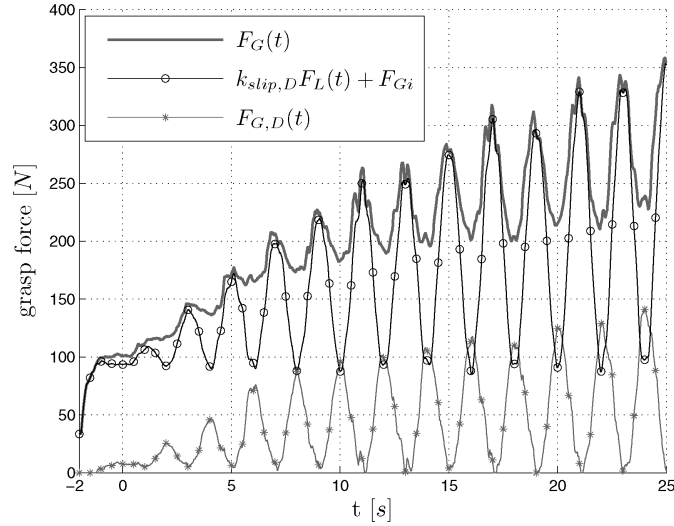


Figure 10. Decomposition of the grasp force for the sinusoidal task.

of frequency of sinusoidal load force. Black dotted arrows show the rise of the lower side of triangle towards the higher grasp forces with the rise of the frequency of the sinusoidal load force. After taking into consideration the comfort of the subjects and the triangle with the biggest area for good representation of the phenomena, the frequency of 0.5 Hz was chosen as the sinusoidal load force for experiments conducted with other subjects.

For dynamic conditions, scheme (6) has to be updated with the dynamic term of the grasp force:

$$F_G(t) = k_{\text{slip},D} F_L(t) + F_{Gi} + F_{G,D}(t), \quad (7)$$

where $F_{G,D}$ is a task-dependant dynamic term of the grasp force F_G . Note that no assumption is made that $k_{\text{slip}} = k_{\text{slip},D}$, yet measure $|k_s - k_r|/k_r$ (see Tables 3 and 4) shows that k_{slip} in ramp and sinusoidal tasks does not differ significantly. Data show that the difference between k_{slip} and $k_{\text{slip},D}$ is 7% with a standard deviation of 7% (amplitude increasing) and 11% with a standard deviation of 11% (amplitude decreasing). This implies that perception of slippage does not change.

Figure 10 shows the decomposition of the grasp force $F_G(t)$ for the sinusoidal task.

Decomposition shows that $F_{G,D}(t)$ increases when $k_{\text{slip},D} F_L(t)$ decreases every period of the sinusoidal time series. $F_{G,D}(t)$ represents the additional grasp force (last term in (7)) for compensating for the potential loss of stability when $k_{\text{slip},D} F_L(t) + F_{Gi}$ drops below a certain margin of F_G which is needed for a stable grasp.

Next, the possible link between $F_{G,D}$ with kinematic variables acceleration, velocity and position is investigated. Table 6 shows the correlation coefficient between $F_{G,D}(t)$ and acceleration related to the given trial. Correlation is high and

Table 6.

Analysis of correlation coefficient between $F_{G,D}$ and acceleration, velocity and position (SD of four trials is given in parentheses)

Subject	$CorrCoef_{accE, GE}$	$CorrCoef_{velE, GE}$	$CorrCoef_{posE, GE}$
1	0.87 (0.04)	0.84 (0.04)	0.76 (0.12)
2	0.78 (0.08)	0.73 (0.09)	0.63 (0.04)
3	0.87 (0.05)	0.85 (0.07)	0.87 (0.03)
4	0.91 (0.06)	0.88 (0.07)	0.88 (0.07)
5	0.77 (0.11)	0.76 (0.15)	0.62 (0.18)
Average	0.84 (0.15)	0.81 (0.19)	0.75 (0.20)

supports the assertion that an additional margin of safety is required in order to maintain the stability of grasp under dynamic conditions. The correlation between $F_{G,D}(t)$ and the velocity and position is also given. Data shows slightly lower correlation for velocity and position with $F_{G,D}(t)$.

5. CONCLUSIONS

In this paper, a new instrumentation approach and new experimental procedure for evaluation of grasp is introduced. A combination of a haptic interface with force/torque transducers for measuring grasp force shows a great potential for studying grasp in humans. The general framework allows use of a diverse external load force time series, virtual environments and human–robot interfaces (different handles for different types of grasps).

This paper also presents results of grasp and load forces in positioning tasks under external force disturbances (ramp and sinusoidal time series). A linear relation between load force F_L and grasp force F_G was experimentally confirmed for the ramp task. Results show elevation of the grasp force in the dynamic (sinusoidal) task and a distinctive triangular shape was observed for grasp *versus* load force representation. Decomposition into linear, initial and dynamic parts of the grasp force is proposed. Elevation of the grasp force is needed in dynamic conditions to assure a stable grasp.

A potential of this study can be seen in human–robot cooperation. This study presents results for human grasping, when a robot is a source of external force disturbances. However, the situation can be reversed. A human can be a source of external disturbances and a robot cooperates with a human, holding the object on which the human exerts external forces [36, 37].

Acknowledgements

The authors wish to acknowledge financial support from the Republic of Slovenia Ministry of Higher Education, Science and Technology.

REFERENCES

1. J. R. Napier, The prehensile movements of the human hand, *J. Bone Joint Surg. Br.* **38B**, 902–913 (1956).
2. M. R. Cutkosky, On grasp choice, grasp models, and the design of hands for manufacturing tasks, *IEEE Trans. Robotics Automat.* **5**, 269–279 (1989).
3. S. Kang and K. Ikeuchi, Toward automatic robot instruction from perception: recognizing a grasp from observation, *IEEE Trans. Robotics Automat.* **9**, 432–443 (1993).
4. G. A. Bekey, H. Liu, R. Tomovic and W. J. Karplus, Knowledge-based control of grasping in robot hands using heuristics from human motor skills, *IEEE Trans. Robotics Automat.* **9**, 709–722 (1993).
5. S. Kang and K. Ikeuchi, Toward automatic robot instruction from perception — temporal segmentation of tasks from human hand motion, *IEEE Trans. Robotics Automat.* **11**, 670–681 (1995).
6. T. Iberall, Human prehension and dexterous robot hands, *Int. J. Robotics Res.* **16**, 285–299 (1997).
7. J. Ueda, R. Negi and T. Yoshikawa, Acquisition of a page turning skill for a multifingered hand using reinforcement learning, *Advanced Robotics* **18**, 101–114 (2004).
8. M. Hershkowitz, U. Tasch and M. Teboulle, Toward a formulation of the human grasping quality sense, *J. Robot Syst.* **12**, 249–256 (1995).
9. K. B. Shimoga, Robot Grasp Synthesis Algorithms: a survey, *Int. J. Robotics Res.* **15**, 230–266 (1996).
10. V. D. Nguyen, Constructing force-closure grasp, *Int. J. Robotics Res.* **7**, 3–16 (1988).
11. M. Lim, S. Oh, J. Son, B. You and K. Kim, A human-like real-time grasp synthesis method for humanoid robot hands, *Robotics Autonomous Syst.* **30**, 261–271 (2000).
12. S. Jaric, E. M. Russell, J. J. Collins and R. Marwaha, Coordination of hand grip and load forces in uni- and bidirectional static force production tasks, *Neurosci. Lett.* **381**, 51–56 (2005).
13. H. Forssberg, A. C. Eliasson, H. Kinoshita, G. Westling and R. S. Johansson, Development of human precision grip. IV. Tactile adaptation of isometric finger forces to the frictional condition, *Exp. Brain Res.* **104**, 323–330 (1995).
14. A. C. Eliasson, H. Forssberg, K. Ikuta, I. Apel, G. Westling and R. S. Johansson, Development of human precision grip. V. Anticipatory and triggered grip actions during sudden loading, *Exp. Brain Res.* **106**, 425–433 (1995).
15. M. A. Gilles and A. M. Wing, Age-related changes in grip force and dynamics of hand movement, *J. Motor Behav.* **35**, 79–85 (2003).
16. K. Rost, D. A. Nowak, D. Timmann and J. Hermsdörfer, Preserved and impaired aspects of predictive grip force control in cerebellar patients, *Clin. Neurophysiol.* **116**, 1405–1414 (2005).
17. R. J. Adams and B. Hannaford, Stable haptic interaction with virtual environments, *IEEE Trans. Robotics Automat.* **15**, 465–474 (1999).
18. M. Ponikvar, M. Munih, J. Hoogen, G. Schmidt and R. Riener, Haptic environment for analysis of smooth arm movements, in: *Proc. Int. Conf. on Advanced Robotics*, Coimbra, pp. 173–178 (2003).
19. JR3, *Installation Manual for Force–Torque Sensors with Internal Electronics*. JR3, Woodland, CA (2001).
20. R. W. McGorry, A system for the measurement of grip forces and applied moments during hand tool use, *Appl. Ergon.* **32**, 271–279 (2001).
21. E. K. J. Chadwick and A. C. Nicol, A novel force transducer for the measurement of grip force, *J. Biomech.* **34**, 125–128 (2001).
22. C. S. Edgren, R. G. Radwin and C. B. Irwin, Grip force vectors for varying handle diameters and hand sizes, *Human Factors* **46**, 244–351 (2004).

