## UNIVERZA V LJUBLJANI FAKULTETA ZA ELEKTROTEHNIKO

Tomaž Koritnik

## URJENJE GIBOV SPODNJIH EKSTREMITET V VEČMODALNEM NAVIDEZNEM OKOLJU

DOKTORSKA DISERTACIJA

Mentor: dr. Tadej Bajd

Ljubljana, 2010

### Zahvala

Hvala mentorju Tadeju Bajdu za strokovno in kritično usmerjanje pri delu, za vso pomoč in spodbudo ter za nadvse prijetno sodelovanje. Hvala tudi Marku Munihu in vsem ostalim sodelavcem v Laboratoriju za robotiko in biomedicinsko tehniko na ULFE, Robertu Rienerju in Alexandru Koenigu ter sodelavcem v Sensory-Motor-Systems Lab na ETH Zurich/Uniklinik Balgrist, Gregoriju Kurillu in Ruzeni Bajcsy ter sodelavcem v Teleimmersion Lab na UC Berkeley, očetu, ki je moje delo ves čas spremljal tudi strokovno, vsem v družini, Nini in prijateljem.

### Izvirni prispevki disertacije

# Primerjava vidne, zvočne in eksteroceptivne (senzorna električna stimulacija) povratne informacije v večpredstavnem navideznem okolju, namenjenem urjenju spodnjih ekstremitet

Primerjava je izvedena z merjenjem, prikazovanjem in sledenjem gibanja spodnjih ekstremitet pri človeku na podlagi vizualizacije modela človeskega telesa v navideznem okolju v realnem času. Za vizualizacijo je bila potrebna implementacija direktne kinematike človeškega telesa ter merjenje in posredovanje kinematičnih spremenljivk v realnem času. Meritve potekajo z zmanjšanim številom aktivnih markerjev, kar povzroči računske težave v singularnih legah modela, kar je v disertaciji razrešeno na izviren način, z vpeljavo algoritmov, ki dinamično prilagajajo število prostostnih stopenj posameznih ekstremitet v odvisnosti od bližine singularne lege. Določili smo razpon težavnosti za načrtovanje nalog sledenja v navideznem okolju z vidno povratno zvezo ob uporabi komplementarnih zvočnih signalov in senzorne električne stimulacije, ki je bila izvedena z elektrodama, nameščenima nad mišicama soleus. Postopek je uporaben hkrati za merjenje in ocenjevanje prilagoditve gibov spodnjih ekstremitet v procesu rehabilitacije bolnikov z gibalnimi motnjami spodnjih ekstremitet, npr. bolnikov po možganski kapi ali z nepopolno poškodbo hrbtenjače.

## Primerjava vidne in haptične povratne informacijev večpredstavnem navideznem okolju, namenjenem urjenju spodnjih ekstremitet

Disertacija omogoča vpogled v vlogo vida, propriocepcije in haptike pri urjenju spodnjih ekstremitet s primerjavami in opredelitvami, kakršne v dosegljivi literaturi še ne obstajajo. Z navideznim ogledalom v povezavi z aktivnim eksoskeletnim sistemom smo ocenili pomen posameznih predstavnosti navideznega okolja pri izvajanju nalog. Vidna povratna zveza omogoča doseganje boljših rezultatov kot samo vidna referenca, kar utemeljuje pomen merjenja in prikazovanja gibov v realnem času na način, ki omogoča vidno povratno zvezo. Primerjava vidne in haptične predstavnosti je pokazala, da slednja v primerljivih pogojih omogoča boljše rezultate pri izvajanju nalog, kar utemeljuje uporabo in nadaljnji razvoj v osnovi dragih haptičnih naprav za urjenje spodnjih ekstremitet. Najboljši rezultati v okviru disertacije so bili dobljeni s kombinacijo vidne in haptične predstavnosti, kar utemeljuje nadgradnjo obstoječih haptičnih naprav s prikazom informacij o izvajanju nalog na način, ki omogoča vidno povratno zvezo, ter razvoj novih naprav, ki naj to omogočajo že v zasnovi.

## Demonstracija urjenja spodnjih ekstremitet pred navideznim ogledalom s sistemom kamer brez markerjev, z možnostjo urjenja na daljavo

Pokazali smo, da poudarjanje vidne povratne zveze tridimenzionalnega video prikaza z dodatnimi navideznimi objekti, ki povečajo jasnost prikaza napake sledenja, omogoča boljšo prilagoditev na navidezno okolje oziroma boljše rezultate sledenja kot izključno video prikaz. To utemeljuje vpeljavo merjenja in prikazovanja informacij v realnem času v postopke, ki temeljijo na video prikazu gibanja spodnjih ekstremitet. Izvlečki izvedene primerjave predstavljajo izhodišče za utemeljevanje postopkov na razvijajočem se področju rehabilitacije gibalnih sposobnosti spodnjih ekstremitet na daljavo, ki vključujejo dvosmerno vidno povratno zvezo.

## Vsebina

1		Povzetek
2		Abstract
3		1. Uvod
3		1.1 Navidezna resničnost v rehabilitaciji spodnjih ekstremitet
5		1.2 Cilji disertacije
6		1.3 Metodologija
9		
11		2. Kinematika človeškega telesa
11		2.1 Clovek kot robotski menanizem
12		2.2 Ocometrijski model telesa 2.3 DH ali Skalarni parametri serijskaga mahanizma
22		2.5 Dir an Skalarin parametri serijskega mehanizma
21		2. Navidazna ozladala
31		3. Navidezno ogledalo 3. 1. VRMI
32	•••••	3.2 Model telesa v navideznem okoliu
33		3.3 Navidezni učiteli
25		4 Vidno novrotno zvozo
35		4.1 OPTOTRAK
36		4.2 Postavitev markeriev
38		4.3 Določitev rotacijskih matrik ter ekvivalentnih rotacij
41		4.4 Obravnava singularnih leg
45		4.5 Prikazovanje modela telesa v navideznem okolju
46		4.6 Naloge v navideznem okolju
47		4.7 Vrednotenje prilagoditve
47		4.8 Rezultati izvajanja nalog
49		4.9 Vključitev amplitudnih in kadenčnih perturbacij
51		4.10 Vkljucitev zvocnih signalov in senzorne električne stimulacije
52 53		4.11 Rezultali izvajanja naloge s senzolno elektricho sumulacijo ili zvokoli 4.12 Vrednotenje prilogoditve ob perturbacijah
55	•••••	4.12 Vicunotenje prilagoditve ob perturbacijani 4.13 Rezultati izvajanja naloge s perturbacijami
57		5 Hantična navnatna zvoza
57		5.1 Eksoskeletni sistem Lokomat
58		5.2 Impedančno vodenie
59		5.3 Pomen povratne zveze pri sistemu Lokomat
60		5.4 Vključitev vidne povratne zveze
61		5.5 Naloge v navideznem okolju
62		5.6 Rezultati izvajanja naloge
65		6. Povratna zveza v obogateni resničnosti
65		6.1 Prikaz gibanja s tridimenzionalnim videom
66		6.2 Ocenjevanje kinematičnih parametrov
68		6.3 Vključitev navideznih objektov in vidna povratna zveza
71		6.4 Naloga v hibridnem okolju
/1 72		6.5 Kezultati izvajanja naloge
12		o.o vreunotenje ocenjevanja kotov
75		7. Zaključek
81		Literatura

## Priloga

Virtual environment for lower-extremities training. Gait & Posture, 2008

## **Objave, povezane z disertacijo**

### Izvirni znanstveni članki

Tomaž Koritnik, Tadej Bajd, Marko Munih, "Virtual environment for lower-extremities training", *Gait posture*, vol. 27, no. 2, str. 323-330, Feb. 2008. [COBISS.SI-ID <u>6333524</u>]

Tomaž Koritnik, Alexander Koenig, Tadej Bajd, Robert Riener, Marko munih, "Comparison of visual and haptic feedback during training of lower extremities", *Gait Posture*, poslano v objavo, 2010.

Tomaž Koritnik, Gregorij Kurillo, Tadej Bajd, Ruzena Bajcsy, Marko Munih, "Visual feedback for lower-extremities training in augmented reality", *International Journal of Rehabilitation Research*, poslano v objavo, 2010.

Tomaž Koritnik, Gregorij Kurillo, Tadej Bajd, Ruzena Bajcsy, Marko Munih, "Urjenje spodnjih ekstremitet v obogateni resničnosti", *Rehabilitacija*, poslano v objavo, 2010.

### Vabljena predavanja

Tomaž Koritnik, Tadej Bajd, Marko Munih, "Virtual mirror augmented by sound and sensory electrical stimulation", V: *Proceedings of the 5th International Conference on Electrical Power Engineering*, (Buletinul Institutului Politehnic din Iași, tom. 54 (58), facs. 3, 4), Iasi, Faculty of Electrical Engineering, 2008, fasc. 4, str. 975-980. [COBISS.SI-ID <u>6677332</u>]

Tadej Bajd, Imre Cikajlo, Tomaž Koritnik, Marko Munih, "Functional electrical stimulation in gait training", V: *Finding evidence of recovery by stimulation : conference proceedings*, 14th Annual International Functional Electrical Stimulation Society Conference, September 13-17 2009, Seoul, Korea, [S. 1.], International Functional Electrical Stimulation Society, 2009, str. 3-4. [COBISS.SI-ID <u>7262804</u>]

Tadej Bajd, Imre Cikajlo, Tomaž Koritnik, Marko Munih, "Functional electrical stimulation and kinematics of walking", V: *Rehabilitacija v prihodnosti : zbornik predavanj : proceedings*, (Rehabilitacija, letn. 8, supl. 1), 20. jubilejni dnevi rehabilitacijske medicine, Ljubljana, 3. in 4. april 2009, Črt Marinček, ur., Helena Burger, ur., Ljubljana, Inštitut Republike Slovenije za rehabilitacijo, Académie Européenne de Médecine de Réadaptation, 2009, str. 116-118. [COBISS.SI-ID <u>7011412</u>]

## Prispevki na konferencah

Tomaž Koritnik, Tadej Bajd, Marko Munih, "Virtual rehabilitation of lower extremities", V: *11th Mediterranean Conference on Medical and Biological Enginering and Computing 2007, 26-30 June, 2007, Ljubljana, Slovenia*, (IFMBE proceedings, vol. 16), Tomaž Jarm, ur., Peter Kramar, ur., Anže Županič, ur., New York, Springer, International Federation for Medical and Biological Engineering, 2007, str. 262-265. [COBISS.SI-ID <u>5973332</u>]

Tomaž Koritnik, Tadej Bajd, Marko Munih, "Stepping-in-place training in virtual environment", V: *ICORR'07*, Piscataway, Institute of Electrical and Electronics Engineers, = IEEE, 2007, str. 1-4. [COBISS.SI-ID <u>5949780</u>]

Marko Munih, Gregorij Kurillo, Mitja Veber, Jernej Perdan, Janez Podobnik, Uroš Mali, Justin Činkelj, Matjaž Mihelj, Tomaž Koritnik, Roman Kamnik, Tadej Bajd, "Analysis and synthesis of human and machine motion at UL FE", V: *ICORR'07*, Piscataway, Institute of Electrical and Electronics Engineers, = IEEE, 2007, str. 504-512. [COBISS.SI-ID <u>5948244</u>]

Tomaž Koritnik, Tadej Bajd, Pavla Obreza, Zlatko Matjačić, Marko Munih, "Lower extremities training by the use of virtual environment and functional electrical stimulation", V: *Proceedings of the 9th Vienna International Workshop on Functional Electrical Stimulation, Krems/Danube, Austria, September 19th-22nd, 2007 : basics, technology, application*, 9th Vienna International Workshop on Functional Electrical Stimulation, Krems (Austria), September 19th-22nd, 2007, Manfred Bijak, ur., Vienna, Medical University of Vienna, Vienna Medical School, Center for Biomedical Engineering and Physics, 2007, str. 147-150. [COBISS.SI-ID <u>6104148</u>]

Tomaž Koritnik, Tadej Bajd, Marko Munih, "Virtual mirror for assessment and training of lower extremities", V: *Proceedings*, (Rehabilitacija, letn. 7, supl. 3), 5th Regional Central European ISPO Conference, Portorose, Slovenia, 19-21 September, 2008, Helena Burger, ur., Ljubljana, Inštitut Republike Slovenije za rehabilitacijo, = Institute for Rehabilitation, Republic of Slovenia, [2008], str. 139-141. [COBISS.SI-ID <u>6783060</u>]

Tomaž Koritnik, Alexander Koenig, Tadej Bajd, Robert Riener, Marko Munih, "Haptic training of lower extremities enhanced by visual modality", V: *ICORR 2009*, (IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics), [S. l.], Institute of Electrical and Electronics Engineers, = IEEE, 2009, str. 431-435. [COBISS.SI-ID <u>7143764</u>]

Tadej Bajd, Mitja Veber, Tomaž Koritnik, Marko Munih, "Training of manipulation and locomotion in virtual environments", V: *Imaging the future medicine*, (IFMBE proceedings, vol. 14), World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006, August 27 -

September 1, Seoul, Korea, Berlin, Heidelberg, Springer, cop. 2006, str. 4844. [COBISS.SI-ID <u>5424468</u>]

Tomaž Koritnik, Tadej Bajd, Marko Munih, "Lower-extremities training in virtual reality augmented by sound and sensory electrical stimulation", V: *Proceedings of the 7th Mediterranean Congress of Physical and Rehabilitation Medicine, Portorož, Slovenia, September 18-21, 2008*, Turin, Minerva Medica, 2008, str. 43-44. [COBISS.SI-ID <u>6676052</u>]

Tomaž Koritnik, Tadej Bajd, Marko Munih, "A simple kinematic model of a human body for virtual environments", *Advances in Robot Kinematics*, sprejeto v objavo, 2010.

## Slike

- 2.1. Človeško telo kot razvejana kinematična veriga
- 2.2. Postavitev koordinatnih sistemov na segmente telesa po DH pravilih
- 2.3. Lega modela za DH izračun kinematike
- 2.4. Postavitev koordinatnih sistemov
- 3.1. Predstavitev površine v računalniški grafiki s poligoni
- 3.2. Računalniški model človeškega telesa in drevesna struktura umeščenosti
- 3.3. Siva figura osebe in polprosojna rumena figura učitelja v navideznem okolju
- 4.1. Optično-električni merilni sistem OPTOTRAK
- 4.2. Določanje pozicije infrardeče diode markerja v prostoru
- 4.3. Postavitev markerjev na telo
- 4.4. Markerji na medenici in izračun markerjev v kolkih
- 4.5. Smer osi rotacije v kolenskem sklepu
- 4.6. Singularna lega in smer vektorskega produkta
- 4.7. Singularna lega roke in noge med hojo
- 4.8. Os rotacije v komolcu
- 4.9. Smer pomožne osi <u>y</u><sub>LS</sub>
- 4.10. Markerji na levi nogi
- 4.11. Navidezno ogledalo in prikazovanje obeh figur v navideznem okolju
- 4.12. Sledenje navideznemu učitelju s korakanjem na mestu
- 4.13. Rezultati izvajanja 4 nalog v navideznem okolju
- 4.14. Potek amplitudnih in kadenčnih perturbacij
- 4.15. Izvajanje naloge korakanja na mestu in prikaz v navideznem okolju
- 4.16. Izvajanje naloge z vključitvijo zvoka in senzorne električne stimulacije
- 4.17. Prilagoditev pri izvajanju naloge z vključenim zvokom
- 4.18. Prilagoditev pri izvajanju naloge z vključeno SES
- 4.19. Amplitudni in časovni odmik
- 4.20. Sledenje referenci z vidno povratno zvezo
- 4.21. Prostorska in časovna prilagoditev pri sledenju navideznemu učitelju
- 5.1. Lokomat s tekočim trakom
- 5.2. Linearni pogonski moduli in sistem za merjenje sile (FS)
- 5.3. Impedančna shema vođenja Lokomata
- 5.4. Lokomat in vidna povratna zveza
- 5.5. Sledenje referenci z vidno povratno zvezo
- 5.6. Prostorska in časovna prilagoditev pri sledenju navideznemu učitelju
- 5.7. Primerjava prostorske in časovne prilagoditve pri sledenju navideznemu učitelju
- 6.1. Sistem video kamer za zajem 3D videa
- 6.2. Stereo gruča štirih video kamer
- 6.3. Delitev telesa na zgornji in spodnji del (levo), ter levo in desno polovico (desno)
- 6.4. Določanje kotov v kolkih
- 6.5. Faze določanja kotov v kolkih
- 6.6. Navidezni učitelj (levo) in oseba, ki sledi njegovim gibom (desno) v istem okolju
- 6.7. Navidezni učitelj s superponiranimi navideznimi tarčami za sledenje
- 6.8. Sledenje osebe navideznemu učitelju in tarčam
- 6.9. Prostorska in časovna prilagoditev pri sledenju navideznemu učitelju
- 6.10. Vrednotenje ocenjevanja kota v kolku z markerji in infrardečimi kamerami
- 6.11. Primerjava med izmerjenim kotom v kolku z markerji in metodo z video kamerami

## Tabele

- 2.1. DH parametri za verigo *P-T-H*
- 2.2. DH parametri za verigo *P-LT-LL-LF*
- 2.3. DH parametri za verigo *P-RT-RL-RF*
- 2.4. DH parametri za verigo *P-T-LA-LH*
- 2.5. DH parametri za verigo *P-T-RA-RH*
- 2.6. Vrednosti kotov v referenčni legi
- 2.7. Vektorski parametri za verigo *P-T-H*
- 2.8. Vektorski parametri za verigo P-LT-LL-LF
- 2.9. Vektorski parametri za verigo P-RT-RL-RF
- 2.10. Vektorski parametri za verigo P-T-LA-LH
- 2.11. Vektorski parametri za verigo P-T-RA-RH
- 4.1. Parametri nalog korakanja na mestu

## Povzetek

Navidezna resničnost je v rehabilitacijskem okolju močno orodje. Bolnikom omogoča ponovljive pogoje vadbe, povratno zvezo in povečuje motivacijo za urjenje. Prednosti takih rehabilitacijskih sistemov vključujejo tudi različne možnosti prilagoditve potrebam in zmožnostim bolnikov, reprogramabilne naloge v navideznem okolju ter razširjene možnosti merjenja napredka.

Ocenjevanje, parametrizacija in vizualizacija človeških gibov imajo velik pomen v rehabilitaciji in v znanosti o gibanju nasploh. Razvili smo preprost kinematični model človeškega telesa za vizualizacijo v grafičnem navideznem okolju. Ocenjevanje vrednosti sklepnih spremenljivk smo izvedli z optičnim merilnim sistemom OPTOTRAK in aktivnimi markerji. Računske težave, ki se pojavijo v kinematično singularnih konfiguracijah modela, smo odpravili s preprostimi algoritmi, ki omogočajo naravno in gladko gibanje modela, pri čemer ne vplivajo bistveno na prikaz naravnega območja gibljivosti človeka. Na podlagi modela smo razvili navidezno ogledalo – navidezno okolje za vizualizacijo gibanja človeškega telesa z navidezno figuro na zaslonu v realnem času, ki omogoča vidno povratno zvezo.

V prvi raziskavi smo obravnavali navidezno ogledalo kot pripomoček za urjenje spodnjih ekstremitet. Skupina zdravih prostovoljcev je izvajala sledenje s korakanjem na mestu, referenčni gibi pa so bili prikazani v obliki navideznega učitelja. Obe figuri sta bili prikazani v navideznem ogledalu istočasno iz poljubnega zornega kota. Osebe so izvedle 4 naloge korakanja na mestu pri različnih vrednostih kadence in kotov s stopnjami težavnosti od lahke do zahtevne. Rezultati vključujejo osnovne prostorske in časovne parametre, ki podajajo kvantitativni vpogled v prilagoditev oseb navideznemu učitelju, s čimer smo ovrednotili izvedljivost in uporabnost navideznega ogledala.

Navidezno ogledalo smo uporabili za primerjavo vpliva haptične in vidne predstavnosti na zmožnost prilagoditve zdravih oseb navideznemu okolju. Haptično povratno zvezo smo izvedli z robotskim sistemom Lokomat – aktivnim eksoskeletom za spodnje ekstremitete z impedančnim vodenjem. V obe predstavnosti smo vključili tudi zvočne signale. Korakanje na mestu smo izvedli v obeh predstavnostih posamič in hkrati. Statistična analiza je pokazala, da (1) vidna povratna zveza omogoča boljšo prilagoditev navideznemu učitelju kot samo vidna referenca, (2) izključno haptična povratna zveza omogoča boljše sledenje kot kateri koli izključno vidni način, (3) združitev haptične z vidno povratno zvezo omogoča boljše sledenje kot izključno haptična povratna zveza in (4) dodajanje samo vidne reference ne izboljša rezultatov v primerjavi z izključno haptično predstavnostjo. Na splošno so napake sledenja v haptični predstavnosti znatno manjše kot v vidni.

V zadnjem delu smo navidezno ogledalo izvedli na podlagi brezkontaktnih meritev v realnem času s sistemom stereo kamer in vizualizacijo v obliki tridimenzionalnega videa, združenega s sledenjem navideznih objektov – tarč v hibridno okolje obogatene resničnosti. Tudi v tej predstavnosti smo ocenili zmožnosti zdravih prostovoljcev, ki so izvajali korakanje na mestu, na prilagoditev navideznemu učitelju, ki je bil v tem primeru prikazan kot posnetek resnične osebe. Pokazali smo, da poudarjanje vidne povratne zveze z navideznimi tarčami izboljša rezultate sledenja, in da ima ta predstavnost uporabni potencial na razvijajočem se področju telerehabilitacije – rehabilitacije na daljavo.

## Abstract

Virtual reality is a powerful tool in a rehabilitation environment, providing the patients with repetitive practice, feedback information, and motivation to endure practice. Advantages of such rehabilitative systems include various possibilities of adaptation to the patient's capabilities, reprogrammable virtual tasks, and extended possibilities of assessment.

Assessment, parameterization, and visualization of the human body movements are of utmost importance in rehabilitation, as well as in human movement science in general. We developed a simple kinematic model of a human body for real-time visualization applications in graphical virtual environments. Active markers and optical measuring system OPTOTRAK were employed to assess the values of joint variables. Computational issues in the configurations of the model that involved singularities were handled by simple algorithms that enable smooth and natural-appearing movements of the virtual figure without significantly affecting the natural ranges of human-like motion. The model was incorporated into facilitating a virtual mirror – a virtual reality application for real-time visualization of body movements by displaying a virtual figure enabling visual feedback.

The first study proposed and assessed virtual mirror as a modality of lower-extremities training. An investigation was conducted with a group of healthy male subjects, who performed the stepping-in-place test by tracking the movements of the reference virtual figure, which represented a virtual teacher. Both figures were shown in the virtual mirror at the same time from the desired angle of view. Four stepping tasks featuring different cadences and hip angles were performed, with difficulty levels ranging from easy to demanding. The results obtained included basic spatial and temporal parameters, which provided quantitative measures of a subject's adaptation to the virtual training environment, and thereby justifying the feasibility of the virtual mirror as a useful system in lower-extremities training applications.

We compared the effects of visual and haptic modalities on the adaptation capabilities of healthy subjects to the virtual mirror. The haptic feedback was provided by the actuated gait exoskeleton Lokomat programmed with stepping movements employing an impedance control algorithm. Both setups included auditory cueing. The stepping task was performed by engaging different modalities separately as well as combined. The statistical analysis showed that (1) visual feedback alone yielded better tracking of the virtual teacher than visual cueing alone, (2) haptic feedback alone yielded better tracking than any visual modality alone, (3) haptic feedback and visual feedback combined yielded better tracking than haptic feedback alone, and (4) haptic feedback combined with visual cueing did not improve tracking performance compared to haptic feedback alone. In general, we observed a strong bias towards haptic modality compared to visual modality.

In the final part we realised the virtual mirror using contactless real-time measurements using stereo camera system and three-dimensional video visualization combined with virtual target tracking objects in a hybrid augmented reality environment. Again, we used a stepping in place task to assess the ability of healthy subjects to adapt to the virtual teacher which in this case was a recording of a real person. We showed that including virtual targets to enhance the visual feedback improves the tracking results and that such setup has a potential in future telerehabilitation environments.

## 1. Uvod

## 1.1 Navidezna resničnost v rehabilitaciji spodnjih ekstremitet

Uvodni del obravnava urjenje gibov spodnjih ekstremitet s pomočjo navidezne resničnosti, biološke povratne zveze, predstavnosti navideznega okolja, modeliranja in grafičnega prikaza modela človeškega telesa ter merjenja gibanja.

Hoja je gibalna funkcija življenjskega pomena, saj človeku nudi osnovno mobilnost v prostoru. Dejavnost živčno-mišično-skeletnega sistema in izkoriščanje interakcije notranjih in zunanjih sil, ki nastopajo pri hoji, omogoča premikanje v želeni smeri [1,66]. Z mehanskega vidika je vzorec zdrave hoje energijsko izjemno učinkovit proces [2] in vsaka sprememba, kot posledica poškodbe ali bolezni, posamezniku oteži in omeji mobilnost ter s tem neposredno vpliva na kvaliteto življenja. Uvajanje novih pristopov v rehabilitaciji hoje je pomembno z vidika povečevanja števila ljudi z omejeno ali izgubljeno funkcionalnostjo spodnjih ekstremitet. Do tega prihaja v določeni meri zaradi sodobnega načina življenja (prometne nesreče, športne aktivnosti) pa tudi kot kot posledica splošnega trenda staranja prebivalstva v zahodnem svetu.

Večpredstavna (multimodalna) navidezna resničnost je eden izmed sodobnih rehabilitacijskih pristopov z močnim potencialom za izboljšanje kvalitete rehabilitacije [31,52]. Bolnikom omogoča vadbo na podlagi posnemanja oziroma sledenja referenci v navideznem okolju, uporabo biološke povratne zveze in povečevanje motivacije med vadbo. Prednosti rehabilitacijskih sistemov z navidezno resničnostjo se kažejo tudi v možnostih prilagajanja sistema glede na stanje in zmožnosti bolnika, reprogramabilnosti in izvajanju različnih nalog, glede na različne potrebe, ter v večjih možnostih merjenja napredka rehabilitacije. Število študij in eksperimentalnih aplikacij z navidezno resničnostjo v rehabilitacijskem okolju se je v zadnjih letih močno povečalo [4]. Za rehabilitacijski proces je pomembna biološka povratna zveza, kjer bolnik v realnem času iz navideznega okolja sprejema informacijo o svoji dejavnosti, hkrati pa lahko s svojo dejavnostjo spreminja informacijo, ki jo prejema. Eksteroceptivna in proprioceptivna povratna zveza pri zaznavanju gibov, sil, žive slike, zvoka in bolečine omogočata proces opravljanja, učenja in optimizacije dejavnosti vsakdanjega življenja, kamor spada tudi hoja. Pri poškodbah in boleznih, ki prizadenejo osrednji in periferni živčni sistem, je to zaznavanje omejeno ali onemogočeno zaradi oslabljenosti ali odsotnosti aferentnih signalov. V takih primerih lahko za merjenje relevantnih veličin uporabimo umetne senzorje, osebi pa te informacije v ustrezni obliki posredujemo na način, ki ga je sposobna bolje zaznavati: z grafičnimi, haptičnimi, zvočnimi in drugimi prikazovalniki.

Principi biološke povratne zveze v rehabilitaciji hoje so bili predlagani za bolnike po možganski kapi [32,33,36-39,41], s cerebralno paralizo [34], paraparezo [35], spino bifido [42] in artritisom [40]. Za merjenje je bil uporabljen signal EMG [32-37] ali kinematične spremenljivke [36-46], npr. kot v gležnju [36,37], kolenu [38], razdalja med levim in desnim

kolenom [39], dolžina koraka [40,41] in trajanje faze opore [35,40,44-46], pa tudi kinetične spremenljivke, npr. reakcijska sila podlage in pritisk stopala [44,46]. Merjeni signali so bili obdelani in posredovani bolnikom preko vizualnih [34,41], avditornih [35,38,39,44,45] ali obeh vrst prikazovalnikov. Predlagani so bili tudi vibrotaktilni prikazovalniki [42-44], ki omogočajo čutne zaznave na koži.

Način posredovanja informacij oziroma predstavnost (angl. modality) je pomembna lastnost navideznega okolja. Največ možnosti ponujajo okolja na podlagi vizualizacije (posredovanje informacij v vidni obliki) oziroma grafična navidezna okolja. Vizualizacija lahko poteka na podlagi neposrednega posnemanja resničnosti v obliki dvo- ali tridimenzionalnih modelov celotnega človeškega telesa ali določenih delov ali prikazovanju drugačnih intuitivnih oblik vidnih informacij, npr. prikazovanja številk, stolpcev in grafov [52,54] ali opravljanju nalog iz vsakdanjega življenja [68]. Zaželene lastnosti navideznega okolja so dobra odzivnost, ponovljivost in stopnja korelacije med odzivom navideznega okolja na dejanja v resničnem svetu. Zanimivo pa je, da za stopnjo prepričljivosti oziroma občutek prisotnosti (angl. presence) v grafičnem navideznem okolju ni najbolj bistvena količina in kvaliteta podrobnosti, ki posnemajo resničnost [19].

Modeliranje človeškega telesa zahteva iskanje kompromisa med kompleksnostjo resnične zgradbe in izvedljivostjo v navideznem okolju. Običajno pri modelu privzamemo, da so segmenti togi, sklepi, ki jih povezujejo, pa imajo manj prostostnih stopenj kot resnični sklepi. Pri vseh modelih, ki so namenjeni študiju hoje, je smiselna groba kinematična poenostavitev zgornjega dela telesa. Običajen način prikaza modela v grafičnem navideznem okolju je »pogled v tretji osebi«, kar pomeni, da na računalniškem zaslonu spremljamo model posameznega dela ali celotnega človeškega telesa kot zunanji opazovalec. Ustrezen model za vizualizacijo v grafičnem okolju združuje dva vidika z nasprotujočimi si zahtevami: biti mora toliko kompleksen, da dovolj dobro odraža gibanje v resničnem svetu, po drugi strani pa mora biti frekvenca osveževanja podatkov dovolj visoka, da človek gibanje modela zaznava gladko in zvezno, pri čemer ne opazi zaostajanja gibanja modela (zahteve po delovanju v realnem času). Model mora tudi omogočati uporabne meritve.

Haptični roboti za spodnje ekstremitete so najpogosteje v obliki eksoskeletov, ki s svojo strukturo posnemajo kinematično zgradbo spodnjih ekstremitet pri človeku. V rehabilitaciji se uporabljajo aktivni [50-56,60-65] in pasivni [57-59] mehanizmi, ki poleg haptične povratne zveze bolniku omogočajo pomoč in zmanjšan napor pri gibanju ter hkrati razbremenjujejo fizioterapevta. Slednji na ta način izgubi informacijo, ki bi jo sicer dobil preko neposrednega dotika z bolnikom, zato je posebej koristno, če je k haptični dodana še vizualna (vidna) ali avditorna (slušna) povratna zveza. Tak prikaz je v realnem času dostopen tudi terapevtu, bolnikom z zmanjšano sposobnostjo zaznavanja haptične informacije iz spodnjih ekstremitet pa omogoča obogateno informacijo o njihovem gibanju. Pokazano je bilo, da v navideznem okolju več različnih predstavnosti hkrati omogoča boljše dojemanje okolja kot vsaka predstavnost posamič [31, 67].

