

UNIVERZA V LJUBLJANI
Fakulteta za elektrotehniko

Mitja Veber

MERJENJE, MODELIRANJE IN VREDNOTENJE
KINEMATIČNIH LASTNOSTI VEČPRSTNEGA PRIJEMANJA

DOKTORSKA DISERTACIJA

Ljubljana, 2007

UNIVERZA V LJUBLJANI
Fakulteta za elektrotehniko

Mitja Veber

MERJENJE, MODELIRANJE IN VREDNOTENJE
KINEMATIČNIH LASTNOSTI VEČPRSTNEGA PRIJEMANJA

DOKTORSKA DISERTACIJA

Mentor: prof. dr. Tadej Bajd

Ljubljana, 2007

*Zima je,
veter prinaša vonj po snegu.*

Noče snežiti.

*Noče snežiti danes.
Mislil sem se s teboj kot nekoč
zastrmeti navzgor v padajoče snežinke,
razprostreti roke
in spet leteti v nebo.*

*Morda tudi zdaj to znajo le otroci,
zakaj njihov nemirni um ne priznava pregrad realnega
in vse je mogoče.*

*Povsod si.
Po vsem vesolju.*

*In z one strani časa prihajaš tudi z vetrom,
ki prinaša vonj po snegu.*

*Zato bom odšel ven,
ko bo snežilo.
Zastrmel se bom v padajoče snežinke,
razprostrl roke
in poletel
in letel v vesolje.*

Povsod si.

*Le tam,
v kamnu na hribu kamnov
te ni.*

(Andrej Veber)
očetu Dušanu in stricu Andreju

ZAHVALA

Iskreno se zahvaljujem vsem, ki so mi nudili pomoč pri študiju in so pripomogli k nastanku disertacije. Najprej se zahvaljujem za vso pomoč svojemu mentorju prof.dr. Tadeju Bajdu. Predstavil mi je zanimivo znanstveno področje, po očetovsko bedel nad mojim delom in mi bil s svojimi nasveti in vzpodbudnimi besedami v neizmerno pomoč. Tako sem lažje premagoval vse težave, ki so se pojavile.

Iskrena hvala Gregoriju Kurillu za učenje prvih korakov, številne ideje in nasvete pri načrtovanju eksperimentov, iskanju literature in pisanju. Zahvaljujem se vsem sodelavcem Laboratorija za robotiko in biomedicinsko tehniko. Hvala prof.dr. Marku Munihu za podporo, nasvete in zaupanje, Urošu Maliju, Justinu Činklju, Matjažu Mihlju, Janezu Šegi pa za strokovno in tehnično pomoč.

Hvala prijatelju Branetu Golobu, ki me je vzpodbudil k vrnitvi k študiju, moji Urški in staršem, ki so me v času študija podpirali. Zahvaljujem se tudi vsem ostalim, ki jih v teh nekaj vrsticah nisem omenil, a so kljub temu prispevali k nastanku tega dela.

Nenazadnje sem dolžan zahvalo tudi Agenciji za raziskovalno dejavnost Republike Slovenije, ki je omogočila moje usposabljanje.

VSEBINA

Povzetek.....	5
Abstract	5
1 Uvod.....	5
1.1 O prijemanju.....	5
1.2 Merjenje kinematike roke.....	5
1.2.1 Sistemi za sledenje gibanja v prostoru	5
1.2.2 Merilne rokavice.....	5
1.3 Kinematični model roke v ožjem smislu	5
1.4 Spretna manipulacija.....	5
1.5 Cilji.....	5
2 Načrtovanje nalog v navideznem okolju	5
2.1 Eksperimentalno okolje	5
2.2 Načrtovanje nalog	5
2.3 Koordinacija med podlahtjo, zapestjem in prsti.....	5
3 Kinematični model roke	5
3.1 Kinematični model prsta	5
3.2 Inverzni kinematični model prsta	5
3.3 Kinematični model palca	5
3.4 Inverzni kinematični model palca.....	5
3.5 Lega palca in prstov glede na dlan.....	5
3.6 Modeliranje upogiba dlani	5
4 Merjenje kinematike roke	5
4.1 Središče rotacije univerzalnega sklepa.....	5
4.2 Os rotacije rotacijskega sklepa	5
4.3 Središče rotacije KMK sklepa.....	5
4.4 Središča rotacij PIF in DIF sklepov	5
4.5 Središča rotacij MKF sklepov prstov	5
4.6 Merjenje kinematičnih parametrov roke v ožjem smislu	5
4.7 Merjenje kinematičnih parametrov zapestja	5

5	Merjenje z merilno rokavico	5
5.1	Merilna rokavica DataGlove®	5
5.2	Umerjanje in vrednotenje.....	5
5.3	Merjenje kotov med izvajanjem nalog	5
6	Rezultati	5
6.1	Izvajanje nalog v navideznem okolju.....	5
6.1.1	Ponovljivost izvajanja nalog.....	5
6.1.2	Ponovljivost aktivnosti sklepov	5
6.1.3	Koordinacija med podlahtjo, zapestjem in prsti.....	5
6.2	Merjenje kotov roke v ožjem smislu pri preprostih gibih.....	5
6.2.1	Merjenje s sistemom za optično sledenje	5
6.2.2	Merjenje z merilno rokavico.....	5
6.3	Središče rotacije in rotacijske osi pri zapestju.....	5
6.4	Merjenje kotov v sklepih roke med izvajanjem naloge.....	5
7	Sklepi in ugotovitve.....	5
7.1	Izvorni prispevki.....	5
	Kazalo slik.....	5
	Kazalo tabel	5
	Literatura.....	5
	Dodatek A: Meccanica, 2007.....	5
	Dodatek B: Journal Européen des Systèmes Automatisés, 2007.....	5
	Izjava o avtorstvu	5

POVZETEK

Prijemanje je za človeka velikega pomena, saj njegove ustvarjalne zamisli zaživijo šele, ko jih uresničijo roke. Po drugi strani je zanimivo tudi za robotiko. Robotska roka postane uporabna, ko nanjo pritrdimo prijemalo ali orodje. Nenazadnje pa se prijemanje pri človeku in v robotiki prepletata, saj robot in človek sama pogosto nista kos vsem zahtevam pri izvajanju naloge, zato jo opravita skupaj. Človek prispeva svoje pretekle izkušnje in izvirnost pri reševanju težav, robot pa veliko moč, natančnost in/ali odpornost na vplive iz okolja.

S stališča kinematike prijemanja mora človek med prijemanjem razrešiti dva osnovna problema. Najprej se mora odločiti kako bo nalogo opravil na najbolj učinkovit način (rešitev v prostoru naloge). Po njegovi izbiri pa mora poslati pravilne ukaze svojim mišicam za ustrezne premike kit in sklepov (rešitev v prostoru notranjih koordinat). Prijemanje je bilo v preteklih študijah razdeljeno na tri faze: približevanje, prijemanje in manipulacija. V prvih dveh fazah se roka približa objektu, oblikuje prijem in prime predmet v izbranih točkah. Izvajanje naloge pa se zaključi z zadnjo fazo – manipulacijo. Kadar je zahtevana velika moč, prsti tesno objamejo predmet da se ta s čim večjo površino dotika prstov in dlani, manipulacijo pa izvajajo zapestje, komolec in rama. Drugače je pri spretnih prijemih, ko pri izvajanju naloge sodelujejo tudi prsti. Manipulaciji pri spretnih prijemih je bilo namenjene najmanj pozornosti, verjetno tudi zato, ker metodologija za merjenje in opis kinematike roke v ožjem smislu še ni pripravljena za takojšnjo uporabo. Cilj te disertacije je bil zato pripraviti metode za merjenje in opis kinematike roke v ožjem smislu, jih ovrednotiti in uporabiti pri študiju koordinacije med sklepi pri izvajanju nalog iz vsakdanjega življenja.

Za preučevanje spretnosti manipulacije smo izdelali štiri naloge: privijanje, odvijanje, met in prijem. Poskusna oseba je držala predmet, ki ga je bilo potrebno prestaviti v predpisano končno lego. Za dobro ponovljivost je bila vidna informacija obogatena s prikazom nalog v navideznem okolju. V slednjem so bile

izrisane tudi ciljne lege v katere je oseba morala postaviti predmet. Naloge smo posneli za eno osebo – učitelja in jih prilagodili tako, da so jih lahko opravile vse poskusne osebe, ne glede na velikosti njihovih rok.

Med izvajanjem nalog smo s sistemom za optično sledenje izmerili časovne poteke relativnih transformacij med komolcem in podlahtjo, podlahtjo in hrbtno stranjo roke ter hrbtno stranjo roke in predmetom. Z njimi smo opisali premike v sklepih komolca, zapestja in skupno aktivnost prstov ter opazovali izvajanje gibov v prostoru naloge in prostoru notranjih koordinat.