23. R. D. Jones, Measurement of sensory-motor control performance capacities: tracking tasks, in: *The Biomedical Engineering Handbook*, J. D. Bronzino (Ed.), pp. 2197–2218. CRC Press, Boca Raton, FL (2000).
24. M. Shinohara, M. L. Latash and V. M. Zatsiorsky, Age effects on force produced by intrinsic and extrinsic hand muscles and finger interaction during MVC tasks, *J. Appl. Physiol.* **95**, 1361–1369 (2003).
25. A. Freivalds, Models of the upper limbs, in: *Biomechanics of the Upper Limbs: Mechanics, Modeling, and Musculoskeletal Injuries*, pp. 195–222. CRC Press, Boca Raton, FL (2004).
26. B. A. Garner and M. G. Pandy, Estimation of musculotendon properties in the human upper limb, *Ann. Biomed. Eng.* **31**, 207–220 (2003).
27. M. B. Popovic, Control of neural prostheses for grasping and reaching, *Med. Eng. Phys.* **25**, 4150 (2003).
28. M. M. Adamczyk and P. E. Crago, Simulated feedforward neural network coordination of hand grasp and wrist angle in a neuroprosthesis, *IEEE Trans. Rehabil. Eng.* **8**, 297–304 (2000).
29. T. R. D. Scott, L. Atmore, J. M. Heasman, R. Y. Flynn, V. A. Vare and C. Gschwind, Synergistic control of stimulated pronosupination with the stimulated grasp of persons with tetraplegia, *IEEE Trans. Rehabil. Eng.* **9**, 258–264 (2001).
30. J. H. Grill and P. H. Peckham, Functional neuromuscular stimulation for combined control of elbow extension and hand grasp in C5 and C6 quadriplegics, *IEEE Trans. Rehabil. Eng.* **6**, 190–199 (1998).
31. P. E. Crago, W. D. Memberg, M. K. Usey, M. W. Keith, R. F. Kirsch, G. J. Chapman, M. A. Katorgi and E. J. Perreault, An elbow extension neuroprosthesis for individuals with tetraplegia, *IEEE Trans. Rehabil. Eng.* **6**, 1–6 (1998).
32. R. S. Johansson, Sensory control of dextrous manipulation in humans, in: *Hand and Brain: The Neurophysiology and Psychology of Hand Movements*, A. M. Wing, P. Haggard and J. R. Flanagan (Eds), pp. 381–414. Academic Press, San Diego, CA (1996).
33. V. M. Zatsiorsky, Z. M. Li and M. L. Latash, Enslaving effects in multi-finger force production, *Exp. Brain Res.* **131**, 187–195 (2000).
34. M. L. Latash, S. Li, F. Danion and V. M. Zatsiorsky, Central mechanisms of finger interaction during one- and two-hand force production at distal and proximal phalanges, *Brain Res.* **924**, 198–208 (2002).
35. R. G. Bonitz and T. C. Hsia, Robust dual-arm manipulation of rigid objects via palm grasping, in: *Proc. IEEE Trans. on Robotics and Automation*, Minneapolis, MN, pp. 3047–3054 (1996).
36. J. Kim, J. Park, Y. K. Hwang and M. Lee, Advanced grasp planning for handover operation between human and robot: three handover methods in esteem etiquettes using dual arms and hands of home-service robot, in: *Proc. Int. Conf. on Autonomous Robots and Agents December*, Palmerston North, pp. 13–15 (2004).
37. H. Iwata and S. Sugano, Human robot interference adapting control coordinating human following and task execution, in: *Proc. Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems*, Sendai, pp. 2879–2885 (2004).

ABOUT THE AUTHORS



Janez Podobnik received the BSc degree in Electrical Engineering in 2004 from the Faculty of Electrical Engineering, University of Ljubljana, Slovenia. Since 2004, he has been working as a PhD Student as part of a research team at the Laboratory of Robotics and Biomedical Engineering, Faculty of Electrical Engineering, University of Ljubljana. His main research activity is in the field of rehabilitation robotics and haptic interfaces.



Marko Munih received the BSc, MSc and DSc degrees in Electrical Engineering from the University of Ljubljana, Slovenia, in 1986, 1989 and 1993, respectively. His research interests were focused in functional electrical stimulation of paraplegic lower extremities with surface electrode systems, including measurements, control, biomechanics and electrical circuits. From 1989, he was Teaching Assistant and from 1997 Assistant Professor at the Faculty of Electrical Engineering, Ljubljana. From 1995 to 1996, he was a Research Assistant with the Implanted Devices Group, Department of Medical Physics and Bioengineering, University College London and Royal National Orthopaedic Hospital Trust, Stanmore, UK. In the last period his interest focused on robot contact with the environment and use of haptic interfaces in the field of rehabilitation engineering (projects GENTLE/S, I-Match, Alladin). He was the recipient of the Zois award in 2002, given for outstanding scientific contributions by the Slovene Ministry of Science, Education and Sport. Currently, he is Professor and Head of the Laboratory of Robotics and Biomedical Engineering, Faculty of Electrical Engineering, Ljubljana. He is a member of the IEEE, IFMBE, IFESS and IFAC.

Dodatek D: IEEE TRANSACTIONS ON SYSTEMS, MAN, AND CYBERNETICS—PART C: APPLICATIONS AND REVIEWS, 2007

J. Podobnik in M. Munih, Haptic Interaction Stability With Respect to Grasp Force, IEEE TRANSACTIONS ON SYSTEMS, MAN, AND CYBERNETICS—PART C: APPLICATIONS AND REVIEWS, Vol. 37, No. 6, str. 1214-1222, November 2007.

Haptic Interaction Stability With Respect to Grasp Force

Janez Podobnik and Marko Munih, *Member, IEEE*

Abstract—This paper addresses the contact instability of admittance control of a haptic interface. A high level of rigidity of the grasp of a subject operating the haptic interface will result in unstable behavior of the haptic interaction. Experiments with a system dedicated to measuring grasp force were performed to explore the conditions when grasp force has reached the critical grasp force that destabilizes the haptic interface. The critical grasp force was quantified for various values of virtual environment parameters. The experimental results are compared to simulation results obtained with a model of haptic interaction. To improve stability, two methods were applied: one with virtual coupling, the other with a compensator filter. A model was used to define the structure of the compensator filter and to determine the parameters of the virtual coupling and the compensator filter. Experimental and simulation results confirmed an improvement of stability. Both methods allow higher grasp forces of the human operator, and experiments show that the compensator filter allows higher grasp forces than the virtual coupling.

Index Terms—Control systems, haptic interface, human–robot interaction, simulation, stability.

I. INTRODUCTION

HAPTIC interfaces render kinesthetic information to a human operator interacting with a virtual environment [1], [2]. There are two basic embodiments of haptic interfaces: an admittance interface, where forces are measured and motion is displayed [2], and an impedance interface, where motion is measured and forces are displayed [3].

Instability affects the performance of haptic interfaces [1], distorting the interaction with the virtual environment. A haptic interface must be stable for a wide range of admittances/impedances of the virtual environment [4]. The stability of a robot force control depends upon the chosen combination of sampling time and controller gain, and upon the chosen parameters of compliance (relation between position and force) and stiffness of the contacted environment.

Sustained and growing oscillations previously observed by several researchers [1], [5], [6] may appear when a simulated discrete passive virtual environment and a passive human operator are coupled through the haptic interface in a haptic interaction. At admittance type, the instability will occur when the impedance of the subject is high (rigid grasp) and impedance of the virtual environment is low (free space) [5].

Previous experimental work and practice show that grasp can destabilize the haptic interface; however, there has been no report of experiments to determine the influence of grasp on the stability of a haptic interface. In fact, Clover [2] reports that, in general, the haptic interface literature lacks a sufficient number of experimental examples where dynamic force and moment interaction have been considered. Burke *et al.* [7] reports findings of the study on the human–robot interaction that identified major issues to be solved. A major issue is system architecture, which explicitly includes the human in the loop and knowledge acquisition as the foundation of modeling. The main objective of the research presented here is the evaluation of the dependence of instability on the grasp force of the human operator. Observations show that for grasp forces lower than the critical grasp force, the haptic interface will remain stable. When the grasp force has reached the critical value, the haptic interface will become unstable. The transition from the stable to the unstable state is sudden, and is accompanied by pronounced oscillation. Both the critical grasp force (F_c) and the frequency of oscillation can be determined.

Grasp force is correlated with the biomechanical impedance of the grasp [8]; a light grasp corresponds to low impedance (low level of stiffness) and a tight grasp corresponds to high impedance (high level of stiffness) [9]. Stability was studied with respect to the parameters of the virtual environment and, most importantly, with reference to the critical grasp force of the human operator. Contact instability was investigated experimentally with an actual haptic interface and by simulation using a model of haptic interaction with no additional improvement, then with virtual coupling [1], and last with a compensator derived from the proposed model. The compensator is used as a filter of the input force exerted by the human operator. The use of a compensator filter introduces a two-degree-of-freedom (2-DOF) haptic control scheme, where a PV controller is used as a feedback controller, and a compensator filter functions as a feedforward filter for optimizing the response.