Osnovna potreba pri razvoju rehabilitacijskega sistema za spodnje ekstremitete z navidezno resničnostio je merjenje kinematičnih, dinamičnih ali drugih bioloških spremenljivk, ki so pomembne pri opisu hoje (merjenje lege segmentov, težišča telesa, kotov v sklepih, sklepnih navorov) [3]. Tako v klinični praksi kot v eksperimentalnem okolju je uveljavljeno merjenje z optičnimi sistemi, ki zaznavajo pozicije aktivnih ali pasivnih markerjev v prostoru [72,73]. Prednosti teh sistemov so majhna pozicijska merilna negotovost, visoka frekvenca delovanja ter dejstvo, da so podatki o poziciji markerjev neposredni - ni potrebe po uporabi integracijskih enačb in z njimi povezanih težav z lezenjem. Slabosti teh sistemov so omejeno merilno območje, težave s prekrivanjem markerjev ter kompleksno in dolgotrajno nameščanje markerjev, ki lahko bolnika med vadbo tudi motijo. Za merjenje hoje z optičnimi sistemi je torej primerna uporaba tekočega traku, stremi pa se tudi k uporabi čim manjšega števila markerjev in implementaciji algoritmov, ki povečujejo robustnost sistema v primeru izgubljanja informacij med skrivanjem markerjev. Poleg optičnih sistemov je pogosta tudi uporba senzorjev pospeška, žiroskopov in goniometrov [3,77]. Uporabnost pospeškometrov in žiroskopov je omejena z dejstvom, da se napake pri izračunavanju kota oziroma orientacije s časom integrirajo (lezenje). Če je del sistema tudi eksoskelet, ta običajno vsebuje merilne potenciometre in/ali senzorje sile [60,63,65,74]. V zadnjem času na to področje prodira tudi računalniški vid [24], vendar ti sistemi le pogojno delujejo dovolj točno, hitro [85] in zanesljivo (v realnem času, z zadovoljivo visoko frekvenco in sprejemljivo majhnim zaostajanjem), da bi lahko nadomestili zgoraj naštete metode.

Skupna težava obstoječih metod za merjenje kinematičnih in dinamičnih spremenljivk, ki so potrebne za vizualizacijo kinematičnih in dinamičnih modelov, je točnost in zanesljivost meritev ter oviranje merjene osebe, saj pri človeku mnogi parametri niso direktno dostopni na neinvaziven način, npr. velikosti kotov, smeri osi rotacij v sklepih in težišča segmentov, poleg tega pa modeli po pravilu vključujejo številne poenostavitve. Obstajajo metode, ki kote rotacij in smeri osi izračunavajo in kompenzirajo na podlagi medsebojnih in absolutnih pozicij markerjev ter anatomskih značilnosti [12,25], vendar ta težava pri spodnjih ekstremitetah ni tako izrazita kot pri merjenju krajših segmentov, npr. zapestja in prstov.

### 1.2 Cilji disertacije

Disertacija bo podala študij prilagoditve gibanja spodnjih ekstremitet referenčnemu gibanju, prikazanem v navideznem okolju, ter primerjavo med vplivi različnih predstavnosti na hitrost in kvaliteto prilagoditve. V navideznem okolju bodo izvedene študije opravljanja primerljivih nalog pri uporabi vidne in haptične povratne zveze ter dodatnih stimulacij v obliki zvoka in senzorne električne stimulacije. Takšna primerjava v dosegljivi literaturi še ne obstaja. Podan bo razvoj navideznega okolja na podlagi kinematičnega modela bipedalnega gibanja, merjenje kinematičnih (koti v sklepih) spremenljivk ter metodologija za opisovanje prostorske in časovne prilagoditve. Proučili in realizirali bomo tudi izvajanje nalog v hibridnem okolju, v katerem je video slika združena z objekti v navideznem okolju, ki poudarjajo vidno povratno zvezo. Pričakuje se, da bodo eksperimentalni rezultati uporabni širše v smislu podlage za

načrtovanje novih pristopov k uporabi navidezne resničnosti in posameznih predstavnosti pri urjenju spodnjih ekstremitet.

Najprej bo podana preliminarna študija [70], v kateri bomo predstavili okvir zmožnosti prilagoditve zdravih oseb želenemu referenčnemu gibanju, prikazanem v grafičnem navideznem okolju. Podali bomo tudi izbiro parametrov za opis prilagoditve. Na podlagi analize bodo predlagane naloge, s katerimi bo moč primerjati in oceniti kvaliteto prilagoditve v grafičnem navideznem okolju pri uporabi vidne in haptične povratne zveze. Vključitev zvoka in senzorne električne stimulacije kože bo izvedena na tak način, da bo obogatila informacije iz navideznega okolja, podana pa bo tudi ocena njunega vpliva na prilagoditev. Namen te študije je pokazati uporabnost navideznega okolja v kvantifikaciji, merjenju in spremljanju napredka pri urjenju gibanja spodnjih ekstremitet v kliničnem okolju.

Na podlagi rezultatov, pridobljenih v študijah s skupinami zdravih ljudi bomo vidno povratno zvezo in izvajanje nalog izvedli tudi brez markerjev s pomočjo sistema več kamer za zajem in prikaz 3D videa v hibridnem navideznem okolju, ki komplementarno združuje prikaz video slike z navideznimi objekti – tarčami za sledenje. Izvedli bomo študijo, ki bo podala primerjavo in oceno vpliva dodatnih navideznih objektov v 3D video okolju na sposobnost prilagoditve oseb in izvajanje nalog v takem okolju. Pričakuje se, da bodo rezultati neposredno uporabni tako v kliničnem okolju kot tudi za novo področje telerehabilitacije, saj je tak način zajemanja podatkov za bolnike nemoteč in nezahteven za uporabo, poleg tega tudi ni potrebna specialna oprema v smislu optičnih sistemov ali eksoskeletov.

## 1.3 Metodologija

Opis metodologije zajema predstavitev kinematičnega modela človeškega telesa, meritve, model v navideznem okolju, korakanje na mestu, eksoskeletni rehabilitacijski sistem Lokomat ter uporabo zvočne in senzorne električne stimulacije. Predstavljena je tudi izvedba navideznega ogledala s 3D videom v kombinaciji z navideznimi objekti.

Osnova za vizualizacijo gibanja v navideznem okolju je kinematični model človeškega telesa. Disertacija je osredotočena na spodnje ekstremitete, od katerih je hoja v večjem delu odvisna [1,5,6]. Telo, glava in zgornje ekstremitete so obravnavani predvsem z vidika večje prepričljivosti modela kot celote v navideznem okolju. Človeško telo je predstavljeno kot mehanizem z razvejano kinematično verigo, sestavljen iz treh odprtih kinematičnih verig (leva in desna spodnja ekstremiteta ter zgornji del telesa), ki jih povezuje izhodiščni segment – baza (medenica), ki se prosto giblje v prostoru. S takim pristopom je odpravljena potreba po obravnavi paralelne kinematične strukture v fazi dvojne opore in s tem povezane posebnosti [21]. Medenični – izhodiščni segment ima vseh 6 prostostnih stopenj. Zadnji segment v verigi je tako stopalo in ne medenica. To dopušča poenostavitev sklepa v gležnju, ki ima sicer vsaj 3 prostostne stopnje [14], na eno samo prostostno stopnjo – rotacijo v sagitalni ravnini. Modeliranje gležnja z eno prostostno stopnjo je pogosto in daje zadovoljive rezultate [6,15,16]. Napaka zaradi te poenostavitve vpliva le na lego stopala, ki je zadnji segment v verigi. Ker pa je glede na ostale segmente stopalo relativno kratko, gibanje v izpuščenih

prostostnih stopnjah pa je med hojo omejeno [5,6], smatramo, da je ta napaka sprejemljiva. Tudi kolena imajo sicer več prostostnih stopenj, vendar je gibanje izven sagitalne ravnine tako majhno, da ga lahko zanemarimo. Tako je vsaka noga od kolka navzdol predstavljena kot planarni mehanizem z dvema prostostnima stopnjama [17,21]. Kolka imata po tri prostostne stopnje [21], ki omogočajo poljubno orientacijo spodnjih ekstremitet. Zgornji del telesa bo v smislu manjše kinematične pomembnosti in skrajšanega časa za pripravo meritev obravnavan kot en sam segment, povezan z medenico s sklepom s tremi prostostnimi stopnjami. Stopnja kompleksnosti opisanega modela je dovolj velika, da so v navidezno okolje lahko prenešene tudi izražene anomalije hoje bolnikov, npr. addukcijske kontrakture ali pretirana interna rotacija stegnenice. Medsebojne lege segmentov bodo opisane tako z uveljavljeno metodo skalarnih parametrov [20,22] kot tudi z metodo vektorskih parametrov, ki je primernejša za implementacijo v računalniški grafiki [20,23].

Vrednosti relevantnih kinematičnih spremenljivk (lega izhodiščnega segmenta in koti med posameznimi modeliranimi sklepi) bomo merili z optično-elektronskim sistemom Optotrak (Northern Digital, Inc.) [72]. Sistem zaznava položaj aktivnih markerjev (infrardečih diod) z merilno negotovostjo <0.3 mm. Delovno območje kamere je dovolj veliko, da zaznava markerje, razporejene po celem telesu, če oseba hodi po tekočem traku. Za merjenje pozicij markerjev na obeh straneh telesa sta potrebni dve kameri. Lego togega segmenta popolnoma definirajo najmanj tri točke v prostoru. To pomeni, da bi morali na vsakem segmentu telesa meriti položaj treh točk, katerih medsebojna lega se ne spreminja, da bi za vsak segment neodvisno določili pozicijo in orientacijo njegovega koordinatnega sistema. V disertaciji je predlagan postopek za izračun kotov z uporabo znatno zmanjšanega števila markerjev na podlagi poznavanja gibljivosti kinematičnega modela in vpeljave geometrijskih omejitev.

Vizualizacija gibanja je izvedena na podlagi kinematičnega modela v obliki grafične predstavitve človeškega telesa v tridimenzionalnem navideznem okolju s pogledom v tretji osebi. Okolje bo oseba opazovala na velikem projekcijskem zaslonu pred seboj brez uporabe projekcijske čelade (angl. virtual reality helmet), ki lahko povzroča spremembe gibalnih vzorcev [27]. Figuro v navideznem okolju bomo predstavili kot množico togih teles, katerih število ustreza geometrijskemu modelu, njihovo gibanje pa opisujejo enačbe kinematičnega modela. Izdelana bo volumetrična ponazoritev segmentov telesa s posnemanjem anatomskih značilnosti in razmerij [26], pri čemer bodo oblike površine kože, obraza, obleke in teksture, zanemarjene ali močno poenostavljene v skladu z ugotovitvijo, da te značilnosti ne vplivajo bistveno na prepričljivost navideznega okolja [19]. Ker je z vidika procesorske moči grafični prikaz tridimenzionalnih modelov v realnem času relativno zahteven, bo vizualizacija združljiva s splošno sprejeto in podprto knjižnico OpenGL (Open Graphics Library, odprta grafična knjižnica) [75].

Princip vidne povratne zveze je v grafičnem navideznem okolju izveden tako, da sta na zaslonu hkrati prikazani dve figuri. Gibanje prve figure v realnem času ponazarja gibanje merjene osebe. Druga figura je od tega neodvisna, njeni gibi pa osebi predstavljajo referenco – navideznega učitelja, ki ji mora slediti. Boljše prostorsko ujemanje trenutne lege obeh figur

v navideznem okolju torej pomeni boljšo sposobnost sledenja osebe predprogramiranemu gibanju. Referenčni gibi so dobljeni z merjenjem zdrave osebe, nato pa vprogramirani kot želena vaja v navideznem okolju.

Pri vadbi in merjenju spodnjih ekstremitet v rehabilitacijskem okolju se često uporablja tekoči trak. To je potrebno, če se pri tem uporablja merilne sisteme z omejenim merilnim območjem, vendar je tekoči trak za ljudi z motnjami v hoji lahko nevaren. V kombinaciji z navideznimi okolji lahko povzroči nestabilnost hoje [28], poleg tega pa osebi vsiljuje nastavljeno hitrost, s čimer se spremeni vzorec hoje [29]. Iz navedenih razlogov bomo v disertaciji za izvedbo študij in vaj v navideznem okolju uporabili korakanje na mestu (angl. stepping in place) [30, 47-49]. Korakanje na mestu ima v kliničnem okolju že dolgo zgodovino. Prvič se je pojavilo pred več kot 50 leti za zaznavanje periferne vestibularne disfunkcije [47], v zadnjem desetletju pa vstopa tudi v rehabilitacijsko okolje. Uporabljeno je bilo pri bolnikih po možganski kapi [48], s Parkinsonovo boleznijo [49] in osebah po amputaciji. Korakanje na mestu ne more nadomestiti vadbe in analize hoje, a ima z mehanizmi hoje dovolj podobnosti, ki utemeljujejo primerjavo: gre za koordinirano periodično gibanje spodnjih ekstremitet z izmeničnim dostopanjem in dviganjem nog od tal, pri čemer je vedno vsaj ena od ekstremitet v stiku s podlago. Tako kot pri hoji, lahko pri korakanju na mestu govorimo o fazi enojne in dvojne opore ter fazi zamaha. Časi trajanja navedenih faz so uveljavljeni parametri za temporalni opis hoje [5,6]. Pri korakanju na mestu ni nobenih zunanjih mehanizmov, ki bi osebi vsiljevali gibanje na kakršen koli način, zato je možen študij vpliva vidne povratne zveze in navideznega okolja na gibe osebe brez drugih dejavnikov, vadba in merjenje sta za bolnike varnejša, obenem pa je moč meritve izvajati z instrumenti z omejenim dosegom (optični merilni sistemi, pritiskovne plošče). Vaje v navideznem okolju obsegajo korakanje na mestu pri različnih vrednostih kadenc in kotov v sklepih ter prehodov med posameznimi kombinacijami.

Princip haptične povratne zveze je izveden z rehabilitacijskim sistemom Lokomat (Hocoma, AG) [50-56,74]. Lokomat je aktivni robotski eksoskelet s po eno rotacijsko prostostno stopnjo v vsakem kolku in kolenu ter tako omogoča gibanje v sagitalni ravnini. Senzorji sile omogočajo izračun sklepnih navorov, Lokomat pa je opremljen tudi s potenciometri za merjenje kotov v sklepih. Lokomat smo programirali z enakimi referenčnimi gibi navideznega učitelja kot v grafičnem navideznem okolju. Vodenje je impedančno, kar omogoča odstopanja od referenčnega vzorca gibanja in nastavljanje intenzivnosti haptične povratne zveze. Vaje so testnim osebam prikazane tudi v grafičnem navideznem okolju v obliki navideznega učitelja.

Kot dodatna referenca so v navidezno okolje dodani tudi signali v obliki zvoka in senzorne električne stimulacije. Z zvokom smo osebi v vsakem koraku s kratkimi, jasnimi impulzi signalizirali natančen trenutek začetka faze zamaha (angl. heel-off signal). Nato to informacijo posredujemo osebi še preko senzorne električne stimulacije kože, pri čemer so elektrode nameščene na kožo neposredno nad levo in desno mišico soleus. Parametri stimulacije so zaradi različne občutljivosti za vsako osebo izbrani tako, da ta čuti jasen, a neboleč in nemoteč signal.

Raziskavo v hibridnem 3D video/navideznem okolju smo izvedli s sistemom, ki je v razvoju v laboratoriju Teleimmersion Lab – UC Berkeley [85, 86] za namene študija prisotnosti na daljavo in prisotnosti porazdeljenih zemljepisnih lokacij v skupnem hibridnem navideznem okolju. Sistem sestavlja 48 video kamer, ki so razporejene po prostoru okoli osebe, tako da je omogočen pogled na video sliko zvezno s poljubnega zornega kota navidezne kamere. Podali bomo preprosto metodo za ocenjevanje kinematičnih parametrov v realnem času, ki je potrebno za poudarjanje vidne povratne zveze z vpeljavo dodatnih navideznih objektov v okolje. Delovanje bomo ovrednotili z referenčno metodo z merjenjem pozicij markerjev, pritrjenih na segmente telesa.

#### 1.4 Prispevki k znanosti

- Primerjava vidne, zvočne in eksteroceptivne (senzorna električna stimulacija) povratne informacije v večpredstavnem navideznem okolju, namenjenem urjenju spodnjih ekstremitet
- Primerjava vidne in haptične povratne informacije v večpredstavnem navideznem okolju, namenjenem urjenju spodnjih ekstremitet
- Demonstracija urjenja spodnjih ekstremitet pred navideznim ogledalom s sistemom kamer brez markerjev, z možnostjo urjenja na daljavo

## 2. Kinematika človeškega telesa

### 2.1 Človek kot robotski mehanizem

Človeško telo je izjemno zapleten mehanski sistem, ki ga sestavlja preko 200 kosti in okrog 650 mišic [7]. Sklepi, ki ta sistem povezujejo v funkcionalno celoto, predstavljajo kompleksne podsisteme in natančna analiza njihovih gibljivosti zahteva ločeno obravnavo s številnimi parametri in nelinearnostmi [8,9]. Modeliranje kinematike takega sistema v nobenem primeru ni preprosta naloga, seveda pa je pristop odvisen od namena modela. Eno od pomembnih vprašanj je, ali bo model podvržen tudi analizi dinamike, kar področje dela razširi na študij delovanja mišic in interakcije z zunanjimi silami [8,10,11]. Dinamičnih parametrov v tem delu ne bomo obravnavali. Področja uporabe modelov človeškega telesa in znanj iz biomehanike so številna in raznolika, npr. medicina, zabavna industrija, šport, avtomobilska industrija, itd. in takšna je tudi ponudba tržnih izdelkov, ki sega od najpreprostejših modelov do takih z več deset segmenti, kakršen je npr. model podjetja Musculographics, Inc. [76] s 117 sklepi in 344 mišično-tetivnimi aktuatorji, katerega kompleksnost je prilagodljiva glede na zahteve uporabnika. Smiselnost uporabe tako kompleksnih modelov v primerih, ko je ena od zahtev delovanje v realnem času s čim višjo frekvenco, je vprašljiva. Natančni modeli so običajno omejeni na preučevanje enega samega sklepa, ekstremitete, ali dela telesa [9,14,15], največkrat so namenjeni študiju patologije in ovrednotenju anatomskih in fizioloških anomalij [13]. Modeli, ki so namenjeni analizi dinamike pri hoji [15,16], so primerno poenostavljeni. Enostavnejši so tudi modeli (računalniški in fizikalni) za inverzni problem - generiranje bipedalne hoje. Poenostavitve vključujejo manjše število sklepov oziroma segmentov, linearizacijo dinamičnih enačb, običajno pa ti modeli niso prostorski, temveč planarni in opisujejo gibanje človeškega telesa samo v sagitalni ravnini [17,18].

Kinematični model, ki ga bomo predstavili, je namenjen grafičnemu prikazu človeške figure v navideznem okolju za urjenje spodnjih ekstremitet. Kompleksnost je prilagojena hitremu delovanju s prepričljivim posnemanjem naravnega gibanja, pri čemer je gibljivost poenostavljena, zlasti za zgornje ekstremitete. Nastopata samo dva tipa sklepov, vsak sklep pa je opisan z največ tremi parametri, kar omogoča robotski pristop k izgradnji modela človeškega telesa. V robotiki je mehanizem obravnavan kot sestav segmentov, medsebojno povezanih s sklepi. Segmenti so običajno togi, sklepi pa aktivni, kar omogoča, da navori ali sile, ki jih proizvajajo, povzročijo gibanje segmentov. Anatomija, ki omogoča gibanje človeku, je podobna: sile nastopajo kot posledica krčenja mišic, kar povzroča medsebojno premikanje segmentov, katerih togost zagotavljajo kosti. Zgolj omenimo, da analogija ni naključna, saj so se robotski mehanizmi začeli razvijati iz potrebe po nadomeščanju človeškega dela, zato je razumljivo, da zgradba (najbolj) razširjenega industrijskega robotskega mehanizma posnema zgradbo človeške roke in se tudi imenuje antropomorfni robot (oblikovan po človeku). Mehanizem, katerega zgradba je analogna zgradbi celotnega človeškega telesa, se imenuje humanoidni robot. Razvoj takih robotov je zaenkrat omejen na eksperimentalna okolja in še nimajo večje uporabne vrednosti.

### 2.2 Geometrijski model telesa

Geometrijski model človeka je osnova za računalniški model, namenjen prikazovanju gibanja v navideznem okolju. Ustrezen geometrijski model je kompromis med stopnjo kompleksnosti resnične zgradbe človeka in praktično izvedljivostjo v navideznem okolju v realnem času. Ta dva vidika z nasprotujočimi si zahtevami morata biti združena v modelu, ki je dovolj kompleksen, da zadovoljivo odraža resnično dogajanje, po drugi strani pa mora biti frekvenca osveževanja podatkov dovolj visoka, da človek ne opazi zaostajanja gibanja modela (realni čas) in omogoča uporabne meritve. V tem delu je poudarek na opisu kinematike spodnjega dela telesa, torej medenice in spodnjih ekstremitet, od katerih je hoja v glavnem odvisna [5,6]. Telo, glava in zgornje ekstremitete so obravnavani predvsem z vidika večje prepričljivosti modela kot celote v navideznem okolju.

Konfiguracijo mehanizma, oziroma prostorske lege segmentov, ki ga sestavljajo, opišemo z vektorji, ki podajajo pozicije koordinatnih sistemov posameznih segmentov glede na izhodiščni koordinatni sistem, ter relativnimi orientacijami koordinatnih sistemov segmentov glede na izhodiščni koordinatni sistem. Človeško telo bomo predstavili kot hibridni mehanizem (struktura z razvejano kinematično verigo), kar pomeni, da izkazuje lastnosti tako serijskih, kot paralelnih mehanizmov. Sestavlja ga 13 segmentov, ki predstavljajo stopala, goleni, stegna, medenični obroč, trup, nadlakti, podlakti in glavo. Gležnji, kolena in komolci so ponazorjeni z rotacijskimi sklepi s po eno prostostno stopnjo - s cilindričnimi sklepi. Konfiguracijo takega sklepa matematično popolnoma opiše en parameter – kot zasuka. Kolki, ramena, ter sklepa, ki povezujeta medenico in trup, ter trup in glavo, pa so ponazorjeni z rotacijskimi sklepi s po tremi prostostnimi stopnjami - s sferičnimi sklepi. Za matematično popoln opis takega sklepa potrebujemo tri parametre - tri kote zasuka. Za izhodišče mehanizma izberemo medenični segment, ki se glede na izhodiščni koordinatni sistem giblje po prostoru brez geometrijskih omejitev. To dopušča poenostavitev distalnih sklepov: gleženi, ki ima sicer vsaj 3 prostostne stopnje [14] ponazorimo z eno samo prostostno stopnjo rotacijo v sagitalni ravnini, prostostne stopnje v stopalih, zapestjih in prstih pa v celoti zanemarimo. Modeliranje gležnja z eno prostostno stopnjo je pogosta praksa in daje zadovoljive rezultate [6,15,16]. Napaka zaradi te poenostavitve vpliva le na lego stopala, ki je zadnji segment v verigi, ker pa je glede na ostale segmente stopalo relativno kratko, gibanje v izpuščenih prostostnih stopnjah pa je med hojo omejeno, je ta napaka za potrebe prikaza v navideznem okolju sprejemljiva. Tudi kolena in komolci imajo sicer več prostostnih stopenj, vendar je to gibanje tako majhno, da ga lahko zanemarimo. Tako je vsaka noga od kolka naprej predstavljena kot planarni mehanizem z dvema prostostnima stopnjama [17,21]. Kolka imata po tri prostostne stopnje [21], ki omogočajo poljubno orientacijo spodnjih ekstremitet. To je pomembno, ker je medenica prvi segment v verigi, vsaka pregorba poenostavitev trupu

proksimalnih sklepov pa bi se lahko izrazila kot velika pozicijska napaka vrha verige. Roki sta še bolj poenostavljeni, saj so zanemarjene vse prostostne stopnje v zapestjih, dlaneh in prstih, ki pri hoji ne igrajo vloge. Ramena in glava imajo po tri prostostne stopnje zaradi proksimalnosti trupu in prepričljivosti modela v navideznem okolju.

Kinematični model človeka bo imel torej 24 sklepnih rotacijskih prostostnih stopenj, poleg tega pa še 3 translacijske in 3 rotacijske, ki predstavljajo pozicijo in orientacijo medenice kot izhodiščnega segmenta, ki se giblje v prostoru brez geometrijskih omejitev. Glede na sliko 2.1 lahko človeško telo razčlenimo na 5 serijskih verig:

```
Medenica – levo stegno – leva golen – levo stopalo (P-LT-LL-LF)
Medenica – desno stegno – desna golen – desno stopalo (P-RT-RL-RF)
Medenica – trup – leva nadlaket – leva podlaket (P-T-LA-LH)
Medenica – trup – desna nadlaket – desna podlaket (P-T-RA-RH)
Medenica – trup – glava (P-T-H)
```

Z razčlenitvijo obravnave kinematične strukture na izključno serijske podmehanizme sicer deli mehanizma nastopajo večkrat kot podsestavi posameznih serijskih verig, vendar smo se na ta način izognili težavnejši obravnavi paralelnih struktur (ločena obravnava za levo in desno fazo enojne opore, zapiranje serijske verige v paralelno [21] med fazo dvojne opore).

Predstavljeni model je na ravni posameznih ekstremitet ali delov telesa groba poenostavitev zgradbe človeškega telesa. Zaradi velikega števila kosti in mišic je število prostostnih stopenj večje, npr. samo človeška roka ima več kot 30 prostostnih stopenj, kinematika ramenskega obroča pa predstavlja prav posebno poglavje [103]. Namen našega modela je študij vpliva biološke povratne zveze na urjenje spodnjih ekstremitet v navideznem okolju na ravni celotnega telesa. Anatomsko natančnejše in podrobnejše modeliranje v tem okviru ni smiselno, predvsem z vidika merjenja in obdelave potrebnih parametrov v realnem času ter računske zahtevnosti prikazovanja.



Slika 2.1. Človeško telo kot razvejana kinematična veriga

#### 2.3. DH ali skalarni parametri serijskega mehanizma

Za izračun kinematike serijskega mehanizma je potrebno vsakemu segmentu v verigi pripeti koordinatni sistem. Koordinatni sistemi so sicer lahko poljubno pripeti na segmente, vendar se je pri tem smiselno držati nekih pravil. Eden od možnih načinov je vpeljava Denavit-Hartenbergovih skalarnih parametrov in pravil za določanje koordinatnih sistemov [22]. Postavitev koordinatih sistemov na segmente človeškega telesa prikazuje slika 2.2, DH parametri pa so v tabelah 2.1 do 2.5. Vsi sklepi so rotacijski, zato so vse spremenljivke koti rotacij  $\theta_i$  okrog osi sklepov.