V uvodnih analizah nismo obravnavali kotov v posameznih sklepih. Ob njihovem merjenju s sistemom za optično sledenje se pri roki v ožjem smislu srečamo z velikim številom prostostnih stopenj na majhnem področju. Pri merjenju smo reševali tako težave zaradi zakrivanja markerjev kot tudi zaradi premikov kože. V ta namen smo izdelali kinematični model prstov in palca, ki ga je možno skalirati glede na zunanje dimenzije roke. Predlagali smo metodo, pri kateri je za merjenje kotov v sklepih palca in prstov potrebno prilepiti na vsak prst le po en marker, tri na hrbtno stran roke ter tri na palec. Kote v sklepih prstov in palca pridobimo iz meritev z rešitvijo problema inverzne kinematike. Točnost merjenja s predlagano metodo smo ovrednotili z referenčno metodo, pri kateri se koti izračunajo iz središč rotacij sklepov. Ta velja v biomehaniki za zlati standard, a zahteva bistveno večje število markerjev kot predlagana metoda.

Čeprav smo zmanjšali število markerjev za merjenje kotov v sklepih roke v ožjem smislu, so bile težave zaradi zakrivanja markerjev med izvajanjem naloge še vedno velike. V študijo smo zato kot komplementarni sistem vpeljali merilno rokavico. Izdelali smo metodologijo za njeno umerjanje in z referenčno metodo za merjenje kotov ocenili njeno ponovljivost in točnost med izvajanjem preprostih gibov, pri katerih se aktivira omejeno število prostostnih stopenj roke v ožjem smislu.

Na koncu smo izmerili izvajanje nalog v navideznem okolju s sistemom za optično sledenje in z merilno rokavico. Optični merilni sistem smo uporabili za merjenje rotacije podlahti, zapestja in položaja hrbtnih strani roke ter predmeta, kote v sklepih prstov in palca pa smo izmerili z merilno rokavico.

Za štiri izbrane naloge smo pokazali, da človek navkljub neskončnim možnostim izvaja gibe ponovljivo tako v prostoru naloge kot tudi v prostoru notranjih koordinat. Pri tem je spretna manipulacija kvalitativno drugačna od prvih dveh faz, saj pri njej ne prihaja do segmentacije gibov na zahtevne in manj zahtevne, pač pa jih uravnavajo drugi mehanizmi. Ti so povezani predvsem z omejitvami sklepov med izvajanjem naloge.

Primerjava kotov merilne rokavice z referenčnimi koti je pokazala, da je točnost merjenja pri rokavici omejena pri prstih na $\pm 5^\circ$, pri palcu pa je ta še nekoliko slabša, tipično okrog $\pm 10^\circ$. Z nadaljnjim merjenjem kotov v sklepih med izvajanjem dveh nalog (privijanje, odvijanje) pa smo še pokazali, da se prsti vključijo v izvajanje naloge šele takrat, ko je ne more opraviti zapestje. Najprej se aktivirajo metakarpofalangealni sklepi prstov in karpometakarpalni sklep palca. Ti zagotovijo rotacijo, ki je ne more opraviti zapestje. Končna lega objekta pa se določi z upogibom prstov v proksimalnih interfalangealnih sklepih in palca v interfalangealnem sklepu.

V tej nalogi smo izmerili koordinacijo med gibanjem segmentov roke pri izvajanju spretna manipulacije za zdrave osebe. Podatki iz študije bodo lahko služili kot referenca pri načrtovanju nadaljnjih študij za rehabilitacijo pacientov po kapi.

Ključne besede: roka, kinematični model, spretna manipulacija, merilna rokavica, merjenje kotov v sklepih roke v ožjem smislu.

ABSTRACT

Grasping is of significant importance for human beings. We realize our creative ideas by employing our hands. On the other hand a robot arm cannot be made of a good use until it is equipped by a properly controlled gripper or tool. In some cases the task can even not be performed by the human or robot alone. In these circumstances the control of robotic arm and gripper is performed by cooperating human arm and fingers. The human being contributes his past experience and intelligence, while the grasping robot provides strength, accuracy and/or safety into hazardous environment.

From the kinematical point of view there are two problems that need to be solved while performing grasping. First, a trajectory of the hand from the starting to the final posture needs to be found. Second, the movements of the object have to be performed in an efficient way (optimal solution in the task space). This second task is related to an appropriate control of individual joints to perform the required movement (the solution in the space of internal coordinates). In order to study grasping, it has been split into three phases: approaching, grasping, and manipulation. In the first two phases the hand is transported towards the object, while preshaping and searching for the location of contacts and finally exerting force on the object. In the last phase the hand is manipulating the object to move it into desired pose. When the strength is required, the object is caught into the power grasp where fingers conform to the surface of the object to maximize the contact surface, while manipulation is performed by the shoulder, elbow, and wrist. In the contrary, in dexterous manipulation the object is held by fingertips. Such grasping has not been extensively studied, because we still lack a generally accepted and available method for the assessment of hand kinematics. In this thesis the methods for measuring and evaluation of dexterous manipulation are presented. They have been used to study the elbow, wrist and finger coordination while performing the tasks from everyday life.

Four tasks were selected to study the dexterous manipulation: screw, unscrew, throw, and reaching for a glass. A subject was asked to transport the object from the starting to a final posture. The visual information of the subject was augmented by displaying the posture of the real object relative to the final posture on the computer screen. The tasks were recorded for single subject – a virtual trainer and adapted for the different sizes of hands in other subjects tested.

Relative rotations between the elbow and forearm, forearm and the dorsal aspect of hand, and the dorsal aspect of hand and object were studied for the selected tasks. They were used to describe the movements in elbow and wrist joints and the collective activity of fingers. The relative position of the real object with respect to the displayed target was also considered.

In the preliminary study the angles in individual joints were not assessed. We faced the difficulties related with the large number of degrees of freedom concentrated in a small area, the occlusion of markers and large skin artefacts. We tried to solve these problems by developing a kinematic model of a finger and thumb, which can be scaled according to the external dimensions of the hand. A model based method for assessing angles in the finger and thumb joints, which requires small number of markers, was proposed. One marker for each finger, three markers on the thumb and three on the dorsal aspect of hand are needed to acquire the angles through inverse kinematics. The accuracy of the inverse kinematics method was evaluated by using the reference method, where large number of markers was used to estimate the angles from the centers of rotation of joints.

Although the number of markers was reduced to a minimum by introducing the model based methods, the difficulties related to the occlusion of markers could not be avoided. Therefore, the instrumented glove was employed as a complementary system to measure the angles in the thumb and finger joints. We proposed the method for its calibration. The angles from the calibrated glove were also compared against the reference angles to assess the accuracy of the glove.

Finally, the angles in joints were measured for the hand manipulating the object in the virtual environment. Optical tracking system was used to measure the angles in elbow and wrist joints and the pose of the dorsal aspect of hand. The instrumented glove was used to acquire the angles in the thumb and finger joints.

We have demonstrated the repeatability of the hand movement in the task and joint space, irrespective of the infinite number of grasping modes that could be used to perform the movement of the object. The manipulation phase was also found to be qualitatively different from the first two phases of prehension. The kinematically less complicated movements in the elbow and wrist joints did not precede the movements in the finger joints. We have shown that the temporal segmentation is rather related to the limits of the range of motion of joints.

The validation of the angles assessed with the calibrated glove showed that the glove can measure angles in finger joints with the accuracy of $\pm 5^\circ$. The accuracy for the thumb was worse, reaching $\pm 10^\circ$. The angles in the elbow, wrist, and finger joints, which were assessed while performing the task in the virtual environment, showed that the wrist initially tries to accomplish the task by itself. Failing to complete it, the fingers start to move more actively. At first the metacarpophalangeal joints of the fingers and the carpometacarpal joint of the thumb are activated, providing the rotation that could not be performed by the wrist alone. Finally, the pose of the object is determined by flexion–extension of the proximal interphalangeal joints of fingers and interphalangeal joint of thumb.

In the thesis, typical movements of forearm, hand, and fingers of unimpaired subjects while performing manipulation of an object were obtained. These data can serve as reference in further studies of patients with neuromuscular impairments.

Keywords: hand, kinematic model, dexterous manipulation, instrumented glove, assessment of angles in finger joints.

1 UVOD

1.1 O prijemanju

Ena izmed evlucijskih hipotez pravi [1], da se je človekova veja v drevesu življenja ločila od ostalih primatov pred več milijoni leti. Takrat naj bi skupina šimpanzu podobnih opic v boju proti sovražnikom pričela uporabljati gorjače in kamenje. Iznajdljivost pri izbiri in uporabi orožja naj bi bolj uspešnim predstavnikom vrste zagotovila prednost pri iskanju hrane in razmnoževanju. Naravni izbor je skozi mnoge generacije poskrbel za preobrazbo roke naših davnih prednikov v človeško. Prsti so se krajšali in postali bolj ravni, palec pa večji, močnejši in bolj gibljiv. Nedvomno je evolucija človeške roke povezana z uporabo različnih orodij. Napier je prvi poimenoval dva osnovna prijema: močnostni in spretni prijem [2], ki dejansko ustrezata prijemoma gorjače in kamna. Močnostni prijemi omogočajo večjo silo in stabilnost, medtem ko spretni prijemi omogočajo majhne, a spretne in natančne premike prstov. Prav ti so pomembni, ko denimo metalec pri rokometu spusti žogo in ji zagotovi pravo smer ter rotacijo.