The data of an original system and those of improved systems were compared in order to demonstrate the effect of improvements. A comparison of experimental and simulation data shows that the linear control theory can describe the system of a haptic interaction adequately and can predict regions of instability, thus simplifying the analysis of the stability of a haptic interface.

II. METHODS

A. Model of A Haptic Interaction

The 1-DOF model of the haptic interaction considered here is given in Fig. 1. The model consists of a human operator, a

Manuscript received October 18, 2005; revised April 18, 2006 and November 29, 2006. This work was supported by the Slovenian Research Agency. This paper was recommended by Associate Editor Z. Wang.

The authors are with the Laboratory of Biomedical Engineering and Robotics, Faculty of Electrical Engineering, University of Ljubljana, SI-1000 Ljubljana, Slovenia (e-mail: janezp@robo.fe.uni-lj.si; marko@robo.fe.uni-lj.si).

Digital Object Identifier 10.1109/TSMCC.2007.905816

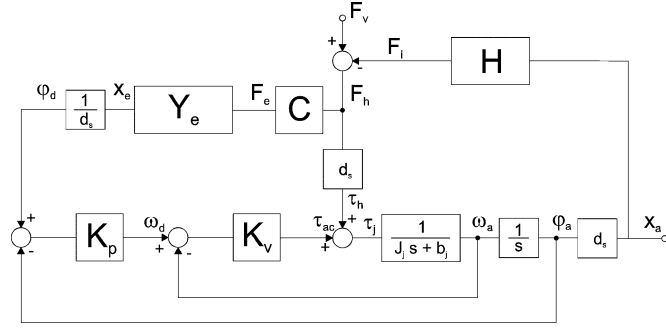


Fig. 1. Model of a 1-DOF haptic interaction. The model includes a human operator, a virtual environment, and an one-segment admittance haptic display.

virtual environment, and a one DOF admittance haptic display. The force F_h applied by the human operator is the sum of voluntary force F_v and intrinsic force F_i . Bennett *et al.* [10] measured the human arm joint inertia $J_{ha} = 0.072 \text{ N}\cdot\text{ms}^2\cdot\text{rad}^{-1}$ and damping $b_{ha} = 0.62 \text{ N}\cdot\text{ms}\cdot\text{rad}^{-1}$. Comparison of values for the human arm joint with those for the robot arm joint shows that the robot arm joint inertia is 38 times larger than of the human arm joint, while the robot arm damping is 11 times larger than that of the human arm joint (see Table II for robot arm joint inertia J and damping b). The robot arm dynamics thus prevails over those of the human arm dynamics, and thus can be modeled as linearized endpoint stiffness $H(s) = K$ [11]. The assumption is made that the human operator is passive [3]. The input force F_e in the virtual environment Y_e is force F_h filtered with prefilter C . The torque τ_j is the sum of controller torque τ_{ac} and torque τ_h exerted by the human operator ($\tau_h = d_s F_h$, d_s is the length of the segment). Angle φ_d is the desired angle, x_e is the desired position ($\varphi_d = \frac{1}{d_s} x_e$), x_a is the actual position, and φ_a is the actual angle ($x_a = d_s \varphi_a$). The admittance of the virtual environment Y_e consists of virtual mass m_e , virtual damping b_e , and virtual stiffness k_e in the following form:

$$Y_e = \frac{1}{m_e s^2 + b_e s + k_e}. \quad (1)$$

The transfer function $\hat{Y}_e$ conveys the state felt by the operator as endpoint admittance for the given virtual environment Y_e

$$\hat{Y}_e(s) = \frac{d_s^2 + K_v K_p C Y_e}{Z_j s + K_v s + K_v K_p} \quad (2)$$

$$= \frac{d_s^2}{Z_j s + K_v s + K_v K_p} + H_i C Y_e \quad (3)$$

where

$$H_i(s) = \frac{K_v K_p}{Z_j s + K_v s + K_v K_p}.$$

Here, K_p and K_v are PV controller gains, Z_j represents the manipulator joint dynamics ($Z_j = J s + b$, J is joint inertia, b is joint damping), and d_s is the segment length (see Table II for numeric values). Prefilter $C(s)$ is included in the model and discussed in detail in Section II-D. The sampling time is $250 \mu\text{s}$, the time constants of the model are greater than 10 ms, and, thus, the effects of the sample and hold can be omitted [12].

The first part of (3) represents a mechanical coupling between the human operator and the mechanical structure of the haptic display. The second part of (3) is the admittance of the virtual environment mapped through $H_i(s)$, which is a model of a one-segment admittance haptic display consisting of a cascade of the PV controller and manipulator joint dynamics Z_j .

The minimum endpoint admittance that the haptic interface can simulate is as follows:

$$\hat{Y}_{e,\min}(s) = \hat{Y}_e(s)|_{Y_e \rightarrow 0} = \frac{d_s^2}{Z_j s + K_v s + K_v K_p}. \quad (4)$$

$Y_e \rightarrow 0$ is achieved with very high values of the parameters of the virtual environment ($m_e \rightarrow \infty$, $b_e \rightarrow \infty$, and $k_e \rightarrow \infty$; high inertia, highly damped, and very stiff environment, which is the opposite of free space). The minimum admittance of the virtual environment will be affected by the mechanical coupling between the human operator and the mechanical structure of the haptic display. The maximum endpoint admittance to be simulated by the haptic interface is as follows:

$$\hat{Y}_{e,\max}(s) = \hat{Y}_e(s)|_{Y_e \rightarrow \infty} \rightarrow \infty \quad (5)$$

whereby the admittance haptic interface can simulate an arbitrary low impedance $Z_e = 1/Y_e$ of free space. Simulating an arbitrary low impedance of free space with an actual admittance type haptic interface is limited by the stability of the haptic interaction. The transparency of free space will be affected by the function $H_i(s)C(s)$, which consists of joint and PV controller dynamics, and of the compensator filter (discussed later).

Instability will occur when the admittance of the virtual environment Y_e is high [5], which corresponds to the low impedance $Z_e = 1/Y_e$ of free space. Also, the PV controller gain parameters K_v and K_p are high, which is usual for such an application [11]. Since the work envelope (workspace) of a manipulator is less than 1 m ($d_s^2 < 1$) the $K_v K_p C Y_e$ part of (2) thus prevails over the d_s^2 part of (2), and (3) can be simplified for the purpose of studying the stability of the haptic interaction. By adding a representation of the human operator $H(s) = K$, the full open-loop transfer function $\hat{Y}_e(s)H(s)$ becomes

$$\hat{Y}_e(s)H(s) = K \frac{K_v K_p C Y_e}{Z_j s + K_v s + K_v K_p} = K H_i C Y_e. \quad (6)$$

The closed-loop transfer function is as follows:

$$x_a = \frac{\hat{Y}_e(s)}{1 + \hat{Y}_e(s)H(s)} F_v \quad (7)$$

where x_a is the actual endpoint position of the haptic interface and F_v is the voluntary force exerted by the human operator. $\hat{Y}_e(s)$ is in the forward path, and the transfer function $H(s)$ is in the feedback path.

B. Equipment

A general-purpose haptic interface with an industrial Stäubli RX90 robot was used in this study. The haptic interface was developed to display a wide range of impedances for arm-size haptic interactions. The architecture of the controller allows

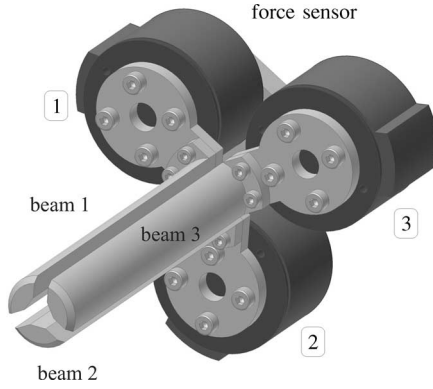


Fig. 2. Grasp force-measuring system. Beam 1 is attached to the force-torque sensor 1, beam 2 to the sensor 2, and beam 3 to the sensor 3.

the design of a custom-made robot controller with a personal computer (PC). The controller is implemented on RTlinux with 4-kHz sampling loop frequency.

C. Measurement Equipment

A grasp force-measuring handle was designed to evaluate the influence of the human operator on the stability of the haptic interaction (see Fig. 2). The handle is split into three beams, and each beam is attached to a separate JR3 force-torque sensor, which allows a wide measuring range of grasp force (0–260 N). The symmetrical arrangement of the three beams allows us to quantify grasp force independently of the position of the hand [13]. For each beam, the radial and the tangential force on the beam are calculated from the xy forces given by the corresponding sensor. This was realized by transforming force-torque Cartesian space data from each sensor into a cylindrical coordinate system aligned with the axis of the handle. The radial components of each beam are then summed as the grasp force. An additional force-torque sensor for measuring contact force F_h is attached between the handle force sensors and the top of the robotic manipulator. JR3 force-torque sensors contain analog and digital circuitry; analog data are converted to digital data within the sensor housing. The sensors are connected to JR3 DSP-based force sensor receivers, where force-torque data are filtered with a cutoff frequency of 125 Hz. The hand grasp force measuring system is sufficiently robust to operate in specific conditions of invoked instability.