Slika 2.2. Postavitev koordinatnih sistemov na segmente telesa po DH pravilih

segm.	$a_i$	$\alpha_i$	$d_i$	$ heta_i$
$P_1$	0	-π/2	0	$\theta_{P1}$
$P_2$	0	-π/2	0	$\theta_{P2}$
$P_{3T}$	$a_{P3T}$	$\pi/2$	0	$ heta_{P3}$
$T_4$	0	$\pi/2$	0	$ heta_{T4}$
$T_5$	0	$\pi/2$	0	$\theta_{T5}$
Т <sub>6Н</sub>	$a_{T6}$	$\pi/2$	0	$ heta_{T6}$
$H_7$	0	$\pi/2$	0	$ heta_{H7}$
$H_8$	0	$\pi/2$	0	$\theta_{H8}$
$H_9$	<i>a</i> <sub><i>H</i>9</sub>	0	0	$\theta_{H9}$

Tabela 2.1. DH parametri za verigo P-T-H

segm.	$a_i$	$\alpha_i$	$d_i$	$ heta_i$
$P_1$	0	-π/2	0	$ heta_{P1}$
$P_2$	0	-π/2	0	$ heta_{P2}$
$P_{3LK}$	a <sub>P3LK</sub>	0	0	$ heta_{LK3}$
$LT_4$	0	-π/2	0	$\theta_{LT4}$
$LT_5$	0	-π/2	0	$ heta_{LT5}$
$LT_6$	0	-π/2	$d_{LT6}$	$\theta_{LT6}$
$LL_7$	$a_{LL7}$	0	0	$ heta_{LL7}$
$LF_8$	$a_{LF8}$	0	0	$ heta_{LF8}$
<b>T</b> 1 1	<b>A A D</b>			•

Tabela 2.2. DH parametri za verigo *P-LT-LL-LF* 

segm.	$a_i$	$\alpha_i$	$d_i$	$\theta_i$
$P_1$	0	-π/2	0	$\theta_{PI}$
$P_2$	0	-π/2	0	$\theta_{P2}$
$P_{3RK}$	a <sub>P3RK</sub>	0	0	$\theta_{RK3}$
$RT_4$	0	-π/2	0	$\theta_{RT4}$
$RT_5$	0	-π/2	0	$\theta_{RT5}$
$RT_6$	0	-π/2	$d_{RT6}$	$\theta_{RT6}$
$RL_7$	$a_{RL7}$	0	0	$ heta_{RL7}$
$RF_8$	$a_{RF8}$	0	0	$\theta_{RF8}$
<b>m</b> 1 1	0 0 D			

Tabela 2.3. DH parametri za verigo *P-RT-RL-RF* 

segm.	$a_i$	$\alpha_i$	$d_i$	$ heta_i$
$P_1$	0	-π/2	0	$\theta_{PI}$
$P_2$	0	-π/2	0	$\theta_{P2}$
$P_{3T}$	$a_{P3T}$	$\pi/2$	0	$ heta_{P3}$
$T_4$	0	π/2	0	$\theta_{T4}$
$T_5$	0	$\pi/2$	0	$\theta_{T5}$
$T_{6LA}$	$a_{T6LA}$	0	0	$\theta_{LS6}$
$LA_7$	0	-π/2	0	$ heta_{LA7}$
$LA_8$	0	-π/2	0	$ heta_{LA8}$
LA9	0	$\pi/2$	$d_{LA9}$	$\theta_{LA9}$
$LH_{10}$	$a_{LH10}$	0	0	$\theta_{LH10}$

Tabela 2.4. DH parametri za verigo *P-T-LA-LH* 

segm.	$a_i$	$\alpha_i$	$d_i$	$ heta_i$
$P_1$	0	-π/2	0	$ heta_{PI}$
$P_2$	0	-π/2	0	$ heta_{P2}$
$P_{3T}$	$a_{P3T}$	$\pi/2$	0	$ heta_{P3}$
$T_4$	0	$\pi/2$	0	$\theta_{T4}$
$T_5$	0	$\pi/2$	0	$\theta_{T5}$
$T_{6RA}$	$a_{T6RA}$	0	0	$\theta_{RS6}$
$RA_7$	0	-π/2	0	$\theta_{RA7}$
$RA_8$	0	-π/2	0	$ heta_{RA8}$
$RA_9$	0	π/2	$d_{RA9}$	$\theta_{RA9}$
$RH_{10}$	$a_{RH10}$	0	0	$\theta_{RH10}$

Tabela 2.5. DH parametri za verigo *P-T-RA-RH* 

Relativna lega koordinatnih sistemov *P3LK* in *P3RK* se glede na koordinatni sistem *P3T* ne spreminja, zato lahko sklepni spremenljivki  $\theta_{LK3}$  in  $\theta_{RK3}$  izrazimo s  $\theta_{P3}$ :

$$\theta_{LK3} = \theta_{P3} - \pi/2$$

$$\theta_{RK3} = \theta_{P3} + \pi/2$$

$$(2.1)$$

$$(2.2)$$

Podobno velja za koordinatna sistema *T6LA* in *T6RA*, katerih relativna lega se ne spreminja glede na koordinatni sistem *T6*:

$$\theta_{LS6} = \theta_{T6} - \xi \tag{2.3}$$

$$\theta_{RS6} = \theta_{T6} + \xi \tag{2.4}$$

$$\xi = \arctan \frac{a_{S6}}{a_{T6}} \tag{2.5}$$

Referenčna lega modela, ki jo prikazuje slika 2.2 ni enaka začetni legi, kjer so vrednosti vseh sklepnih spremenljivk  $\theta_i$  enake 0. Vrednosti kotov, ki model postavijo v referenčno lego, so podane v tabeli 2.6:

P-1	<b>[-H</b>	P-LT-LL-LF		P-RT-	RL-RF	P-T-L	A-LH	P-T-RA-RH		
$ heta_{PI}$	0	$\theta_{P1}$	0	$ heta_{PI}$	0	$\theta_{PI}$	0	$\theta_{P1}$	0	
$ heta_{P2}$	-π/2	$\theta_{P2}$	-π/2	$ heta_{P2}$	-π/2	$ heta_{P2}$	-π/2	$\theta_{P2}$	-π/2	
$ heta_{P3}$	0	$ heta_{LK3}$	-π/2	$ heta_{RK3}$	$\pi/2$	$ heta_{P3}$	0	$\theta_{P3}$	0	
$ heta_{T4}$	$\pi/2$	$ heta_{LT4}$	-π/2	$\theta_{RT4}$	$\pi/2$	$ heta_{T4}$	$\pi/2$	$\theta_{T4}$	$\pi/2$	
$ heta_{T5}$	$\pi/2$	$ heta_{LT5}$	-π/2	$\theta_{RT5}$	-π/2	$ heta_{T5}$	$\pi/2$	$\theta_{T5}$	$\pi/2$	
$ heta_{T6}$	$\pi/2$	$ heta_{LT6}$	-π	$\theta_{RT6}$	-π	$ heta_{LS6}$	π/2 - ξ	$\theta_{RS6}$	$\pi/2 + \xi$	
$ heta_{H7}$	$\pi/2$	$ heta_{LL7}$	-π/2	$ heta_{RL7}$	-π/2	$ heta_{LA7}$	$-\pi + \xi$	$\theta_{RA7}$	π - ζ	
$ heta_{H8}$	$\pi/2$	$ heta_{LF8}$	-π/2	$ heta_{RF8}$	-π/2	$ heta_{LA8}$	-π/2	$\theta_{RA8}$	-π/2	
$\theta_{H9}$	$\pi/2$					$\theta_{LA9}$	0	$\theta_{RA9}$	0	
						$ heta_{LH10}$	$\pi/2$	$\theta_{RH10}$	$\pi/2$	

Tabela 2.6. Vrednosti kotov v referenčni legi

S tako izbranimi parametri lahko zapišemo splošno transformacijo med dvema segmentoma kot postmultiplikacijo dveh rotacij in translacij:

$$\underline{\underline{H}}_{i}^{i-1}(q_{i}) = \underline{\underline{H}}_{i'}^{i-1} \cdot \underline{\underline{H}}_{i}^{i'} = \begin{bmatrix} \cos\theta_{i} & -\sin\theta_{i}\cos\alpha_{i} & \sin\theta_{i}\sin\alpha_{i} & a_{i}\cos\theta_{i} \\ \sin\theta_{i} & \cos\theta_{i}\cos\alpha_{i} & -\cos\theta_{i}\sin\alpha_{i} & a_{i}\sin\theta_{i} \\ 0 & \sin\alpha_{i} & \cos\alpha_{i} & d_{i} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
(2.6)

Transformacijska matrika je funkcija ene same spremenljivke,  $\theta_i$  za rotacijski sklep in  $d_i$  za translacijski sklep. Po določitvi vseh koordinatnih sistemov lahko izračunamo transformacijo, ki opisuje lego *n*-tega koordinatnega sistema glede na referenčni koordinatni sistem:

$$\underline{\underline{T}}_{n}^{0}(q) = \underline{\underline{H}}_{1}^{0}(q_{1}) \cdot \underline{\underline{H}}_{2}^{1}(q_{2}) \cdots \underline{\underline{H}}_{n}^{n-1}(q_{n})$$
(2.7)

Zapišimo sedaj transformacije med posameznimi segmenti v vseh verigah:

## Veriga *P-T-H*:

$$\begin{split} \underline{H}_{T_{1}}^{\theta}(\theta_{T_{1}}) &= \begin{bmatrix} \cos\theta_{T_{1}} & 0 & -\sin\theta_{T_{1}} & 0 \\ \sin\theta_{T_{1}} & 0 & \cos\theta_{T_{1}} & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \end{split}$$
(2.8)  
$$\begin{split} \underline{H}_{T_{2}}^{P_{1}}(\theta_{T_{2}}) &= \begin{bmatrix} \cos\theta_{T_{2}} & 0 & -\sin\theta_{T_{2}} & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\ \underline{H}_{T_{2}}^{P_{2}}(\theta_{T_{3}}) &= \begin{bmatrix} \cos\theta_{T_{3}} & 0 & \sin\theta_{T_{3}} & a_{T_{3}T} \cos\theta_{T_{3}} \\ \sin\theta_{T_{3}} & 0 & -\cos\theta_{T_{3}} & a_{T_{3}T} \sin\theta_{T_{3}} \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\ \end{split}$$
(2.10)  
$$\begin{split} \underline{H}_{T_{4}}^{P_{3}T}(\theta_{T_{3}}) &= \begin{bmatrix} \cos\theta_{T_{4}} & 0 & \sin\theta_{T_{4}} & 0 \\ \sin\theta_{T_{4}} & 0 & -\cos\theta_{T_{4}} & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\ \end{split}$$
(2.11)  
$$\begin{split} \underline{H}_{T_{5}}^{T_{3}}(\theta_{T_{3}}) &= \begin{bmatrix} \cos\theta_{T_{5}} & 0 & \sin\theta_{T_{5}} & 0 \\ \sin\theta_{T_{5}} & 0 & -\cos\theta_{T_{5}} & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\ \end{split}$$
(2.12)  
$$\begin{split} \underline{H}_{T_{5}H}^{T_{5}}(\theta_{T_{6}}) &= \begin{bmatrix} \cos\theta_{T_{6}} & 0 & \sin\theta_{T_{6}} & 0 \\ \sin\theta_{T_{6}} & 0 & -\cos\theta_{T_{6}} & \theta_{T_{6}} \sin\theta_{T_{6}} \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\ \end{split}$$
(2.13)  
$$\begin{split} \underline{H}_{H_{T}}^{T_{6}H}(\theta_{H_{7}}) &= \begin{bmatrix} \cos\theta_{H_{7}} & 0 & \sin\theta_{H_{7}} & 0 \\ \sin\theta_{H_{7}} & 0 & -\cos\theta_{H_{7}} & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\ \end{split}$$
(2.14)

$$\underline{\underline{H}}_{H8}^{H7}(\theta_{H8}) = \begin{bmatrix} \cos\theta_{H8} & 0 & \sin\theta_{H8} & 0\\ \sin\theta_{H8} & 0 & -\cos\theta_{H8} & 0\\ 0 & 1 & 0 & 0\\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
(2.15)

$$\underline{\underline{H}}_{H9}^{H8}(\theta_{H9}) = \begin{bmatrix} \cos\theta_{H9} & -\sin\theta_{H9} & 0 & a_{H9}\cos\theta_{H9} \\ \sin\theta_{H9} & \cos\theta_{H9} & 0 & a_{H9}\sin\theta_{H9} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
(2.16)

### Veriga *P-LT-LL-LF*:

$$\underline{\underline{H}}_{P3LK}^{P2}(\theta_{LK3}) = \begin{bmatrix} \cos\theta_{LK3} & -\sin\theta_{LK3} & 0 & a_{P3LK}\cos\theta_{LK3} \\ \sin\theta_{LK3} & \cos\theta_{LK3} & 0 & a_{P3LK}\sin\theta_{LK3} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
(2.17)

$$\underline{\underline{H}}_{LT4}^{P3LK}(\theta_{LT4}) = \begin{bmatrix} \cos\theta_{LT4} & 0 & -\sin\theta_{LT4} & 0\\ \sin\theta_{LT4} & 0 & \cos\theta_{LT4} & 0\\ 0 & -1 & 0 & 0\\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
(2.18)

$$\underline{\underline{H}}_{LT5}^{LT4}(\theta_{LT5}) = \begin{bmatrix} \cos\theta_{LT5} & 0 & -\sin\theta_{LT5} & 0\\ \sin\theta_{LT5} & 0 & \cos\theta_{LT5} & 0\\ 0 & -1 & 0 & 0\\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
(2.19)

$$\underline{\underline{H}}_{LT6}^{LT5}(\theta_{LT6}) = \begin{bmatrix} \cos\theta_{LT6} & 0 & -\sin\theta_{LT6} & 0\\ \sin\theta_{LT6} & 0 & \cos\theta_{LT6} & 0\\ 0 & -1 & 0 & d_{LT6}\\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
(2.20)

$$\underline{H}_{LL7}^{LT6}(\theta_{LL7}) = \begin{bmatrix} \cos\theta_{LL7} & -\sin\theta_{LL7} & 0 & a_{LL7}\cos\theta_{LL7} \\ \sin\theta_{LL7} & \cos\theta_{LL7} & 0 & a_{LL7}\sin\theta_{LL7} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
(2.21)

$$\underline{\underline{H}}_{LF8}^{LL7}(\theta_{LF8}) = \begin{bmatrix} \cos\theta_{LF8} & -\sin\theta_{LF8} & 0 & a_{LF8}\cos\theta_{LF8} \\ \sin\theta_{LF8} & \cos\theta_{LF8} & 0 & a_{LF8}\sin\theta_{LF8} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
(2.22)

#### Veriga P-T-LA-LH:

$$\underline{\underline{H}}_{T6L4}^{T5}(\theta_{LS6}) = \begin{bmatrix} \cos\theta_{LS6} & -\sin\theta_{LS6} & 0 & a_{T6L4}\cos\theta_{LS6} \\ \sin\theta_{LS6} & \cos\theta_{LS6} & 0 & a_{T6L4}\sin\theta_{LS6} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
(2.23)

$$\underline{\underline{H}}_{LA7}^{T6LA}(\theta_{LA7}) = \begin{bmatrix} \cos\theta_{LA7} & 0 & -\sin\theta_{LA7} & 0\\ \sin\theta_{LA7} & 0 & \cos\theta_{LA7} & 0\\ 0 & -1 & 0 & 0\\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
(2.24)

$$\underline{\underline{H}}_{LA8}^{LA7}(\theta_{LA8}) = \begin{bmatrix} \cos\theta_{LA8} & 0 & -\sin\theta_{LA8} & 0\\ \sin\theta_{LA8} & 0 & \cos\theta_{LA8} & 0\\ 0 & -1 & 0 & 0\\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
(2.25)

$$\underline{\underline{H}}_{LA9}^{LA8}(\theta_{LA9}) = \begin{bmatrix} \cos\theta_{LA9} & 0 & \sin\theta_{LA9} & 0\\ \sin\theta_{LA9} & 0 & -\cos\theta_{LA9} & 0\\ 0 & 1 & 0 & d_{LA9}\\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
(2.26)

$$\underline{\underline{H}}_{LH10}^{LA9}(\theta_{LH10}) = \begin{bmatrix} \cos\theta_{LH10} & -\sin\theta_{LH10} & 0 & a_{LH10}\cos\theta_{LH10} \\ \sin\theta_{LH10} & \cos\theta_{LH10} & 0 & a_{LH10}\sin\theta_{LH10} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
(2.27)

Za desno stran telesa imajo vse matrike enako obliko kot za levo stran, zamenjati je treba le kote  $\theta_{Li}$  s  $\theta_{Ri}$ .

Oglejmo si sedaj primer računanja kinematike s pomočjo Denavit-Hartenbergovega postopka. Kasneje bomo isti primer za primerjavo in preizkus izvedli še z drugo metodo za izračun direktne kinematike mehanizma. Model naj bo v referenčni legi, razen leve noge, ki je v legi, prikazani na sliki 2.3. Zanima nas lega levega stopala glede na referenčni koordinatni sistem in glede na vrh desnega stopala.



Slika 2.3. Lega modela za DH izračun kinematike

Lega ustreza rotaciji okrog osi  $z_{LT4}$  za  $\theta_{LT5}$  = -45°, okrog osi  $z_{LT6}$  za  $\theta_{LL7}$  = 60° in okrog  $z_{LL7}$  za  $\theta_{LF8}$  = 20°. Denimo, da so dolžine segmentov enake  $a_{P3LK}$  = 150 mm,  $d_{LT6}$  = 500 mm,  $a_{LL7}$  = 450 mm in  $a_{LF8}$  = 250 mm. Upoštevati je treba še vrednosti kotov v referenčni legi v vseh sklepih iz tabele 2.6, nato pa vse vrednosti vstavimo v izraze 2.17 do 2.22. Slednje je treba še zaporedoma množiti po enačbi 2.7:

$$\underline{\underline{T}}_{LF8}^{0}(\theta) = \underline{\underline{H}}_{P1}^{0}(\theta_{P1}) \cdot \underline{\underline{H}}_{P2}^{P1}(\theta_{P2}) \cdot \underline{\underline{H}}_{P3LK}^{P2}(\theta_{P3LK}) \cdot \underline{\underline{H}}_{LT4}^{P3LK}(\theta_{LT4}) \cdots$$

$$\cdots \underline{\underline{H}}_{LT5}^{LT4}(\theta_{LT5}) \cdot \underline{\underline{H}}_{LT6}^{LT5}(\theta_{LT6}) \cdot \underline{\underline{H}}_{LL7}^{LT6}(\theta_{LL7}) \cdot \underline{\underline{H}}_{LF8}^{LL7}(\theta_{LF8})$$
(2.28)

Lega vrha leve noge glede na referenčni koordinatni sistem je za izbrane vrednosti enaka:

$$\underline{\underline{T}}_{LF8}^{0} = \begin{bmatrix} 0.82 & -0.57 & 0 & 441.87 \\ 0 & 0 & 1 & 150.00 \\ -0.57 & -0.82 & 0 & 931.61 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
(2.29)

Desna noga je v referenčni legi, zato uporabimo v izrazu 2.7 samo vrednosti sklepnih spremenljivk iz tabele 2.6:

$$\underline{T}_{RF8}^{0} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 250 \\ 0 & 0 & 1 & -150 \\ 0 & -1 & 0 & -950 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
(2.30)

Lego vrha levega stopala glede na desno stopalo pa dobimo z naslednjim izrazom:

$$\underline{\underline{T}}_{LF}^{RF} = \underline{\underline{T}}_{RF}^{0^{-1}} \cdot \underline{\underline{T}}_{LF}^{0} = \begin{bmatrix} 0.82 & -0.57 & 0 & 191.87 \\ 0.57 & 0.82 & 0 & -18.39 \\ 0 & 0 & 1 & 300.00 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
(2.31)

#### 2.4. Vektorski parametri serijskega mehanizma

Denavit-Hartenbergova pravila so uveljavljen način za izračun direktne kinematike v robotiki, niso pa edini način postavljanja koordinatnih sistemov in izračunavanja kinematike mehanizma. Alternativni, novejši način predstavljajo vektorski parametri mehanizma [23]. Vektorski parametri omogočajo programiranje bolj kompaktne in pregledne računalniške kode, s funkcijami, ki so genereične in bolj splošno uporabne v iterativnih zankah, saj ni potrebna posebna obravnava v določenih kinematičnih konfiguracijah, kot je to potrebno pri DH metodi. Slika 2.4 prikazuje referenčno lego modela človeškega telesa in postavitev koordinatnih sistemov za izračun kinematike z vektorskimi parametri, ki so zbrani v tabelah 2.7 do 2.11.



Slika 2.4. Postavitev koordinatnih sistemov na segmente telesa po vektorskih parametrih

segm.	$P_1$	$P_2$	$P_3$	$T_4$	$T_5$	$T_6$	$H_7$	$H_8$	H9	zodnij
	0	1	0	0	1	0	0	1	0	koord
$\underline{e}_{i}^{(i-1)}$	0	0	1	0	0	1	0	0	1	cist
	1	0	0	1	0	0	1	0	0	5151.
$\underline{b}_{i-1,i}^{(i-1)}$	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	$a_{P3T}$	0	0	$a_{T6}$	0	0	$a_{H9}$

Tabela 2.7. Vektorski parametri za verigo P-T-H

segm.	$P_1$	$P_2$	$P_3$	$LT_4$	$LT_5$	$LT_6$	$LL_7$	$LF_8$	zadnji	
$\underline{e}_{i}^{(i-1)}$	0	1	0	0	1	0	0	0	koord	
	0	0	1	0	0	1	1	1	sist.	
	1	0	0	1	0	0	0	0		
$\underline{b}_{i-1,i}^{(i-1)}$	0	0	0	0	0	0	0	0	$a_{LF8}$	
	0	0	0	<i>a</i> <sub>P3K</sub>	0	0	0	0	0	
	0	0	0	0	0	0	$-d_{LT6}$	<i>-aLL</i> 7	0	

Tabela 2.8. Vektorski parametri za verigo P-LT-LL-LF

segm.	$P_1$	$P_2$	$P_3$	$RT_4$	$RT_5$	$RT_6$	$RL_7$	$RF_8$	zodnji
$\underline{e}_{i}^{(i-1)}$	0	1	0	0	1	0	0	0	koord
	0	0	1	0	0	1	1	1	ciet
	1	0	0	1	0	0	0	0	SISt.
$\underline{b}_{i-1,i}^{(i-1)}$	0	0	0	0	0	0	0	0	$a_{RF8}$
	0	0	0	- <i>а</i> <sub>Р3К</sub>	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	$-d_{RT6}$	- <i>a</i> <sub><i>RL7</i></sub>	0

Tabela 2.9. Vektorski parametri za verigo P-RT-RL-RF

$P_1$	$P_2$	$P_3$	$T_4$	$T_5$	$T_6$	$LA_7$	$LA_8$	LA9	$LH_{10}$	zodnij
0	1	0	0	1	0	0	1	0	0	koord
0	0	1	0	0	1	0	0	1	1	cist
1	0	0	1	0	0	1	0	0	0	5151.
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	$a_{S6}$	0	0	0	0
0	0	0	$a_{P3T}$	0	0	$a_{T6}$	0	0	$-d_{LA9}$	<i>-a</i> <sub>LH10</sub>
	$ \begin{array}{c} P_{I} \\ 0 \\ 1 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{array} $	$\begin{array}{c c} P_1 & P_2 \\ \hline 0 & 1 \\ \hline 0 & 0 \\ \hline 1 & 0 \\ 0 & 0 \\ \hline \end{array}$	$\begin{array}{c cccc} P_1 & P_2 & P_3 \\ \hline 0 & 1 & 0 \\ \hline 0 & 0 & 1 \\ \hline 1 & 0 & 0 \\ \hline 0 & 0 & 0 \\ \hline \end{array}$	$\begin{array}{c ccccccccccccccccccccccccccccccccccc$						

Tabela 2.10. Vektorski parametri za verigo P-T-LA-LH

segm.	$P_1$	$P_2$	$P_3$	$T_4$	$T_5$	$T_6$	$RA_7$	$RA_8$	RA9	$RH_{10}$	zodnij
$\underline{e}_{i}^{(i-1)}$	0	1	0	0	1	0	0	1	0	0	koord
	0	0	1	0	0	1	0	0	1	1	sist
	1	0	0	1	0	0	1	0	0	0	5151.
$\underline{b}_{i-1,i}^{(i-1)}$	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	-a <sub>S6</sub>	0	0	0	0
	0	0	0	$a_{P3T}$	0	0	$a_{T6}$	0	0	$-d_{RA9}$	- <i>a</i> <sub>RH10</sub>

Tabela 2.11. Vektorski parametri za verigo P-T-RA-RH

Tako izbrane parametre vstavimo v enačbo za izračun homogenih transformacijskih matrik:

$$\underline{\underline{H}}_{i-1,i} = \begin{bmatrix} \underline{\underline{A}}_{i-1,i} & d_i \underline{\underline{e}}_i^{(i-1)} + \underline{\underline{b}}_{i-1,i}^{(i-1)} \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$
(2.32)
Rotacijsko matriko  $A_{i-1}$ , *i*, ki določa preslikavo med vektorskima prostoroma sistemov *i* in *i*-1, dobimo z uporabo splošne formule

$$\underline{\underline{A}}_{i-1,i} = \underline{\underline{\Delta}}_{i-1,i} \sin q_i + (\underline{\underline{I}} - \underline{\underline{\Lambda}}_{i-1,i}) \cos q_i + \underline{\underline{\Lambda}}_{i-1,i}, \qquad (2.33)$$

kjer je

$$\underline{\underline{\Delta}}_{i-1,i} = \underline{e}_{i}^{(i-1)} \otimes \underline{\underline{I}} = \begin{bmatrix} 0 & -e_{i3} & e_{i2} \\ e_{i3} & 0 & -e_{i1} \\ -e_{i2} & e_{i1} & 0 \end{bmatrix}$$
(2.34)

in

$$\underline{\underline{\Lambda}}_{i-1,i} = \underline{\underline{e}}_{i}^{(i-1)} \underline{\underline{e}}_{i}^{(i-1)T} = \begin{bmatrix} e_{i1}e_{i1} & e_{i1}e_{i2} & e_{i1}e_{i3} \\ e_{i2}e_{i1} & e_{i2}e_{i2} & e_{i2}e_{i3} \\ e_{i3}e_{i1} & e_{i3}e_{i2} & e_{i3}e_{i3} \end{bmatrix}$$
(2.35)

Lego *i*-tega koordinatnega sistema v referenčnem sistemu dobimo podobno kot pri Denavit-Hartenbergovem postopku z ustreznimi premultiplikacijami s transformacijskimi matrikami predhodnih segmentov v verigi (en. 2.7).

V referenčni legi modela ležijo vsi lokalni koordinatni sistemi segmentov v isti ravnini (slika 2.4), vse osi rotacij pa sovpadajo s pripadajočimi osmi teh koordinatnih sistemov, zato se postopek določanja transformacijskih matrik precej poenostavi. Rotacijske podmatrike so enake osnovnim rotacijam okrog koordinatnih osi [20], translacijski deli pa so določeni z vektorji  $\underline{b}_{i-1,i}^{(i-1)}$ , ki so podani v tabelah 2.7 do 2.11.

Veriga P-T-H:

$$\underline{\underline{H}}_{P0,P1} = \begin{bmatrix} \cos\theta_{P1} & -\sin\theta_{P1} & 0 & 0\\ \sin\theta_{P1} & \cos\theta_{P1} & 0 & 0\\ 0 & 0 & 1 & 0\\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$\underline{\underline{H}}_{P1,P2} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0\\ 0 & \cos\theta_{P2} & -\sin\theta_{P2} & 0\\ 0 & \sin\theta_{P2} & \cos\theta_{P2} & 0\\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$\underline{\underline{H}}_{P2,P3} = \begin{bmatrix} \cos\theta_{P3} & 0 & \sin\theta_{P3} & 0\\ 0 & 1 & 0 & 0\\ -\sin\theta_{P3} & 0 & \cos\theta_{P3} & 0\\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$(2.36)$$

$$\begin{split} \underline{H}_{\mu3,T4} &= \begin{bmatrix} \cos\theta_{T4} & -\sin\theta_{T4} & 0 & 0 \\ \sin\theta_{T4} & \cos\theta_{T4} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & a_{\mu3T} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \end{split}$$
(2.39)
$$\\ \underline{H}_{T4,T5} &= \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta_{T5} & -\sin\theta_{T5} & 0 \\ 0 & \sin\theta_{T5} & \cos\theta_{T5} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
(2.40)
$$\\ \underline{H}_{T5,T6} &= \begin{bmatrix} \cos\theta_{t5} & 0 & \sin\theta_{t6} & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin\theta_{t6} & 0 & \cos\theta_{t5} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
(2.41)
$$\\ \underline{H}_{T6,H7} &= \begin{bmatrix} \cos\theta_{H7} & -\sin\theta_{H7} & 0 & 0 \\ \sin\theta_{H7} & \cos\theta_{H7} & 0 & a_{T6} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
(2.42)
$$\\ \underline{H}_{H7,H8} &= \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta_{H8} & -\sin\theta_{H8} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
(2.43)
$$\\ \underline{H}_{H8,H9} &= \begin{bmatrix} \cos\theta_{H9} & 0 & \sin\theta_{H9} & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
(2.44)
$$\\ \underline{H}_{H9,H9} &= \begin{bmatrix} \cos\theta_{H9} & 0 & \sin\theta_{H9} & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin\theta_{H9} & 0 & \cos\theta_{H8} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
(2.45)

$$\underline{\underline{H}}_{P3,LT4} = \begin{bmatrix} \cos\theta_{LT4} & -\sin\theta_{LT4} & 0 & 0\\ \sin\theta_{LT4} & \cos\theta_{LT4} & 0 & a_{P3K}\\ 0 & 0 & 1 & 0\\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
(2.46)

$$\underline{\underline{H}}_{LT4,LT5} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta_{LT5} & -\sin\theta_{LT5} & 0 \\ 0 & \sin\theta_{LT5} & \cos\theta_{LT5} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
(2.47)

$$\underline{\underline{H}}_{LT5,LT6} = \begin{bmatrix} \cos\theta_{LT6} & 0 & \sin\theta_{LT6} & 0\\ 0 & 1 & 0 & 0\\ -\sin\theta_{LT6} & 0 & \cos\theta_{LT6} & 0\\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
(2.48)

$$\underline{\underline{H}}_{LT6,LL7} = \begin{bmatrix} \cos\theta_{LL7} & 0 & \sin\theta_{LL7} & 0\\ 0 & 1 & 0 & 0\\ -\sin\theta_{LL7} & 0 & \cos\theta_{LL7} & -d_{LT6}\\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
(2.49)

$$\underline{\underline{H}}_{LL7,LF8} = \begin{bmatrix} \cos\theta_{LF8} & 0 & \sin\theta_{LF8} & 0\\ 0 & 1 & 0 & 0\\ -\sin\theta_{LF8} & 0 & \cos\theta_{LF8} & -a_{LL7}\\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
(2.50)

$$\underline{\underline{H}}_{LF8,END} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & a_{LF8} \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
(2.51)

Veriga *P-T-LA-LH*:

$$\underline{\underline{H}}_{T6,L47} = \begin{bmatrix} \cos\theta_{L47} & -\sin\theta_{L47} & 0 & 0\\ \sin\theta_{L47} & \cos\theta_{L47} & 0 & a_{S6}\\ 0 & 0 & 1 & a_{T6}\\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
(2.52)

$$\underline{H}_{LA7,LA8} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta_{LA8} & -\sin\theta_{LA8} & 0 \\ 0 & \sin\theta_{LA8} & \cos\theta_{LA8} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$\underline{H}_{LA8,LA9} = \begin{bmatrix} \cos\theta_{LA9} & 0 & \sin\theta_{LA9} & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin\theta_{LA9} & 0 & \cos\theta_{LA9} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$\underline{H}_{LA9,LH10} = \begin{bmatrix} \cos\theta_{LH10} & 0 & \sin\theta_{LH10} & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin\theta_{LH10} & 0 & \cos\theta_{LH10} & -d_{LA9} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$\underline{H}_{LH10,END} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
(2.55)
$$\underline{H}_{LH10,END} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & -a_{LH10} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
(2.56)

Za desno stran telesa imajo vse matrike enako obliko kot za levo stran, zamenjati je treba le kote  $\theta_{Li}$  s  $\theta_{Ri}$ , ter ustrezno upoštevati predznake translacijskih vektorjev.

Izračunajmo sedaj kinematiko z vektorskimi parametri za isti primer kot pri načinu z DH parametri. Vsi koti v referenčni legi so sedaj enaki 0, rotacije pa so naslednje: okrog osi  $y_{LT6}$  za  $\theta_{LT6} = -45^\circ$ , okrog osi  $y_{LL7}$  za  $\theta_{LL7} = 60^\circ$  in okrog  $z_{LF8}$  za  $\theta_{LF8} = 20^\circ$ . To upoštevamo v izrazih 2.46 do 2.51, vstavimo v enačbo 2.7 in dobimo:

$$\underline{\underline{T}}_{LFEND}^{0}(\theta) = \underline{\underline{H}}_{P1}^{0}(\theta_{P1}) \cdot \underline{\underline{H}}_{P2}^{P1}(\theta_{P2}) \cdot \underline{\underline{H}}_{LT3}^{P2}(\theta_{LT3}) \cdot \underline{\underline{H}}_{LT4}^{LT3}(\theta_{LT4}) \cdots \\ \cdots \underline{\underline{H}}_{LT5}^{LT4}(\theta_{LT5}) \cdot \underline{\underline{H}}_{LT6}^{LT5}(\theta_{LT6}) \cdot \underline{\underline{H}}_{LL7}^{LT6}(\theta_{LL7}) \cdot \underline{\underline{H}}_{LF8}^{LL7}(\theta_{LF8}) \cdot \underline{\underline{H}}_{END}^{LF8}(a_{LF8})$$

$$(2.57)$$

Lega vrha leve noge glede na referenčni koordinatni sistem je enaka:

$$\underline{\underline{T}}_{LFEND}^{0} = \begin{bmatrix} 0.82 & 0 & 0.57 & 441.87 \\ 0 & 1 & 0 & 150.00 \\ -0.57 & 0 & 0.82 & -931.61 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
(2.58)

Desna noga je v referenčni legi, zato so vsi koti enaki 0:

$$\underline{\underline{T}}_{RFEND}^{0} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 250 \\ 0 & 1 & 0 & -150 \\ 0 & 0 & 1 & -950 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
(2.59)

Lego vrha levega stopala glede na desno stopalo pa dobimo z naslednjim izrazom:

$$\underline{\underline{T}}_{LFEND}^{RFEND} = \underline{\underline{T}}_{RFEND}^{0} \stackrel{-1}{\cdot} \underline{\underline{T}}_{LFEND}^{0} = \begin{bmatrix} 0.82 & 0 & 0.57 & 191.87 \\ 0 & 1 & 0 & 300.00 \\ -0.57 & 0 & 0.82 & 18.39 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
(2.60)

Če upoštevamo, da so koordinatni sistemi segmentov pri vektorskih parametrih postavljeni drugače kot pri DH metodi, referenčni koordinatni sistem pa je za oba načina enak, ugotovimo, da rezultat 2.60 pomeni isto medsebojno lego obeh vrhov stopal, kot rezultat izračuna kinematike z DH parametri (izraz 2.31).