Prijemanje pa je za človeka tudi življenjskega pomena, saj si hrano k ustom prinesemo z roko. Naša roka v ožjem smislu je tudi odličen senzor dotika. Ne nazadnje pa je roka namenjena tudi komunikaciji, bodisi da z njo pišemo, tipkamo po računalniški tipkovnici, ali pa se s kretnjami pogovarjamo z domorodci [3]. Izguba prstov na roki pomeni kar šestdeset odstotno invalidnost, amputacija obeh falang palca skupaj z metakarpalno kostjo pa zmanjša sposobnost roke za okoli štirideset odstotkov [4]. Usklajeno delovanje mišic roke zagotavlja osrednji živčni sistem preko obsežnih živčnih povezav, ki so prav tako podvržene poškodbam. Analiza gibanja roke je zato pomembna pri razvoju diagnostike za ocenjevanje poškodb, izdelovanju in vodenju večprstnih protez ter načrtovanju naprednih terapevtskih metod v rehabilitaciji [5].

Po drugi strani je prijemanje zanimivo tudi za robotiko. Pozicijsko vodeni roboti so v industriji že zamenjali človeka, tam kjer je delo zanj nevarno ali

duhamorno oziroma je zahtevana velika moč ali natančnost. V delno strukturiranem okolju so se roboti začeli uveljavljati šele pred nedavnim, z opremljanjem robotov s čutili sile, razdalje in robotskim vidom. Problematika avtonomnega prijemanja, ki obsega približevanje robota k objektu, avtomatsko izbiro dotikov večprstnega prijemala z objektom in manipulacijo objekta, pa še ni raziskana v tolikšni meri, da bi rešitve lahko zaživele v praksi [6]. Prvi prototipi večprstnih prijemal, ki bi v prihodnosti lahko nadomestili vrsto okornih namenskih prijemal v industriji, so bili sicer izdelani že pred več kot dvajsetimi leti [7], a so vprašanja povezana z njihovim vodenjem še vedno aktualna [6, 8]. Večina obstoječih sistemov z večprstnimi prijemali še vedno temelji na telemanipulaciji, pri kateri se človek vključi v izvajanje dane naloge. V ta namen je potrebno zajeti gibanje človeške roke v širšem in ožjem smislu. Ker kinematika človeške roke ni identična kinematiki robotskega mehanizma, pa je potreben še dodaten nivo, ki preslika gibe roke v ustrezne premike robotskega mehanizma. Podobno je tudi pri učenju nalog s prikazom, kjer dodatni nivo izlušči lastnosti človeških gibov, ki so pomembne za opravljanje naloge.

Prijemanje pri človeku lahko prav tako razdelimo v tri faze: gibanje pred prijemom, statični prijem in manipulacija z objektom [9]. Pred prijemom uporabljamo za vodenje roke vid in naše pretekle izkušnje [10]. Na nivoju kinematike mora človek med približevanjem k objektu rešiti dve nalogi [11]. Med neskončno možnimi krivuljami med začetno in končno lego roke mora izbrati optimalno (redundantnost v prostoru naloge). Druga naloga pa je povezana s problemom inverzne kinematike, pri katerem je potrebno zunanje koordinate (lego) preračunati v notranje koordinate (kote sklepov). Ker je število prostostnih stopenj roke običajno večje, kot jih potrebujemo za izvajanje naloge, obstaja tudi za to nalogo mnogo rešitev (redundantnost v prostoru sklepov) .

Večina raziskovalcev se je osredotočila prav na vprašanje, kako osrednji živčni sistem izbere ustrezno krivuljo gibanja. Pokazali so, da gibanje proti ciljnemu objektu vključuje kinematično manj zapleteno približevanje roke k objektu (transport roke), ki mu sledi zahtevnejše formiranje oblike prijema [12, 13]. Med študijem gibanja pred prijemom so spreminjali notranje in zunanje

značilke predmeta in poiskali kriterije za izbiro lege zapestja glede na podlaket [10, 14] ter uravnavanje odprtosti roke in njene oblike [10, 15, 16]. Pokazano je bilo, da naj bi bili prav odprtost roke in orientacija dlani spremenljivki, ki ju uravnava osrednji živčni sistem med približevanjem roke k predmetu. Za opis odprtosti roke je bila izbrana razdalja med palcem in kazalcem [17, 18]. Ker takšen pristop izključuje vlogo ostalih treh prstov, so Šupuk *et al.* za opis odprtosti roke in orientacije dlani predlagali vpeljavo naprednega indeksa [19]. Pri njem je odprtost dlani določena s površino mnogokotnika vpetega med vsemi petimi prsti, medtem ko je orientacija roke določena s kotom med normalama, ki izhajata iz pentagona in predmeta.

Manj pozornosti je bilo posvečene problemu inverzne kinematike kompleksnih gibov roke v tridimenzionalnem (3D) prostoru. V večini primerov so bile tovrstne študije omejene zgolj na gibanje v horizontalni ravnini [20], analize gibanja roke v 3D pa so bile opravljene le za preproste gibe med dvema točkama [21, 22]. Pri slednjih so za analizo relevantne le štiri aktivne prostostne stopnje: tri v rami in ena v komolcu. Wang in Verriest sta predlagala metodo za izračun inverzne kinematike roke s sedmimi prostostnimi stopnjami [23] preko nelinearnih cenilk, ki zagotavljajo, da se med izvajanjem naloge upoštevajo omejitve gibov v posameznih sklepih. Pokazano je bilo, da je gibanje zapestja ločeno od gibov komolca in rame [11], kar kaže, da je celotna naloga razčlenjena na pozicioniranje roke in zagotavljanje ustrezne orientacije. Pri tem ustrezno pozicijo zagotovijo sklepi, ki so bolj proksimalni (rama in komolec), orientacijo pa uravnava komolec s pronacijo—supinacijo podlahti in zapestje.

Pri statičnem prijemu se k vidni informaciji doda še informacija receptorjev, ki so posejani v koži po dlani in konicah prstov ter senzorjev v sklepih prstov in v mišicah. Prva naloga, ki se začne, še preden pride do fizičnega stika z objektom, je določanje položajev kontaktov prstov z objektom. Pri tem je objem po sili za praktične primere na področju rehabilitacijskega inženirstva bolj zanimiv od objema po obliki, saj je pri slednjem gibanje predmeta kinematično popolnoma določeno. Naslednje področje raziskav obsega študij usklajenega delovanja mišic za doseganje želenih sil in navorov na objekt [24]. Pri prijemu morajo prsti

zagotoviti ustrezno silo trenja z objektom, da ta ne zdrsne iz rok. Prsti povzročajo napore sil, ki morajo delovati kot opozicija navoru teže predmeta in morebitnim zunanjim navorom, skupni navor pa mora biti nič. Sile prstov, ki izvajajo navor v nasprotni smeri od načrtovane smeri premika, morajo biti čim manjše, a še vedno dovolj velike, da zagotovijo ustrezno trenje, ki prepreči drsenje. Pri opazovanju statičnega prijemanja je cilj raziskav iskanje strategij, ki jih uporablja osrednji živčni sistem za optimalno vodenje sil in navorov [24, 25, 26] ter opazovanje, kako se vodenje spremeni zaradi staranja ali poškodb [27, 28].

V zadnji fazi prijemanja se izvede manipulacija že prijetih objektov. S stališča kinematike mora osrednji živčni sistem pri manipulaciji opraviti podobno nalogo kot med približevanjem k objektu. Določiti mora, kakšno naj bo vodenje sklepov roke za želeno gibanje objekta v končno lego. Pomembna značilnost spretnosti manipulacije človeških prstov je podrejenost objektu, ki ga prijemamo. Močnostni prijemi temeljijo na iskanju konfiguracij prijema, ki se kar najbolj ujema z obliko predmeta [29], spremembo lege predmeta pa izvaja zapestje. Bolj zanimivi so prijemi s konicami prstov, kjer prsti ne mirujejo, tako kot med močnostnimi prijemi. Ena izmed hipotez pravi, da se celotna naloga razdrobi v zaporedje krajših in enostavnejših gibov [30]. Ideja je bila že uporabljena pri vodenju antropomorfne robotske roke [31]. Po drugi strani v literaturi kar nekaj avtorjev navaja, da se pri manipulaciji predmetov različnih oblik in velikosti pojavlja majhno število značilnih konfiguracij roke, ki jih imenujemo tudi lastne konfiguracije [32, 33, 34]. Običajna razlaga omejenega števila lastnih konfiguracij, s katerimi naj bi bilo mogoče opisati prijemanje, je poenostavitev zapletene koordinacije na nivoju osrednjega živčnega sistema. V prid tej hipotezi govori dejstvo, da je z gibanjem roke v možganih povezan razmeroma velik del motoričnega korteksa, na katerem ni možno določiti posameznih področij, ki bi bila povezana z gibom določenega sklepa, pač pa se področja medsebojno prekrivajo. Po drugi strani pa neodvisnost gibov v sklepih preprečuje tudi sama anatomsko zgradba roke oziroma prstov. Sklepi so namreč med sabo povezani s kitami. Te potekajo po posebnih kanalih, ki usmerjajo kite ob kosteh. Rezultati modeliranja prijemanja z nevronskimi mrežami so pokazali [35], da jih je možno

naučiti, da generirajo zaporedja gibov za prijemanje omejene množice objektov različnih velikosti. Kljub zanimivim rezultatom pa se je izkazalo, da je število lastnih konfiguracij za opis spretne manipulacije preveliko, da bi jo lahko na ta način poenostavljeno opisali [36]. Za povrhu so te odvisne od zadane naloge. Ponavljanje značilnih vzorcev je možno doseči še na drug način – z optimalnim vodenjem. Za takšen pristop pa je potrebno izbrati pravilne spremenljivke, ki jih lahko izluščimo le s študijem koordinacije prijemanja.