D. Force-Filtering Compensator Filter

The compensator filter is a feedforward part of the control law framework presented here, and the PV controller is a feedback part of the control law framework. The starting point for deriving the force-filtering compensator filter is the model described with (6). $H_i(s)$ is a model of a one-segment admittance haptic display consisting of a cascade of the PV controller and manipulator joint dynamics Z_j . To achieve stability and good transparency of the haptic interface, $H_i(s)C(s)$ must be close to 1. Since the transfer function $H_i(s)$ is strictly proper (more poles than zeros), $C(s) = 1/H_i(s)$ would be a noncausal filter. To preserve the causality of $C(s)$, the following form is adopted:

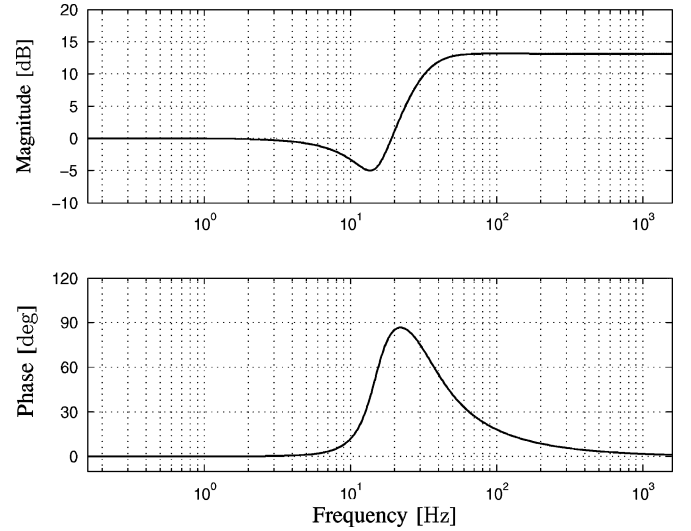


Fig. 3. Bode diagram of the force compensator filter; observe positive phase in the region where the phase margin has to be improved.

$$C(s) = \frac{\omega_c^2}{\frac{K_v K_p}{J}} \frac{s^2 + \frac{K_v + b}{J}s + \frac{K_v K_p}{J}}{s^2 + 2\zeta_c \omega_c s + \omega_c^2} = \frac{\omega_c^2}{\omega_h^2} \frac{s^2 + 2\zeta_h \omega_h s + \omega_h^2}{s^2 + 2\zeta_c \omega_c s + \omega_c^2} \quad (8)$$

where ω_c determines the new bandwidth of the modeled haptic interface. ω_c should be chosen to be greater than the time constants of $H_i(s)$, and then $H_i(s)C(s) \approx 1$ for $\omega < \omega_c$, which improves the overall transparency of the haptic interface. $H_i(s)C(s)$ takes the following form:

$$H_i(s)C(s) = \frac{\omega_c^2}{s^2 + 2\zeta_c \omega_c s + \omega_c^2}. \quad (9)$$

The minimum and maximum endpoint admittances and, thus, the Z -width for the haptic interface with a compensator filter, do not change. Fig. 3 shows a Bode diagram of force filter $C(s)$. The positive angle phase of filter $C(s)$ raises the overall curve of the angle phase, and increased damping moves unstable poles into the left-half complex plane, thus improving stability. The amount of high-frequency attenuation depends upon the ratio between the denominator and numerator bandwidths.

E. Virtual Coupling

This section gives a general insight into the virtual coupling; a full and detailed description is given in [1]. The design of the implemented virtual coupling follows exactly the design given in [1]

$$Z_c = \frac{1}{\frac{1}{b_c} + \frac{1}{m_c s}} = \frac{m_c b_c s}{m_c s + b_c} \quad (10)$$

$$F_e = F_h - Z_c v_e = F_h - Z_c s x_e. \quad (11)$$

Equation (10) gives the impedance function of virtual coupling, while (11) gives the control law. Function $\hat{Y}_e(s)$ becomes

$$\hat{Y}_e(s) = \frac{d_s^2}{Z_j s + K_v s + K_v K_p} + H_i \frac{Y_e}{1 + Z_c s Y_e}. \quad (12)$$

The minimum endpoint admittance that the haptic interface with virtual coupling can simulate is not affected, while the maximum endpoint admittance that a haptic interface with virtual coupling can simulate is affected

$$\begin{aligned} \hat{Y}_{e,\max}(s) &= \hat{Y}_e(s)|_{Y_e \rightarrow \infty} \\ &= \frac{d_s^2}{Z_j s + K_v s + K_v K_p} + H_i \frac{1}{Z_c s}. \end{aligned} \quad (13)$$

Thus, virtual coupling will affect the Z -width of the admittance haptic display [1].

F. Experimental Protocol

A series of experiments was conducted for each of the parameters of the virtual environment (m_e , b_e , and k_e). In each series, one of the virtual environment parameters was independently variable, while the other two parameters were fixed at reference values. The experiments can be classified as follows.

- Virtual mass series experiments: The virtual environment mass m_e is varied in the range 0.1–1.5 kg, while the other two parameters of the virtual environment are fixed at $b_e = 50 \frac{\text{Ns}}{\text{m}}$ and $k_e = 0 \frac{\text{N}}{\text{m}}$.
- Virtual damping series experiments: Damping b_e is varied in the range 2–50 $\frac{\text{Ns}}{\text{m}}$, with fixed values $m_e = 1.5 \text{ kg}$, $k_e = 0 \frac{\text{N}}{\text{m}}$.
- Virtual stiffness series experiments: Stiffness k_e is varied in the range 0–150 $\frac{\text{N}}{\text{m}}$, with fixed values $m_e = 1 \text{ kg}$, $b_e = 40 \frac{\text{Ns}}{\text{m}}$.

For each combination of the virtual parameter values, the grasp force was increased step by step during the experiment. The value of the grasp force where the system has become marginally stable is the critical grasp force. The size of the grasp force was represented by the height of a blue bar that was projected onto a wide screen. The desired value of the grasp force was indicated with a red line. The online visual feedback information allowed the user to maintain a constant grasp force at the reference value. The subject maintained the grasp force at a reference value represented by a red line, while moving the robot arm with slow movements inside the space with chosen parameters of the virtual environment. Fig. 4 shows the experimental setup. The test lasted 10 s, and provided the haptic interface stayed stable, the robot stopped, giving the signal for saving data from buffer to disk. The robot was then moved back to the starting position and the reference grasp force was raised by 5 N. This procedure was repeated up to levels where the haptic interface became unstable. The grasp force of the subject at the moment of transition from the stable to the unstable state of the haptic interaction was denoted as the critical grasp force F_c . The transition from the stable to the unstable state was sudden, and was accompanied by pronounced oscillations. When F_c for a particular set of values of virtual environment parameters was determined, the independent variable of the virtual environment

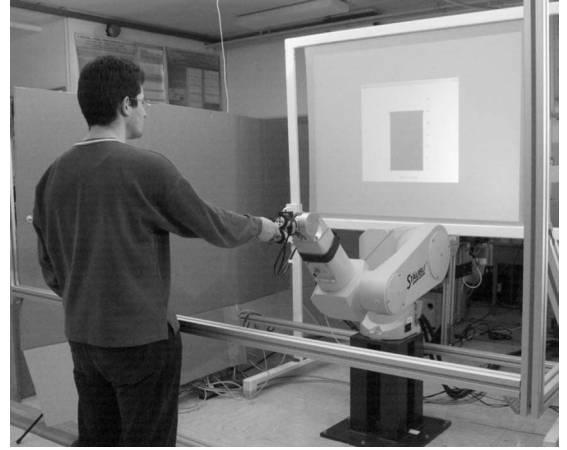


Fig. 4. Experimental setup. In the center is the robot arm of a Stäubli RX90 industrial robot located in the robotic cell. Behind the robot is a bar indicating the size of the grasp force projected on the screen. Subject grasps the grasp force-measuring system.

TABLE I
INCREMENT SERIES OF VIRTUAL ENVIRONMENT PARAMETERS

virtual mass m_e [kg], $b_e = 50 \frac{\text{Ns}}{\text{m}}$, $k_e = 0 \frac{\text{N}}{\text{m}}$								
N	0.25	0.50	0.60	0.80	0.90	0.95	1.00	1.20
C	0.10	0.25	0.50	0.60				
VC	0.10	0.25	0.50	0.75				
virtual damping b_e [$\frac{\text{Ns}}{\text{m}}$], $m_e = 1.5 \text{ kg}$, $k_e = 0 \frac{\text{N}}{\text{m}}$								
N	5	15	20	25	30	35	40	45
C	2	5	10	15	20	30	32	
VC	2	5	10	15	20	30	40	42
virtual stiffness k_e [$\frac{\text{N}}{\text{m}}$], $m_e = 1 \text{ kg}$, $b_e = 40 \frac{\text{Ns}}{\text{m}}$								
N	0	25	50	100	150			

N, normal mode; C, compensator mode; VC, virtual coupling mode

parameter was increased to the next value of the particular series experiment (see Table I for values of the parameters for which the measurements were performed). At preselected values $b_e = 35 \frac{\text{Ns}}{\text{m}}$ in compensator mode and $b_e = 45 \frac{\text{Ns}}{\text{m}}$ in virtual coupling mode, the haptic interface was stable. Instead of preselected values, the highest value of b_e for which the haptic interface was unstable was used in the series.