## 3. Navidezno ogledalo

Kinematični (geometrijski) model človeka opisuje gibanje človeškega telesa na nivoju kotov v sklepih in dolžin segmentov, ne vsebuje pa podrobnejšega volumetričnega opisa in telesnih značilnosti. Namen takega modela je poenostavljen matematični zapis, kjer je vsak segment obravnavan kot togo telo, katerega gibanje opisujemo z lego enega samega koordinatnega sistema. Predstavlja pa tudi osnovo za izdelavo računalniškega modela in njegovega prikaza v 3D navideznem okolju. Tudi računalniški model bomo predstavili kot množico togih teles, katerih število ustreza geometrijskemu modelu, njihovo gibanje pa opisujejo enačbe kinematičnega modela.

Računalniški modeli, ki so v 3D grafiki namenjeni zgolj za prikazovanje, ne pa tudi za analizo obremenitev in dinamike, praviloma niso volumski (model togih teles), ampak vsebujejo le informacijo o površini in lokalni koordinatni sistem, glede na katerega so vse točke te površine fiksne. Površina togega telesa, ki predstavlja segment, je v računalniški grafiki opisano kot množica točk, povezanih z daljicami. Vsaka točka je neposredno povezana le z najbližjimi sosednimi točkami, tako da je površina telesa predstavljena z mrežo, katere osnovni gradniki so vozlišča in vmesne površine oziroma poligoni. Slednji so običajno v obliki trikotnikov ali štirikotnikov (slika 3.1).



Slika 3.1. Predstavitev površine v računalniški grafiki s poligoni

Število vozlišč oziroma poligonov neposredno določa kompleksnost modela in s tem časovno zahtevnost računalniškega procesiranja. Več vozlišč lahko bolje opiše obliko telesa, a zahteva več procesorskega časa, zato se frekvenca osveževanja animacije gibanja zmanjša. Za telesa z orientirano in zaključeno površino (normalo na površino je možno določiti v dveh smereh – krogla, valj, kocka,...) je smiselno določiti samo tiste normale poligonov, ki kažejo navzven, saj notranjost telesa, ki ga ta površina omejuje, ni vidna z nobenega zunanjega zornega kota in nima smisla izračunavati njenega prikaza. Na ta način se računska zahtevnost modela močno zmanjša.

Model je rezultat smiselnega kompromisa med zahtevano frekvenco osveževanja in prepričljivostjo posnemanja resničnosti. Ta frekvenca je tesno povezana s hitrostjo percepcije gibanja pri človeku. Velja, da človek zaporedje slik, ki si sledijo s frekvenco, višjo od 25 Hz, dojema kot gladko gibanje.

Prikaz 3D grafike na računalniškem zaslonu (izračunavanje vrednosti vsakega slikovnega elementa pri določeni frekvenci) je za centralno procesno enoto (CPE) zahtevna naloga, zato poteka v namenskih grafičnih procesnih enotah (GPE). Paralelna struktura GPE omogoča hitro izvajanje specifičnega nabora funkcij, npr. hitri izris poligonov, preslikavanje tekstur, geometrijske funkcije, veliko število barv, osvetlitev/senčenje, mehčanje robov... Standardni nabor funkcij je združen v splošno sprejeti odprti grafični knjižnici OpenGL (Open Graphics Library).

# 3.1. VRML (Virtual Reality Modeling Language) – jezik za modeliranje v navidezni resničnosti

VRML je uveljavljen jezik za izgradnjo modelov oziroma celotnega navideznega okolja. Datoteke s celotnim opisom vseh gradnikov navideznega okolja so zapisane v tekstovnem formatu (s končnico .wrl), kar pomeni, da jih lahko pišemo in urejamo s poljubnim urejevalnikom besedil. To omogoča široko uporabnost in kompatibilnost ter enostavno prenosljivost, saj številni programi za 3D modeliranje podpirajo izvoz svojih datotek v format VRML. Struktura VRML datoteke temelji na uporabi vozlov kot osnovnih gradnikov s pripisanimi vrednostmi polj. Vozli so povezani v hierarhično drevesno strukturo, kar pomeni, da se vsakemu vozlu pripiše lastnosti vozlov, ki so v strukturi nad njim, obratno pa ne velja. Omenili bomo samo vozle, ki jih bomo potrebovali pri izdelavi računalniškega modela:

#### 3.1.1. "Transform"

To je vozel, ki definira lokalni koordinatni sistem oziroma transformacijo. V poljih tega vozla so med drugim definirani izhodišče, rotacija in translacija koordinatnega sistema. Izhodišče in translacija sta podana kot vektor s tremi elementi, ki predstavljajo koordinate x, y in z, rotacija pa kot vektor s štirimi elementi, ki podajajo os in kot ekvivalentnega zasuka. Izračunavanje lege glede na izhodišče in transformacije za prikaz na zaslonu potekajo z vgrajenimi funkcijami GPE, podprtimi v OpenGL, in so znatno hitrejše od operacij v CPE.

#### 3.1.2. "Shape"

Ta vozel vsebuje opis oblike, ki pripada vozlu "Transform". Razdeljen je v definicijo izgleda (vozel "Appearance") in geometrije (vozel "Geometry"). Izgled je podan z lastnostmi materiala (barva, transparentnost, odbojnost) in pripadajočo teksturo, geometrija pa z definicijo površine, ki pripada vozlu "Transform". Podamo jo lahko kot preprosta geometrijska telesa (krogla, kvader, valj, stožec) in kombinacije med njimi, ali pa kot tabelo poligonov (normale njihovih površin in točke, ki jih omejujejo – "Indexed FaceSet").

### 3.2 Model telesa v navideznem okolju

Računalniški model človeškega telesa, sestavljen iz 13 segmentov, vsebuje 13 vozlov "Transform", oblika vsakega od njih pa je definirana v vozlu "Shape" s poljem "Indexed FaceSet". Vozli so razporejeni v drevesno strukturo (slika 3.2), ki ustreza opisu človeškega telesa kot sestava serijskih kinematičnih verig, predstavljenem v poglavju 2.2 in glede na sliko 2.1. Za animacijo tega modela potrebujemo vektorje ekvivalentnih zasukov.



Slika 3.2. Računalniški model človeškega telesa in drevesna struktura umeščenosti

Navidezno okolje vsebuje računalniški 3D model človeka, postavljen na polprosojno podlago s črnim ozadjem. Pri vseh študijah v okviru tega dela je zgornji del telesa kinematično poenostavljen. Tako so glava, trup ter segmenti zgornjih ekstremitet v navideznem okolju združeni v en sam segment, model pa obsega 8 segmentov: trup-roke-glava (TRG), medenični segment, stegna, goleni, ter stopala. Oblika segmentov povzema anatomske značilnosti človeškega telesa [7,8], razmerja med dolžinami segmentov pa so povzeta iz statistične antropometrije [8,26]. Izraz navidezno ogledalo označuje zaslon, ki prikazuje opisano navidezno okolje, gibi figure v navideznem okolju pa ustrezajo gibom osebe v realnem času, ki ta zaslon opazuje. Navidezno ogledalo je tehnično izvedeno na različne načine, glede na predstavnost povratne zveze: z optičnim merjenjem, z eksoskeletnim sistemom ter s sistemom video kamer. Vsak način je opisan v svojem poglavju, ki sledijo.

### 3.3 Navidezni učitelj

Z namenom vzpostavitve vidne povratne zveze je v navidezno okolje poleg figure, ki predstavlja osebo, postavljena še dodatna figura. Ta je predstavljena polprosojno, v drugačni barvi in predstavlja navideznega učitelja. Obe figuri sta superponirani ena na drugo, na isto

mesto v navideznem okolju (slika 3.3). Gibi navideznega učitelja so vnaprej programirani, neodvisni od gibov osebe, ter predstavljajo za osebo referenčni vzorec gibanja, ki mu je treba slediti. V najboljšem primeru, ko oseba izvaja gibe popolnoma enake gibom navideznega učitelja, sta obe figuri popolnoma prekriti, odstopanje od gibov učitelja pa se kaže kot razlika v legi obeh navideznih figur. Polprosojnost dopušča, da oseba vidi svoje gibe tudi takrat, ko figuro prekriva figura navideznega učitelja, zorni kot navidezne kamere pa se da določati poljubno.



Slika 3.3. Siva figura osebe in polprosojna rumena figura učitelja v navideznem okolju

## 4. Vidna povratna zveza

Med hojo nas v glavnem zanima gibanje spodnjega dela telesa, to so spodnje ekstremitete in medenični obroč. Medenica, katere koordinatni sistem predstavlja izhodiščni koordinatni sistem, zavzema v prostoru poljubno lego, torej ima šest prostostnih stopenj. Glede na model imata kolka vsak po tri prostostne stopnje, koleni in gležnja pa po eno. Vse prostostne stopnje so rotacijske. V zgornjem delu telesa so še štirje sferični sklepi (med medenico in trupom, med trupom in glavo, ter v obeh ramah) in dva rotacijska (oba komolca). Vse prostostne stopnje modela dobijo smisel le, če zagotovimo meritve potrebnih kotov med segmenti na človeškem telesu. Iz geometrije je znano, da lego popolnoma definirajo najmanj tri točke v prostoru. To pomeni, da bi morali na vsakem segmentu telesa definirati po tri točke, katerih medsebojna lega se ne spreminja, da bi za vsak segment neodvisno določili pozicijo in orientacijo njegovega koordinatnega sistema. Ker pa poznamo kinematični model vseh serijskih verig, lahko lego segmentov segmentov izračunamo iz reduciranega števila točk in vpeljavo geometrijskih omejitev.

## 4.1. OPTOTRAK

Pozicije karakterističnih točk na telesu bomo merili z optično-elektronskim sistemom OPTOTRAK. Sistem sestavljajo infrardeča kamera, aktivni markerji in sistemska enota (slika 4.1).



Slika 4.1. Optično-električni merilni sistem OPTOTRAK

Aktivni markerji (infrardeče diode) izmenično utripajo pri izbrani frekvenci, IR svetloba pa najprej potuje skozi tri leče na kameri, ki prostor pred kamero zaznavajo v treh ravninah (slika 4.2). Iz signala, ki ga sestavljajo odzivi vseh treh senzorjev, se nato izračuna pozicija trenutno aktivnega markerja s 3D točnostjo do ±0.3 mm. Delovno območje kamere je dovolj veliko, da zaznava markerje, razporejene po celem človeškem telesu, če oseba hodi po tekočem traku. Kamera pa ne zaznava markerjev, ki so prekriti, ali če je kot med kamero in aktivno površino markerja prevelik. Zato za merjenje pozicij markerjev na obeh straneh telesa potrebujemo dve kameri, vsako na eni strani.



Slika 4.2. Določanje pozicije infrardeče diode – markerja v prostoru

#### 4.2. Postavitev markerjev

Za izračun rotacij, ki ustrezajo vsem prostostnim stopnjam modela, pritrdimo na telo 18 markerjev, kot kaže slika 4.3 [25,78]. Na vsakem stopalu sta po dva markerja, prvi na koži v osi vrtišča gleženjskega sklepa in drugi nad metatarzofalangealnim sklepom.



Slika 4.3. Postavitev markerjev na telo

Marker nad kolenskim sklepom mora ležati čim bolj v osi sklepa [25]. Na medenici so trije markerji, prvi je pričvrščen na grčico za trtico, ostala dva pa na trna črevnice (slika 4.4). Po en marker pritrdimo na vsako ramo, komolec in zapestje ter na vsako stran glave, simetrično nad ušesi.



Slika 4.4. Markerji na medenici in izračun pomožnih markerjev v kolkih

Iz znanih pozicij markerjev nato izračunamo še pomožne navidezne markerje, ki jih bomo kasneje potrebovali za izračun kinematike. Pozicijo navideznih markerjev v kolčnih sklepih izračunamo s pomočjo treh markerjev na medenici, z uporabo naslednjih izrazov [25]:

$$\underline{h}_{21} = (0.46PH + a_{Px}, \frac{PW}{4}, -0.7PH + VD)$$
(4.1)

$$\underline{h}_{22} = (0.46PH + a_{Px}, -\frac{PW}{4}, -0.7PH + VD)$$
(4.2)

$$\underline{m}_{19} = \frac{\underline{m}_5 + \underline{m}_{14}}{2} \tag{4.3}$$

$$\underline{m}_{21} = \underline{m}_{19} + \underline{h}_{21} \tag{4.4}$$

$$\underline{m}_{22} = \underline{m}_{19} + \underline{h}_{22} \tag{4.5}$$

$$\underline{m}_{20} = \frac{\underline{m}_{21} + \underline{m}_{22}}{2} \tag{4.6}$$

<u>*h*</u><sub>21</sub>.. vektor, ki povezuje levi kolk in marker  $\underline{m}_{19}$ 

<u>*h*</u><sub>22</sub> .. vektor, ki povezuje desni kolk in marker  $\underline{m}_{19}$ 

- PH .. višina medenice
- PW... širina medenice

VD.. razdalja od markerja na trnu črevnice ( $\underline{m}_5$  in  $\underline{m}_{14}$ ) do zgornjega roba črevnice

 $a_{Px}$ .. razdalja od markerja na površini kože do trna črevnice

Določimo še dva pomožna markerja, katerih poziciji izračunamo kot aritmetični sredini simetrično postavljenih markerjev na ramenih oziroma na glavi:

$$\underline{m}_{23} = \frac{\underline{m}_6 + \underline{m}_{15}}{2} \tag{4.7}$$

$$\underline{m}_{24} = \frac{\underline{m}_{18} + \underline{m}_9}{2} \tag{4.8}$$

#### 4.3. Določitev rotacijskih matrik ter ekvivalentnih rotacij

Cilj merjenja pozicij markerjev je izračunavanje vrednosti sklepnih spremenljivk. Vse sklepne spremenljivke so koti zasuka okrog osi sklepov (dolžina vseh segmentov je konstantna), zato za določitev kotov zadoščajo transformacije med rotacijskimi deli homogenih matrik. Razporeditev markerjev po telesu omogoča izračun baznih smernih vektorjev lokalnih koordinatnih sistemov, glede na izhodiščni koordinatni sistem kamere (*WCS*). Postopek bomo prikazali s koordinatnimi sistemi segmentov, postavljenimi po pravilih vektorskih parametrov mehanizma.

#### 4.3.1. Medenica

$$\underline{y}_P = \underline{m}_5 - \underline{m}_{14} \tag{4.9}$$

$$\underline{z}_P = \underline{m}_{19} - \underline{m}_4 \tag{4.10}$$

$$x_P = v_P \times z_P \tag{4.11}$$

$$\underline{z}_P = \underline{x}_P \times \underline{y}_P \tag{4.12}$$

Zadnji vektorski produkt vrne bazni vektor  $\underline{z}$ , čeprav je znan že od prej. Operacija je potrebna zaradi napak, ki nastanejo pri namestitvi markerjev, saj ne moremo zagotoviti popolne pravokotnosti vektorjev  $\underline{y}$  in  $\underline{z}$ , ki ju dobimo iz pozicij markerjev  $\underline{m}_4$ ,  $\underline{m}_5$  in  $\underline{m}_{14}$ . S tem popravimo smer vektorja  $\underline{z}$ , tako da je pravokoten na bazna vektorja  $\underline{x}$  in  $\underline{y}$  – ortogonalnost vektorskega prostora. Podobno velja tudi za ostale koordinatne sisteme. Dolžina baznih vektorjev mora biti enaka 1, kar dobimo z normiranjem dobljenih smernih vektorjev:

$$\hat{\underline{v}} = \frac{\underline{v}}{|\underline{v}|} \tag{4.13}$$

#### 4.3.2. Stegno, golen in gleženj

$\underline{z}_{LT} = \underline{m}_{21} - \underline{m}_3$	(4.14)
$\underline{z}_{LL} = \underline{m}_3 - \underline{m}_2$	(4.15)
$\underline{x}_{LF} = \underline{m}_1 - \underline{m}_2$	(4.16)
$\underline{y}_{LL} = \underline{z}_{LT} \times \underline{z}_{LL}$	(4.17)

Vektorski produkt ne spremeni smeri pri kotih med 0° in 180°. Če kot med vektorjema ni v tem območju, se vektorski produkt obrne v nasprotno smer. Temu se izognemo, če izračunu dodamo pogoj, da ima projekcija osi rotacije  $y_{LL}$  v kolenu na bazni vektor  $y_P$  vedno smer slednjega (slika 4.5). Če projekcija  $y_{LL}$  na  $y_P$  kaže v nasprotno smer kot  $y_P$ , upoštevamo os v kolenu z obrnjenim predznakom. Osi sklepov v gležnju in zasuk okrog osi y v kolku imata glede na kinematični model enako smer kot os v kolenu:

$\underline{y}_{LF} = \underline{y}_{LL}$	(4.18)
	(1.10)

$$\underline{y}_{LT} = \underline{y}_{LL} \tag{4.19}$$

Ortogonalnost baznih vektorjev pa zagotovimo z:

$\underline{x}_{LT} = \underline{y}_{LF} \times \underline{z}_{LT}$	(4.20)
$\underline{y_{LT}} = \underline{z_{LT}} \times \underline{x_{LT}}$	(4.21)

$\underline{x}_{LL} = \underline{y}_{LL}  imes \underline{z}_{LL}$	(4	1.22)
$\underline{z}_{LF} = \underline{x}_{LF} \times \underline{y}_{LF}$	(4	1.23)
$\underline{x}_{LF} = \underline{y}_{LF} \times \underline{z}_{LF}$	(4	1.24)
$\underline{z}_{LL} = \underline{x}_{LL} \times \underline{y}_{LL}$	(4	1.25)



Slika 4.5. Smer osi rotacije v kolenskem sklepu

#### 4.3.3. Telo in glava

$\underline{z}_T = \underline{m}_{23} - \underline{m}_{19}$	(4.26)
$\underline{temp}_1 = \underline{m}_6 - \underline{m}_{15}$	(4.27)
$\underline{x}_T = \underline{temp}_1 \times \underline{z}_T$	(4.28)
$\underline{y}_T = \underline{z}_T  imes \underline{x}_T$	(4.29)
$\underline{z}_{H} = \underline{m}_{24} - \underline{m}_{23}$	(4.30)
$\underline{temp}_2 = \underline{m}_9 - \underline{m}_{18}$	(4.31)
$\mathbf{x}_{ii} = tom\mathbf{n}_{2} \times \tau_{ii}$	(4 32)
$\underline{x}_{H} = \underline{temp}_{2} \wedge \underline{z}_{H}$	(4.52)

Vektorja <u>temp<sub>1</sub></u> in <u>temp<sub>2</sub></u> služita za vmesni izračun in ju kasneje ne bomo uporabili.

#### 4.3.4. Nadlaket in podlaket

$\underline{z}_{LA} = \underline{m}_6 - \underline{m}_8$	(4.34)
$\underline{z}_{LH} = \underline{m}_8 - \underline{m}_7$	(4.35)
$\underline{y}_{LA} = \underline{z}_{LH} \times \underline{z}_{LA}$	(4.36)

Za smer vektorja  $\underline{y}_{LA}$ , ki predstavlja os ene od rotacij v rami in os rotacije v komolcu, velja podobno kot pri kolenu; projekcija tega vektorja na smerni vektor  $\underline{y}_T$  mora kazati v smeri slednjega. Če ima ta projekcija obratno smer, upoštevamo  $\underline{y}_{LA}$  z obrnjenim predznakom. Izračunamo še preostale smerne vektorje:

$$\underline{x}_{LA} = \underline{y}_{LA} \times \underline{z}_{LA}$$

$$\underline{y}_{LH} = \underline{y}_{LA}$$

$$\underline{x}_{LH} = \underline{y}_{LH} \times \underline{z}_{LH}$$

$$\underline{z}_{LH} = \underline{x}_{LH} \times \underline{y}_{LH}$$

$$(4.37)$$

$$(4.38)$$

$$(4.39)$$

$$(4.40)$$

Vsi lokalni koordinatni sistemi so v referenčni legi orientirani enako kot osnovni koordinatni sistem, zato je postopek za desno stran telesa popolnoma enak kot za levo stran in ga ne bomo posebej izpeljali.

Pozicije markerjev so podane v koordinatnem sistemu kamere (*WCS*), zato so tudi izračunane orientacije lokalnih koordinatnih sistemov podane v koordinatnem sistemu kamere. Rotacijo v sklepu glede na prejšnji segment bomo določili z uporabo inverzne transformacije:

$$\underline{\underline{R}}_{wcs,i} = \underline{\underline{R}}_{wcs,i-1} \underline{\underline{R}}_{i-1,i}$$
(4.41)

$$\underline{\underline{R}}_{i-1,i} = \underline{\underline{R}}_{wcs,i-1}^{-1} \underline{\underline{R}}_{wcs,i}$$
(4.42)

Za rotacijske matrike velja lastnost ortogonalnosti:

$$\underline{\underline{R}}^{T} \underline{\underline{R}} = \underline{\underline{I}}$$
(4.43)

$$\underline{\underline{R}}^{T} = \underline{\underline{R}}^{-1} \tag{4.44}$$

Ta lastnost je pomembna z vidika numerične zahtevnosti oziroma hitrosti algoritma za računanje kinematike, saj je transponiranje matrike znatno hitrejše od invertiranja matrike. Orientacijo segmenta glede na prejšnji segment torej zapišemo:

$$\underline{\underline{R}}_{i-1,i} = \underline{\underline{R}}_{wcs,i-1}^{T} \underline{\underline{R}}_{wcs,i}$$
(4.45)

Smiselnost podajanja orientacije segmentov na tak način se pokaže pri grafičnem prikazovanju modela z jezikom VRML (poglavje 4.5). Ko so znane rotacijske matrike, izračunamo še ekvivalentno os in kot rotacije z uporabo naslednjih izrazov:

$$\underline{\omega} = \frac{1}{2\sin\theta} \begin{bmatrix} r_{32} - r_{23} \\ r_{13} - r_{31} \\ r_{21} - r_{12} \end{bmatrix}$$
(4.46)

$$\theta = \arccos \frac{trace(\underline{\underline{R}}) - 1}{2} \tag{4.47}$$

Os in kot zapišemo v vektorju s štirimi elementi – enotskem kvaternionu. Prvi trije elementi podajajo os rotacije  $\underline{\omega}$ , zadnji element pa kot rotacije  $\theta$ :

$$\underline{v} = (\omega_1, \, \omega_2, \, \omega_3, \, \theta) \tag{4.48}$$

Taka oblika je posebej primerna in splošno sprejeta za podajanje rotacije v računalniški 3D grafiki. Uporabili jo bomo za vizualizacijo modela v navideznem okolju.

#### 4.4. Obravnava singularnih leg

Z dodatnim pogojem, da morajo projekcije osi v kolenih na vektor  $\underline{y}_P$  kazati v isti smeri kot ta vektor (projekcije osi v komolcih na  $\underline{y}_T$  pa v isti smeri kot  $\underline{y}_T$ ), smo razširili uporabnost vektorskega produkta z območja (0,  $\pi$ ) na območje polnega kota  $2\pi$ . Težava pa se pojavi, ko je vrednost kota med vektorjema, s katerima računamo smer vektorskega produkta, enaka 0 ali  $k\pi$ , torej ko sta vektorja kolinearna (ko so markerji, ki določajo vzdolžno smer stegna in goleni oz. nadlahti in podlahti, kolinearni). Tedaj smer vektorskega produkta ni definirana, saj je vektorjev, ki so pravokotni na oba dana vektorja, neskončno mnogo, vsi pa ležijo v ravnini, pravokotni na os, ki jo tvorita dana vektorja (slika 4.6). Za kinematični model to pomeni, da v tem položaju ena prostostna stopnja (rotacija okrog osi z) ni definirana (je redundantna) – mehanizem je v singularni legi. V praksi so težavni tudi položaji, ko sta vektorja blizu kolinearnosti, saj že majhne pozicijske napake pri namestitvi markerjev povzročijo veliko napako pri določevanju smeri osi. Glede na kinematični model človeka in razporeditev markerjev po telesu pride do omenjenih težav pri legah, ko je noga ali roka v iztegnjenem položaju (Slika 4.7).



Slika 4.6. Singularna lega in smer vektorskega produkta



Slka 4.7. Singularna lega roke in noge med hojo

Ker pri hoji takšne lege nastopajo relativno pogosto (npr. praktično celotna faza enojne opore), pojava ne smemo zanemariti, saj bi bilo obnašanje modela nesprejemljivo. Težavo bi sicer popolnoma odpravili, če bi modelu odvzeli prostostno stopnjo, ki v iztegnjenem položaju roke ali noge ni definirana, vendar bi v tem primeru model (pre)slabo opisoval gibanje v ostalih legah. V nadaljevanju bomo izpeljali postopek, ki problem z redundantno prostostno stopnjo v singularnostih odpravi, hkrati pa model dobro odraža gibanje ekstremitet v vseh ostalih legah, ki nastopajo pri hoji. Najprej bomo opisali primer roke, ki je enostavnejši, nato pa smiselno razširili na kinematiko noge.

Kot v komolčnem sklepu je definiran med osema  $\underline{z}$  koordinatnih sistemov nadlahti *LA* in podlahti *LH*, os zasuka  $\underline{y}$  pa je določena s smerjo njunega vektorskega produkta (slika 4.8). Dolžino tega vektorskega produkta lahko uporabimo za mero bližine singularnosti:

$$|\underline{z}_{LH} \times \underline{z}_{LA}| = |\underline{z}_{LH}| \cdot |\underline{z}_{LA}| \sin \theta$$
(4.49)
$$\underbrace{z_{LH}}_{\underline{z}_{LH}} = \underbrace{z_{LH}}_{\underline{z}_{LH}}$$
Slika 4.8. Os rotacije v komolcu

Oba bazna vektorja  $\underline{z}$  imata dolžino 1, zato je dolžina vektorskega produkta enostavno enaka  $\sin \theta$ , kar sledi direktno iz definicije 4.49. Ko se kot med vektorjema približuje  $k\pi$  (singularnost), gre tudi ta dolžina proti 0, največja možna dolžina pa je enaka 1 in nastopi pri  $\theta = k\pi + \pi/2$ . V singularnosti torej smer osi y v rami in komolcu ni določena. Definiramo novo, pomožno os  $\underline{y}_{LS}$ :

DESNA

RAMA

Slika 4.9. Smer pomožne osi  $\underline{v}_{LS}$ 

RAMA

LEVI KOMOLEC

Os  $\underline{y}_{LS}$  (slika 4.9) ima isto smer, kot bi jo imela os  $\underline{y}$  v rami, če rotacija nadlahti okrog osi  $\underline{z}$  v ramenskem sklepu ne bi bila možna, določa pa jo pozicija markerja v komolčnem sklepu glede na orientacijo trupa ( $\underline{y}_T$ ). Definiramo koeficienta:

$$f_{LA} = \left| \underline{y}_{LA} \right| \tag{4.52}$$

$$f_{LA2} = 1 - f_{LA1} \tag{4.53}$$

Koeficient  $f_{LA1}$  je enak velikosti vektorskega produkta med baznima vektorjema <u>z</u> nadlahti in podlahti, njegova vrednost pa se giblje med 0 in 1. Vrednost 1 pomeni najbolj ugoden primer, ko je kot med vektorjema enak  $\pi/2$ , vrednost 0 pa pomeni singularno lego, v kateri z vektorskim produktom ne moremo enolično določiti osi rotacije. Tako definirana koeficienta uporabimo kot uteži k vektorjema, od katerih eden predstavlja os <u>v</u> rotacije v rami, ki je odvisna od ravnine, ki jo določata nadlaket in podlaket, drugi pa os te rotacije, odvisne samo od orientacije trupa in markerja v komolcu. Novo smer osi <u>v'</u><sub>LA</sub> v rami izračunamo kot vsoto obeh:

$$\underline{y'}_{LA} = f_{LA1} \underline{\hat{y}}_{LA} + f_{LA2} \underline{\hat{y}}_{LS}$$
(4.54)

To os uporabimo kot os zasuka  $\underline{y}$  v rami in komolcu, saj velja  $\underline{y}_{LH} = \underline{y}_{LA}$ . Pri določevanju osi koordinatnih sistemov iz pozicij markerjev z vektorskim produktom ni posebej pomembno, da so ti vektorji enotski, zato v izračunih to ni posebej poudarjeno. V enačbi (3.54) pa je potrebno, da imata vektorja v obeh členih dolžino 1, ker bi sicer uteži izgubili svoj pomen in smer nove osi  $\underline{y}$  ne bi bila določena pravilno. Ostale smerne vektorje moramo normirati preden iz njih sestavimo rotacijske matrike. Na ta način smo os rotacije dobili kot uteženo vsoto vektorja, dobljenega z vektorskim produktom osi  $\underline{z}$  nadlahti in podlahti, ter vektorja, ki ne upošteva prostostne stopnje rotacije okrog osi  $\underline{z}$ . Izračun upošteva prvi bazni vektor z utežjo, ki je obratno sorazmerna bližini singularnosti, drugi bazni vektor pa z utežjo, ki je sorazmerna bližini stopnjami, ko pa se kot v komolcu približuje singularnosti, se vpliv tretje prostostne stopnje postopoma zvezno zmanjšuje in v singularni legi popolnoma izgine.