1.2 Merjenje kinematike roke

1.2.1 Sistemi za sledenje gibanja v prostoru

Sistemi za optično sledenje so se dodobra uveljavili pri analizi hoje. Pri teh sistemih se uporabljajo pasivni ali aktivni markerji, ki se namestijo na kožo nad koščenimi deli ekstremitet. Iz tirnic markerjev lahko z optimizacijskimi metodami [37, 38] izpeljemo položaje središč rotacij za univerzalne in osi rotacij za rotacijske sklepe in izračunamo relativne rotacije med telesi [39]. Na vsako tego telo moramo v splošnem pritrčiti vsaj po tri nekolinearno postavljene markerje. Skelet človeške roke je v ožjem smislu sestavljen iz osmih kosti v zapestju, petih dlančnic in trinajstih prstnih členkov, zato se pri merjenju roke srečamo z velikim številom prostostnih stopenj na majhnem področju [40]. Povrhu imajo nekateri sklepi še majhno gibljivost. Meritve dodatno motijo tudi premiki kože, ki so v primerjavi z razdaljami med markerji razmeroma veliki. Rekonstrukcija osi rotacij je pri prstih zato možna le z upoštevanjem anatomskih značilnosti roke [41]. Nameščanje markerjev je zamudno, žice aktivnih markerjev pa so v napoto med izvajanjem gibov. Kljub omenjenim slabostim, omogočajo optične metode solidno točnost. Glavna ovira optičnih sistemov, s katero se soočimo, takoj ko v roko primemo predmet, je zakrivanje markerjev. Težava je še toliko bolj izražena zaradi velikega števila markerjev, ki jih moramo uporabiti pri merjenju kinematike prstov in roke. Zakrivanje markerjev, visoka cena, velikost uporabljenih kamer in pripadajočih vmesnikov, so njihove glavne slabosti, zato niso najbolj primerni za zajem prijemanja.

Alternativa optičnim merilnim sistemom so sistemi, ki delujejo na magnetnem, akustičnem ali mehanskem principu. Obsežen pregled sistemov za zajemanje gibanja je naveden v [42]. Magnetni sistemi so morda še najbolj primerni za merjenje kinematike roke v ožjem smislu. Merjenje motijo kovinski predmeti in blodeča magnetna polja, ni pa težav z zakrivanjem markerjev. Za posamezen marker lahko rekonstruiramo njegovo pozicijo in orientacijo, so pa ti bistveno večji od optičnih. Komerčni magnetni sistem z dovolj majhnimi markerji ($1.3 \times 6.5 \times 0.6$ mm) je že na voljo na trgu [43]. Primeren je za sledenje instrumentov pri endoskopiji, laparoskopiji in biopsiji, a podpira le do največ dva markerja.

1.2.2 Merilne rokavice

Z razvojem vmesnikov za interakcijo z navideznim okoljem se ponuja še ena zanimiva možnost – uporaba merilne rokavice [44], ki ima v tkanino všite senzorje upogiba (goniometre). Merilna rokavica sodi v skupino kontaktnih merilnikov. V primerjavi z eksoskeleti ne omejuje gibanja, njeno nameščanje je bolj preprosto in je tudi cenovno bolj dostopna. Z merilnimi rokavicami lahko izmerimo le tokove oziroma napetosti, ki so proporcionalne upogibu goniometrov, hkrati pa so te odvisne še od drugih dejavnikov. Enkratno umerjanje, kot ga poznamo pri klasičnih merilnikih fizikalnih veličin, pri rokavicah vsekakor ne pride v poštev, ker so odzivi goniometrov odvisni od dimenzij roke in površinskega prileganja senzorjev upogiba. Posledično se občutljivosti na upogib in začetni odmiki odzivov za različne roke, pa tudi za roko posameznika in različne namestitve rokavic, spreminjajo. Prav zato je programska oprema nekaterih komercialnih izvedb merilnih rokavic prilagojena tako, da uporabnik ročno nastavlja začetne odmike in občutljivosti goniometrov toliko časa, dokler se gibi prstov na zaslonu ne ujemajo z dejanskimi.

Avtomatsko umerjanje merilnih rokavic je zapleteno, zanesljivih metod pa ni na voljo [36]. V večini sistemov so bili zato uporabljeni pri obdelavi kar surovi podatki [45], kar delno zadošča le za razvrščanje gibov roke [46, 47, 48]. Preprosto umerjanje bi bilo možno izdelati, če bi bili odzivi goniometrov linearno

odvisni od upogibov in bi za roko, na katero je rokavica nameščena, poznali območja gibljivosti posameznih sklepov. Izkaže se, da vhodno–izhodne karakteristike goniometrov niso linearne, zato pri takem umerjanju ni možno oceniti merilne negotovosti. Za zdrave roke podatki o gibljivosti posameznih sklepov obstajajo, a se gibljivosti sklepov precej razlikujejo med posamezniki. Še večje težave nastopijo pri bolnikih, kjer bi bilo potrebno gibljivosti sklepov izmeriti za vsako osebo.

Pri uporabi merilnih rokavic v telemanipulaciji so zahteve pri umerjanju manj stroge kot pri analizi kinematičnih lastnosti človeškega prijemanja. Pri telemanipulaciji je pomembno le, da z rokavico pravilno izmerimo pozicije in orientacije konic prstov. Optimizacijska metoda, ki je bila izdelana za umerjanje rokavice CyberGlove za spretno telemanipulacijo [49, 50], je zasnovana na kinematičnem modelu roke v ožjem smislu in predpostavlja, da je odziv goniometrov linearno odvisen od upogiba. Ko se palec in eden izmed prstov dotikata, tvorita zaprto kinematično verigo. Parametri modela roke, začetni odzivi in občutljivosti goniometrov se med optimizacijo spreminjajo toliko časa, dokler se konici rekonstruiranega palca in prsta ne stakneta skupaj. Rezultati umerjanja rokavice s to metodo so podani le kot razlike med rekonstruiranimi pozicijami konic prsta in palca, ko se vrha originalnih prstov dotikata. Analiza, ki bi pokazala, kako točno lahko rokavica umerjena s to metodo izmeri kote v posameznih sklepih, pa ni bila opravljena.

V preostalih študijah so bile opravljene analize ponovljivosti meritev za ponavljajoče namestitve merilne rokavice na isto roko in za omejeno število gibov roke [51]. Točnosti merilne rokavice za posamezne sklepe pa so bile ocenjene le z nameščanjem rokavice na umetno roko [52] in so znašale $\pm 5^\circ$. V tej analizi so bile napake zaradi deformacij in premikov kože izključene iz obravnave. Umerjanje z nameščanjem rokavice na umetno roko v praksi zaradi različnih dimenzij rok ne bi zagotovilo želenih rezultatov. Nobena izmed metod navedenih v literaturi pa ni bila ovrednotena z referenčno metodo za merjenje kotov v sklepih.

1.3 Kinematični model roke v ožjem smislu

Za potrebe merjenja kotov v sklepih in umerjanja rokavice potrebujemo čimbolj natančen kinematični model, s katerim želimo realno rekonstruirati gibanje roke. Že predlagan direktni kinematični model roke [45] ima vse parametre modela konstantne, spreminjajo se le koti v sklepih. Bolj primeren bi bil model s spremenljivimi parametri, ki se prilagajajo zunanjim dimenzijam roke. Kinematični model prstov je relativno preprost, zato je v literaturi posvečene veliko pozornosti predvsem modelu palca. Težavnost pri modeliranju palca izhaja predvsem iz dejstva, da se osi sklepov ne sekajo pod pravim kotom [53, 54]. Dodatno težavo povzročajo še velike variacije v anatomiji palca [55], kar je tudi razlog, da trenutno nimamo ustreznega biomehanskega modela palca [56]. Glavnina člankov v literaturi je posvečenih verni reprodukciji gibanja človeškega palca, ne glede na napore, ki so potrebni za izdelavo modela (čas, potrebna merilna oprema). Manjka pa predvsem ocena, kako natančen naj bo model palca, da bo ta ustrezal zahtevam v posameznih aplikacijah: v računalniški grafiki, telemanipulaciji, rehabilitaciji. Zaradi omenjenega dejstva je izdelava in vrednotenje preprostega kinematičnega modela palca, ki ga lahko zgradimo zgolj z a priori znanimi antropometričnimi parametri ter merjenjem zunanjih dimenzij roke, smiselna.

1.4 Spretna manipulacija

Vodenju sklepov večprstnih prijemal med spretno manipulacijo predmetov je bilo v robotiki posvečene veliko pozornosti. V robotskih mehanizmih je merjenje kotov v sklepih izvedeno z enkoderji, ki so nameščeni v vsakem sklepu. Trenutno pa nimamo primernega merilnega sistema, ki bi bil primeren za merjenje kinematike roke v ožjem smislu. To je tudi razlog, da je spretna manipulacija pri človeku slabše raziskana kot ostale faze prijemanja.