Following the baseline measurements (normal mode) as explained earlier, the compensator filter (compensator mode) and the virtual coupling (virtual coupling mode) were implemented, with the experiments repeated each time. The frequency of oscillation was determined offline with autocorrelation of the recorded endpoint position time series.

To ensure consistent results, the same person participated in all the experiments. In the present case, the subject, a postgraduate student of robotics, was a 24-year-old right-handed male, with no signs of neurological problems. The subject was well acquainted with the haptic interface and the virtual environment. The subject participated in the preliminary experiments and was familiar with the procedures and the interaction. Hence, the assumption was made that the subject's interaction approach did not change during the experiments.

The virtual environment, the compensator filter, and the virtual coupling were implemented as discrete filters derived from

TABLE II
PARAMETERS OF MODEL USED IN SIMULATION, PARAMETERS OF FORCE
COMPENSATOR FILTER, AND PARAMETERS OF VIRTUAL COUPLING

J [Nms ² rad ⁻¹]	b [Nms rad ⁻¹]	K_p	K_v
2.77	7.00	194.87	126.27
ω_h [rads ⁻¹]	ζ_h	ω_c [rads ⁻¹]	ζ_c
93.9	0.283	200.0	0.600
m_c [kg]	b_c [Ns m ⁻¹]	d_s [m]	
3	550	0.45	

the analog form thereof [(1), (8), and (10)] with bilinear or Tustin transformation in the main real-time control loop. Simulation was performed by Matlab with control system toolbox. Every block of Fig. 1 is implemented as a continuous-time LTI model.

III. RESULTS

A. Model Stability Analysis

Stability was examined with root-locus analysis. Table II gives the values of the parameters used in the simulation and the parameters of the force compensator filter virtual coupling.

The values of the human arm grasp stiffness K , where poles of closed-loop model of haptic interaction became unstable, were calculated, and taken as critical values of human arm stiffness K_c . Figs. 5(a), 6(a), and 7(a) show the values of K_c for uncompensated system [broken line, eq. (6)], for compensated system, and for system with virtual coupling (dotted line). The simulation data presented here show that the overall human arm stiffness K is mostly in the range 1000–10000 $\frac{N}{m}$ [see Figs. 5(a), 6(a), and 7(a)]. A plot of the frequency of oscillation was constructed [Figs. 5(b), 6(b), and 7(b)]. The critical value of human arm stiffness K_c and the frequency of oscillation are virtual environment-dependent parameters (m_e , b_e , and k_e). Fig. 8 shows simulation results for high values of stiffness k_e .

B. Experimental Results

Experiments on an actual haptic interface were performed to verify the effects of contact instability. As with the model, experiments were performed with an uncompensated system, a compensated system, and one with virtual coupling.

The critical grasp force F_c is the grasp force of the human operator at the moment of transition from the stable to the unstable state of the haptic interaction. The critical grasp force F_c and the frequency of oscillation are virtual environment-dependent parameters (m_e , b_e , and k_e). Fig. 12 shows the plots of grasp force [Fig. 12(a)] and endpoint position [Fig. 12(b)] in the experimental case of invoked instability.

The measured values for grasp force F_c presented in Figs. 9–11 are expected to vary at the most: for region [5–13] N $\pm$ 2 N, for region [13–50] N $\pm$ 5 N, for region [50–150] N $\pm$ 10 N, and for region above 150 N $\pm$ 20 N. The frequencies presented in Figs. 9–11 are expected to vary upmost for ± 0.41 Hz.

C. Comparison of Simulations and Experiments

A common tendency of F_c and K_c for all three modes [Figs. 5(a) and 9(a)] is that they increase by increasing m_e .

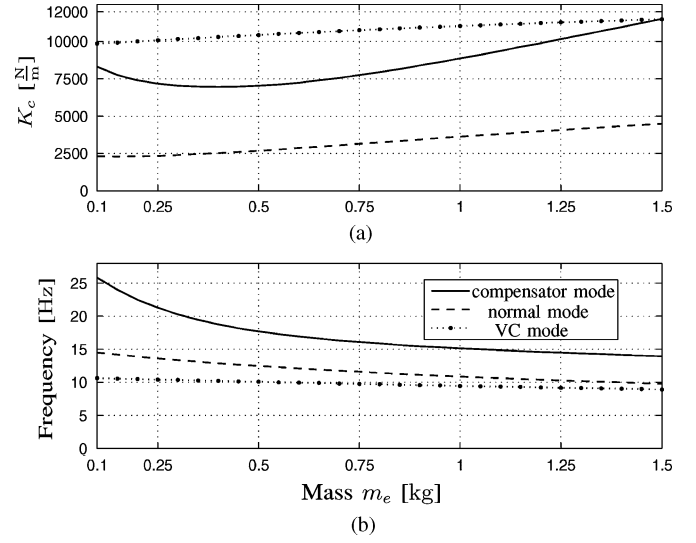


Fig. 5. Results of the stability analysis with the model of haptic interaction (a) K_c and (b) frequency of oscillation with respect to m_e . (Solid line) Compensated system. (Broken line) Uncompensated system. (Dotted line) Virtual coupling.

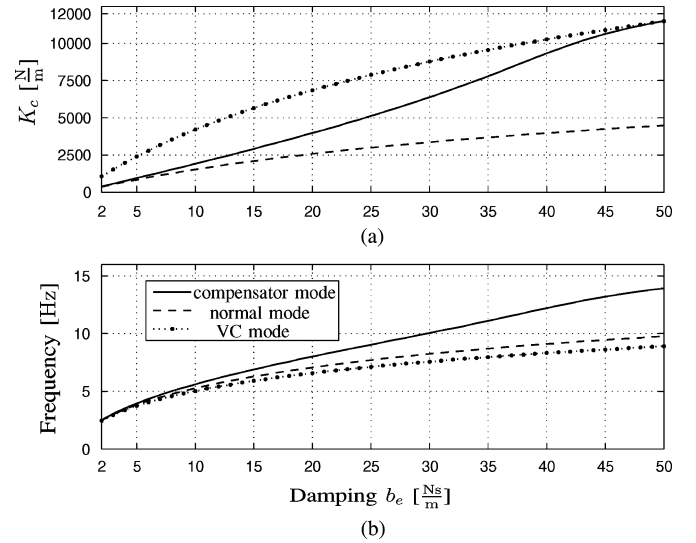


Fig. 6. Results of the stability analysis with the model of haptic interaction (a) K_c and (b) frequency of oscillation with respect to b_e . (Solid line) Compensated system. (Broken line) Uncompensated system. (Dotted line) Virtual coupling.

There is a slight deviation from this rule for the compensated mode in the simulated set, where K_c first decreases, then starts to increase at $m_e = 0.4$ kg by increasing m_e . A comparison of Figs. 5(b) and 9(b) shows a common tendency of the frequency of oscillation for the simulated and the experimental data set. Both decrease by increasing m_e .

There is a discrepancy between the simulation and the experimental results regarding the frequency of oscillation. The simulation results show that the frequency of oscillation of a system with a compensator is much higher than the frequency of oscillation of the system with virtual coupling, while the experimental results show that all frequencies of oscillation of all

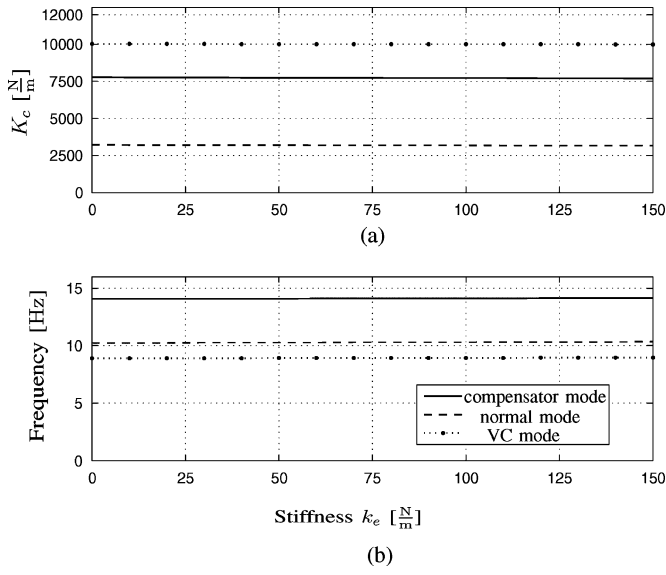


Fig. 7. Results of stability analysis with model of haptic interaction (a) K_c and (b) frequency of oscillation with respect to k_e . (Solid line) Compensated system. (Broken line) Uncompensated system. (Dotted line) Virtual coupling.