Za spodnje ekstremitete je izpeljava podobna, razlika pa je v tem, da lahko rotacijo okrog osi  $\underline{z}$  v kolku računamo s pomočjo dveh sklepov, kolenskega in gleženjskega. Glede na kinematični model ležijo markerji v kolku, kolenu, gležnju in metatarzofalangealnem sklepu v isti ravnini, katere normala določa os zasuka  $\underline{y}$  v vseh treh sklepih (slika 4.9). Zaradi napak pri namestitvi markerjev pa se lahko zgodi, da sta ravnini, ki ju dobimo z vektorskim produktom med  $\underline{y}_P$  in  $\underline{z}_{LT}$  oziroma med  $\underline{z}_{LT}$  in  $\underline{x}_{LP}$ , različni. Če pride do popolne ekstenzije kolena, so markerji v kolku, kolenu in gležnju kolinearni in ravnina, v kateri ležijo, ni enoumno določena. Še vedno pa lahko določimo normalo iz gleženjskega sklepa, če le ni tudi ta v popolni plantarni fleksiji (kot med  $\underline{z}_{LL}$  in  $\underline{x}_{LF}$  90°). Podobno kot pri rami, definiramo pomožno os  $\underline{y}_{LP}$  v kolku, ki ima isto smer, kot bi jo imela os  $\underline{y}$  v kolku, če rotacija stegna okrog osi  $\underline{z}$  ne bi bila možna (slika 4.10):

$$\underline{x}_{LP} = \underline{y}_P \times \underline{z}_{LT}$$

$$\underline{y}_{LP} = \underline{z}_{LT} \times \underline{x}_{LP}$$

$$(4.55)$$

$$(4.56)$$

Izračunamo smer osi rotacije v gležnju in kolenu:

$\underline{y}_{LF} = \underline{z}_{LL}  imes \underline{x}_{LF}$	(4.57)
$\underline{y}_{LL} = \underline{z}_{LT} \times \underline{z}_{LL}$	(4.58)

Definiramo koeficiente:

$$f_{LT1} = \left| \underline{y}_{LF} \right| \tag{4.59}$$

$$f_{LT2} = 1 - f_{LT1} \tag{4.60}$$

$$f_{LT3} = \begin{cases} \left( f_{LT2} - |\underline{y}_{LL}| \right) ; & \left( f_{LT2} - |\underline{y}_{LL}| \right) > 0 \\ 0 ; & \left( f_{LT2} - |\underline{y}_{LL}| \right) > 0 \end{cases}$$
(4.61)

Izraz  $(f_{LT2} - |\underline{y}_{LL}|)$  lahko zavzame tudi vrednost manjšo od nič, kar lahko povzroči neželen obrat smeri osi, zato v izračunu koeficienta  $f_{LT3}$  upoštevamo le pozitivne vrednosti. Smer nove osi  $\underline{y}$  izračunamo kot:

$$\underline{y}'_{LL} = f_{LT1} \underline{\hat{y}}_{LF} + f_{LT2} \underline{\hat{y}}_{LL} + f_{LT3} \underline{\hat{y}}_{LP}$$
(4.62)



Slika 4.10. Markerji na levi nogi

To os sedaj uporabimo kot os zasuka  $\underline{y}$  v vseh treh sklepih (kolk, koleno in gleženj). Spet je rezultat utežena vsota, tokrat treh vektorjev. Prvi člen je prispevek vektorskega produkta osi v gležnju, drugi v kolenu, katerega smer je v idealnem primeru ista kot v gležnju (markerji ležijo v isti ravnini), tretji člen pa je prispevek pomožne osi v kolku, ki ne upošteva rotacije okrog osi  $\underline{z}$ . Prioriteto pri računanju ima sklep v gležnju, predvsem zaradi naravnih omejitev

gibanja in relativno redkega pojava singularne lege v tem sklepu (kot plantarne fleksije 90° glede na dano postavitev koordinatnih sistemov po pravilih z vektorskimi parametri). Sledi vpliv kolena, če pa vsota dolžin osi v gležnju in kolenu ne doseže norme 1, razliko pokrije vpliv pomožne osi  $\underline{y}_{LP}$  v kolku, ki ne upošteva rotacije okrog osi  $\underline{z}$ . Na ta način je tudi model spodnjih ekstremitet adaptiven v tem smislu, da se vpliv prostostne stopnje, ki predstavlja rotacijo okrog osi  $\underline{z}$ , s približevanjem singularni legi zvezno zmanjšuje in v singularnosti popolnoma izgine.

Zvezen prehod med obema modeloma je pomemben pri grafičnem prikazovanju računalniškega modela v navideznem okolju, saj omogoča gladko gibanje figure v vseh legah. Brez vpeljave modela z manj prostostnimi stopnjami v singularnih legah bi se prehod skozi singularnost kazal kot nenaden obrat smeri rotacije, v bližini singularnosti pa bi že najmanjša pozicijska napaka pri namestitvi markerjev povzročila povsem napačen izračun osi rotacije (slabo pogojen sistem). Tudi če bi v singularnosti in njeni bližini uporabili model brez redundantne prostostne stopnje, v ostalih legah pa model z vsemi prostostnimi stopnjami, bi se prehod kazal kot nezvezna (nenaravna) sprememba smeri osi rotacije v sklepu, oziroma preskok lege naslednjega segmenta. Glavni razlog za to so že omenjene napake pri namestitvi markerjev, ki ne morejo točno podajati koordinat središč sklepov, saj so nameščeni na koži nad sklepom. Vir napak so tudi poenostavitve modela v smislu števila prostostnih stopenj in poenostavitev sklepov v zgolj sferične in rotacijske, k temu pa je treba dodati še merilno negotovost in numerične napake pri računalniški obdelavi. Kljub naštetim napakam omogoča metoda ocenjevanja kinematike z merjenjem pozicij markerjev v biomehaniki v primerjavi z drugimi metodami (žiroskopi, potenciometri, pospeškometri) najmanjše pogreške in se uporablja kot referenčna.

### 4.5 Prikazovanje modela telesa v navideznem okolju

Animacija človeške figure v navideznem okolju je izvedena na podlagi kinematičnih podatkov, izračunanih na podlagi meritev s sistemom OPTOTRAK. Gibi figure ustrezajo gibom osebe, ki je opremljena z markerji. Dosegli smo osveževalno frekvenco 35 Hz (slika 4.11). Zaostajanje je manjše, kot ga oseba lahko zazna, kar omogoča prepričljiv občutek in zaznavanje navideznega ogledala. Jezik VRML zahteva podajanje kinematičnih spremenljivk v obliki vektorjev s 4 elementi za vsak sklep; prvi trije elementi predstavljajo komponente x, y in z vektorja rotacijske osi, zadnji element pa je kot rotacije, izražen v radianih, kar je ena od standardnih oblik zapisa rotacije. Pozicijo figure v navideznem okolju določa referenčna točka medeničnega segmenta. Ta pozicija je izražena relativno, kot delež (v %) telesne višine, pomnožena z višino navidezne figure. To omogoča uporabo iste navidezne figure za različno visoke osebe, ki uporabljajo navidezno ogledalo.

Pred uporabo navideznega ogledala je potrebna kalibracija med osebo in njeno navidezno figuro. Oseba mora stati sproščeno, naravnost in vzravnano pri miru 3 s, s popolnoma iztegnjenimi koleni in stopali vzporedno. Koti, izmerjeni glede na markerje v taki izhodiščni legi so upoštevani kot odmik oz. nastavljeni na vrednost 0. Pri animaciji navidezne figure se

nato upoštevajo izmerjene vrednosti, ki so kompenzirane za velikost odmika v tej referenčni legi. Pozicija referenčne točke medenice med kalibracijo se upošteva kot izhodiščna točka.



Slika 4.11. Navidezno ogledalo in prikazovanje obeh figur v navideznem okolju

### 4.6 Naloge v navideznem okolju

Ocenjevanje sposobnosti sledenja oseb navideznemu učitelju je potekalo pri različnih kadencah in kotih v kolku med dviganjem nog pri korakanju na mestu. Gibi navideznega učitelja (slika 4.12) so osnovani na izmerjenih gibih zdrave 25-letne osebe, ki je bila dodobra seznanjena z navideznim ogledalom. Na podlagi merjenja in povprečenja več korakov je bil sintetiziran povprečen korak, tako da je bila omogočena sinteza gladkega ponavljajočega korakanja s točno določeno največjo amplitudo. Zvezno gibanje navideznega učitelja je bilo doseženo z vnosom določenega števila ponovitev referenčnega koraka. Na podlagi preliminarnih poizkusov s spreminjanjem kadence in kotov referenčnega koraka je bil določen razumen okvir fizičnega napora in sposobnosti sledenja pri izvajanju korakanja na mestu. Tako so bile določene 4 naloge, katerih parametri za kadenco in kote so povzeti v tabeli 4.1. Število korakov je fiksno nastavljeno na 30 pri vseh nalogah. Te naloge so nato v študiji izvedli zdravi prostovoljci, vsaka oseba pa je imela pred meritvami čas, da se je navadila na navidezno ogledalo in predpisane naloge. Zorni kot navidezne kamere je bil izbran na podlagi optimalne vidljivosti spodnjih ekstremitet in je bil enak za vse osebe. Med meritvami so bili posneti poteki naslednjih parametrov: vektorji rotacijskih osi ter koti segmenta TRG, medenice, stegen, goleni, stopal ter pozicija medenice. Ti podatki zadostujejo za kasnejšo reprodukcijo gibov figure v navideznem okolju, vključitev navideznega učitelja v predvajanje pa je poljubna. Poleg tega se shranjujejo tudi pozicije vseh markerjev v sistemu OPTOTRAK.



Slika 4.12. Sledenje navideznemu učitelju s korakanjem na mestu

naloga	1	2	3	4
kot v kolku (°)	45	90	90	45
kadenca (min <sup>-1</sup> )	60	60	90	120

Tabela 4.1. Parametri nalog korakanja na mestu

#### 4.7 Vrednotenje prilagoditve

Štiri naloge s korakanjem na mestu so zastavljene tako, da pokažejo, kako hitro in kako dobro se osebe zmorejo prilagoditi navideznemu ogledalu v razumnem okviru fizičnega napora, pri čemer je naloga 1 najpreprostejša, naloga 4 pa najtežja za izvedbo. Prilagoditev navideznemu učitelju bomo ovrednotili s časom, ki ga oseba potrebuje za dosego konsistentnosti oz. nespremenljivosti vzorca korakanja, ter točnost prilagoditve. Ocenili bomo tako prostorsko, kot časovno prilagoditev. Prostorska parametra, ki ju bomo opazovali sta maksimalni kot v kolku in kolenu, dosežen v vsakem koraku, časovna parametra pa sta čas zamaha in čas trajanja celotnega koraka. Statistična analiza bo izvedena z analizo variance (ANOVA).

V testni skupini za izvajanje nalog je bilo 10 zdravih moških oseb (starost 23–39 let; povprečna starost 28.5 let, standardni odklon 4.7 let). Nobena od oseb poprej ni imela težjih poškodb spodnjih ekstremitet ali kakršnih koli zdravstvenih težav, ki otežujejo gibanje. Vsi sodelujoči so podali soglasje za sodelovanje v študiji.

### 4.8 Rezultati izvajanja nalog

Sliki 4.13(a) in 4.13(b) prikazujeta prostorsko prilagoditev za vse 4 naloge za vse osebe. Neprekinjena horizontalna črta označuje referenčno vrednost kota navideznega učitelja. Škatlični diagrami z brki ponazarjajo vrednost 5., 25., 50., 75. in 95. percentila v vsakem koraku, siv pas pa predstavlja  $\pm 10^{\circ}$  odklon. Posamezne korake smo primerjali z enosmerno analizo variance. Z mastnim tiskom so označeni koraki, ki so statistično značilno drugačni od korakov, ki sledijo (p < 0.001 za vse naloge). Število statistično značilno drugačnih korakov predstavlja čas prilagoditve, ki so ga osebe potrebovale za doseganje konsistentnosti

korakanja. Število korakov, ki jih osebe potrebujejo, da se prilagodijo navideznemu učitelju, se povečuje sorazmerno z večanjem kadence in kota v kolku. Povprečne vrednosti obeh prostorskih parametrov ležijo znotraj območja, ki ponazarja  $\pm 10^{\circ}$ , kar smo privzeli kot prostorsko prilagoditev navideznemu učitelju. Povprečne vrednosti v vseh korakih, ki sledijo času za doseganje konsistentnosti, ležijo znotraj tega pasu. Pri tem je opaziti, da osebe med 1. in 4. nalogo v povprečju presegajo referenčno vrednost, med 2. in 3. nalogo, ko je referenčni kot v kolku večji, pa je povprečje med osebami manjše od reference (p < 0.001 za obe ugotovitvi). Koti v kolenu med izvajanjem 2. in 3. naloge presegajo referenčne vrednosti (p < 0.001).

Sliki 4.13(c) in 4.13(d) prikazujeta časovno prilagoditev (statistična značilnost za različne čase trajanja zamaha: p < 0.0015 za prve 3 naloge, p = 0.015 za 4. nalogo; celotni časi koraka: p = 0.002 za 1. nalogo, p = 0.035 za 2. nalogo, ter p < 0.001 za 3. in 4. nalogo). Podobno kot pri prostorski prilagoditvi odstopanje ±10% od referenčnega časa trajanja zamaha in referenčnega časa celotnega koraka ponazarja časovno prilagoditev. Tudi tu so povprečne vrednosti vseh korakov, ki sledijo, znotraj tega območja. Med izvajanjem 3. naloge sta časa trajanja zamaha in celotnega koraka krajša od reference (p < 0.001). V 4. nalogi so časi trajanja zamaha daljši, časi celotnega koraka pa daljši od referenčnih vrednosti (p < 0.001). Parameter, ki smo ga opazovali za ločevanje med fazo opore in faze zamaha, je bila pozicija markerjev na stopalih. Tudi pri časovni prilagoditvi opazimo povečanje število korakov, potrebnih za doseganje prilagoditve pri večjih kotih v kolku in večjih kadencah. Časi trajanja zamaha 0 s, interpretirani skupaj z vrednostmi kota v kolku, kažejo na to, da so nekatere osebe sicer poizkušale ujeti gibanje navideznega učitelja med prvimi nekaj koraki, vendar se njihovo gibanje ni izrazilo kot artikulirani koraki, saj so se osebe medtem s stopali še dotikale tal. Iz slike 4.13 je razvidno tudi, da so osebe po času prilagajanja pri vseh nalogah sledile navideznemu učitelju brez izpuščanja korakov.



Slika 4.13. Rezultati izvajanja 4 nalog v navideznem okolju

#### 4.9 Vključitev amplitudnih in kadenčnih perturbacij

Rezultati izvajanja 4 nalog dajejo osnovo za sintezo ene same kompaktne naloge s korakanjem na mestu v navideznem okolju, ki bo služila za ocenjevanje in kasneje za primerjavo sposobnosti sledenja med različnimi predstavnostmi. Iz slike 4.13 je razvidno, da se razlike pojavljajo predvsem v začetni fazi prilagajanja, kasneje pa osebe konsistentno sledijo gibanju navideznega učitelja. Na podlagi tega opažanja lahko izvedemo nalogo, ki združuje krajše odseke z različnimi referenčnimi amplitudami kota v kolku in kadencami. Ti odseki so sami zase krajše oblike 4 že opisanih nalog, izvedenih eno za drugo brez prekinitve. Ko se pojavi sprememba referenčnega kota v kolku oz. kadence, temu rečemo amplitudna ali kadenčna perturbacija. 4 naloge smo združili tako, da se perturbacije pojavijo štirikrat, pri čemer se dvakrat spremenita tako kot v kolku kot kadenca korakanja, dvakrat pa se spremeni samo kadenca. Potek referenčnih vrednosti kota v kolku in kadence je zasnovan na podlagi rezultatov štirih predhodnih nalog in je prikazan na diagramu 4.14. Poleg združevanja nalog smo nekoliko priredili tudi prikaz obeh figur v navideznem okolju, tako da sta goleni leve in desne noge obarvani v različnih barvah (slika 4.15). To je pripomoglo k jasnosti percepcije gibov v navidezni resničnosti ter k občutku ustreznosti in korespondence gibov v resničnem okolju z gibi figure v navideznem okolju in na ta način poglobilo občutek potopitve v navidezno okolje.



Slika 4.14. Potek amplitudnih in kadenčnih perturbacij



Slika 4.15. Izvajanje naloge korakanja na mestu in prikaz v navideznem okolju

Naloga se začne s kotom v kolku 45° in kadenco 90/min. Prva perturbacija zmanjša kadenco na 60/min ter poveča kot na 90°. Kadenca se nato zviša nazaj na 90/min. Tretja perturbacija je spet obenem amplitudna in kadenčna; kot se zmanjša nazaj na 45°, kadenca pa se poveča na 120/min. V zadnji perturbaciji se tudi kadenca zmanjša nazaj na prvotno vrednost 90/min.

## 4.10 Vključitev zvočnih signalov in senzorne električne stimulacije

V nalogo s perturbacijami bomo vključili še zvočne signale in senzorno električno stimulacijo (SES) kože nad mišicama soleus kot dodatno predstavnost in pomoč pri izvajanju naloge. Glede na razpoložljivo literaturo [79-81] zvočni signali kot dodatna indikacija pripomorejo k izboljšanju rezultatov pri izvajanju nalog sledenjem, zato v tem delu ne bomo izvajali primerjave med sledenjem z ali brez zvočnih signalov, pač pa bomo primerjali vpliv zvoka in SES kot še ene predstavnosti navideznega okolja na hitrost in točnost prilagoditve navideznemu okolju.

Zvok bomo uporabili za natančno indikacijo trenutka, ko navidezni učitelj dvigne peto od tal v vsakem koraku – začetek faze zamaha. Uporabili bomo jasen, kratek in odsekan zvok športne piščali, pri čemer je čas trajanja piska 200 ms, frekvenca piska za levo in desno nogo pa se rahlo, a jasno razlikuje.



Slika 4.16. Izvajanje naloge z vključitvijo zvoka in senzorne električne stimulacije

SES bomo uporabili v enakem smislu kot zvok, za natančno indikacijo začetka faze zamaha. Elektrodi nad mišicama soleus, prikazani na sliki 4.16, oddajata signal v obliki vlaka pulzov s frekvenco 100 Hz, ki traja 200 ms, posamezen pulz pri tem traja 3 ms, amplituda pa je za vsako osebo konstantna. Nastavljena je na tako vrednost, da oseba stimulacijo občuti kot jasen, a neboleč občutek vibracije na koži. Pri tem ne gre za funkcionalno stimulacijo mišic, saj je amplituda premajhna, da bi prišlo do krčenja mišic zaradi vpliva električne stimulacije.

# 4.11 Rezultati izvajanja naloge s senzorno električno stimulacijo in zvokom

V študiji smo ocenjevali prilagoditev oz. sposobnost sledenja oseb navideznemu učitelju pri izvajanju ene same naloge s perturbacijami, pri kateri so vključeni zvočni signali ali SES. Osebe so nalogo izvedle dvakrat, enkrat z vključenim zvokom in brez SES, ter enkrat z vključeno SES in brez zvoka. Slika 4.17 prikazuje prilagoditev z zvokom, slika 4.18 pa s SES. Prekinjena črta označuje referenčno vrednost kota navideznega učitelja. Škatlični diagrami z brki ponazarjajo vrednost 5., 25., 50., 75. in 95. percentila v vsakem koraku. Prehodi med sivimi in belimi pasovi ponazarjajo amplitudne in/ali časovne perturbacije.



Slika 4.17. Prilagoditev pri izvajanju naloge z vključenim zvokom



Slika 4.18. Prilagoditev pri izvajanju naloge z vključeno SES

Pri nobenem od opazovanih parametrov prilagoditve oseb navideznemu učitelju ni statistično značilnih razlik med izvajanjem naloge z indikacijo začetka faze zamaha z zvokom ali s SES. To nakazuje, da pri vadbi spodnjih ekstremitet v navideznem okolju za prilagoditev ni pomembno, ali vključevanje ekvivalentnih dodatnih informacij izvedemo preko avditorne ali taktilne predstavnosti. S tehničnega vidika je vključevanje zvočne informacije manj težavno, zato bomo v nadaljevanju v izvajanje nalog vključili le zvok.

#### 4.12 Vrednotenje prilagoditve ob perturbacijah

Prilagoditev oz. sposobnost sledenja oseb navideznemu učitelju bomo podrobneje ocenili s primerjanjem izmerjenih in referenčnih potekov kota v kolku. Uporabili bomo metodo, ki sta jo razvila Giese in Poggio, in je osnovana na linearni superpoziciji prototipnih sekvenc [82]. Rezultat metode ni podan v obliki enega samega parametra kot npr. metoda ocenjevanja s korenom srednje kvadratične napake (RMS), marveč dobimo ločeno oceno za prostorsko (amplitudno) in časovno ujemanje signalov. Avtorja ocenjujeta metodo kot posebej primerno za analizo bioloških vzorcev gibanja. Metoda vrne prostorsko in časovno ujemanje med dvema vektorjema  $x_1$  in  $x_2$  tako, da definiramo vektorja amplitudnega  $\xi(t)$  in časovnega  $\tau(t)$ odmika kot je prikazano na sliki 4.19, ki podajata amplitudni in časovni odmik vsake točke dane funkcije glede na referenčno funkcijo, po en. 4.62:



Slika 4.19. Amplitudni in časovni odmik

$$x_{2}(t) = x_{1}(t') + \xi(t)$$
  

$$t' = t + \tau(t)$$
(4.62)

Napako nato izračunamo po (4.63):

$$E_{c}(\xi,\tau) = \int \left(\xi(t)^{2} + \lambda\tau(t)^{2}\right) dt$$
(4.63)

Za diskretne signale so namesto zveznega časa uporabljeni pari vzorcev (n, n'), namesto funkcij  $\xi(t)$  in  $\tau(t)$  pa matrika amplitudnih odmikov  $(x_1(n) - x_2(n'))$  in matrika časovnih odmikov (n - n'). Algoritem z dinamičnim programiranjem najde pot v ravnini (n - n') z minimalno napako, pri čemer je ta napaka definirana kot vsota vrednosti diskretnega vektorja funkcije napake (4.64) posameznega vzorca, glede na utežitveni faktor  $\lambda$ , ki je rezultat minimizacije:

$$E_d(n,n') = (x_1(n) - x_2(n'))^2 + \lambda(n-n')^2 T^2$$
(4.64)

Rezultat postopka je optimalno amplitudno in časovno ujemanje dveh vzorcev, v našem primeru sta to izmerjeni in referenčni potek kota v kolku. Podroben opis metode in dinamičnega programiranja je podan v [82].

V testni skupini študije za ocenjevanje prilagoditve je bilo 11 zdravih oseb (starost 23 – 30 let, povprečna vrednost 26.3 let, standardni odklon 2.3 leta). Nobena od oseb poprej ni imela težjih poškodb spodnjih ekstremitet ali kakršnih koli zdravstvenih težav, ki otežujejo gibanje. Vsi sodelujoči so podali informirano soglasje za sodelovanje v študiji.

V študiji smo ocenjevali prilagoditev oz. sposobnost sledenja oseb navideznemu učitelju pri izvajanju ene same naloge, pri kateri so bili vključeni zvočni signali. Osebe so nalogo izvajale v dveh načinih. V prvem načinu je bila v navideznem okolju prikazana samo figura navideznega učitelja, v drugem načinu pa tudi figura, ki prikazuje gibe osebe v realnem času. Tako prvi način predstavlja samo sledenje z vidno referenco, drugi način pa sledenje z vidno povratno zvezo. Vrstni red načinov izvajanja naloge je bil naključen.

#### 4.13 Rezultati naloge s perturbacijami

Slika 4.20 prikazuje potek kota v kolku pri nalogi sledenja korakanja na mestu s perturbacijami v načinu z vključeno vidno povratno zvezo. Prekinjena črta predstavlja referenco, polna črta pa povprečno vrednost vseh oseb. Standardni odklon je prikazan kot siv pas. Način z vidno povratno zvezo vsebuje prikaz figure osebe v realnem času in figure navideznega učitelja hkrati, tako da lahko oseba v navideznem ogledalu ves čas opazuje razliko med svojim in referenčnim gibanjem ter na podlagi te informacije poizkuša minimizirati napako sledenja. Ta način bomo primerjali z načinom, kjer oseba v navideznem ogledalu vidi samo navideznega učitelja, torej samo vidno referenco. Slednji način ne omogoča vidne povratne zveze, saj oseba ne vidi neposredno napake sledenja svojega gibanja glede na navideznega učitelja.



Slika 4.20. Sledenje referenci z vidno povratno zvezo

Razlike med načinoma z vidno referenco in vidno povratno zvezo smo analizirali z metodo avtorjev Giese in Poggio [82] ter analizo variance prostorske in časovne prilagoditve med obema načinoma. Na sliki 4.21(a) prvi škatlični diagram ponazarja prostorsko prilagoditev – amplitudno napako sledenja z vključeno vidno referenco in prikazom figure osebe v realnem času – način, ki omogoča vidno povratno zvezo, drugi diagram pa sledenje v načinu z vključeno samo vidno referenco. Na sliki 4.21(b) je v enakem smislu prikazana časovna prilagoditev – časovna napaka sledenja. Škatlični diagrami prikazujejo 5., 25., 50., 75. ter 95. percentil v razporeditvi napake sledenja. Razlika med sledenjem referenci v prvem in drugem načinu je statistično značilna (p < 0.001), kar kaže na to, da vključitev vidne povratne zveze omogoča boljšo prilagoditev kot samo prikazovanje vidne reference, saj sta manjši tako napaka sledenja, kot tudi varianca napake. Tudi časovna prilagoditev je bila v načinu z vidno povratno zvezo statistično značilno boljša kot v načinu z vidno referenco (p < 0.001).



Slika 4.21. Prostorska (a) in časovna (b) prilagoditev pri sledenju navideznemu učitelju v načinih z vidno povratno zvezo (način 1) in samo z vidno referenco (način 2)

# 5. Haptična povratna zveza

## 5.1 Eksoskeletni sistem Lokomat

Lokomat je robotski eksoskelet švicarskega podjetja Hocoma AG. Na trgu je postal dosegljiv leta 2000, namenjen pa je urjenju hoje. Glavni cilj pri razvoju je bil omogočiti rehabilitacijski trening, prilagodljiv bolnikom in njihovim specifičnim potrebam, obenem pa razbremeniti fizioterapevte napornega dela, povezanega z urjenjem ohromelih spodnjih ekstremitet bolnikov.

Naprava ima štiri aktivne prostostne stopnje, po eno za vsak kolk in koleno, kar omogoča gibanje v sagitalni ravnini. Oseba je med vadbo vpeta v aktiven sistem za delno kompenzacijo lastne teže [83]. Lokomat se običajno uporablja skupaj s tekočim trakom, katerega hitrost je sinhronizirana z gibi eksoskeleta. Slika 5.1 prikazuje Lokomat, opremljen še z dodatnim sistemom za pasivno oporo stopala, namenjenim bolnikom, ki niso zmožni zadostne samostojne dorzifleksije. Tako je dosežen ustrezen dvig stopala med hojo v fazi zamaha. Aktuacija aktivnih sklepov je izvedena z nesamozapornimi (povratno vodljivimi) linearnimi moduli s po eno prostostno stopnjo, integriranimi v strukturo eksoskeleta. Lokomat je opremljen s potenciometri in merilniki sile, kar omogoča merjenje kotne pozicije sklepov in sklepnih navorov v kolkih in kolenih v realnem času. Prvotno sta bila razviti dve konfiguraciji podsistema za merjenje sile (slika 5.2). Pri prvem so bili uporabljeni senzorji sile (FS) s po eno prostostno stopnjo, vezani zaporedno z linearnimi moduli, ki premikajo segmente. Drug sistem je vključeval senzorje sile v treh oseh, ki so bili vezani zaporedno na mestih kontaktov med osebo in segmenti Lokomata. Primerjava izračunanih navorov v kolenih in kolkih obeh sistemov je pokazala, da sta sistema v tem smislu ekvivalentna, zato je v uporabi ostal le prvi, preprostejši in cenejši sistem [56].



Slika 5.1. Lokomat s tekočim trakom



Slika 5.2. Linearni pogonski moduli in sistem za merjenje sile (FS)

#### 5.2 Impedančno vodenje

Prodajna različica Lokomata omogoča trening spodnjih ekstremitet po natančno ponovljivih, vnaprej določenih trajektorijah oziroma vzorcih gibanja. To je sicer prednost, vendar v primeru takega pozicijskega vodenja naprave bolnik nima ustrezne povratne zveze o svojih hotenih gibih oziroma prispevku le-teh pri premikanju svojih nog. To je osnovna predpostavka za razvoj novih principov vodenja, ki omogočajo bolj aktivno vpletenost bolnikov v proces rehabilitacije in hkrati večjo prilagodljivost sistema in poteka vadbe glede na njihove potrebe [50-56, 83, 84].

Princip impedančnega vodenja za razliko od pozicijskega vodenja vnaša v sistem določeno voljnost, ki dopušča spremenljivo odstopanje od vnaprej določenih trajektorij ekstremitet. Sheme takega vodenja temeljijo na odnosu med kotom v sklepu in sklepnim navorom, v splošnem imenovanim mehanska impedanca [55]. Regulator navora je učinkovit le, če so dovoljena kotna odstopanja osnovana samo na aktivnih prispevkih mišic bolnikov. Da bi ločili te prispevke od pasivnih viskoelastičnih pojavov v sistemu, vpliva gravitacije ter mehanske vztrajnosti Lokomata in osebe, je potreben inverzni dinamični model. Na ta način je mogoče kompenzirati lastno impedanco Lokomata in osebe. Vrednost impedance lahko nastavlja terapevt po svoji presoji, odvisna je predvsem od zmožnosti bolnika, koliko lahko sam prispeva k doseganju želenih trajektorij. Večja vrednost impedance pomeni bolj tog sistem, pri najvišji impedanci znaša največje dovoljeno kotno odstopanje 15°, pri najmanjši pa je dovoljeno celotno območje gibanja. Zaradi varnosti morajo biti sklepni navori omejeni, običajno je to med 50-150 Nm.



Slika 5.3. Impedančna shema vodenja Lokomata

Slika 5.3 prikazuje eno od razvitih in preizkušenih različic impedančne sheme vodenja [53], pri kateri je privzeto, da koti Lokomata ustrezajo kotom v sklepih osebe. Viskoelastični navor  $\tau_{Imp}$  (impedanca prvega reda) se izračuna na podlagi odstopanja kota in kotne hitrosti od želene vrednosti:

$$\tau_{\rm Imp} = K\Delta q + B\Delta \dot{q} \tag{5.1}$$

*K* je koeficient linearne elastičnosti, *B* pa koeficient linearne viskoznosti. Vhod v sistem predstavlja referenčna trajektorija gibanja, dobljena s pomočjo zdrave osebe, ki jo je moč prilagoditi posamezniku v smislu časovnega in amplitudnega skaliranja, odmika, ter območja. Sile, ki jih merijo senzorji Lokomata, poleg aktivnih prispevkov osebe vsebujejo tudi komponente zaradi gravitacije in vztrajnosti. Aktivni prispevki  $\tau_{Act}$  se določijo na podlagi inverznega dinamičnega modela in parametrov robota ter osebe [53, 111, 112]:

$$\tau_{\rm act} = [M_L(q) + M_H(q)]\ddot{q} + C_L(q,\dot{q}) + C_H(q,\dot{q}) + G_L(q) + G_H(q) - \tau_{\rm pas}(q) - \tau_{\rm int}$$
(5.2)

Indeks L označuje vztrajnostne (M), Coriolisove (C) in gravitacijske (G) navore Lokomata, indeks H pa navore osebe. S pomočjo te sheme je bilo med eksperimenti doseženo zadovoljivo delovanje sistema pri nizkih vrednostih nastavljene impedance. V okviru disertacije je bila uporabljena izključno impedančna shema vodenja. V razvoju so tudi sheme admitančnega in hibridnega adaptivnega vodenja, ki jih ne bomo podrobneje opisovali.

#### 5.3 Pomen povratne zveze pri sistemu Lokomat

V nasprotju z uveljavljenimi postopki rehabilitacije hoje Lokomat ne omogoča interakcije med bolnikom in terapevtom, ki je sicer pomemben vir informacij o vrsti težav in napredku, tako za terapevta, kot tudi za bolnika. Sistem že v sami zasnovi nudi haptično povratno zvezo pri hoji, vendar to ne zadostuje pri bolnikih, ki zaradi bolezni ali poškodbe ne čutijo zadostne informacije o legi in sklepnih navorih ekstremitet iz svojega lastnega živčnega sistema. Senzorji sile dajejo informacijo o aktivnih prispevkih mišic, kar je podobno informaciji, ki jo dobi terapevt pri ročnem treningu, glede na svoj napor, ki ga mora vložiti v vodenje nog bolnika. Cilj je torej iz meritev sil izluščiti vrednosti, ki ustrezajo hotenim prispevkom bolnika in jih v ustrezni, bolniku zaznavni obliki predstaviti v realnem času. Tako je

vzpostavljena vidna, slušna ali drugačna čutilna povratna zveza, na podlagi katere lahko bolnik usmerja svoje gibe. Hkrati pa je tak prikaz v realnem času dostopen tudi terapevtu, ki lahko na podlagi teh informacij uravnava parametre delovanja Lokomata, npr. hitrost hoje ali kompenzacijo gravitacije. Na ta način tudi terapevt spet dobi možnost vplivanja na potek urjenja, ki jo sicer pri Lokomatu brez dodatne povratne zveze nima.