Človeška roka je kinematično redundanten sistem, kar ji omogoča, da je bolj prilagodljiva. Z lastnim gibanjem se lahko izogiba oviram in singularnim konfiguracijam, ne da bi se pri tem spremenile zunanje koordinate. Ker pri

redundantnih mehanizmih preslikava iz zunanjih koordinat v notranje koordinate ni enolično določena, je potrebno za izračun kotov v sklepih poiskati dodatne omejitve. V robotiki so bile med drugimi predlagane metode, ki temeljijo na pseudoinverzni Jakobijevi matriki [11, 57, 58]. Omejitve pa lahko postavimo še drugače. Pri analizi približevanja roke k objektu so bile tako vpeljane različne optimizacijske funkcije, kriterij minimalne porabe energije, ki je potrebna za opravljanje premika [22] in segmentacija kompleksnih gibov na bolj preproste [10]. Katera izmed metod bi bila ustrezna za spretno manipulacijo, bomo lahko ugotovili le z njenim preučevanjem. S tega stališča in tudi z vidika vodenja robotskih prijemal in protez je zato zanimiva koordinacija gibanja prstov, zapestja in podlahti med spretno manipulacijo. Zadnje raziskave kažejo [59], da je gibanje prstov in zapestja pri prostem gibanju prstov povezano. V literaturi pa nismo zasledili raziskave, ki bi obravnavala koordinacijo gibanja med podlahtjo, prsti in zapestjem med premikanjem predmeta s konicami prstov.

Pri preučevanju spretno manipulacije je potrebno poskrbeti, da vse testne osebe izvajajo naloge na primerljiv način. Hkrati mora biti izvajanje nalog tudi naravno. Uporaba navidezne resničnosti v rehabilitaciji je potrdila, da pri delu s pacienti ni bilo razlik med izvajanjem gibov v resničnem in navideznem okolju [60], zaradi česar smemo navidezno okolje uporabiti pri načrtovanju nalog za preučevanje spretno manipulacije. Na ta način dosežemo dobro ponovljivost nalog, hkrati pa lahko spremljamo, kakšni so odmiki od želene vrednosti, potreben čas za izvedbo naloge in potek izvajanja.

1.5 Cilji

Spretna manipulacija predmetov, ki jo je tudi najtežje izmeriti, je pri človeku od vseh faz prijemanja najmanj raziskana. Naš namen ni bil posnemati značilne konfiguracije roke med manipulacijo predmetov, pač pa poiskati pravila, zaradi katerih se značilni vzorci pojavijo. Za merjenje kinematičnih parametrov smo izbrali optični merilni sistem, ki smo mu kasneje dodali še merilno rokavico. Slednja je bila izbrana kot komplementarni merilni sistem, ki bi premostil težave zaradi zakrivljanja markerjev med manipulacijo predmetov. Ker je rokavico pred vsako uporabo potrebno umeriti, smo poizkušali poiskati ustrezno metodo, ki bi bila tudi uporabniško prijazna. Končni cilj pa je bil merjenje kinematičnih parametrov roke med izvajanjem nalog v navideznem okolju. Cilje lahko strnimo v naslednjih petih točkah.

- Načrtovanje nalog za študij koordinacije med podlahtjo, zapestjem in prsti, ki so za doseganje boljše ponovljivosti podprte z navideznim okoljem.
- Kinematični model roke, ki ga je možno skalirati glede na dolžino prstov in širino ter dolžino dlani.
- Izviren način umerjanja rokavice z optičnim merilnim sistemom Optotrak® in inverznim kinematičnim modelom roke, v katerem so upoštevane poenostavitve, ki izhajajo iz anatomije roke.
- Merjenje kinematičnih spremenljivk roke med izvajanjem nalog z optičnim sistemom za sledenje markerjev v prostoru Optotrak® in z merilno rokavico DataGlove®.

2 NAČRTOVANJE NALOG V NAVIDEZNEM OKOLJU

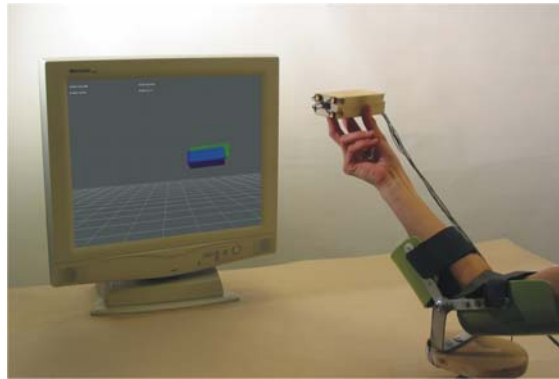
V tem poglavju bo opisana metodologija za merjenje in analizo koordinacije med gibi komolca, zapestja in prstov med spretno manipulacijo predmeta. Obravnavana bo manipulacija, pri kateri konice palca, kazalca in sredinca ne hodijo po objektu, pač pa so v vseh poizkusih položene na iste točke.

Za dobro ponovljivost nalog so bile lege objekta, ki ga je oseba držala v rokah, izrisane v navideznem okolju. Predlagali bomo eksperimentalno okolje in opisali testne naloge ter postopek za prilagajanje nalog različnim velikostim rok posameznikov.

Pri izvajanju nalog smo študirali gibanje segmentov roke in predmeta zaradi premikov v komolcu, zapestju in prstih. Opisan bo postopek za preučevanje časovnih zakonitosti med gibi segmentov roke in analizo ponovljivosti gibov pri posamezniku ter v celotni skupini testnih oseb.

2.1 Eksperimentalno okolje

V študijo koordinacije med rotacijo podlahti, zapestjem in skupno aktivnostjo prstov je bilo vključenih 12 oseb ($n = 12$). Pri nobeni izmed testnih oseb ni bila prizadeta funkcionalnost roke. Vsaka oseba se je udobno namestila na pisarniški stol. Desno roko smo namestili v posebno opornico, kot je prikazano na sliki 1. Kot med podlahtjo in mizo smo nastavili na 40° . Opornica je bila izdelana tako, da se je zapestje prosto gibalo in podlaket nemoteno rotirala. Upogib v komolcu je bil fiksiran na 55° . Komolec smo pri merjenju fiksirali zato, ker nas ni zanimalo gibanje celotne roke, pač pa koordinacija med podlahtjo, zapestjem in prsti med spretno manipulacijo. Omejitev gibanja je smiselna, saj se npr. pri rehabilitaciji pacientov po možganski kapi z imobilizacijo neprizadete roke vzpodbudi pacienta, da uporablja prizadeto roko. Zaradi reorganizacije osrednjega živčnega sistema se na ta način izboljša nadzor in poveča moč v prizadeti roki. Pri izvajanju nalog v navideznem okolju bomo torej fiksirali roko od komolca navzgor, zato da bomo lahko urili spretnost roke v ožjem smislu.

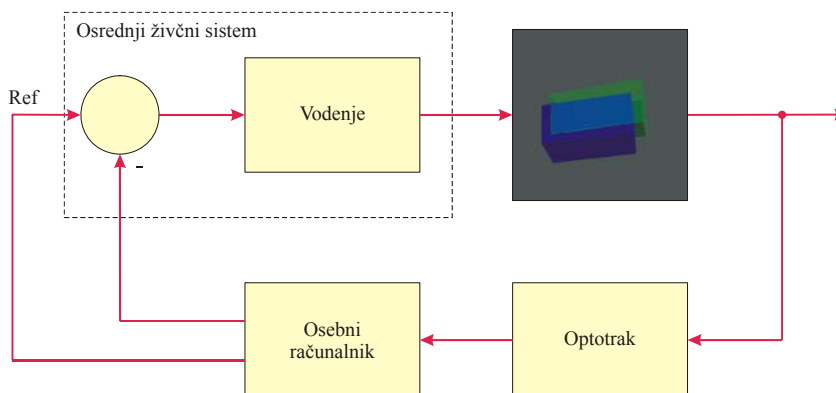


Slika 1. Eksperimentalno okolje za preučevanje koordinacije med podlahtjo, zapestjem in prsti.

Za sledenje segmentov roke smo uporabili optični merilni sistem (Optotrak®, Northern Digital Inc.), ki meri gibanje infrardečih markerjev v prostoru. Za določitev referenčnega koordinatnega sistema smo pritrdili na opornico tri markerje. Ostale markerje smo prilepili na točke, ki označujejo anatomske značilnosti roke. En marker smo pritrdili na komolec (*olecranon*), dva na koželjnico in podlaktnico (*Proc. styloideus radii*, *Proc. styloideus ulnae*), enega na zapestje (*Os capitatum*) in dva na dorzalno stran roke v bližino karpometakarpalnih sklepov kazalca in sredinca. Šest markerjev smo namestili na kvader ($115 \times 45 \times 35$ mm), ki ga drži poskusna oseba. Z nameščanjem markerjev na različne ploskve smo zagotovili, da so bili vsaj trije markerji vidni, ne glede na lego, v katero je bil predmet postavljen. Izmerjene pozicije markerjev so bile preko lokalne računalniške mreže poslane na osebni računalnik, kjer je bil izveden prikaz lege predmeta v navideznem okolju. Pri implementaciji navideznega okolja smo uporabili odprtokodno knjižnico Maverik®.