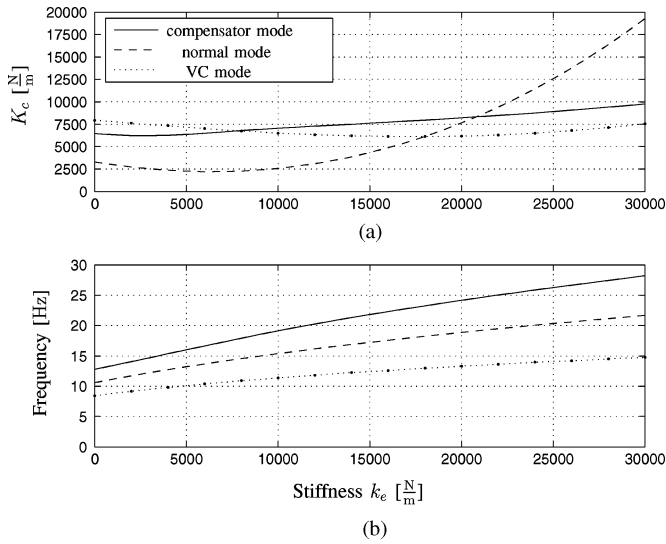


Fig. 8. Results of stability analysis with model of haptic interaction for large k_e (a) K_c and (b) frequency of oscillation with respect to k_e . (Solid line) Compensated system. (Broken line) Uncompensated system. (Dotted line) Virtual coupling.

three modes are very similar. The frequencies encountered for the compensated system are higher, which suggests that loci branches of the compensated system are further apart than those of the uncompensated system.

A comparison of Figs. 6 and 10 shows a common tendency of F_c , K_c , and the frequency of oscillation to increase by increasing b_e . A minor deviation from this general trend can be observed for F_c [Fig. 10(b)] as, for instance, the value of the frequency of oscillation for the uncompensated system [Fig. 10(b)] at $b_e = 30 \frac{\text{Ns}}{\text{m}}$ is higher than the value at $b_e = 35 \frac{\text{Ns}}{\text{m}}$. A discrepancy similar to that observed in the virtual mass series experiments regarding the frequency of oscillation can be seen in the virtual damping series experiments. For the compensator and virtual

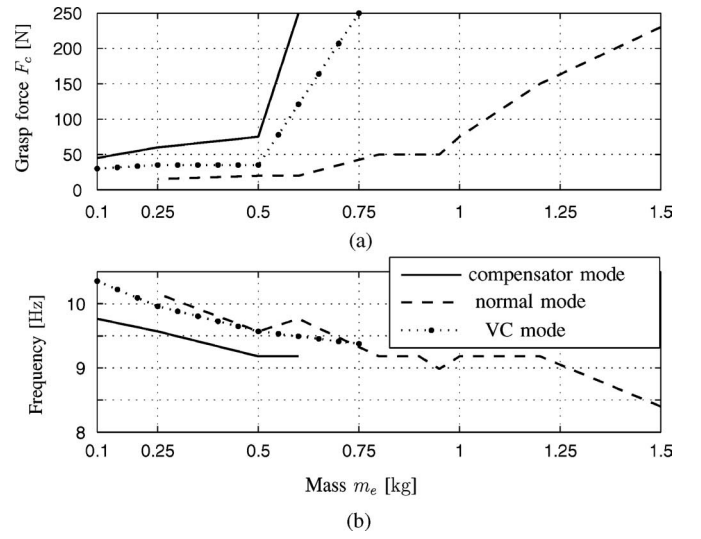


Fig. 9. Experimental results of stability analysis (a) F_c and (b) frequency of oscillation with respect to various values of m_e . (Solid line) Compensator filter. (Broken line) Uncompensated system. (Dotted line) Virtual coupling.

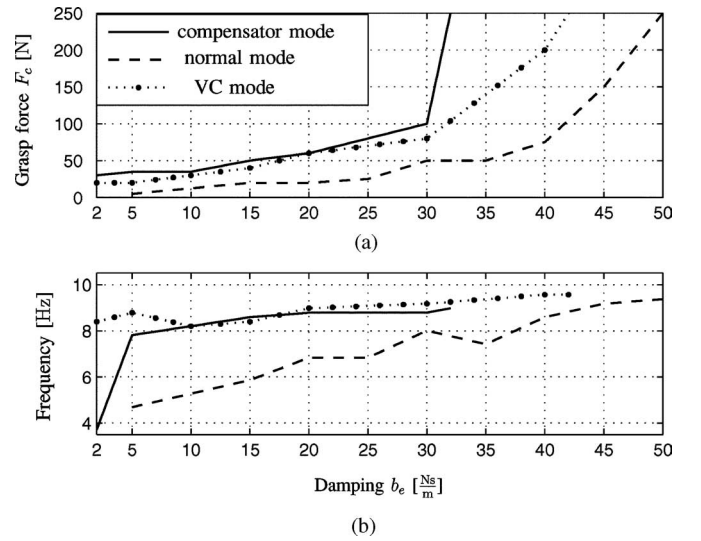


Fig. 10. Experimental results of stability analysis (a) F_c and (b) frequency of oscillation with respect to various values of b_e . (Solid line) Compensator filter. (Broken line) Uncompensated system. (Dotted line) Virtual coupling.

coupling modes, the frequencies of oscillation are again similar, while the frequency of oscillation for the normal mode is lower than that of the other two modes.

A comparison of Figs. 11 and 7 shows that K_c , F_c , and the frequency of oscillation are constant for low values of k_e . The general trend is that both grasp force F_c [Fig. 11(a)] and frequency [Fig. 11(b)] remain essentially constant with only minor deviations. Fig. 11 shows the results of experiments with the uncompensated system, while the compensated system and the system with virtual coupling were stable for grasp forces within the range of the measuring equipment (0–260 N).

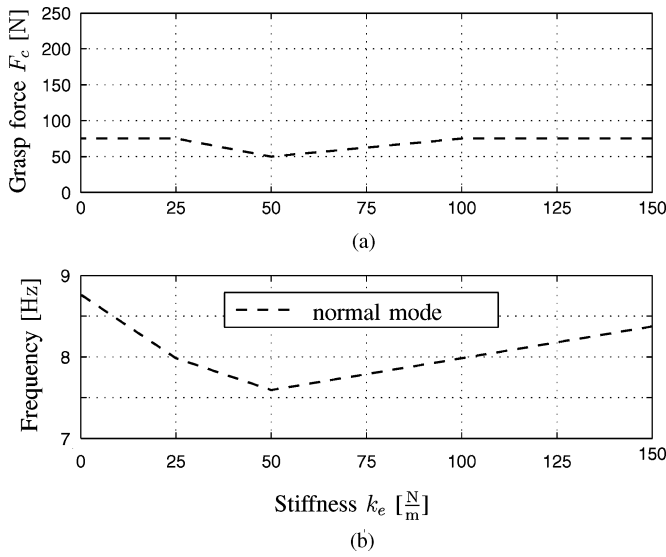


Fig. 11. Experimental results of stability analysis (a) F_c and (b) frequency of oscillation with respect to various values of k_e . (Broken line) Uncompensated system.

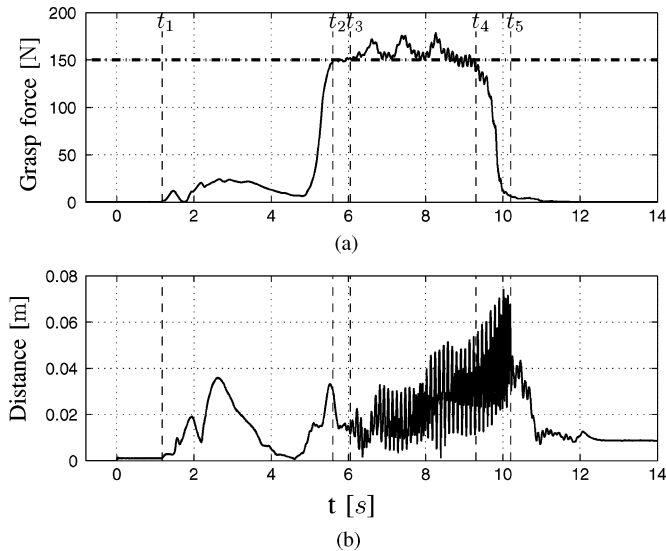


Fig. 12. Experiment where instability was invoked when grasp force reached the critical grasp force $F_c = 150$ N ($m_e = 1.5$ kg, $b_e = 45$ N s/m, $k_e = 0$ N/m, normal mode). At $t_1 = 1.2$ s, subject grasped a handle; at $t_2 = 5.6$ s, the critical grasp force was reached; and, at $t_3 = 6.1$ s, the haptic interface became unstable. At $t_4 = 9.3$ s, the subject started to reduce the grasp force and, at $t_5 = 10.2$ s, the haptic interface became stable again.