## 5.4 Vključitev vidne povratne zveze

Haptično in vidno povratno zvezo smo v študiji združili tako, da oseba, ki uporablja Lokomat, hkrati opazuje še navidezno ogledalo, gibi robotskega eksoskeleta in navideznega učitelja pa so pri tem sinhronizirani. Študij prilagajanja oseb z vključenima obema predstavnostima navideznega okolja je v takšni konfiguraciji možen brez optičnega merjenja gibanja oseb, saj je Lokomat opremljen z merilniki kotov, ki dajejo informacijo o kotih v kolkih in kolenih osebe v relnem času. Te merjene vrednosti smo uporabili za animacijo gibov figure v navideznem okolju, ki predstavlja osebo v realnem času, Lokomat in navidezni učitelj pa sta programirana z istimi referenčnimi trajektorijami spodnjih ekstremitet. Izvedba haptične ter vidne povratne zveze s sistemom Lokomat in navideznim okoljem je prikazana na sliki 5.4.



Slika 5.4. Lokomat in vidna povratna zveza

Vključitev vidne povratne zveze na način, kjer oseba opazuje razliko v kotih spodnjih ekstremitet med seboj in navideznim učiteljem, ne bi bila smislena v primeru pozicijskega vodenja sistema Lokomat, saj bi bile razlike med obema figurama v navideznem okolju zaradi velike togosti sistema premajhne, da bi lahko služile kot uporabna informacija, na podlagi katere bi lahko oseba usmerjala svoje gibe. Togost sistema je prevelika, da bi lahko oseba s svojimi hotenimi gibi znatno vplivala na lego eksoskeleta in tako bi bil tudi učinek vidne povratne zveze neznaten. To se spremeni z vpeljavo impedančnega vodenja. Impedančno
vodenje omogoča variabilna odstopanja od referenčne trajektorije in oseba občuti eksoskelet kot podajen. Navor, ki sili osebo k referenčni trenutni poziciji, je proporcionalen kotnemu odstopanju od reference. Togost sistema je odvisna od nastavitve vrednosti mehanske impedance; vrednost 0 v idealnem primeru povzroči, da oseba ne čuti nikakršne mehanske impedance, sistem pa se obnaša popolnoma transparentno – kot ga sploh ne bi bilo. Ker oseba ne čuti zunanjih navorov, v tem primeru niti ne moremo govoriti o haptični povratni zvezi. Maksimalna vrednost mehanske impedance na drugi strani povzroči, da se sistem obnaša identično pozicijskemu vodenju – maksimalno togo. Dejansko sistem vodenja Lokomata ne kompenzira popolnoma učinka vztrajnosti eksoskeleta, zato praktično ni mogoče doseči popolne transparentnosti sistema in pri majhnih vrednostih mehanske impedance oseba močneje čuti vztrajnost segmentov eksoskeleta. Nastavitev mehanske impedance je zato kompromis med zahtevama, da naj bo Lokomat dovolj podajen, da je dobro sledenje referenci dejansko posledica hotenih gibov osebe in ne same togosti sistema, pri tem pa naj bo sistem dovolj tog, da nepopolna kompenzacija vztrajnosti težkih segmentov ne bo znatna ovira pri izvajanju hotenih gibov. V študiji smo težili k čim manjši možni vrednosti mehanske impedance, da ne bi bila haptična povratna zveza premočna. Ta vrednost je bila določena eksperimentalno in znaša 30% maksimalne impedance oziroma togosti, ki jo lahko z Lokomatom dosežemo.

## 5.5 Naloge v navideznem okolju

Študij prilagoditve oseb navideznemu okolju pri vidni in haptični povratni zvezi smo izvedli z enako nalogo, kot je opisana v poglavju 4.9 in vključuje korakanje na mestu z amplitudnimi in kadenčnimi perturbacijami. Amplitudo kotov v kolkih med nalogo je bilo treba zmanjšati na polovico, da je bila izvedljiva tudi s sistemom Lokomat, ki ima omejeno območje gibanja v kolkih, saj je v prvi vrsti namenjen rehabilitaciji hoje, kjer se večje vrednosti kotov ekstenzije in fleksije, predvsem v kolkih, praviloma ne pojavljajo. Kadenčni profil naloge je ostal nespremenjen.

Nalogo smo izvedli v treh načinih, ki jih bomo zaradi lažje primerjave z načinoma 1 in 2, opisanima v poglavjih 4.11 in 4.12, označili kot načini 3, 4 in 5. V slednjih treh načinih je povsod vključen Lokomat, torej haptična povratna zveza. V načinu 3 je poleg tega še vidna povratna zveza, v načinu 4 je namesto vidne povratne zveze samo vidna referenca, v načinu 5 pa ni nikakršnega prikaza navideznega okolja in navideznih figur. V vseh načinih so vključeni zvočni signali, ki označujejo začetek faze zamaha, enako kot je opisano v poglavju 4.10.

V študiji prilagoditve navideznemu okolju s haptično in vidno povratno zvezo je sodelovalo 12 zdravih oseb (starost 23 – 30 let, povprečna vrednost 26.3 let, standardni odklon 2.3 leta). Nobena od oseb poprej ni imela težjih poškodb spodnjih ekstremitet ali kakršnih koli zdravstvenih težav, ki otežujejo gibanje. Vsi sodelujoči so podali soglasje za sodelovanje v študiji. Vrstni red načinov izvajanja naloge je bil naključen. Sposobnost sledenja oseb navideznemu učitelju smo ocenjevali po metodi, opisani v poglavju 4.11, ki loči med prostorsko in časovno prilagoditvijo.

## 5.6 Rezultati izvajanja naloge

Slika 5.5 prikazuje potek kota v kolku pri nalogi sledenja korakanja na mestu s perturbacijami v načinu z vključenima vidno in haptično povratno zvezo. Prekinjena črta predstavlja referenco, polna črta pa povprečno vrednost vseh oseb. Standardni odklon je prikazan kot siv pas.



Slika 5.5. Sledenje referenci z vidno povratno zvezo

Razlike med načini s haptično povratno zvezo v kombinaciji z vidno referenco in vidno povratno zvezo smo analizirali z metodo avtorjev Giese in Poggio [82] ter analizo variance prostorske in časovne prilagoditve kota v kolku med tremi načini. Na sliki 5.6(a) prvi škatlični diagram ponazarja prostorsko prilagoditev - amplitudno napako sledenja z vključenima vidno in haptično povratno zvezo, drugi diagram sledenje v načinu z vključeno vidno referenco in haptično povratno zvezo, tretji diagram pa prikazuje sledenje samo s haptično povratno zvezo. Na sliki 5.6(b) je v enakem smislu prikazana časovna prilagoditev – časovna napaka sledenja. Škatlični diagrami prikazujejo 5., 25., 50., 75. ter 95. percentil v razporeditvi napake sledenja. Vključitev vidne povratne zveze k haptični povratni zvezi je izboljšala tako prostorsko kot časovno prilagoditev navideznemu učitelju (p < 0.001 pri obeh opažanjih), ni pa statistično značilnih razlik v prostorskem (amplitudnem) in časovnem ujemanju kota v kolku med načinoma 4 in 5, torej med sledenjem samo vidni referenci in sledenjem brez vidnega prikaza navideznega okolja. Vključitev vidne povratne zveze je zmanjšala tako napako, kot varianco napake prostorske prilagoditve, pri časovni prilagoditvi pa se je pri tem zmanjšala samo varianca napake. Na splošno je bila napaka časovne prilagoditve v vseh načinih s haptično povratno zvezo dokaj majhna.

Na koncu poglavja podajmo še primerjavo med vsemi petimi načini, torej v bistvu primerjavo med haptično povratno zvezo in vidno povratno zvezo. Slika 5.7 združuje sliki 4.17 in 5.7 v istem merilu. Vsi trije načini z vključeno haptično povratno zvezo (3, 4 in 5) omogočajo boljšo prostorsko in časovno prilagoditev kot kateri koli od načinov brez haptične povratne zveze (1 in 2), pri čemer velja p < 0.001 za vse medsebojne primerjave, razen v primerjavi časovne prilagoditve med načinoma s samo haptično povratno zvezo in načinom s samo vidno povratno zvezo, kjer velja p = 0.005. Kljub temu, da haptična povratna zveza omogoča znatno boljšo prilagoditev kot vidna, pa je zanimivo, da se da rezultat sledenja še izboljšati, kadar sta prisotni obe predstavnosti povratne zveze.



Slika 5.6. Prostorska (a) in časovna (b) prilagoditev pri sledenju navideznemu učitelju v načinih z vidno in haptično povratno zvezo (način 3), s haptično povratno zvezo in vidno referenco (način 4) ter samo s haptično povratno zvezo (način 5)



Slika 5.7. Primerjava prostorske (a) in časovne (b) prilagoditve pri sledenju navideznemu učitelju v vseh 5 načinih: vidna povratna zceza (način 1), vidna referenca (način 2) vidna in haptična povratna zveza (način 3), haptično povratna zveza in vidna referenca (način 4), haptična povratna zveza (način 5)

# 6. Povratna zveza v obogateni resničnosti

## 6.1 Prikaz gibanja s tridimenzionalnim videom

Merjenje gibanja z optičnim sistemom z aktivnimi markerji, opisano v poglavju 4, je le eden od načinov za izvedbo prikaza gibanja in vidne povratne zveze v navideznem okolju. Z vidika dostopnosti merilne opreme in enostavnejšega merjenja brez markerjev je v ta namen bolj primerno uporabiti običajne video kamere. Za zajem podatkov bomo uporabili sistem video kamer (slika 6.1), ki je v razvoju v laboratoriju Teleimmersion Lab – UC Berkeley [85,86]. Razvit je bil za študij prisotnosti na daljavo in prisotnosti na porazdeljenih zemljepisnih lokacijah v skupnem hibridnem navideznem okolju, pri čemer pojem hibridno označuje združitev 3D videa z navideznimi 3D objekti in modeli navidezne resničnosti.



Slika 6.1. Sistem video kamer za zajem 3D videa



Slika 6.2. Stereo grozd štirih video kamer

Sistem sestavlja 48 video kamer, združenih v 12 samostojnih stereo grozdov s po 4 kamerami (slika 6.2), ter 14 zmogljivih računalnikov, ki skrbijo za zajem, sinhronizacijo in povezavo. Gruče so enakomerno porazdeljene okrog prostora približno kockaste oblike, tako da tvorijo delovni prostor s stranico približno 2.5 m. Vsaka gruča zajema podatke o barvi in oddaljenosti površine v manjšem delu območja, nadzorni računalnik pa skrbi za medsebojno kalibracijo in podatke združuje v homogeno celoto [87], tako da so objekti, ki se nahajajo v vidnem območju, opisani kot oblak točk v prostoru, vse glede na določen izhodiščni koordinatni sistem. Na ta način imamo informacijo samo o površini objektov v okolju, ne pa tudi o njihovi notranjosti. Vsako točko definirajo koordinate pozicije v prostoru in 4 parametri barve (rdeča, zelena in modra v standardnem RGB spektru, ter prosojnost). Ko so podatki o točkah iz posameznih gruč združeni v enoten oblak, algoritem za stiskanje podatkov [85] prilagodi zapis tako, da po 3 točke nastopajo kot oglišča trikotnika z definirano smerjo normale. Barva tega dela površine je določena kot barva trikotnika in ne več z barvami posameznih točk. Velikost trikotnikov ni konstantna, pač pa je odvisna od teksture in upognjenosti površine nerazgibani in barvno homogeni predeli so opisani z manj trikotniki kot teksturno in topografsko bolj razgibane površine. Pred začetkom zajemanja podatkov mora biti prostor med kamerami prazen, da lahko zajamemo ozadje, ki ga nato odštevamo od zajetih podatkov.

## 6.2 Ocenjevanje kinematičnih parametrov

Iz podatkov, zajetih s sistemom na opisani način, bomo izluščili parametre, ki nas zanimajo pri izvajanju nalog sledenja v navideznem okolju. V našem primeru nas neposredno zanimata kota v kolkih v sagitalni ravnini, posredno pa za to potrebujemo še lego središča telesa poizkusne osebe, ki ga bomo definirali glede na potrebe naloge. Najprej bomo vpeljali določene omejitve s ciljem zagotoviti robustnejše in hitrejše ocenjevanje parametrov. Zahtevamo in privzamemo, da je položaj osebe sledeč: oseba stoji na tleh, približno na sredini prostora med kamerami, orientirana s prednjim delom telesa in obrazom ves čas v isto predpisano smer, oblečena v oblačila, ki niso črna ali zelo temne barve, zgornji del telesa od pasu navzgor je vzravnan, roke so prekrižane na prsih. Omejitve omogočajo uporabo manjšega števila kamer kot jih je na voljo v sistemu. V naši študiji smo uporabili le en stereo grozd štirih kamer, od katerih so tri črnobele za 3D rekonstrukcijo ter ena barvna za določitev barve. Prvi korak je segmentacija telesa na zgornji in spodnji del ter levo in desno polovico (slika 6.3), kar je osnova za določanje točk leve in desne spodnje ekstremitete. Središčno točko definiramo tako kot v poglavju 2, kjer smo opisali kinematični model celotnega človeškega telesa, kot središče daljice, ki povezuje središči obeh kolčnih sklepov. Višina te točke kot tudi višina pasu pri vzravnanem telesu sta odvisni od telesne višine osebe in ju določimo po parametrih Zatsiorskega [26]. Telo razdelimo na zgornji in spodnji del na višini pasu. Pozicijo telesa v vodoravni ravnini izračunamo kot težišče točk projekcije površine zgornjega dela telesa na vodoravno ravnino. Orientacije ne izračunavamo, saj je določena s pogojem, da je oseba ves čas obrnjena v isto predpisano smer. Sagitalna ravnina, ki telo razdeli na levo in desno polovico, je tako popolnoma določena že s pozicijo središča telesa v lateralni smeri. S tako delitvijo telesa smo dobili 4 ločene dele, od katerih zgornja 2 obravnavamo skupaj kot homogeno celoto. Spodnji levi del predstavlja levo spodnjo ekstremiteto, spodnji desni pa spodnjo desno ekstremiteto. Zaradi boljšega ločevanja sta ekstremiteti med prikazovanjem obarvani v različnih barvah.



Slika 6.3. Delitev telesa na zgornji in spodnji del (levo), ter levo in desno polovico (desno)



Slika 6.4. Določanje kotov v kolkih: poenostavitev točk noge v sagitalno ravnino (rumeno) in pripadajoča premica po metodi najmanjših kvadratov (rdeče)

Kota v kolku bomo izračunali ločeno samo iz točk v prostoru, ki pripadajo ustrezni okončini in pozicije kolkov, glede na opisano segmentacijo. Točke v 3D prostoru, ki predstavljajo posamezno spodnjo ekstremiteto, najprej poenostavimo v dve dimenziji v sagitalni ravnini, saj nas zanima kot v sagitalni ravnini. To naredimo tako, da nogo po višini razdelimo s horizontalnimi ravninami na režnje in za vsak reženj izračunamo koordinato mediane vseh točk v režnju v frontalni smeri. Zaradi večje robustnosti in neobčutljivosti takega izračuna koordinate na morebitne artefakte, ki v resnici ne sovpadajo z neko točko na površini noge, a niso bili odstranjeni kot ozadje, vzamemo mediano namesto povprečne vrednosti. Koordinata v lateralni smeri nas ne zanima, saj gre za projekcijo ravno v tej smeri – na sagitalno ravnino,

vrednost vertikalne koordinate pa je znana neposredno iz višine trenutnega režnja. Na ta način dobimo 2D binarno sliko za vsako nogo, ki v vsakem vertikalnem režnju vsebuje eno točko, točke pa tvorijo "kačo" (na sliki 6.4 označeno rumeno), ki sovpada s položajem noge v sagitalni ravnini.



Slika 6.5. Faze določanja kotov v kolkih

Kot v kolku izračunamo iz točk, ki pripadajo stegnu in jih dobimo iz lege stegnenice. Iz segmentacije je znana pozicija središča kolčnega sklepa, vedeti je treba torej le še, kako dolga je stegnenica, zato da lahko ocenimo, katere točke v prostoru, ki ga zavzema spodnja ekstremiteta, pripadajo stegnu oz. stegnenici ter katere pripadajo goleni in stopalu, ki nas pri ocenjevanju kota v kolku ne zanimata. Dolžina stegnenice je, tako kot pozicija sklepov odvisna od parametrov Zatsiorskega in telesne višine osebe. V poštev pridejo torej vse točke, ki se nahajajo znotraj radija z dimenzijo, ki ustreza dolžini stegnenice in s središčem v poziciji kolčnega sklepa. Točke zunaj radija pripadajo nogi od kolena navzdol in jih pri izračunu ne upoštevamo. V zadnjem koraku preko točk stegna potegnemo premico po metodi najmanjših kvadratov (na sliki 6.4 označeno z rdečo) in izračunamo njen nagib glede na vertikalo, ki predstavlja kot v kolku (eden od zahtevanih in privzetih pogojev je ta, da je zgornji del telesa osebe med merjenjem vzravnan, zato je vrednost kota med stegnenico in zgornjim delom telesa ista kot med stegnenico in vertikalo). Vrednost 0° ustreza kotu v kolku med vzravnano stojo, vrednost 90° pa kotu v kolku, ko je noga dvignjena od tal, tako da je koleno v višini kolka. Celotni potek določanja kotov je prikazan na sliki 6.5. Opisana metoda za izračun kota je dovolj robustna, zanesljiva in enostavna, da je izvedljiva na obstoječem sistemu v realnem času, brez zaznavnega zmanjšanja hitrosti delovanja sistema, kar je eden od predpogojev za izvedbo vidne povratne zveze v realnem času.

## 6.3 Vključitev navideznih objektov in vidna povratna zveza

Sistem že brez ocenjevanja in prikazovanja parametrov med opazovanjem na zaslonu omogoča vidno povratno zvezo, vendar (če izključimo dejstvo, da gre za 3D prikaz oz. možnost opazovanja iz različnih zornih kotov navidezne kamere, ter možnost prenosa podatkov na daljavo) ni ta informacija iz takšnega 3D video navideznega ogledala nič bogatejša kot npr. opazovanje samega sebe in vizualno ocenjevanje kotov v sklepih v običajnem ogledalu. Vidno povratno zvezo bomo izvedli v bolj strogem smislu. Vpeljali bomo povratno zvezo za vodenje na osnovi neposrednega primerjanja (odštevanja) vhodne veličine v proces (reference) ter izhoda iz procesa (dejanske izmerjene veličine), katere vrednost želimo regulirati. V prejšnjih poglavjih smo vidno povratno zvezo izvedli tako, da je oseba opazovala referenčno figuro navideznega učitelja ter na istem mestu superponirano še svojo lastno figuro. Razlika med legama obeh figur je bila tako jasno vidna in je predstavljala napako v sledenju, ki jo je bilo treba preko lastnih gibov minimizirati.



Slika 6.6. Navidezni učitelj (levo) in oseba, ki sledi njegovim gibom (desno) v istem okolju

Tudi v 3D video okolje bomo vključili navideznega učitelja (na sliki 6.6 levo), vendar ne v obliki navidezne figure, pač pa bo to kar posnetek prave osebe na zaslonu, ki izvaja nalogo v navideznem okolju in predstavlja referenco za poizkusno osebo (na sliki 6.6 desno), ki mu mora slediti. 3D video informacija je zaradi tekstur obleke precej bogatejša, zato superpozicija polprosojnih video podob ene na drugo ni smiseln način poudarjanja vidne povratne zveze, ker v vidno zaznavo vnese več zmede kot jasnosti. Namesto tega bomo podobo učitelja in podobo osebe v realnem času prikazali eno zraven druge, vidno povratno zvezo pa poudarili z vpeljavo enostavnih 3D objektov – tarč za sledenje (slika 6.7). Na podobo navideznega učitelja superponiramo polprosojni krogli, katerih poziciji sta ves čas pripeti na levo in desno koleno. Ustrezno pozicijo krogel izračunamo iz pozicije središča telesa učitelja, od katere sta neposredno, preko konstantne translacije odvisni poziciji kolčnih sklepov. Poziciji kolenskih sklepov sta po tem odvisni le od kota v kolku in dolžine stegnenice. Poleg teh referenčnih krogel dodamo prikazu še krogli, ki predstavljata pozicijo kolen osebe, ki sledi učitelju v realnem času. Tudi ti krogli pripnemo na navideznega učitelja, edini parameter, ki ga pri tem spremenimo, je kot v kolku, ki tokrat ustreza osebi v realnem času. Na ta način je vzpostavljena jasno vidna razlika med kotom v kolku osebe in navideznega učitelja, na katero se oseba lahko osredotoči, hkrati pa lahko na zaslonu pred sabo opazuje obe celotni podobi v istem okolju (slika 6.8). Krogli osebe sta nekoliko manjši od krogel učitelja, da je ves čas jasno, katera krogla je referenčna in katera ji sledi. Ko se manjša krogla nahaja znotraj večje krogle, slednja zažari v svetlejši barvi. Tako tudi daljši čas žarenja leve in desne krogle pomeni sorazmerno boljše sledenje. Leva in desna krogla sta zaradi jasnejšega ločevanja sledenja leve in desne noge prikazani v različnih barvah. Edini parameter, od katerega sta neposredno odvisni poziciji obeh krogel, je kot v kolku osebe, zato lahko na ta način izvajamo naloge sledenja kota v kolku, podobno kot v poglavjih 4 in 5. Poudarjanje 3D video informacije z ustreznimi navideznimi objekti bomo poimenovali hibridno 3D video/navidezno okolje, oz. kratko hibridno okolje.



Slika 6.7. Navidezni učitelj s superponiranimi navideznimi tarčami za sledenje



Slika 6.8. Sledenje osebe navideznemu učitelju in tarčam

## 6.4 Naloga v hibridnem okolju

Prilagoditev oseb na sledenje v hibridnem okolju bomo ocenjevali z izvajanjem naloge korakanja na mestu. Parametri naloge ne bodo popolnoma enaki kot v poglavjih 4 in 5, ker učitelja v hibridnem okolju ni možno vnaprej programirati s točno določenimi, ponovljivimi gibi, saj gre za posnetek resnične osebe, ki izvaja nalogo. Oseba, ki je bila posneta kot učitelj v hibridnem okolju, je pri snemanju opazovala in posnemala gibanje navideznega učitelja pri izvajanju naloge 1 v tabeli 4.1, opisane v poglavju 4.6. V hibridnem okolju je referenčno gibanje učitelja torej podobno eni od že izvedenih nalog v navideznem okolju. Ostalih nalog nismo izvedli iz razlogov, opisanih v poglavju o vrednotenju ocenjevanja, ki sledi v nadaljevanju.

Nalogo smo izvedli v dveh načinih. V prvem načinu sta v prikaz vključeni podobi učitelja in osebe v realnem času z navideznimi tarčami – kroglami, ki so namenjene bolj jasnemu dojemanju in ocenjevanju razlik med učiteljem in osebo, ki sledi učitelju. V drugem načinu smo krogle izključili iz prikaza, prikaz obeh figur pa je ostal nespremenjen. Vrstni red načinov izvajanja naloge je bil naključen.

V testni skupini za izvajanje nalog je bilo 12 zdravih oseb (starost 20–37 let; povprečna starost 26.7 let, standardni odklon 5.7 let). Nobena od oseb poprej ni imela težjih poškodb spodnjih ekstremitet ali kakršnih koli zdravstvenih težav, ki otežujejo gibanje. Vsi sodelujoči so podali soglasje za sodelovanje v študiji.

## 6.5 Rezultati izvajanja naloge

Razlike med načinoma z in brez prikaza navideznih tarč smo analizirali z metodo avtorjev Giese in Poggio [82] ter analizo variance prostorske in časovne prilagoditve med obema načinoma. Na sliki 6.9(a) prvi škatlični diagram ponazarja prostorsko prilagoditev – amplitudno napako sledenja z navideznimi tarčami, drugi diagram pa sledenje v načinu brez navideznih tarč. Na sliki 6.9(b) je v enakem smislu prikazana časovna prilagoditev – časovna napaka sledenja. Škatlični diagrami prikazujejo 5., 25., 50., 75. ter 95. percentil v razporeditvi napake sledenja. Razlika med sledenjem referenci v načinih 6 in 7 je statistično značilna (p < 0.001), kar kaže na to, da vključitev navideznih tarč omogoča boljšo prilagoditev kot samo prikazovanje obeh podob, saj sta manjši tako napaka sledenja, kot tudi varianca napake. Tudi časovna prilagoditev je bila v načinu s tarčami statistično značilno boljša kot v načinu brez tarč (p < 0.001).



Slika 6.9. Prostorska (a) in časovna (b) prilagoditev pri sledenju navideznemu učitelju v načinih z navideznimi tarčami (način 6) ter brez tarč (način 7)

### 6.6 Vrednotenje ocenjevanja kotov

Ocenjevanje kinematičnih parametrov, opisano v poglavju 6.2, ni preizkušena ali referenčna metoda, zato bomo podali še primerjavo z metodo, ki omogoča natančnejše merjenje. Za verifikacijo smo uporabili merjenje pozicij markerjev, podobno kot smo izvedli vidno povratno zvezo v poglavju 4. Na stegna osebe smo pritrdili pasivne reflektivne markerje (slika 6.10) in merili njihove pozicije s sistemom infrardečih video kamer, ki omogoča natančnost merjenja pozicije v razredu desetink mm. Markerji na vsaki nogi so med seboj togo povezani in tako tvorijo togo telo, katerega orientacijo izračunamo iz izmerjenih pozicij. Orientacija tega telesa glede na vertikalo predstavlja kot v kolku. Oseba je izvedla nalogo korakanja na mestu, med tem pa smo hkrati ocenjevali kot v kolkih tudi s sistemom video kamer. Kot med sledenjem referenci tudi med vrednotenjem pri oceni razlike med izmerjenima signaloma kota nismo upoštevali vrednosti, manjših ali enakih 0°, oz. kota med fazo opore, pač pa le kot med fazo zamaha. Slika 6.11 prikazuje primerjavo med izmerjenima kotoma v kolku na oba načina. Povprečna vrednost razlike med vzorci obeh meritev je zanemarljiva, standardni odklon pa znaša 4.4°. V primerjavi z napakami pri sledenju tarč (slika 6.9) je treba upoštevati, da za verifikacijo metode nismo uporabili metode avtorjev Giese in Poggio, saj gre za primerjavo izmerkov istega poteka meritve, pri katerem nas zanima amplitudno odstopanje med posameznima izmerkoma v istem časovnem trenutku in ne tudi časovna prilagoditev. Napake, dobljene po metodi ločevanja med amplitudno in časovno prilagoditvijo, so zaradi optimizacije, ki paroma združuje vzorce iz različnih trenutkov v času, občutno manjše. Iz primerjave lahko ocenimo tudi, kako dobro deluje ocenjevanje kota s kamerami v realnem času, oz. kakšno je zaostajanje. Iz primerjave obeh potekov z referenčnim sistemskim časom

smo ugotovili, da prikaz v obogateni resničnosti zaostaja za resničnim dogajanjem za 270 ms. V tej luči je zanimiva obravnava časovne prilagoditve oseb, prikazana na diagramu 6.8(b), kjer je razvidno, da je napaka v obeh načinih naloge precej manjša. To pomeni, da so osebe pri prilagoditvi zmožne zaznati, upoštevati in kompenzirati ta zamik – s svojimi gibi prehitevajo navideznega učitelja, tako da med njihovo lastno in podobo učitelja na zaslonu ni tega sistemskega zamika, ali pa je močno zmanjšan. Pride torej do vnaprej zaključene kompenzacije (feed forward control) v biološki povratni zvezi, kar je možno le, če je potek referenčne vrednosti vnaprej znan in nespremenljiv [104,105]. Zaostajanje prikaza obogatene resničnosti za realnim časom je bil glavni razlog, da v študiji nismo izvajali nalog s časovnimi in amplitudnimi perturbacijami, pač pa nalogo z vnaprej znanim in predvidljivim potekom reference. Tudi slika 6.11 prikazuje primerjavo, kjer ja ta zamik kompenziran.



Slika 6.10. Vrednotenje ocenjevanja kota v kolku z markerji in infrardečimi kamerami



Slika 6.11. Primerjava med izmerjenim kotom v kolku z referenčno metodo z markerji in metodo z video kamerami

# 7. Zaključek

Kinematični model, ki smo ga razvili za vizualizacijo gibanja v navidezni resničnosti, ima 30 prostostnih stopenj, od katerih je 24 sklepnih, ostale pa predstavljajo koordinate lege trupa v prostoru. V prvi študiji, kjer smo uporabili sistem OPTOTRAK, zanimalo pa nas je gibanje spodnjih ekstremitet, smo zgornji del telesa poenostavili, tako da smo združili zgornje ekstremitete, glavo in trup v en segment. Poenostavljeni kinematični model je imel s tem 19 prostostnih stopenj, od tega 13 sklepnih, kar je znatno zmanjšalo število potrebnih markerjev za meritve. Gležnji so v našem modelu predstavljeni z eno samo rotacijsko prostostno stopnjo, kar je sicer groba, a pogosta poenostavitev [6,15]. To ni imelo znatnega vpliva na obnašanje modela v navidezni resničnosti, ker je izhodiščni segment modela medenica in ne eno od stopal. Na ta način vpliva pozicijska napaka, ki se pojavi v gležnjih, le na stopala navidezne figure. Ta so glede na ostale segmente razmeroma kratka, zato je njihova celotna pozicijska napaka sprejemljiva glede na zahteve vizualizacije v navidezni resničnosti. Tako kot gležnji, imajo tudi kolena v resnici več prostostnih stopeni, a je gibljivost v sagitalni ravnini močno prevladujoča, zaradi česar je modeliranje kolena z eno samo prostostno stopnjo zadovoljiva predstavitev sklepa [6,21]. Celotna figura s kolki in sklepom med medeničnim segmentom in trupom s po 3 prostostnimi stopnjami se je izkazala kot ustrezen in prepričljiv prikaz resničnega gibanja spodnjega dela telesa osebe. Težave pri izračunih zaradi kinematičnih singularnosti smo odpravili s postopkom, ki dinamično prilagaja izraženost posameznih prostostnih stopenj v kolkih, kar se kaže kot gladko in naravno gibanje modela. Brez tega postopka bi model med približevanjem singularnim legam na nepredvidljiv način izkazoval nenadne spremembe v legi osi rotacije spodnjih ekstremitet. Po drugi strani pa modeliranje kolkov s samo 2 prostostnima stopnjama ne bi zadovoljivo opisovalo gibanja oziroma gibljivosti spodnjih ekstremitet. Nadaljnje poenostavitve modela v študijah, ki so sledile, smo vnesli na podlagi rezultatov prve študije, ki kažejo, da je pri izvedenih nalogah gibanje medenice glede na trup in gibanje spodnjih ekstremitet izven sagitalne ravnine zanemarljivo.