Med izvajanjem naloge se v navideznem okolju izriše predmet, ki ga oseba drži v roki. Sočasno se na zaslonu izriše še prosojen referenčni predmet z osvetljenimi robovi (Slika 2). Oseba, ki izvaja nalogo, mora postaviti premični predmet v notranjost prosojnega predmeta, tako da se legi obeh predmetov ujemata. Ko je razlika med legama predmetov dovolj majhna, se barva premičnega predmeta spremeni. V naslednjem trenutku se prosojni predmet postavi v novo lego, v katero mora oseba prestaviti premični predmet. Pri zdravih osebah smo privzeli, da se legi premičnega in referenčnega predmeta ujemata, če

je razlika med pozicijami težišč manjša od 2 mm in se orientacija predmetov izražena z rotacijami okrog z (roll – R), x (pitch – P) in y (yaw – Y) osi ne razlikuje za več kot 8° .

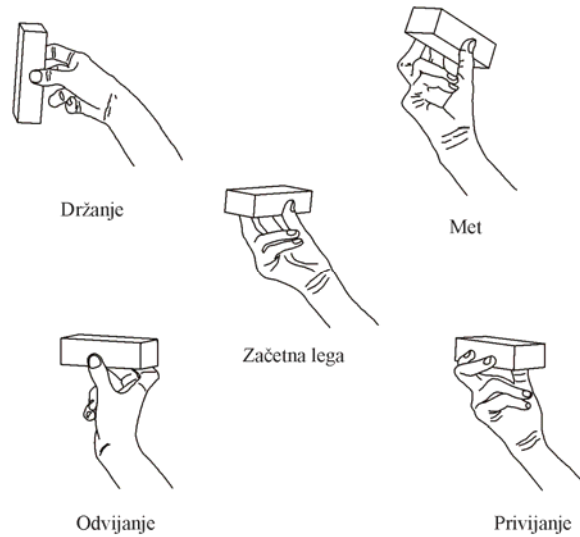


Slika 2. Pozicijo premičnega objekta posnamemo z optičnim merilnim sistemom. Na zaslonu se izrišeta premični objekt in prosojen referenčni objekt. Osrednji živčni sistem opravlja funkcijo komparatorja in regulatorja.

Vsaka oseba je pred merjenjem opravila nekaj poizkusov. V površino premičnega predmeta smo vrezali vdolbine, s katerimi smo zagotovili ponovljivost prijemov s konicami prstov za vse osebe in poizkuse. Po približno petnajstih minutah, ko so osebe dobile občutek za izvajanje naloge, smo pričeli z merjenjem. Prikaz objektov v navideznem okolju smo poizkušali dodatno izboljšati z mrežo, ki izginja v očišču. Kandidati so po izvajanju nalog potrdili, da je predstavitev leg izrisanih objektov zadovoljiva. Za boljši prostorski občutek smo velikost objektov v navideznem okolju izenačili z realno velikostjo predmeta.

2.2 Načrtovanje nalog

Lege, v katere je bilo potrebno postaviti premični predmet, so bile izbrane iz vsakdanjega življenja (Slika 3). Vsak pomik v referenčno lego je bil izveden iz iste začetne lege. Za postavitev predmeta v referenčne lege je bilo potrebno opraviti premike podlahti, zapestja in prstov, podobno kot npr. pri privijanju in odvijanju žarnice, držanju kozarca in pred metom manjšega predmeta.



Slika 3. Začetna lega in referenčne lege.

Referenčne lege smo prilagodili za različne velikosti rok na sledeči način. Pri učenju leg je sodelovala ena poskusna oseba – učitelj ($i = 0$), ki ni bil vključen v testno skupino. Najprej smo zanj posneli začetno lego ($j = 0$) in referenčne lege ($j = 1, \dots, 4$) objekta. Posnete lege smo izrisali v navideznem okolju in med izvajanjem nalog zabeležili lege koordinatnih sistemov (Slika 4) pritrjenih na komolec (\mathbf{H}_{kij}), podlaket (\mathbf{H}_{pij}), na dorzalno stran roke (\mathbf{H}_{dij}) in na objekt (\mathbf{H}_{oij}). Iz dobljenih leg koordinatnih sistemov smo izračunali matrike, ki opisujejo transformacije med koordinatnimi sistemi komolca in podlahti (\mathbf{T}_{kpij}), podlahti in roke (\mathbf{T}_{pdij}) ter roke in objekta (\mathbf{T}_{doij}) za $i = 0$ in $j = 0, \dots, 4$:

$$\mathbf{T}_{kpij} = \mathbf{H}_{kij}^{-1} \mathbf{H}_{pij}, \quad \mathbf{T}_{pdij} = \mathbf{H}_{pij}^{-1} \mathbf{H}_{dij}, \quad \mathbf{T}_{doij} = \mathbf{H}_{dij}^{-1} \mathbf{H}_{oij}. \quad (1)$$

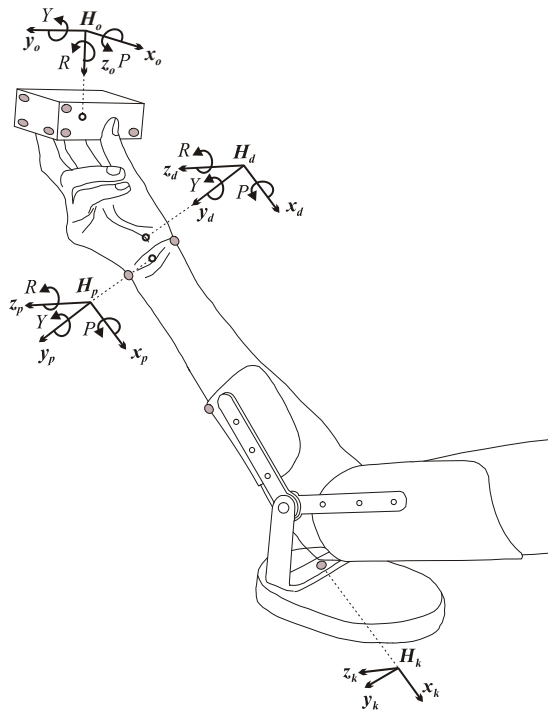
Transformacijske matrike \mathbf{T}_{kpij} , \mathbf{T}_{pdij} in \mathbf{T}_{doij} , ki pripadajo začetni legi predmeta ($j = 0$), smo za učitelja ($i = 0$) zapisali kot produkt translacijskih (\mathbf{P}_{kpij} , \mathbf{P}_{pdij} , \mathbf{P}_{doij}) in rotacijskih (\mathbf{R}_{kpij} , \mathbf{R}_{pdij} , \mathbf{R}_{doij}) matrik:

$$\mathbf{T}_{kpij} = \mathbf{P}_{kpij} \mathbf{R}_{kpij}, \quad \mathbf{T}_{pdij} = \mathbf{P}_{pdij} \mathbf{R}_{pdij}, \quad \mathbf{T}_{doij} = \mathbf{P}_{doij} \mathbf{R}_{doij}. \quad (2)$$

Matrike T_{kpij} , T_{pdij} in T_{doij} , ki se nanašajo na referenčne lege ($j = 1, \dots, 4$), smo za učitelja zapisali kot matrični produkt:

$$\mathbf{Q}_{kpij} = \mathbf{T}_{kpi0}^{-1} \mathbf{T}_{kpij}, \quad \mathbf{Q}_{pdij} = \mathbf{T}_{pdi0}^{-1} \mathbf{T}_{pdij}, \quad \mathbf{Q}_{doij} = \mathbf{T}_{doi0}^{-1} \mathbf{T}_{doij}. \quad (3)$$

Matrike T_{kpi0} , T_{pdi0} in T_{doi0} opisujejo transformacijo med koordinatnimi sistemi roke in predmeta v začetni legi, medtem ko matrike \mathbf{Q}_{kpij} , \mathbf{Q}_{pdij} in \mathbf{Q}_{doij} opravijo transformacije koordinatnih sistemov, ki so potrebne, da se predmet premakne iz začetne v eno izmed referenčnih leg.



Slika 4. Pritrditev markerjev na opornico, roko in objekt. Koordinatni sistemi komolca (\mathbf{H}_k), podlahti (\mathbf{H}_p), roke (\mathbf{H}_d) in objekta (\mathbf{H}_o).