IV. DISCUSSION

A. Relation Between the Parameters of Virtual Environment and Stability of the Haptic Interface

The results of simulation suggest that virtual coupling is a better choice than the compensator filter for improving stability, while the experimental results show that a compensator filter gives better results for an actual haptic interface. This suggests that a compensator filter is less susceptible to the differences between the model of the haptic interface and the actual haptic interface. The compensator filter is designed to compensate for the poles introduced by manipulator joint dynamics and the PV controller. The virtual coupling aims to provide unconditional

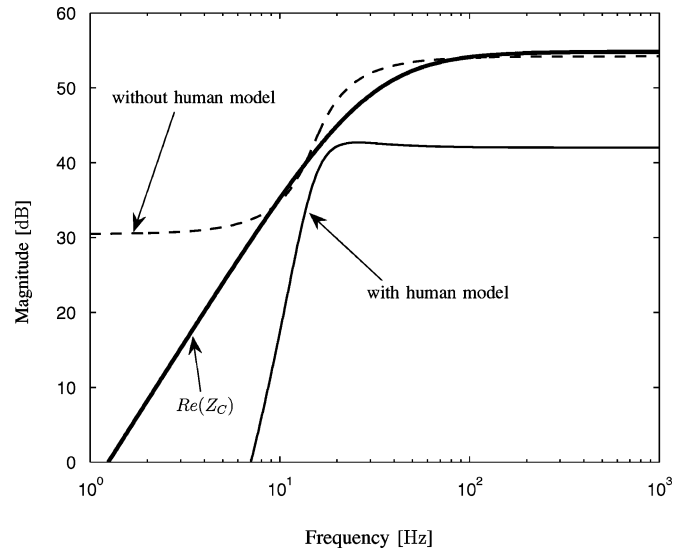


Fig. 13. Llewellyn's stability criteria for admittance haptic display; left side of the Llewellyn's inequality ($Re(Z_C)$), bold line) and right side of the Llewellyn's inequality with (full line) and without (dashed line) human model.

stability of the whole system in terms of Llewellyn's stability criteria in such a way that the Llewellyn's inequality holds [1]. Figs. 5(a), 6(a), and 7(a), dotted line, show the maximum values of the stiffness K for a given human model for which the interaction remains stable. Adams *et al.* state that a conservative design that considers unreasonable levels of human interaction required virtual coupling impedance at excessive levels [9], which strongly affects the performance. The parameters of the virtual coupling were chosen to satisfy Llewellyn's stability criteria for human model parameters given in [10]. Fig. 13 shows left and right side of the Llewellyn's inequality. The system satisfies Llewellyn's stability criteria if the graph of left side of the Llewellyn's inequality (full bold line Fig. 13) exceeds the graph of right side of the Llewellyn's inequality. The Llewellyn's inequality and thus Llewellyn's stability criteria is satisfied for the model of the haptic display with human model (full line Fig. 13), but not for the model of the haptic display without the human model (dashed line, Fig. 13).

The main reasons for a discrepancy between simulation and experimental results regarding the frequency of oscillation are the following.

- 1) Mechanical coupling between joints. The actual haptic interface is a 6-DOF device, while a 1-DOF model simulates only the third joint. Preliminary experiments showed that the third joint contributes most to the amplitude of oscillations. Each joint has its own dynamics and, when coupled together, they form the combined endpoint dynamics of a 6-DOF haptic interface. The data presented in Figs. 9–11 result from combined dynamics, and the data presented in Figs. 5–7 show the results for a decoupled third joint.
- 2) Time variant and nonlinear dynamics of the overall hand grasp stiffness $H(s)$. A small range and slow movement of the haptic interface during the experiment were adopted, since it was shown that in such a case the linearized approximation is reasonable [11].

3) Temperature-dependence of the joint parameters. The robot was warmed up before starting the experiments.

For low values of stiffness k_e , the subject could penetrate a wall deeply enough to stay in the wall throughout the experiment, while, at high values of stiffness k_e , the wall penetration was inadequate. Hence, experiments for only low values of k_e [$k_e < 150 \frac{\text{N}}{\text{m}}$, see Fig. 7(a)] were conducted, and the low level of stiffness had a negligible effect on the values of F_c and K_c .

Fig. 8 shows the simulation results for $k_e = [0-30000] \frac{\text{N}}{\text{m}}$. For high values, both the compensator filter ($k_e > 20000 \frac{\text{N}}{\text{m}}$) and the virtual coupling ($k_e > 18000 \frac{\text{N}}{\text{m}}$) have a destabilizing effect on the haptic interface. The literature on the stability analysis of high stiff walls [6], [14] gives a thorough insight into the solutions of problems related to sample-and-hold as well as sensor quantization, while we propose solutions on the basis of device dynamics.

B. Relation Between Human Arm Stiffness and Stability of the Haptic Interaction

Fig. 14 shows the simulated open-loop Bode plots of the haptic interaction for ideal ($G(s)H(s) = KY_e$), for the uncompensated system, for the compensated system, and for the system with virtual coupling. Biomechanical impedance of the human operator $H(s) = K$ does not affect the shape of the magnitude plot, but shifts it up or down by $20 \log_{10} K$. An ideal haptic interface is always stable, with phase always larger than -180° . The phase of an actual system drops below -180° for the uncompensated system, the compensated system, and the system with virtual coupling in the high-frequency region due to joint and PV controller dynamics, which introduce additional poles into the system. The added compensator filter damps the oscillating peak of the uncompensated system and increases the phase of the overall system in the critical frequency region. In addition, the interface transparency is improved, since the magnitude and phase of the compensated system are closer to ideal than in those of the uncompensated case (see Fig. 14). Similarly, the virtual coupling damps the oscillating peak and increases the phase of the overall system. However, on the basis of Fig. 14, it can be verified that the virtual coupling affects transparency considerably more than the compensator filter.

Since the exact relation between the grasp force and stiffness is not known, we present experimental results for the grasp force. However, higher grasp forces result in higher values of impedance [15], [16]. The overall hand grasp stiffness K combines both the stiffness of hand-arm and the stiffness of hand-handle coupling in a serial configuration [15]. Gurram *et al.* [8] proposed a linear relationship between stiffness and grasp force. The experimental data show a large increase of critical grasp force F_c at $m_e = 0.5 \text{ kg}$ and $b_e = 30 \frac{\text{Ns}}{\text{m}}$, indicating that the relationship between the grasp force and the hand grasp stiffness is not linear. The hand-handle coupling becomes stronger with increasing grasp force. Hand-handle coupling is dependent upon a superficial component of the flesh or skin of the palm and fingers, and upon a subcutaneous component of the flesh within the hand, which are all coupled to the motion of the handle [17].

A stiffer grasp results in higher human arm grasp stiffness K , which shifts the overall magnitude of the system up (Fig. 14)

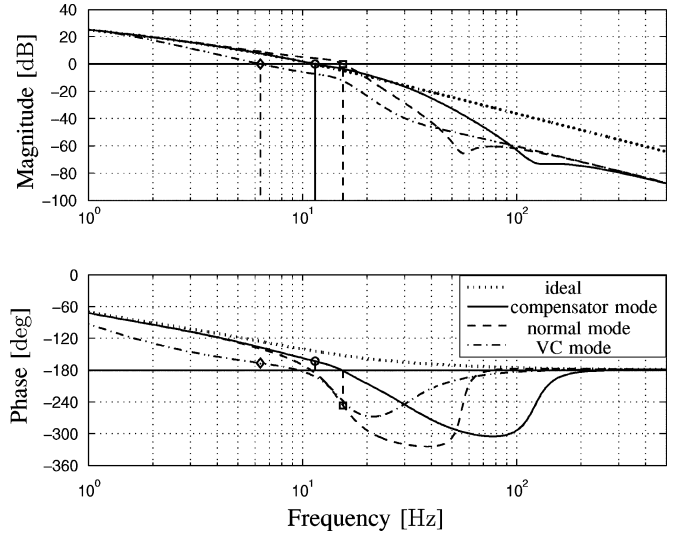


Fig. 14. Open-loop Bode plots of ideal (dotted line), uncompensated (broken line), compensated (solid line) haptic interface, and haptic system with virtual coupling (dash-dotted line). Circle indicates gain crossover frequency of compensated system, square representing the gain crossover frequency of uncompensated system, and diamond representing the gain crossover frequency of system with virtual coupling.

until the phase of the overall system at gain crossover frequency has reached -180° , which leads to the oscillations observed. The critical value of stiffness K_c is thus the value of K where the phase becomes -180° .

C. Concluding Remarks on the Use and Design of a Force-Filtering Compensator Filter

The design proposed in Section II-D has a number of similarities to the input-shaping techniques (IST) applied in industrial robotics for vibration reduction [18], and the loopshaping method for robust performance design.

The IST scheme utilizes a feedforward controller for suppressing vibrations and a feedback controller for attaining robustness against disturbances or parameter variations. Similarly, the approach proposed here uses the force-filtering compensator as a feedforward controller for preshaping force F_h in order to suppress the magnitude and to raise the phase in the resonant frequency region. The PV controller is used as a feedback controller.

The idea behind loopshaping is to construct an open-loop transfer function in such a manner that the feedback system is internally stable so that it satisfies the robust performance condition. Section II-D presents the procedure for C selection in such manner that $\hat{Y}_e$ arbitrarily approximates Y_e by choosing the best performance values of ω_c and ζ_c .