Eden od vidikov za zagotavljenje primerljivosti pri izvajanju študij je bila tudi uporaba iste navidezne figure za vse osebe. Prenos izmerjenih kotov na navidezno figuro je trivialen, merjeno pozicijo osebe pa smo v navidezno okolje prenesli tako, da smo jo normalizirali glede na telesno višino posameznika; z deljenjem dejanske pozicije, izmerjene s sistemom OPTOTRAK (v mm) s telesno višino in množenjem z višino navidezne figure (brez enot), smo vpliv telesne višine osebe eliminirali. To smo izvedli hkrati s postopkom kalibracije, kjer smo izračunali pozicijo izhodišča medeničnega segmenta. Kalibracija izhodiščne lege osebe je tudi pripomogla h kompenzaciji netočnosti pri namestitvi markerjev, kar je zagotovilo prenos ustreznih vrednosti kinematičnih spremenljik na navidezno figuro.

Navidezno ogledalo se je izkazalo za intuitivno in preprosto navidezno okolje, ki omogoča primerjavo prilagoditve pri nalogah za spodnje ekstremitet v vidni in haptični predstavnosti. Navidezno okolje sestavlja le podlaga, na katero sta postaljeni figuri, brez uprabe dodatnih tekstur ali posebnih učinkov. Zimmons in Panter v študiji [19] ugotavljata, da bolj

kompleksno okolje z bolj realističnimi detajli ter bolj finim izrisom in teksturami ne vpliva bistveno na občutek prisotnosti v okolju. V tem pogledu je pomembnejša odzivnost v realnem času, ponovljivost ter močna korelacija med dogajanjem v resničnem svetu in dogajanjem v navideznem okolju, zato smo se pri tehnični izvedbi navideznega ogledala posvetili v prvi vrsti tem dejavnikom. Navidezno ogledalo omogoča učenje s posnemanjem, dodatne razlage in navodila za sledenje pri tem niso potrebni, kar je omogočilo, da so osebe v študijah zelo hitro dojele koncept nalog sledenja korakanja na mestu. Osebe so naloge izvajale v naključnem vrstnem redu, primerjava pa je pokazala, da osebe, ki so izvajale nalogo v določenem načinu kot zadnjo, pri sledenju niso bile boljše od oseb, ki so nalogo v istem načinu izvajale kot prvo. Tudi med trajanjem določene naloge po doseženi konsistentnosti gibanja ni opaziti trenda zmanjševanja napake, kar nakazuje, da je bila naloga že naučena.

V prvi študiji z navideznim okoljem in vidno povratno zvezo smo glede na fizične zmožnosti zdravih ljudi izvedli 4 naloge, tako da je bila prva naloga enostavna, zadnja pa razmeroma zahtevna. V kliničnih študijah z bolniki bi morale biti te naloge prilagojene sposobnostim bolnikov. Ocenili smo čas, ki ga osebe potrebujejo za doseganje konsistentnosti gibanja in natančnost prilagoditve gibanja navideznemu učitelju. Splošen zaključek študije je, da se zdrave osebe razmeroma hitro prilagodijo navideznemu učitelju pri izvajanju razmeroma kompleksne naloge v navideznem okolju, ki zahteva koordinirano in uravnoteženo gibanje telesa, pri čemer se prostorsko prilagodijo prej kot časovno. Tudi to je bil eden od razlogov, da smo v nadaljnje študije vključili tudi zvok kot dodatno predstavnost, ki pripomore k izboljšanju časovnih parametrov hoje [79, 80].

Pri študijah s sistemom OPTOTRAK z zdravimi osebami ni bilo tehtnejših pomislekov glede njihove varnosti in zmožnosti prestajanja celotnega postopka, pri prenosu navideznega okolja v klinično okolje za vadbo bolnikov pa je treba upoštevati nekaj omejitev. Čas za pripravo osebe na merjenje (postavitev markerjev, priprava sistema, odkrivanje prekrivanja markerjev ipd.) je precej daljši od izvajanja samih nalog. Posamezna naloga sledenja z zdravimi osebami ni trajala bistveno dlje od minute, nameščanje markerjev in krmilnih enot za markerje s povezovalnimi žicami pa je trajalo povprečno okrog 30 min. Med pripravo so morale osebe večino časa vzravnano stati pri miru. Opisana priprava ne bi bila primerna za bolnike v postopku rehabilitacije spodnjih ekstremitet. Poleg tega ne bi bila možna kalibracija, kakršna je opisana, z osebami s kontrakturami v sklepih, ki ne morejo vzravnano stati. Razvoj metod, ki temeljijo na ocenjevanju gibanja brez markerjev na podlagi umetnega vida, je obetaven [24,88,108-110] in tak pristop smo prikazali v poglavju o obogateni resničnosti. Takšno merjenje je manj moteče predvsem za bolnike s prizadeto gibljivostjo spodnjih ekstremitet, npr. bolnike po možganski kapi ali z nepopolno poškodbo hrbtenjače [55,89]. Varnostni vidik govori tudi v prid korakanja na mestu namesto tekočega traku, za katerega je bilo ugotovljeno, da lahko povzroča nestabilnost pri hoji [28] in vsiljuje nastavljeno hitrost hoje [29].

V študiji s haptično povratno zvezo so bile amplitude kota v kolku prepolovljene zaradi omejenega dosega v sklepih Lokomata. Primerjava s študijo, kjer je bila vključena le vidna povratna zanka, je osnovana na opažanju, da razlike med osebo in navideznim učiteljem niso

odvisne od absolutne kotne vrednosti; razlike v napakah med sledenjem v sekvencah z nizko in visoko vrednostjo kota v kolku se ne razlikujejo bistveno niti pri vidni, niti pri haptični povratni zvezi.

Zvočni signali so bili vključeni v vseh načinih v študijah za primerjavo med vidno in haptično povratno zvezo. Dokazano je bilo, da zunanji slušni signali za časovno ujemanje izboljšajo časovno simetrijo korakov in parametre variabilnosti hoje v splošnem [79, 80], zvezna zvočna povratna zveza pa izboljša rezultate pri nalogi izogibanja oviram [90]. Mehanska struktura in motorji Lokomata med delovanjem že sami oddajajo zvok, ki sovpada z ritmom gibanja segmentov. Zaznavanje tega zvoka bi sicer lahko zadušili tako, da bi osebe med izvajanjem naloge nosile izolirne slušalke, vendar to lahko povzroči motnje v ohranjanju ravnotežja [81, 91]. Namesto tega smo v raziskave tako s haptično kot tudi samo z vidno povratno zvezo vključili zvočne signale v obliki kratkega, jasnega piska za indikacijo začetka faze zamaha, kar je znatno močnejši signal od hrupa Lokomata. Z vključevanjem takšne zvočne indikacije v obe študiji za primerjavo haptične in vidne povratne zveze smo z vidika zvoka zagotovili ekvivalentne pogoje za primerjavo izvajanja nalog.

V študiji samo z vidno predstavnostjo smo ugotovili, da vključitev vidne povratne zveze v primerjavi samo z vidno referenco izboljša prostorsko in časovno sledenje navideznemu učitelju. V splošnem ta ugotovitev spodbuja dodatno vloženo delo in sredstva, potrebna za merjenje kinematičnih spremenljivk v realnem času in njihovo ustrezno ponazoritev v navideznem okolju. Primerjava s haptično povratno zvezo je pokazala, da slednja omogoča boljšo prilagoditev kot kateri koli način samo z vidno predstavnostjo, lahko pa prilagoditev še izboljšamo z vključitvijo vidne predstavnosti, a le v obliki vidne povratne zveze in ne samo z vidno referenco. Merjenje parametrov v realnem času je že v osnovi potrebno za vzpostavitev haptične povratne zveze (zahteve po hitrosti delovanja in osveževalni frekvenci so tu precej večje kot pri vidni povratni zvezi), tako da so brez dodatne strojne opreme na voljo za izvedbo vidne povratne zveze. V tej luči je posebej smiseln razvoj novih haptičnih naprav, ki vključujejo vidno povratno zvezo, prav tako pa je razmeroma enostavno izvedljiva modifikacija obstoječih naprav v tej smeri.

Velika večina literature, ki obravnava vlogo vida, propriocepcije ter povratne zveze z dotikom in silo, se osredotoča na zgornje ekstremitete. Lateiner in Sainburg zaključita [98], da ima pri kontroli gibanja pri človeku vid dominantno vlogo pred propriocepcijo, kadar so posredovane informacije iz navidezne resničnosti namenoma nasprotujoče resničnim gibom. Jones in ostali avtorji v raziskavi [99] predlagajo razlago, da osrednji živčni sistem potlači senzorne signale iz mišičnih vreten in tako ublaži nasprotovanje med delovanjem vidne in proprioceptivne povratne zveze, s čimer zmanjša vpliv propriocepcije, kadar do takega nasprotovanja pride. Po Scheidtu in ostalih [100] sta vidna in proprioceptivna informacija pri nadzoru gibanja integrirani na fundamentalno različna načina in ne na enostaven način z linearnim uteževanjem signalov. Podobno Smeets in ostali [101] ugotavljajo, da združevanje vida in propriocepcije ne vodi do medsebojne senzorne kalibracije. Van Beers in ostali pa poročajo [102], da združevanje vidne in proprioceptivne informacije poteka s smerno odvisnim

uteževanjem relativne moči signalov. Pri tem naj bi bila velikost posameznih uteži pogojena s smerno odvisno natančnostjo pozicioniranja, ki jo omogoča posamezna oblika informacije, osrednji živčni sistem pa naj bi s priučenim vedenjem o tej smerno odvisni natančnosti minimiziral netočnost in nenatančnost pozicioniranja.

Informacija, ki jo dobiva oseba, ki uporablja Lokomat, ni samo proprioceptivna, saj haptična povratna zveza vsebuje tako informacijo o silah, kot tudi čutno zaznavo na mestih, kjer so ekstremitete v stiku z napravo. Na ta način je med gibanjem poleg proprioceptivne vzpostavljena tudi eksteroceptivna povratna zveza. Ernst in Banks sta v študiji o integraciji vidne in haptične informacije v nalogi ocenjevanja lastnosti objektov [92] ugotovila, da stopnjo prevlade vida ali haptike določa princip ocenjevanja maksimalne verjetnosti. Avtorja zaključita, da osrednji živčni sistem združuje vidno in haptično informacijo na statistično optimalen način glede na varianco ocene zaznanih lastnosti, in da prevlada predstavnost z manjšo varianco subjektivne ocene. Tak pristop je bil uporabljen tudi pri integraciji umetnih senzorjev za zaznavanje in orientiranje v okolici [106,107]. Glede na ta opažanja je možno, da v naših študijah sledenje s haptično povratno zvezo omogoča boljšo oceno referenčnih gibov kot vidna predstavnost, obe predstavnosti skupaj pa dajeta komplementarno informacijo, ki še zmanjša varianco ocene. Po drugi strani Feygin in drugi avtorji v študiji [93] ugotavljajo, da daje urjenje na podlagi vidne informacije boljše rezultate v prostorskih parametrih naloge, časovnih parametrov naloge pa se osebe bolj učinkovito učijo s haptičnim urjenjem. Gunn in drugi [94] poleg tega ugotavljajo izboljšanje natančnosti in hitrosti izvajanja nalog z vpeljavo haptičnega vodenja v grafično navidezno okolje. Velike razlike v prid manjšim napakam prilagoditve navideznemu učitelju s haptično povratno zvezo v naših študijah morda odražajo fundamentalne razlike med vlogama zgornjih in spodnjih ekstremitet v aktivnostih vsakdanjega življenja. Vidna povratna zveza v realnem času je bistvena za velik del ročnih opravil, medtem ko je pri hoji, stoji in ravnotežju bistvena proprioceptivna informacija in povratna zveza s silami podlage in okolja. Pri hoji uporabljamo vid za zaznavanje podlage, njenega profila in ovir vnaprej, gibanja svojih nog pa običajno ne opazujemo. V tem smislu disertacija ne odgovarja, prej odpira vprašanje, kakšna je delitev vlog vidne, haptične, taktilne in proprioceptivne informacije pri gibih spodnjih ekstremitet na nivoju živčnega sistema, in kakšne so razlike med integracijo teh informacij med zgornjimi in spodnjimi ekstremitetami. Pokazali pa smo, da združevanje haptične in vidne povratne zveze izboljša urjenje spodnjih ekstremitet, kar vzpodbuja nadaljnje raziskave in razvoj obogatenih in izboljšanih rehabilitacijskih okolij za spodnje ekstremitete.

Za raziskave v okviru disertacije sta bila bistvena sistema OPTOTRAK in Lokomat, ki sta razmeroma draga kosa laboratorijske opreme. Haptične naprave so že v zasnovi na splošno kompleksni in tehnično dovršeni izdelki, ki so plod dolgotrajnega razvoja, zato ni pričakovati, da bi bile take naprave kdaj cenovno bistveno dostopnejše. Zaradi tega bo njihova uporaba najbrž še naprej omejena na terapijo znotraj klinik. Koristi haptičnih terapevtskih naprav so bile že pokazane [50-55,95,96] in njihova uporaba je že uveljavljena, naše raziskave pa lahko pripomorejo k uvajanju komplementarne vidne povratne zveze v postopke rehabilitacije s ciljem pospešiti in izboljšati rezultate terapije. Po drugi strani je vidna povratna zveza precej

laže izvedljiva, s cenejšo opremo, tudi varnostnih zahtev ni težko izpolnjevati, saj merjenje kinematičnih spremenljivk v primerjavi s haptičnimi napravami, ki so v kontaktu s človekom in na segmente telesa izvajajo sile, ni nevarno. Razvoj in aplikacije z računalniškim vidom so v tem pogledu zelo obetavne [24, 85, 86, 88] in nakazujejo, da je v tej smeri več potenciala za približevanje terapije k bolnikom – dobesedno v njihove domove. Takšne raziskave spodbujajo razvoj telerehabilitacije [97]. V 6. poglavju smo predstavili izvedbo navideznega ogledala s 3D videom in obogateno resničnostjo, kjer smo za zajem podatkov uporabili običajne video kamere. Pokazali smo, da poudarjanje vidne povratne zveze z navideznimi objekti lahko pripomore k izboljšanju učenja nalog v navideznem okolju. Takšen pristop je aktualen za telerehabilitacijo, saj komponente sistema v primerjavi z opremo, uporabljeno v prejšnjih poglavjih, niso drage in bi jih bilo možno namestiti tudi k bolniku domov. Sistem tudi že v zasnovi predvideva integracijo geografsko porazdeljenih okolij in prenos stisnjenih podatkov preko medmrežja. Možna bi bila tudi izvedba urjenja, kjer navidezni učitelj ni posnet vnaprej, pač pa je to oseba - terapevt v realnem času. Tako je omogočena komunikacija med bolnikom in terapevtom v realnem času ter dvosmerna vidna povratna zveza, kjer tudi terapevt prilagaja svoje referenčne gibe, ki jih mora bolnik slediti, zmožnostim bolnika, pri tem pa bolniku ni treba obiskati klinike. Z vidika poenostavljanja in ekonomike procesa rehabilitacije bolnikov, katerih gibanje je zaradi bolezni in poškodb omejeno in jim obisk klinike predstavlja napor, je tak sistem za telerehabilitacijo dobrodošel napredek v uvajanju novih tehnologij v terapijo, tudi zaradi povečanja motivacije [71], ki je v procesu rehabilitacije pomemben dejavnik.

Raziskave v okviru disertacije odpirajo vprašanja in možnosti za nadaljnje delo v več smereh. Cilj uvajanja novih tehnologij v rehabilitacijo spodnjih ekstremitet je izboljšanje hoje, zato je očitna pot nadaljnjih raziskav v smeri vpeljave navideznega ogledala z nalogo sledenja navideznega učitelja, ki hodi. Nadaljnja pot je izvajanje študij prilagajanja in izboljšanja gibalnih funkcij z navideznim ogledalom pri bolnikih z nepopolno poškodbo hrbtenjače ali po možganski kapi, pri tem pa lahko dognanja v okviru te disertacije služijo kot osnova za načrtovanje nalog in prilagajanje njihove zahtevnosti. Primerjava med haptično in vidno predstavnostjo, ki smo jo podali, neposredno narekuje nadgradnjo vadbe bolnikov, ki imajo v procesu rehabilitacije dostop do haptičnih naprav, s komplementarnim grafičnim prikazom naloge, ki naj omogoča vidno povratno zvezo. V okviru vidne predstavnosti pri vadbi je za nadaljnje raziskave zanimiva možnost, ki smo jo nakazali v poglavju s 3D videom, kjer navidezni učitelj ni posnet vnaprej, pač pa je to oseba (terapevt), ki izvaja gibe v realnem času hkrati z osebo, ki mora gibom slediti, pri čemer obe osebi opazujeta dogajanje (lahko z različnih lokacij) na zaslonu. Na ta način je vzpostavljen dvosmeren prenos informacij med terapevtom in bolnikom, terapevt pa je aktivno vključen v vadbo. Predvsem je vzpodbudna možnost razvoja kompaktnih sistemov s 3D videom, ki bi lahko olajšali vadbo bolnikom, tako da bi jo lahko opravljali na daljavo, od doma.

Večina literature obravnava vlogo različnih predstavnosti pri nalogah z zgornjimi ekstremitetami; raziskave v tej disertaciji ne ponujajo neposredne primerjave, ki bi omogočila ugotavljanje razlik med učenjem in sledenjem gibov zgornjih in spodnjih ekstremitet, bi bila

pa taka primerjava glede na različno vlogo prvih in slednjih v vsakdanjem življenju zanimiva, tako na funkcionalni ravni, kot na ravni živčnega sistema. Raziskave v tej smeri bi morale vključevati naloge za spodnje in zgornje ekstremitete v istem navideznem okolju, pod enakimi pogoji, hkratno merjenje odzivov pri istih osebah ter vključevanje medsebojno nasprotujočih informacij različnih predstavnosti.

V razpravah in raziskavah o uporabi navideznih okolij v rehabilitaciji se je pomembno zavedati, da navidezna in obogatena resničnost ne predstavljata zdravljenja sami po sebi in ju v tem smislu ne smemo obravnavati kot učinkoviti ali neučinkoviti v procesu rehabilitacije bolnika. Na navidezno resničnost lahko gledamo kot na pomožno tehnološko orodje, ki ga lahko izkoristimo za hitrejše doseganje boljših rezultatov ponovnega učenja in vračanja gibalnih sposobnosti. Holden v preglednem članku [4] zaključi, da bo v prihodnosti pri razvoju navideznih okolij pomembno ugotavljati, katere kategorije bolnikov lahko največ pridobijo s terapijo v navideznih okoljih, kakšni postopki urjenja najbolje delujejo in katere lastnosti sistemov so pri tem najbolj kritične in najpomembnejše. Raziskave v okviru te disertacije prispevajo k odgovoru na zadnje vprašanje z vpogledom v oceno, kaj pričakovati od komplementarnega združevanja različnih predstavnosti navideznih okolij v rehabilitaciji spodnjih ekstremitet.

## Literatura

- [1] Capozzo A. Gait analysis and methodology. Hum Movement Sci 1984;3:27–50.
- [2] McGeer T. Passive dynamic walking. Int J Robot Res 1990;9(2):62–82.
- [3] Medved V. Measurement of human locomotion. CRC Press, Boca Raton, 2001.
- [4] Holden MK. Virtual environments for motor rehabilitation: review. Cyberpsychol Behav 2005;8(3):187–211.
- [5] Perry J. Gait Analysis Normal and pathological function. Slack Inc., Thorofare, 1992.
- [6] Inman VT, Ralston HJ, Todd F. Human walking. Williams & Wilkins, Baltimore, 1981.
- [7] Sobotta J. Atlas of human anatomy. Urban&Schwarzenberg, Munich, 1982.
- [8] Zatsiorsky VM. Kinematics of human motion. Human Kinetics, Champaign, 1998.
- [9] Van Eijden TMG. A mathematical model of the patellofemoral joint. J Biomech 1986;13:677–685.
- [10] Nigg BM, Herzog W. Biomechanics. John Wiley & Sons, Chichester, 1994.
- [11] Zajac F, et al. Biomechanics and muscle coordination of human walking: Part I: Introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. Gait Posture 2002;16(3):215–232.
- [12] Hiniduma Udugama Gamage SS, Lasenby J. New least squares solution for estimating the average centre of rotation and the axis of rotation. J Biomech 2001;35:87–93.
- [13] Reinbolt JA, et al. Determination of patient-specific multi-joint kinematic models through two-level optimization. J Biomech 2005;38:621–626.
- [14] Apkarian J, et al. A three-dimensional kinematic and dynamic model of the lower limb, J Biomech 1989;22(2):143–155.
- [15] Leardini A, et al. A geometric model of the human ankle joint. J Biomech 1999;32:585–591.
- [16] Frigo C, et al. Moment-angle relationship at lower limb joints during human walking at different velocities. J Electromyogr Kines 1996;6(3):177–190.
- [17] Charlton IW, et al. Repeatability of an optimised lower body model. Gait Posture 2004;20:213–221.
- [18] Plestan F, et al. Stable walking of a 7-DOF biped robot, IEEE Trans Robotic Autom 2003;19(4):653–668.
- [19] Zimmons P, Panter A. The influence of rendering quality on presence and task performance in a virtual environment. In: Proceedings of the IEEE Virtual Reality 2003:293–294. 2003, Los Angeles, CA, USA.
- [20] Lenarčič J, Bajd T. Robotski mehanizmi. Založba FE in FRI, Ljubljana, 2003.

- [21] Zhao W, et al. Closed form kinematics for a spatial closed-chain mechanism modeling biped stance. Mech Mach Theory 1998;33(4): 379–87.
- [22] Denavit J, Hartenberg RS. A kinematic notation for lower pair mechanisms based on matrices. J Appl Mech–ASME 1955;22(2):215–221.
- [23] Lenarčič J. Kinematics. In: Dorf R, editor. International encyclopedia of robotics. John Wiley, New York, 1988.
- [24] Cailette F, Howard T. Real-time markerless human body tracking with multi-view 3-D voxel reconstruction. In: Proceedings of the British machine vision conference 2004;2:597–606. 2004, London, UK.
- [25] Frigo C, Rabuffetti M. Multifactorial estimation of hip and knee joint centres for clinical application and gait analysis. Gait Posture 1998;8(2):91–102.
- [26] De Leva P. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. J Biomech 1995;29:1223–1230.
- [27] Sondell B, et al. Altered walking pattern in a virtual environment. Presence 2005;14(2):191–197.
- [28] Hollman JH, et al. Spatiotemporal gait deviations in a virtual reality environment. Gait Posture 2006;23(4):441–444.
- [29] Alton F, et al. A kinematic comparison of overground and treadmill walking. Clin Biomech 1998;13(6):434–440.
- [30] Okubo J, et al. Stepping movement control and response two-dimensional analysis of dynamic control mechanisms. Agressologie 1981;22A:17–22.
- [31] Hecht D, Reiner M, Halevy G. Multimodal virtual environments: Response times, attention, and presence. Presence 2006;15(5):515–523.
- [32] Cozean C, Pease W, Hubbell S. Biofeedback and functional electric stimulation in stroke rehabilitation. Arch Phys Med Rehab 1988;69:401–405.
- [33] Moreland JD, Thomson MA, Fuoco AR. Electromyographic biofeedback to improve lower extremity function after stroke: A meta analysis. Arch Phys Med Rehab 1998;79:134–140.
- [34] Bolek JE. A preliminary study of modification of gait in real-time using surface electromyography. Appl Psychophys Biof 2003;28:129–138.
- [35] Petrofsky JS. The use of electromyogram biofeedback to reduce Trendelenburg gait. Eur J Appl Physiol 2001;85:491–495.
- [36] Mandel AR, et al. Electromyographic versus rhythmic positional biofeedback in computerized gait retraining with stroke patients. Arch Phys Med Rehab 1990;71:649–654.
- [37] Colborne GR, Olney SJ, Griffin MP. Feedback of ankle joint angle and soleus electromyography in the rehabilitation of hemiplegic gait. Arch Phys Med Rehab 1993;74:1100–1106.
- [38] Morris ME, et al. Electrogoniometric feedback its effect on genu recurvatum in stroke. Arch Phys Med Rehab 1992;73:1147–1154.

- [39] Aruin AS, et al. Knee position feedback: its effect on management of pelvic instability in a stroke patient. Disabil Rehabil 2000;22:690–692.
- [40] Hirokawa S, Matsumura K. Biofeedback gait training system for temporal and distance factors. Med Biol Eng Comput 1989;27:8–13.
- [41] Montoya R, et al. Step-length biofeedback device for walk rehabilitation. Med Biol Eng Comput 1994;32:416–420.
- [42] Phillips CA, Koubek RJ, Hendershot DM. Walking while using a sensory tactile feedback-system potential use with a functional electrical stimulation orthosis. J Biomed Eng 1991;13:91–96.
- [43] De Castro MCF, Cliquet A. Artificial sensorimotor integration in spinal cord injured subjects through neuromuscular and electrotactile stimulation. Artificial Organs 2000;24:710–717.
- [44] Batavia M, et al. A do-it-yourself membrane-activated auditory feedback device for weight bearing and gait training: A case report. Arch Phys Med Rehab 2001;82:541– 545.
- [45] Batavia M, Gianutsos JG, Kambouris M. An augmented auditory feedback device. Arch Phys Med Rehab 1997;78:1389–1392.
- [46] Femery VG, et al. A realtime plantar pressure feedback device for foot unloading. Arch Phys Med Rehab 2004;85:1724–1728.
- [47] Fukuda T. The stepping test. Two phases of the labyrinthine reflex. Acta Oto-Laryngol 1958;50:95–108.
- [48] Garcia RK, et al. Comparing stepping-in-place and gait ability in adults with and without hemiplegia. Arch Phys Med Rehab 2001;82:36–42.
- [49] Sasaki O, et al. Stepping analysis in patients with spinocerebellar degeneration and Parkinson's disease. Acta Oto-Laryngol 1993;113: 466–70.
- [50] Bernhardt M, et al. Hybrid force-position control yields cooperative behaviour of the rehabilitation robot Lokomat. In: Proceedings of the 9th IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics 2005:536–539. 2005, Chicago, IL, USA.
- [51] Lunenburger L, et al. Clinical assessments performed during robotic rehabilitation by the gait training robot Lokomat. In: Proceedings of the 9th IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics 2005:345–348. 2005, Chicago, IL, USA.
- [52] Riener R, et al. A view on VR-enhanced rehabilitation robotics. In: Proceedings of the International Workshop on Virtual Rehabilitation 2006:149–154. 2006, New York, NY, USA.
- [53] Riener R et al. Patient cooperative strategies for robot-aided treadmill training: First experimental results. IEEE Trans Neur Sys Reh 2005;13(3):380–394.
- [54] Riener R, Colombo G, Lunenburger L. Overview of robot-aided gait biofeedback and assessment. In: Proceedings of the 1st IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics BioRob 2006:965–970. 2006, Pisa, Italy.
- [55] Riener R, Lunenburger L, Colombo G. Human-centered robotics applied to gait training and assessment. J Rehabil Res Dev 2006;43(5):679–694.

- [56] Jezernik S, Colombo G, Morari M. Automatic gait-pattern adaptation algorithms for rehabilitation with 4-DOF robotic orthosis. IEEE Trans Robotic Autom 2004;20(3):574–582.
- [57] Yakimovich T, Kofman J, Lemaire ED. Design and evaluation of a stance-control knee-ankle-foot orthosis knee joint. IEEE Trans Neur Sys Reh 2006;14(3):361–369.
- [58] Goldfrab M, et al. Preliminary evaluation of a controlled-brake orthosis for FES-aided gait. IEEE Trans Neur Sys Reh 2003;11(3):241–248.
- [59] Agrawal SK, Fattah A. Theory and design of an orthotic device for full or partial gravity-balancing of a human leg during motion. IEEE Trans Neur Sys Reh 2004;12(2):157–165.
- [60] Sawicki GS, Gordon KE, Ferris DP. Powered lower limb orthoses: Applications in motor adaptation and rehabilitation. In: Proceedings of the IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics 2005:206–211. 2005, Chicago, IL, USA.
- [61] Meinders M, Gitter A, Czerniecki JM. The role of ankle plantar flexor muscle work during walking. Scand J Rehabil Med 1998;30:39–46.
- [62] Aoyagi D, et al. An assistive robotic device that can synchronize to the pelvic motion during human gait training. In: Proceedings of the IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics 2005:565–568. 2005, Chicago, IL, USA.
- [63] Costa N, Caldwell DG. Control of a biomimetic soft-actuated 10-DOF lower body exoskeleton. In: Proceedings of the IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics - BioRob 2006:495–501. 2006, Pisa, Italy.
- [64] Mori Y, Takayama K, Nakamura T. Development of straight style transfer equipment for lower limbs disabled. In: Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation 2004:1176–1181. 2004, New Orleans, LA, USA.
- [65] Lee S, Sanaki Y. Power assist control for walking aid with HAL-3 based on EMG and impedance adjustment around knee joint. In: Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems 2002;2:1499–1504. 2002, Lausanne, Switzerland.
- [66] Matjačić Z. Osnove biomehanike bipedalne hoje. Inštitut Republike Slovenije za rehabilitacijo, Ljubljana, 2006.
- [67] Mihelj M. Haptični roboti. Založba FE in FRI, Ljubljana, 2007.
- [68] Kurillo G, Mihelj M, Munih M, and Bajd T. Multi-fingered grasping and manipulation in virtual environment using isometric finger device. Presence 2007;16(3):293–306.
- [69] Olenšek A, Matjačić Z. Human-like control strategy of a bipedal walking model. Robotica 2008;26(3):295–306.
- [70] Koritnik T, Bajd T, Munih M. Virtual environment for lower-extremities training. Gait Posture 2008;27:323–330.
- [71] Koritnik T, et al. Lower extremities training by the use of virtual environment and functional electrical stimulation. In: Proceedings of the Vienna International Workshop on Functional Electrical Stimulation 2007:147–150. 2007, Krems, Austria.
- [72] Northern Digital, Inc. http://www.ndigital.com

- [73] Vicon Motion Systems, Inc. http://www.vicon.com
- [74] Hocoma, AG. http://www.hocoma.ch
- [75] OpenGL Group. http://www.opengl.org
- [76] Musculographics, Inc. http://www.musculographics.com
- [77] Xsens Technologies, B.V. http://www.xsens.com
- [78] F. Gider, Poraba energije pri hoji s funkcionalno električno stimulacijo, doktorska disertacija, Univerza v Ljubljani, 1998.
- [79] Thaut MH, McIntosh GC, Prassas SG, and Rice RR. Effect of rhythmic auditory cuing on temporal stride parameters and EMG patterns in normal gait. J Neurol Rehabil 1992;6:185–190.
- [80] Prassas SG, Thaut MH, McIntosh GC, and Rice RR. Effect of auditory rhythmic cuing on gait kinematic parameters of stroke patients. Gait Posture 1997;6(3):218–223.
- [81] Russolo M. Sound-evoked postural responses in normal subjects. Acta Otolaryngol 2002;122:21–27.
- [82] Giese MA and Poggio T. Synthesis and recognition of biological motion patterns based on linear superposition of prototypical motion sequences. In: Proceedings of the 1999 IEEE Workshop on multi-view modeling and analysis of visual scene, Fort Collins, CO, USA; June 21-23, 1999, p. 73–80.
- [83] Frey M, et al. A Novel Mechatronic Body Weight Support System. IEEE T Neur Sys Reh; 14(3); 2006.
- [84] Riener R. Patient-Cooperative Rehabilitation Robotics in Zurich. Proceedings of the 2007 Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing - MEDICON 2007; 2007, Ljubljana, Slovenia.
- [85] Kurillo G, Li Z, Bajcsy R. Framework for hierarchical calibration of multi-camera systems for teleimmersion. Proceedings of IMMERSCOM '09; 2009, Berkeley, CA, USA.
- [86] Lien JM, Kurillo G, Bajcsy R. Multi-camera tele-immersion system with real-time model driven data compression. Visual Comput 2010;26:3–15.
- [87] VRUI Toolkit. http://idav.ucdavis.edu/~okreylos/ResDev/Vrui/index.html
- [88] Ude A. Robust estimation of human body kinematics from video. Proceedings of IEEE/RSJ Intelligent robots and systems. Kyongju, Korea, October 1999:1489–1494.
- [89] Matjačić Z, Olenšek A, Bajd T. Biomechanical characterization and clinical implications of artificially induced toe-walking: differences between pure soleus, pure gastrocnemius, and combination of soleus and gastrocnemius contractures. J Biomech 2006;39:255–266.
- [90] Wellner M, Schaufelberger A, Zitzewitz J, and Riener R. Evaluation of visual and auditory feedback in virtual obstacle walking. Presence-Teleop Virt 2008;17(5):512–524.
- [91] Polechonski J and Blaszczyk J. The effect of acoustic noise on postural sway in male and female subjects. J Hum Kinet 2006;15:37–52.