Pred začetkom merjenja oseba i ($i = 1, \dots, n$) drži predmet v izhodiščni legi ($j = 5$), ki je zelo blizu začetni legi ($j = 0$). Za to lego se v realnem času zajamejo koordinatni sistemi \mathbf{H}_{kij} , \mathbf{H}_{pij} , \mathbf{H}_{dij} in \mathbf{H}_{oij} ter iz enačb (1) izračunajo matrike T_{kpij} , T_{pdij} in T_{doij} . Iz njih z enačbami (2) pridobimo translacijske matrike \mathbf{P}_{kpij} , \mathbf{P}_{pdij} in \mathbf{P}_{doij} , v katerih so zajete dimenzije roke. Slednje zmnožimo z rotacijskimi

matrikami učitelja v začetni legi \mathbf{R}_{kp00} , \mathbf{R}_{pd00} in \mathbf{R}_{do00} , da določimo začetno lego za osebo i :

$$\mathbf{H}_{oi0} = \mathbf{H}_{kij} \mathbf{P}_{kpi5} \mathbf{R}_{kp00} \mathbf{P}_{pdi5} \mathbf{R}_{pd00} \mathbf{P}_{doi5} \mathbf{R}_{do00} . \quad (4)$$

Lega koordinatnega sistema \mathbf{H}_{kij} se s premikanjem objekta ne spreminja, ker je komolec fiksiran v opornici. Referenčne lege se izračunajo iz translacijskih matrik \mathbf{T}_{kpij} , \mathbf{T}_{pdij} in \mathbf{T}_{doij} posnetih za osebo i ($i = 1, \dots, n$) po premiku premičnega predmeta v začetno lego ($j = 0$) in matrik \mathbf{Q}_{kpij} , \mathbf{Q}_{pdij} in \mathbf{Q}_{doij} , ki smo jih izračunali med učenjem referenčnih leg. Referenčne lege, v katere mora oseba postaviti premični objekt, zapišemo glede na referenčni koordinatni sistem, ki je pritrjen na opornico:

$$\mathbf{H}_{oij} = \mathbf{H}_{kij} \mathbf{T}_{kpi0} \mathbf{Q}_{kpij} \mathbf{T}_{pdi0} \mathbf{Q}_{pdij} \mathbf{T}_{doi0} \mathbf{Q}_{doij} . \quad (5)$$

Opisana prilagoditev leg se je izkazala kot nujna, saj sicer osebe z daljšo podlahtjo in prsti niso mogle postaviti objekta v zahtevane lege. Prilagoditev temelji na predpostavki, da so vse osebe sposobne opraviti približno enake premike v sklepih, če le izberemo lege, ki ne zahtevajo premikov posameznih sklepov v skrajne lege. Če želi neka oseba premakniti predmet v izbrano lego, lahko to stori na vsaj en način in sicer tako kot smo to posneli za učitelja.

2.3 Koordinacija med podlahtjo, zapestjem in prsti

Tirnice markerjev, ki smo jih posneli za skupino 12 testnih oseb, smo obdelali po zaključku merjenja. V trenutku ko se na zaslonu prikaže nova referenčna lega, vsi segmenti roke mirujejo. Deset odstotkov premika iz začetne v referenčno lego se izvede v dvižnem času t_R in trideset odstotkov po preteku ene časovne konstante τ . V trenutku t_τ je gibanje predmeta najhitrejše.

Premike vseh oseb smo časovno uskladili na podlagi dvižnega časa t_R . Absolutni čas smo normalizirali s časom, ki ga je posameznik potreboval, da je premaknil predmet iz začetne v referenčno lego. Na ta način smo delno kompenzirali razlike v hitrosti gibanja med posamezniki. Iz transformacijskih matrik \mathbf{T}_{kpij} , \mathbf{T}_{pdij} in \mathbf{T}_{doij} smo izluščili časovne poteke rotacijskih kotov, ki jih za

trenutek t zapišemo v vektor $\mathbf{RPY}(t)$. Te smo za bolj kompaktno predstavitev rezultatov zapisali kot kvadratne norme rotacijskih kotov $\|\mathbf{RPY}(t)\|$. Kvadratnim normam smo odšteli začetne vrednosti in jih podelili z njihovimi vrednostmi ob zaključku posamezne naloge. Dobljene spremenljivke smo poimenovali relativne rotacije $r(t)$. Te v trenutku t opisujejo deleže rotacij segmentov roke, glede na končne rotacije, ki so potrebne, da predmet postavimo v referenčno lego.

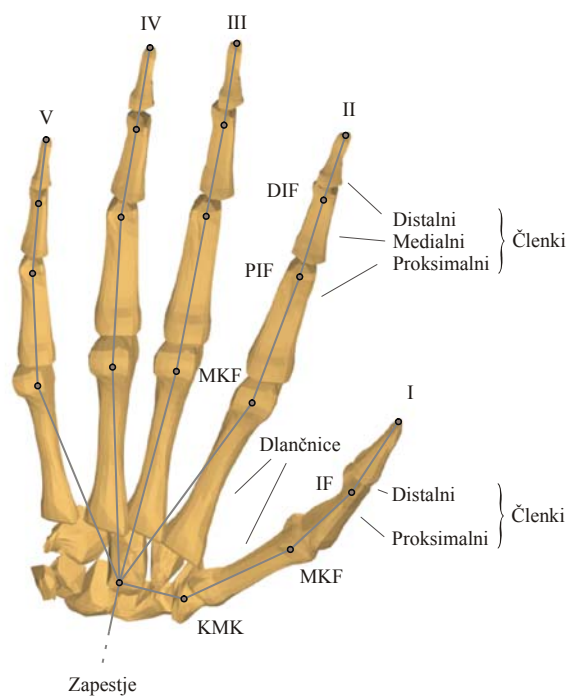
Da bi ugotovili, ali prihaja do časovnih razlik med bolj preprostimi gibi podlahti in zapestja ter bolj zapletenimi gibi prstov, smo opravili statistično primerjavo med relativnimi rotacijami $r_{kp}(t_\tau)$, $r_{pd}(t_\tau)$ in $r_{do}(t_\tau)$ po posameznih nalogah. Spremenljivke $r_{kp}(t_\tau)$, $r_{pd}(t_\tau)$ in $r_{do}(t_\tau)$ označujejo relativne rotacije podlahti, zapestja in predmeta glede na komolec, podlaket in dorzum v trenutku t_τ . Za primerjavo smo uporabili Wilcoxonov statistični test. Nična hipoteza, ki jo s testom poizkušamo potrditi, pravi, da se relativne rotacije $r_{kp}(t_\tau)$, $r_{pd}(t_\tau)$ in $r_{do}(t_\tau)$ pri posamezni nalogi medsebojno ne razlikujejo. Veljavnost nične hipoteze smo preverili pri pet odstotni stopnji zaupanja.

Da bi pokazali, kakšna je ponovljivost gibov pri različnih osebah ($n = 12$) in pri posamezniku (12 ponovitev), smo za vsako nalogo iz matrik \mathbf{Q}_{kpij} , \mathbf{Q}_{pdij} in \mathbf{Q}_{doij} izračunali povprečne vrednosti in standardne odmike rotacijskih kotov R , P in Y . Te smo izračunali za premike podlahti, zapestja in prstov ob zaključku vsake naloge. Podobno smo opazovali tudi lege premičnega predmeta glede na referenčni predmet. Razlike med legama smo izrazili z vektorjem razdalje in relativne rotacije. Za kompenzacijo začetnih odmikov smo vektorjema odšteli njune začetne vrednosti.

3 KINEMATIČNI MODEL ROKE

V tem poglavju bomo predstavili direktni in inverzni kinematični model palca in prstov. Model roke v ožjem smislu bomo sestavili tako, da bomo med sabo povezali dlan, prste in palec ter njihovo lego izrazili glede na izhodiščni koordinatni sistem v zapestju. Prikazana bo začetna lega prstov, palca in dlani od katere merimo kote v posameznih sklepih.

Skelet roke v ožjem smislu je prikazan na sliki 5. Sestoji se iz sedemindvajsetih kosti: štirinajstih prstnih členkov, petih dlančnic in osmih koščic v zapestju. Prstni členki so z dlančnicami povezani z metakarpofalangealnimi (MKF) sklepi, med sabo pa s proksimalnimi (PIF) in distalnimi (DIF) interfalangealnimi sklepi.



Slika 5. Anatomske značilnosti človeške roke v ožjem smislu: zapestje, dlančnice in prstni členki.

Anatomska zgradba palca je nekoliko drugačna od ostalih prstov. Dlančnice so pri prstih med sabo povezane z mišicami, kitami in mehkim tkivom, zato so relativni premiki med njimi majhni in jih je tudi zelo težko izmeriti. Za razliko od

dlančnic prstov je ta pri palcu popolnoma gibljiva. Njeno premikanje omogoča karpometakrapalni sklep (KMK), ki dlančnico povezuje z eno izmed koščic zapestja (*Os trapezium*). Površini obeh delov KMK sklepa imata sedlasto obliko in sta med sabo ohlapno povezani. Takšna zgradba omogoča, da palec poleg fleksije–ekstenzije (f–e) in abdukcije–addukcije (ab–ad) izvaja še pasivno interno rotacijo, ki omogoča opozicijo palca z ostalimi prsti. Palec ima samo dva členka, proksimalnega in distalnega. Proksimalni členek je z dlančnico povezan z MKF sklepom, povezavo med obema členkoma pa zagotavlja interfalangealni (IF) sklep.

Glavna prednost kinematičnih modelov prsta in palca, ki ju bomo predlagali v tem poglavju, pred ostalimi modeli v obstoječi literaturi, je njihova prilagodljivost glede na velikost roke posameznika. Kinematični parametri v modelih se spreminjajo glede na dolžino (a) in širino (b) roke. Pri tem je dolžina roke določena kot razdalja, ki jo izmerimo od distalne gube zaradi pregiba zapestja do konice sredinca [61]. Širina roke je definirana kot širina dlani, ki jo izmerimo v višini MKF sklepov, kadar so prsti postavljeni vzporedno in popolnoma iztegnjeni. Dolžina in širina roke osebe, ki je sodelovala v študiji, znaša $a = 204$ mm in $b = 90$ mm. Dolžine posameznih segmentov in pozicije prvih sklepov (MKF sklepi za prste in KMK sklep za palec) smo izračunali s pomočjo parametrov vzetih iz statistične antropometrije [62]. Vsi modeli, ki bodo predstavljeni v nadaljevanju, so pripravljene za desno roko.