For the best performance, the design of the compensator filter suggests values of ω_c frequency as high as possible. However, this will lead to a high attenuation $C(j\omega)|_{\omega \rightarrow \infty} = \frac{\omega_c^2}{\omega_h^2}$ at high frequencies, which is not desirable. Tan *et al.* report that the upper bound of the human force control bandwidth is at about 7 Hz [19]. Hence, ω_c should at least match the haptic interface bandwidth and the human force control bandwidth. The compensator filter utilized has a simple design and can be implemented usefully, even if no strict identification of the

haptic interface has been made. On the basis of Figs. 9(b), 10(b), and 11(b), it can be resolved that the measured frequency of oscillation is always lower than the identified value of $\omega_h = 15$ Hz, and bandwidth should be chosen lower than the approximate value of ω_h to ensure a sufficient stability margin.

Last but not the least, a very important property of the proposed compensator filter is that it is not present in a feedback part of the control law framework, but is included in a feedforward chain. This enables a 2-DOF scheme where the prefilter and the feedback controller are obtained independently [20]. The proposed compensator filter can be combined with a number of known feedback algorithms for haptic interface control frameworks, such as algorithms for achieving passivity [12], [21].

V. CONCLUSION

The stability of a haptic interaction has been submitted to analysis, simulation, improvement, and experimental verification. A novel hand grasp force sensor setup was used to evaluate stability. Model analysis revealed that the main causes of instability are additional poles introduced by joint and PV controller dynamics, giving grounds for developing a control law for improving the stability of the haptic interaction. Analysis of critical grasp forces and critical values of human arm stiffness K_c showed that stability is highly dependent upon the stiffness of the human operator grasp. The results demonstrate that a higher grasp force and thus a higher hand grasp stiffness of the human arm require higher values of virtual mass and damping parameters of the virtual environment for the haptic interface to remain stable. A comparison of experimental and simulation results of an uncompensated system and a system with a compensator filter confirmed the improvement of stability. A comparison of the experimental results showed that the compensator filter performs better than virtual coupling. Evaluation of a model and experiments demonstrated that the critical grasp forces and the critical values of human arm stiffness displayed trends similar to the parameters of the virtual environment.

REFERENCES

- [1] R. J. Adams and B. Hannaford, "Stable haptic interaction with virtual environments," *IEEE Trans. Robot. Autom.*, vol. 15, no. 3, pp. 465–474, Jun. 1999.
- [2] L. Clover, "A control-system architecture for robots used to simulate dynamic force and moment interaction between humans and virtual objects," *IEEE Trans. Syst., Man, Cybern. C, Appl. Rev.*, vol. 29, no. 4, pp. 481–493, Nov. 1999.
- [3] N. Hogan, "Impedance control: An approach to manipulation, parts I–III," *J. Dyn. Syst. Meas. Control*, vol. 107, no. 1, pp. 1–24, Mar. 1985.
- [4] J. E. Colgate and J. M. Brown, "Factors affecting the Z-width of a haptic display," in *Proc. IEEE Int. Conf. Robot. Autom.*, San Diego, CA, 1994, pp. 3205–3210.
- [5] C. R. Carignan and K. R. Cleary, (2000, Feb.) Closed-loop force control for haptic simulation of virtual environments. *Haptics-e* [Online] 1(2). Available: <http://www.haptics-e.org/>.
- [6] B. Gillespie and M. Cutkosky, "Stable user-specific haptic rendering of the virtual wall," in *Proc. ASME Int. Mech. Eng. Conf. Expo.*, 1996, pp. 397–406.
- [7] J. L. Burke, R. R. Murphy, E. Rogers, V. J. Lumelsky, and J. Scholtz, "Final report for the DARPA/NSF interdisciplinary study on human–robot interaction," *IEEE Trans. Syst., Man, Cybern. C, Appl. Rev.*, vol. 34, no. 2, pp. 103–112, May 2004.
- [8] R. Gurram, S. Rakheja, and G. J. Gouw, "Mechanical impedance of the human hand-arm system subject to sinusoidal and stochastic excitations," *Int. J. Ind. Ergon.*, vol. 16, no. 2, pp. 135–145, Aug. 1995.
- [9] R. J. Adams and B. Hannaford, "Control law design for haptic interfaces to virtual reality," *IEEE Trans. Control Syst. Technol.*, vol. 10, no. 1, pp. 3–13, Jan. 2002.
- [10] D. J. Bennett, J. M. Hollerbach, Y. Xu, and I. W. Hunter, "Time-varying stiffness of human elbow joint during cyclic voluntary movement," *Exp. Brain Res.*, vol. 88, no. 2, pp. 433–442, Feb. 1992.
- [11] A. J. Hodgson and N. Hogan, "A model-independent definition of attractor behavior applicable to interactive tasks," *IEEE Trans. Syst., Man, Cybern. C, Appl. Rev.*, vol. 30, no. 1, pp. 105–118, Feb. 2000.
- [12] B. Hannaford and J. H. Ryu, "Time domain passivity control of haptic interfaces," *IEEE Trans. Robot. Autom.*, vol. 18, no. 1, pp. 1–10, Feb. 2002.
- [13] R. W. McGorry, "A system for the measurement of grip forces and applied moments during hand tool use," *Appl. Ergon.*, vol. 32, no. 3, pp. 271–279, Jun. 2001.
- [14] J. E. Colgate, M. C. Stanley, and J. M. Brown, "Issues in the haptic display of tool use," in *Proc. IEEE/RSJ Int. Conf. Intell. Robot. Syst.*, Pittsburgh, PA, 1995, vol. 3, pp. 140–145.
- [15] F. C. T. van der Helm, A. C. Schouten, E. de Vlugt, and G. G. Brouwn, "Identification of intrinsic and reflexive components of human arm dynamics during postural control," *J. Neurosci. Methods*, vol. 119, no. 1, pp. 1–14, Sep. 2002.
- [16] Z. Jandak, "Driving-point mechanical impedance of the hand-arm system at exposure to stochastic vibration," in *Proc. Int. Conf. Hand-Arm Vib.*, Umea, Sweden, 1998, pp. 11–12.
- [17] R. Gurram, S. Rakheja, and A. J. Brammer, "Driving-point mechanical impedance of the human hand-arm system: Synthesis and model development," *J. Sound Vib.*, vol. 180, no. 3, pp. 437–458, 1995.
- [18] P. H. Changa and H.-S. Park, "Time-varying input shaping technique applied to vibration reduction of an industrial robot," *Control Eng. Pract.*, vol. 13, no. 1, pp. 121–130, Jan. 2005.
- [19] H. Z. Tan, M. A. Srinivasan, B. Ebermann, and B. Cheng, "Human factors for the design of force-reflecting haptic interfaces," *Dyn. Syst. Control*, vol. 55, no. 1, pp. 353–359, 1994.
- [20] I. Yaesh and U. Shaked, "Two-degree-of-freedom H -optimization of multivariable feedback systems," *IEEE Trans. Autom. Control*, vol. 36, no. 11, pp. 1272–1276, Nov. 1991.
- [21] M. Mahvash and V. Hayward, "High fidelity passive force reflecting virtual environments," *IEEE Trans. Robot.*, vol. 21, no. 1, pp. 38–46, Feb. 2005.



Janez Podobnik received the University Degree in electrical engineering in 2004 from the University of Ljubljana, Ljubljana, Slovenia, where he is currently working toward the Ph.D. degree.

He is currently a Teaching Assistant in the Laboratory of Robotics and Biomedical Engineering, Faculty of Electrical Engineering, University of Ljubljana. His current research interests include haptic interfaces and real-time control of haptic devices and robots for virtual reality-supported hand rehabilitation.



Marko Munih (M'88) received the B.Sc., M.Sc., and D.Sc. degrees in electrical engineering from the University of Ljubljana, Ljubljana, Slovenia, in 1986, 1989, and 1993, respectively.

In 1989, he was a Teaching Assistant and, in 1997, an Assistant Professor in the Faculty of Electrical Engineering, University of Ljubljana. From 1995 to 1996, he was a Research Assistant in the Implanted Devices Group, Department of Medical Physics and Bioengineering, University College London, London, U.K. and Royal National Orthopaedic Hospital Trust, Stanmore, U.K. His current research interests include functional electrical stimulation of paraplegic lower extremities with surface electrode systems, including measurements, control, biomechanics, and electrical circuits. Currently, he is a Professor and Head of the Laboratory of Robotics and Biomedical Engineering, Faculty of Electrical Engineering, University of Ljubljana.

Dr. Munih is a member of the International Federation for Medical and Biological Engineering, the International Functional Electrical Stimulation Society, and the International Federation of Automatic Control. He was the recipient of the Zois Award in 2002.

Izjava

Izjavljam, da sem avtor te disertacije, ki je nastala kot plod raziskovalnega dela pod mentorstvom prof. dr. Marka Muniha. Vsa pomoč drugih sodelavcev je izkazana v Zahvali. Že objavljeni dosežki drugih avtorjev so navedeni v Literaturi.

Janez Podobnik

Ljubljana, 7. 7. 2009