- [92] Ernst MO and Banks MS. Humans integrate visual and haptic information in a statistically optimal fashion. Nature 2002;415(24): 429–433.
- [93] Feygin D, Keehner M, and Tendick F. Haptic guidance: experimental evaluation of a haptic training method for a perceptual motor skill. In: Proceedings of the 2002 symposium on haptic interfaces for virtual environment and teleoperator systems (HAPTICS'02), Orlando, FL, USA; March 24-25, 2002, p. 40–47.
- [94] Gunn C, Muller W, and Datta A. Performance improvement with haptic assistance: a quantitative assessment. In: Proceedings of the 2009 joint Eurohaptics conference and symposium on haptic interfaces for virtual environment and teleoperator Systems, Salt Lake City, UT, USA; March 18-20, 2009, p. 511–516.
- [95] Wirz M, Zemon DH, Rupp R, Scheel A, Colombo G, Dietz V, and Hornby TG. Effectiveness of automated locomotor training in patients with chronic incomplete spinal cord injury: A multicenter trial. Arch Phys Med Rehabil 2005;86(4):672–680.
- [96] Hornby TG, Zemon DH, and Campbell D. Robotic-assisted, body-weight-supported treadmill training in individuals following motor incomplete spinal cord injury. Phys Ther 2005;85(1):52–66.
- [97] Kurillo G, Bajcsy R, Nahrsted K, and Kreylos O. Immersive 3D environment for remote collaboration and training of physical activities. In: Proceedings of 2008 IEEE Virtual Reality Conference, Reno, NV, USA; March 8-12, 2008, p. 269–270.
- [98] Lateiner JE and Sainburg RL. Differential contributions of vision and proprioception to movement accuracy. Exp Brain Res 2003;151:446–454.
- [99] Jones KE, Wessberg J, and Vallbo A. Proprioceptive feedback is reduced during adaptation to a visuomotor transformation: preliminary findings. Neuroreport 2001;12(18):4029–4033.
- [100] Scheidt RA, Conditt MA, Secco EL, and Mussa-Ivaldi FA. Interaction of visual and proprioceptive feedback during adaptation of human reaching movements. J Neurophysiol 2005;93:3200–3213.
- [101] Smeets JBJ, van den Dobbelsteen JJ, de Grave DDJ, van Beers RJ, and Brenner E. Sensory integration does not lead to sensory calibration. Proceeding of the National Academy of Sciences 2006;103(49):18781–18786.
- [102] van Beers RJ, Sittig AC, and van der Gon JJD. Integration of proprioceptive and visual position-information: an experimentally supported model. J Neurophysiol 1999;81(3):1355–1364.
- [103] Klopčar N, Tomšič M, and Lenarčič J. A kinematic model of the shoulder complex to evaluate the arm-reachable workspace. J Biomech 2007;40(1):86–91.
- [104] Dietz V, Trippel M, Ibrahim IK, and Berger W. Human stance on a sinusoidally translating platform: balance control by feedforward and feedback mechanisms. Exp Brain Res 1993;93(2):352–362.
- [105] Patta AE. Understanding the roles of vision in the control of human locomotion. Gait Posture 1997;5(1):54–69.
- [106] Durrant-Whyte HF. Sensor models and multisensor integration. Int J Robot Res 1988;7(6):97–113.

- [107] Durrant-Whyte HF. Consistent integration and propagation of disparate sensor observation. Int J Robot Res 1987;6(3):3–24.
- [108] Engel D and Curio C. Scale-invariant medial features based on gradient vector flow fields. In: Proceedings of the 2008 IEEE International Conference on Pattern Recognition, Tampa, FL, USA; December 8-11, 2008 p.1–4.
- [109] Giese MA and Curio C. Combining view-based and model-based tracking of articulated human movements. In: Proceedings of the 2005 IEEE Computer society Workshop on motion and vision computing, Vol. 2, Breckenridge, CO, USA; January 5-7, 2005. p. 261–268.
- [110] Kehl R, van Gool L. Markerless tracking of complex human motions from multiple views. Comput Vis Image Und 2006;104(2):190–209.
- [111] Riener R and Edrich T .Identification of passive elastic joint moments in the lower extremities. J Biomech 1999;32:539–544.
- [112] Zatsiorsky V and Seluyanov V. The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body. In: Matsui H and Kobayashi K, editors. International series on biomechanics. Human Kinetics, Champaign, IL, 1983, p. 1152–1159.

# Priloga

Virtual environment for lower-extremities training. Gait & Posture, 2008



Available online at www.sciencedirect.com





Gait & Posture 27 (2008) 323-330

www.elsevier.com/locate/gaitpost

## Virtual environment for lower-extremities training

Tomaz Koritnik\*, Tadej Bajd, Marko Munih

Faculty of Electrical Engineering, University of Ljubljana, Ljubljana, Slovenia Received 25 August 2006; received in revised form 16 April 2007; accepted 19 April 2007

#### Abstract

This study proposed virtual reality (VR) as a modality of lower-extremities training. A kinematic model of a human body and a corresponding virtual figure were developed, in order to visualize the movements of the subject in a real-time virtual environment on a large display, which represented a virtual mirror. An optical system with active markers was used to assess the movements of a training subject. A preliminary investigation was conducted with a group of healthy male subjects, who performed the stepping-in-place test by tracking the movements of the reference virtual figure, which represented a virtual instructor. Both figures were shown in the virtual mirror at the same time from the desired angle of view. Four stepping tasks featuring different cadences and hip angles were performed, with difficulty levels ranging from easy to demanding. The results obtained included basic kinematic and temporal parameters, which provided quantitative measures of a subject's adaptation to the virtual training environment, and thereby justifying the feasibility of the virtual mirror as a useful system in lower-extremities training applications.

© 2007 Elsevier B.V. All rights reserved.

Keywords: Virtual reality; Virtual mirror; Visual biofeedback; Lower-extremities training; Virtual rehabilitation

#### 1. Introduction

Virtual reality (VR) is a powerful tool in a rehabilitation environment, providing the patients with repetitive practice, feedback information, and motivation to endure practice. Further advantages of the VR rehabilitative systems include various possibilities of adaptation to the patient's capabilities, reprogrammable virtual tasks, and extended measurability. The number of studies and experimental applications exploiting VR in the rehabilitation environment has been increasing rapidly over the last few years; however, the majority of these endeavors have focused on the upper extremities [1]. The present study investigates the use of the VR as a means of augmenting visual biofeedback information in lower-extremities training. We propose the use of a virtual mirror; this is a large screen in front of which the subject performs the lower-extremity movements (Fig. 1). The subject can see two figures in a three-dimensional (3D) virtual environment in the virtual mirror, from the desired viewing angle. The solid figure represents the training subject, the movements of which correspond to those of the subject in real time. The transparent figure represents the virtual instructor. The two figures are superimposed. The movements of the instructor are preprogrammed, and are obtained through learning trials with a healthy subject. The task of the training subject is to follow the movements of the virtual instructor as accurately as possible, so that both figures are closely overlaid throughout the duration of the lower-extremities training.

We explored the feasibility and applicability of the virtual mirror by performing a stepping-in-place (SIP) experiment. SIP test has a relatively long history in the clinical environment. More than 50 years ago, it was first used for detecting peripheral vestibular dysfunction [2]. During the last decade, the test has also entered the rehabilitation environment. The SIP test has been applied to stroke patients [3], patients with Parkinson disease [4], and amputees. These previous studies have focused either on evaluating the test as an indicator of a disease, or on assessing patients' strategies

<sup>\*</sup> Corresponding author at: University of Ljubljana, Faculty of Electrical Engineering, Laboratory of Robotics and Biomedical Engineering, Trzaska 25, SI-1000 Ljubljana, Slovenia. Tel.: +386 1 4768 742; fax: +386 1 4768 239

E-mail address: tomazk@robo.fe.uni-lj.si (T. Koritnik).

<sup>0966-6362/\$ –</sup> see front matter  $\odot$  2007 Elsevier B.V. All rights reserved. doi:10.1016/j.gaitpost.2007.04.015



Fig. 1. Virtual mirror: a large screen showing movements of the subject in real time (left), superimposed virtual trainee and virtual instructor enlarged (right).

for overcoming limited movement in their lower extremities. Combined with VR, the SIP test can also be considered as a modality of lower-extremities training during rehabilitation. This test cannot replace gait training and/or analysis; however, similar reciprocal rhythmic movement patterns can be observed during both locomotor activities. The SIP test allows the assessment of basic temporal parameters, such as stance and swing phase, double-stance phase, and step frequency. Symmetry of lower-extremity movements can also be observed. In addition, stability and balance can be studied during the SIP test.

The aim of this preliminary study was to investigate how VR can provide a methodology which allows standardization of the clinical test during lower-extremities rehabilitation by visual biofeedback, and to demonstrate the VR applicability in quantification, recording, and monitoring in the clinical setting. To achieve this, the SIP test was performed in a group of healthy adults at different cadences and different heights of knee-joint lifting, where VR adaptation abilities were evaluated among the subjects. We studied kinematic and temporal adaptation to the virtual instructor by investigating the subjects' consistency (adopting a steady stepping pattern) and accuracy (maintaining a pattern similar to the virtual instructor's).

#### 2. Methods and measurements

#### 2.1. Body kinematics

A simplified kinematic model of the human body was developed using vector parameters [5], in order to visualize the movements of the subject in the virtual mirror. The model comprised eight rigid segments representing parts of the body, which were connected by rotational joints. The head, arms, and torso were represented as a single segment (HAT), which was connected to the pelvis segment by a spherical joint with three degrees of freedom (DOF). The hip joints were also represented as three DOF spherical joints, while the knees and ankles were simplified as one DOF hinge joints, with axes of rotation parallel to each other. In this way, the segments representing the thigh, shank, and foot, all moved in one plane, the normal vector of which had the same direction as the axes of rotation in the knee and ankle joints. The pelvic segment represented the base segment, which moved in space freely and therefore had six DOF.

In order to obtain the values of the joint variables, 11 active markers were placed on the skin over anatomical prominences of the human body. We aimed to keep the number of markers as low as possible, in order to facilitate a quick and efficient experimental procedure. The positions of the markers were measured using the OPTOTRAK (Northern Digital Inc.) system with a 70-Hz sample rate. The pose of the pelvic segment was determined from the three markers placed over the posterior superior iliac spines (PSIS) and lower edge of the sacrum. In addition, the positions of the PSIS and sacral markers were used to calculate the centers of the hip joints [6]. The midpoint between the hip joints was considered as the pelvic center. One marker was placed on the skin at the approximate center of rotation of each metatarsophalangeal (MTP) joint, knee, ankle, and shoulder in order to determine the positions of the underlying joints.

The position of the body was represented by the position coordinates of the pelvic center. It was expressed as a percentage of the subject's body height (BH) in order to allow comparisons among subjects. The joint angles were calculated from the vectors connecting neighboring joints, which represented body segments. Vector cross-product operations were applied to the consecutive bodysegment vectors to obtain the segment coordinate systems, and

1

the corresponding axes and angles of joint rotations. The proposed angle-determination method used a reduced number of markers per segment (less than three), which caused computational issues when the joint was in (or near) the singular pose (angle values  $0, \pm \pi$ ). The vectors representing consecutive segments in the singular pose were collinear, making it impossible to calculate the rotation axis. During SIP training, singular poses occurred relatively often in the knee joint. Hence, the observation mentioned above could not be neglected. The following set of equations overcame the problem by calculating the axis of knee and ankle rotation in three different ways, shown here for the left leg only (Fig. 2).

The direction of the knee rotation axis  $(y_{LL})$  was obtained by performing cross-product operations upon the thigh and shank unit vectors:

 $y_{LL} = z_{LT} \times z_{LL}.$  (1)

According to our simplified model, the direction of the ankle rotation axis was the same as the knee axis, and was obtained from



Fig. 2. Kinematic representation of the left leg showing vectors needed for knee and ankle axes computation.

the shank and foot unit vectors:

$$y_{LF} = z_{LL} \times x_{LF}.$$
 (2)

The third knee-axis calculation assumed that the hip joint had only two DOF, with the longitudinal rotation about the thigh axis omitted ( $y_P$  was a unit vector connecting both hip joints):

$$x_{LP} = y_P \times z_{LT},\tag{3}$$

$$y_{LP} = z_{LT} \times x_{LP}. \tag{4}$$

For each of the three axis vectors, a weighting factor was considered:

$$f_{LL} = |y_{LL}|, \tag{5}$$

$$f_{LF} = \begin{cases} (1 - |y_{LL}|) \cdot |y_{LF}| & ; \quad (1 - |y_{LL}|) > 0\\ 0 & ; \quad (1 - |y_{LL}|) < 0 \end{cases}, \tag{6}$$

$$f_{LP} = \begin{cases} 1 - (f_{LL} + f_{LF}) & ; & (1 - (f_{LL} + f_{LF})) > 0\\ 0 & ; & (1 - (f_{LL} + f_{LF})) < 0 \end{cases}.$$
(7)

Finally, the new axis of knee and ankle rotation was obtained as a weighted sum of unit vectors:

$$y'_{LL} = f_{LL}y_{LL} + f_{LF}y_{LF} + f_{LP}y_{LP}.$$
(8)

In poses where the knee rotation axis was well pronounced, the significance of the first weighting factor was prevalent in Eq. (8). Near the singularity of the knee joint, the first weighting factor moved towards zero whereas the second factor increased if the ankle axis was well pronounced. In the worst case, when the ankle was also approaching singularity (in the case of strong plantar flexion atop of the fully extended knee), the third weighting factor gained significance. In this case, the hip joint was considered as having only two DOF, thus preventing any longitudinal rotation about the thigh axis. The described procedure overcame the unpredictable behavior of the knee joints in and near the singular poses, and was found to be effective with regard to the requirements of the virtual-mirror design.

#### 2.2. Virtual mirror

Kinematic data, which were calculated from the OPTOTRAK measurements, were used to animate the motion of the human model in VR. The virtual environment consisted of a simplified human figure placed on a semi-transparent plane. The figure was made up of eight rigid segments (that is, the HAT, pelvis, thighs, shanks, and feet), which matched the described kinematic model, and imitated the shape of the human body [7,8]. The ratios between the segment lengths were based on statistical anthropometry [9]. The movements of the figure corresponded to the movements of the subject at a 35-Hz refresh rate without detectable lag, thereby enabling a convincing perception of the virtual mirror. We used VRML 2.0 (Virtual Reality Modeling Language) which exploits the fast built-in functions of the graphics processor to visualize the movements of the figure. Kinematic data were fed into the VRML model in the form of a fourelement vector for each joint; the first three elements represented the x, y, and z components of the rotation axis vector, while the last element was the angle of rotation, expressed in radians, thereby forming a standard axis-angle notation. It was not necessary to compute the direct kinematics for proper visualization of the model, as this could be achieved by the graphics-processing unit when



Fig. 3. The two superimposed figures representing the subject (solid) tracking the stepping movements of the virtual instructor (semi-transparent).

provided with an adequate VRML tree structure of the model and axis-angle vectors. The position of the virtual figure corresponded to the subject's pelvic position, which was expressed as the percentage (%) of BH and multiplied by the height of the virtual figure. This enabled the use of the same virtual figure for all subjects.

Prior to the SIP training, a calibration of the virtual figure was performed. This was achieved by instructing the subject, with markers in place, to remain still for 3 s in a quiet stance, with the knees fully extended and the feet oriented in parallel. The median values of the joint angles during the stance were regarded as offsets to the initial pose. All angles were set to 0 in the initial pose of the virtual figure; thus, when using kinematic data to visualize the subject's movements in the virtual mirror, offset-compensated values were assigned to the virtual figure. The median value of the pelvic position during calibration was regarded as the origin point.

During the SIP training, the subject would see another figure besides his own in the virtual mirror. The additional figure, which was semi-transparent and of different color, represented the virtual instructor. The two figures were superimposed. The motion of the virtual instructor was preprogrammed with stepping movements, and presented a reference that the subject was instructed to follow (Fig. 3). Ideally, both figures would be perfectly aligned at all times, thereby indicating that the subject was performing the SIP simultaneously with the virtual instructor. The semi-transparency allowed the subjects to see their figure even when it was behind the virtual instructor. In order to provide the subject with the desired view of his performance, it was possible to set the viewing angle and distance of the virtual camera arbitrarily. It was also possible to switch the image in the virtual mirror between the real and mirror views.

#### 2.3. SIP training tasks

Assessment of the subjects' ability to follow the SIP movements of the virtual instructor was undertaken at different cadences and

#### Table 1 Hip angles in degrees (°) and cadences in beats per minute (BPM) featured in all SIP tasks

	SIP task			
	1	2	3	4
Hip angle (°)	45	90	90	45
Cadence (BPM)	60	60	90	120

different heights of knee-joint lifting. The movements of the virtual instructor were obtained by capturing the steps of a healthy male subject (aged 25 years), who was well familiarized with the virtual mirror. After capturing and averaging a series of steps, a single step was isolated, and was adjusted for symmetry and smoothness; slight deviations from the desired reference maximal angle values in both sides were compensated by multiplying all the samples with appropriate constants (values  $\approx 1$ ) in order to achieve exact reference values. A continuous stepping motion was achieved by programming the virtual instructor with a number of repetitions of the selected step. Smooth transition between steps was ensured by low-pass filtering the data in the step transition stage. After establishing reasonable physical limits of performance, four tasks were proposed featuring different cadences and hip angles as shown in Table 1. The number of step repetitions was set as 30 for all tasks. All subjects performed the described tasks in the same order. Each subject also completed a single trial of each task before the actual measurements took place, in order to become familiarized with the virtual mirror. The angle of view for the SIP experiment was set to a non-mirror 3D view as seen in Fig. 3, based on the optimal visibility of the lower-extremities movements and was the same for all subjects.

During the test, the following parameters were recorded: the rotation axes vectors and corresponding angles of the HAT, pelvis, thighs, shanks, and feet, and the position of the pelvis. These data were sufficient to replay the SIP performance of the subject later on, with or without the virtual instructor being included in the replay. Additionally, all marker positions were stored for subsequent comparison and verification of the model behavior.

A test group for the SIP experiment consisted of 10 healthy male subjects (aged 23–39 years; mean value (MV) = 28.5 years; standard deviation (S.D.) = 4.7 years). None of the subjects had a medical history of significant lower limb injuries or any other medical condition that would impair movement. All subjects gave informed consent to participate in the experiment.

#### 3. Results

Several basic SIP parameters were chosen from the measured data for statistical analysis and for quantitative comparison among the subjects in the test group. These included two kinematic parameters; the maximal angles for the hip and knee joints achieved in each step, and two temporal parameters, the swing-phase duration and SIP period duration (time between two consecutive MTP joint rises).

Fig. 4(a and b) shows the kinematic parameters for all tasks and all subjects. The solid horizontal line represents

the reference angle of the virtual instructor. The boxes indicate the 25th percentile, median value, and the 75th percentile in step, while the error bars show the maximal and minimal angles measured in the group of 10 subjects. Grey bands indicate  $\pm 10^{\circ}$  deviation. One-way analysis of variance was used to compare the steps within each task;



Fig. 4. SIP parameters (a: hip angle, b: knee angle, c: swing time, d: SIP period time) for SIP periods 1–30, showing 25th percentile, median value, 75th percentile, maximal, and minimal value in each SIP period.

bold lines indicate the steps that are significantly different from the steps that follow (p < 0.001 for all tasks). We considered these steps as adaptation time, needed by the subjects to become consistent. The number of steps needed to adapt to the virtual instructor increased with faster cadences and greater hip angle values. The accuracy of kinematic adaptation was evaluated first visually by replaying the subjects' performance and focusing on a particular parameter; we observed that mean values of both parameters were within  $\pm 10^{\circ}$  band. This was considered as accurate kinematic adaptation to the virtual instructor. MVs in all steps following the adaptation time were within this range; however, it was observed that, while remaining within this acceptable range, the group's response tended to overshoot the hip angle reference in the first task, and especially in the fourth task, but did not reach that of the reference in the second and third tasks (p < 0.001 for both observations). Knee angles were significantly greater than the reference in the second and third tasks (p < 0.001).

Fig. 4(c and d) shows the temporal parameters (significance levels for different swing durations: p < 0.001 for the first three tasks, p = 0.015 for the last task; SIP period durations: p = 0.002 for the first task, p = 0.035 for the second task, and p < 0.001 for the last two tasks). A  $\pm 10\%$  range of the reference swing and SIP period durations (marked as grey bands) was considered as accurate temporal adaptation. Again, MVs in all steps that followed the adaptation time were within this range. While remaining within this acceptable range, the subjects exhibited significantly shorter swing and SIP period durations than the reference in the third task (p < 0.001). In the fourth task, swing durations were longer and SIP period durations were shorter than the reference durations (p < 0.001). In order to distinguish between the swing and stance phase in each SIP period, vertical position data from the markers placed over the MTP joints were considered. Again, an increase in the number of steps needed to adapt was noticed at faster cadences and larger hip angles. Swing-phase durations of 0 s, when interpreted together with the hip angles, indicated that some of the subjects made attempts to catch up with the virtual instructor during the first few steps; however, their movements did not manifest as articulated steps, as their feet were still touching the ground. Fig. 4 also shows that all subjects were able to track the movements of the virtual instructor without missing any steps after the adaptation time during any task.

#### 4. Discussion

#### 4.1. Interpretation of results

The four tasks for which results are given were established according to the subjects' expected physical abilities, such that the first task was easy to perform for any subject, while the last task could be described as demanding. This was proven to be accurate by the test group. Less demanding tasks than those proposed in our study should be introduced in clinical practice.

The adaptation of the subjects to the virtual instructor was evaluated by determining the time needed to achieve consistency, and accuracy of kinematic and temporal adaptation. According to Fig. 4 the slower cadences and smaller angles presented easier tasks for the subjects, although applying the same order of task performance, starting with the easiest and finishing with the most difficult task might have suggested some improvement by learning. This only consolidated the impression that healthy subjects could adapt to the virtual mirror quickly; however, kinematic adaptation was generally achieved sooner than temporal adaptation, especially in the more demanding tasks. Whether or not this is a general or methodology-related phenomenon cannot be concluded from this study. Further experiments should be proposed to address this issue, exploring different tasks and complementary methods such as combining visual and audio biofeedback.

The results indicated that healthy subjects were able to perform a rather complex task in the virtual environment which included coordinated balanced motion of the whole body, while adapting to the reference movements presented in a form of a virtual mirror and virtual instructor.

#### 4.2. Model performance

The kinematic model used for the VR visualization had 19 DOF. The kinematics of the upper body during the SIP test were of little interest in our study, and were therefore simplified to a single HAT segment, thus reducing the number of active markers required. Another major simplification was made by representing the ankles as one DOF joints, although this is not uncommon in human modeling [10,11]. This was made possible by adopting the pelvis as the base segment of the stepping figure. In this way, the position error occurring at the ankle joints affected only the feet of the virtual figure. As the foot segments were relatively short, the overall position error was within the acceptable margins for VR visualization. The knees also exhibited motion with at least three DOF; however, flexion/ extension in the sagittal plane was predominant, making a one DOF hinge joint a satisfactory representation of the knee joint [11,12]. Together with the three DOF hip joints and the pelvis-HAT linkage, the motion of the virtual figure proved to be a convincing representation of the actual lower body movements of the subjects. The computational issues caused by the singular poses in the knee joints were handled effectively by the procedure described in Section 2, resulting in smooth and natural appearing motion. Without exploiting this simple procedure, the model exhibited sudden knee-axis shifts and inadequate poses in an unpredictable manner when approaching singularities. By contrast, considering hips as two DOF joints in all poses resulted in unsatisfactory model behavior in terms of the ability to realize the actual poses of the subjects during the SIP training. The complexity
One of the main concerns in our virtual environment was the use of the same human figure model for all subjects in order to enable comparison. Transferring the angle values from reality to VR was a rapid process; however, this was not the case with the position values. The differences in BH and anthropometric data among subjects made normalization of the position values necessary. By dividing the actual position data from OPTOTRAK (expressed in mm) by the BH and multiplying it by the virtual figure height, the influence of a subject's BH was eliminated. This was achieved conjointly with the calibration procedure through which the pelvic center point was obtained. Calibrating the subject and virtual figure also compensated for imprecisely placed markers, and ensured that the joint angles and the position of the subject were properly assigned to the virtual figure.

Conducting the proposed experiment with a group of healthy subjects presented no major concerns regarding their safety and their ability to tolerate the procedure. However, several issues remain concerning the transfer of virtual training to patients. The time needed to prepare the subject for the test (i.e. to place the active markers, setup the system to avoid marker occlusions and give instructions) is highly disproportionate to the actual duration of the training. While all four tasks, with calibration and breaks included, did not take more than 5-10 min per subject, the average time needed to fit the subjects with non-impeding markers, OPTOTRAK strober units, and wires was about 30 min. During the preparation period, the subjects were asked to stand still for most of the time, to enable proper setup. This might not be appropriate for patients undergoing lowerextremity rehabilitation. Furthermore, the calibration procedure should be altered for patients with joint contractures who cannot stand still. However, human motion-assessment techniques utilizing computer vision are evolving to become promising complements to existing optical measurements [13,14]. A computer-vision approach combined with accelerometers and gyroscopes would be less inconvenient for the subjects, and could render the lower-extremities training in VR more suitable for use with patients. Further modalities, such as robotic devices, passive exoskeletons, or functional electrical stimulation should be considered when using the virtual mirror for lower-extremities training in patients with lesion in the central nervous system [15,16].

## 5. Conclusion

The current study offered a preliminary insight into using the VR and visual biofeedback in lower-extremities training. Introducing a virtual mirror enabled active inclusion of subjects in the training process. The adaptation to the virtual instructor among a group of 10 healthy persons was evaluated by performing the virtual SIP training. The same investigation could be performed in treadmill walking; however, SIP has several advantages regarding the experimental conditions. It can be performed in a small area as long walkways are not required. This also applies to the measurement of movements. SIP training is safer than treadmill walking in VR, which has been associated with gait instability [17], and does not impose a fixed speed on the patient [18]. We concluded that healthy subjects were able to track the virtual instructor during SIP which suggests further applicability of the virtual mirror to other forms of lower-extremities virtual training. Introducing the virtual mirror in the rehabilitation environment could be potentially beneficial in terms of process quantification, standardization, and VR-related effects [1].

## **Conflicts of interest statement**

The authors declare that no conflict of interest exists.

## Acknowledgement

The authors acknowledge the support from the Slovenian Research Agency.

## References

- Holden MK. Virtual environments for motor rehabilitation: review. Cyberpsychol Behav 2005;8(3):187–211.
- [2] Fukuda T. The stepping test. Two phases of the labyrinthine reflex. Acta Otolaryngol 1958;50:95–108.
- [3] Garcia RK, et al. Comparing stepping-in-place and gait ability in adults with and without hemiplegia. Arch Phys Med Rehabil 2001;82:36–42.
- [4] Sasaki O, et al. Stepping analysis in patients with spinocerebellar degeneration and Parkinson's disease. Acta Otolaryngol 1993;113: 466–70.
- [5] Lenarcic J. Kinematics. In: Dorf R, editor. International encyclopedia of robotics. New York: John Wiley; 1988.
- [6] Frigo C, Rabuffetti M. Multifactorial estimation of hip and knee joint centres for clinical application and gait analysis. Gait Posture 1998;8(2):91–102.
- [7] Sobotta J. Atlas of human anatomy. Munich: Urban & Schwarzenberg; 1982.
- [8] Zatsiorsky VM. Kinematics of human motion. Champaign: Human Kinetics; 1998.
- [9] De Leva P. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. J Biomech 1995;29:1223–30.
- [10] Leardini A, et al. A geometric model of the human ankle joint. J Biomech 1999;32:585–91.
- [11] Inman VT, Ralston HJ, Todd F. Human walking. Baltimore: Williams & Wilkins; 1981.
- [12] Zhao W, et al. Closed form kinematics for a spatial closed-chain mechanism modeling biped stance. Mech Mach Theory 1998;33(4): 379–87.
- [13] Cailette F, Howard T. Real-time markerless human body tracking with multi-view 3-D voxel reconstruction. In: Proceedings of the 2004

British machine vision conference, vol. 2; September 2004. p. 597–606.

- [14] Ude A. Robust estimation of human body kinematics from video. In: Proceedings of IEEE/RSJ intelligent robots and systems; October 1999. p. 1489–94.
- [15] Riener R, Lunenburger L, Colombo G. Human-centered robotics applied to gait training and assessment. J Rehabil Res Dev 2006;43(5):679–94.
- [16] Matjačić Z, Olenšek A, Bajd T. Biomechanical characterization and clinical implications of artificially induced toe-walking: differences between pure soleus, pure gastrocnemius, and combination of soleus and gastrocnemius contractures. J Biomech 2006;39:255–66.
- [17] Hollman JH, et al. Spatiotemporal gait deviations in a virtual reality environment. Gait Posture 2006;23(4):441–4.
- [18] Alton F, et al. A kinematic comparison of overground and treadmill walking. Clin Biomech 1998;13(6):434–40.

Izjavljam, da sem avtor te disertacije, ki je nastala kot plod raziskovalnega dela pod mentorstvom dr. Tadeja Bajda.

Tomaž Koritnik

Ljubljana, 1. april, 2010