Lega palca, dlani in prstov bo v nadaljevanju opisana glede na izhodiščni koordinatni sistem roke v ožjem smislu. Ta je pripet na eno izmed koščic zapestja (*Os capitatum*), v točko skozi katero poteka os radialne–ulnarne deviacije zapestja. Ko je sredinec popolnoma iztegnjen in je kot ab–ad v njegovem MKF sklepu enak nič, je os z izhodiščnega koordinatnega sistema poravnana s konico sredinca. Os y je postavljena pravokotno na dlan in je usmerjena stran od dorzuma roke. Os x dopolnjuje desnosučni koordinatni sistem. Poravnana je z dlanjo in kaže proti mezinu.

3.1 Kinematični model prsta

Kinematični model prsta smo opisali z vektorskimi parametri [57, 63]. Osi rotacij so za prst prikazane na sliki 6 z vektorji e_1 do e_4 . Vsak prst ima štiri prostostne stopnje. Za MKF sklep (S_1) smo uporabili kardanski sklep. S prvo prostostno stopnjo, ki je pravokotna na dlan, smo modelirali ab–ad MKF sklepa, z drugo pa smo opisali f–e MKF sklepa. PIF (S_2) in DIF (S_3) sklepa smo nadomestili z rotacijskima sklepoma. Pri prstu so vse osi, ki izvajajo f–e, vzporedne, osi rotacij v MKF sklepu pa se sekata pod pravim kotom. Dolžine proksimalnih, medialnih in distalnih členkov so označene s parametri l_2 , l_3 in l_4 . Dolžina dlančnice (l_1) je zajeta v parametrih x_{S1} , y_{S1} in z_{S1} , ki opisujejo lego MKF sklepa glede na izhodiščni koordinatni sistem roke v ožjem smislu.

Za kinematični model prsta s slike 6 lahko zapišemo vektorske parametre, ki so združeni v tabeli 1.

Tabela 1. Vektorski parametri za opis kinematičnega modela prsta

i	1	2	3	4	5
ϑ_i	ϑ_1	ϑ_2	ϑ_3	ϑ_4	/
d_i	0	0	0	0	/
e_i	0	-1	-1	-1	/
	-1	0	0	0	/
	0	0	0	0	/
$b_{i-1,i}$	x_{S1}	0	0	0	0
	y_{S1}	0	0	0	0
	z_{S1}	0	l_2	l_3	l_4

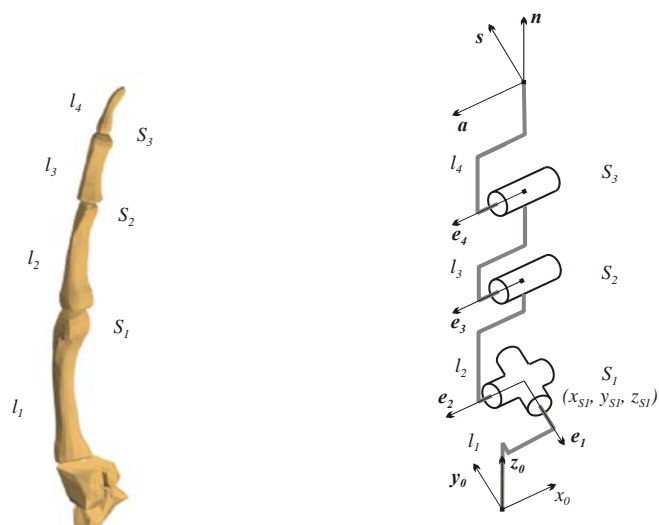
Direktno kinematiko prsta lahko sedaj zapišemo z matričnim produktom:

$$H = {}^0H_1 {}^1H_2 {}^2H_3 {}^3H_4 {}^4H_5, \quad (6)$$

kjer imajo matrike 0H_1 , 1H_2 , 2H_3 , 3H_4 in 4H_5 naslednjo obliko:

$${}^0H_1 = \begin{bmatrix} A_{-y} & b_{01} \\ \mathbf{0}^\top & I \end{bmatrix}, \quad {}^1H_2 = \begin{bmatrix} A_{-x} & b_{12} \\ \mathbf{0}^\top & I \end{bmatrix}, \quad {}^2H_3 = \begin{bmatrix} A_{-x} & b_{23} \\ \mathbf{0}^\top & I \end{bmatrix}, \quad (7)$$

$${}^3H_4 = \begin{bmatrix} A_{-x} & b_{34} \\ \mathbf{0}^\top & I \end{bmatrix}, \quad \text{in} \quad {}^4H_5 = \begin{bmatrix} e_z & e_y & -e_x & b_{45} \\ \mathbf{0}^\top & I \end{bmatrix}. \quad (8)$$



Slika 6. Kinematični model prsta.

V enačbah (7) in (8) sta A_{-x} in A_{-y} rotacijski matriki, ki izvedeta rotacijo okrog osi $-x$ in $-y$, enotski vektorji e_x , e_y in e_z pa kažejo v smeri osi izhodiščnega koordinatnega sistema.

V tabeli 2 so navedeni antropometrični faktorji, ki jih pomnožimo z dolžino roke a , da izračunamo dolžine prstnih členkov l_2 , l_3 in l_4 za posamezni prst. Pozicije MKF sklepov x_{S1} in z_{S1} dobimo z množenjem antropometričnih faktorjev s širino roke b in z dolžino roke a . Rimske številke od II do V označujejo prste od kazalca do mezinca. Ker so antropometrični podatki za roko na voljo samo v ravnini [62], so vrednosti parametrov y_{S1} za MKF sklepe prstov enake nič.

Tabela 2. Faktorji za izračun kinematičnih parametrov [62] za prste.

i	II	III	IV	V	
l_2	0.245	0.266	0.244	0.204	$\cdot a$
l_3	0.143	0.170	0.165	0.117	$\cdot a$
l_4	0.097	0.108	0.107	0.093	$\cdot a$
x_{S1}	-0.251	0	0.206	0.402	$\cdot b$
z_{S1}	0.447	0.446	0.409	0.368	$\cdot a$

3.2 Inverzni kinematični model prsta

Kinematiko prsta smo opisali s serijskim mehanizmom s štirimi prostostnimi stopnjami. Notranje koordinate $\vartheta_1, \dots, \vartheta_4$ se nanašajo na ab–ad v MKF in f–e v MKF, PIF ter DIF sklepah. Inverzno kinematiko je za obravnavan primer možno rešiti takrat, kadar poznamo pozicijo \mathbf{p} in orientacijo \mathbf{n} konice prsta [64]. Iz pozicije konice prsta in enotskega vektorja \mathbf{n} , ki kaže v smeri distalnega členka (Slika 6), izračunamo po enačbi (9) pozicijo DIF sklepa \mathbf{q} . Vektor \mathbf{q}_1 povezuje MKF in DIF sklep, \mathbf{p}_1 MKF sklep in vrh prsta, l_3 in \mathbf{b}_{01} pa sta parametra iz direktnega kinematičnega modela.

$$\mathbf{q} = \mathbf{p} - \mathbf{n}l_4, \quad \mathbf{q}_1 = \mathbf{q} - \mathbf{b}_{01}, \quad \mathbf{p}_1 = \mathbf{p} - \mathbf{b}_{01}, \quad l = |\mathbf{q}_1| \quad (9)$$

Od tu dalje lahko kote ab–ad v MKF in f–e v MKF, PIF in DIF sklepah zapišemo v eksplicitni obliki:

$$\begin{aligned} \vartheta_1 &= \arctan_2 \left(\frac{p_{1x}}{p_{1z}} \right) = \arctan_2 \left(\frac{q_{1x}}{q_{1z}} \right), \\ \vartheta_3 &= \pm \arccos \left(\frac{l^2 - l_2^2 - l_3^2}{2l_2l_3} \right), \\ \vartheta_2 &= \arctan_2 \left(\frac{q_{1y}}{\sqrt{q_{1x}^2 + q_{1z}^2}} \right) - \vartheta_3, \\ \vartheta_4 &= \arctan_2 \left(\frac{p_{1y}}{\sqrt{p_{1x}^2 + p_{1z}^2}} \right) - (\vartheta_2 + \vartheta_3). \end{aligned} \quad (10)$$

Simboli p_1 in q_1 z indeksi x , y in z označujejo komponente vektorjev \mathbf{p}_1 in \mathbf{q}_1 . Kotna funkcija \arctan_2 vrača kote glede na predznak števca in imenovalca v vseh štirih kvadrantih enotskega kroga.

Z optičnim merilnim sistemom je orientacijo distalnega členka težko izmeriti. Če kinematiko roke nekoliko poenostavimo, pa lahko do približnih vrednosti kotov v sklepih prstov pridemo samo iz pozicije vrha prsta. Znano je, da zaradi povezanosti proksimalnih in distalnih sklepov s kitami, koti v teh sklepih niso medsebojno neodvisni. Na podlagi izmerjenih linearnih odvisnosti [65] med

koti PIF in DIF sklepov lahko pri izračunu inverzne kinematike upoštevamo naslednjo zvezo:

$$\vartheta_4 = c \cdot \vartheta_3. \quad (11)$$

Vrednosti koeficientov c so bile ocenjene na 0.32, 0.36, 0.16 in 0.25 za kazalec, sredinec, prstanec in mezinec.

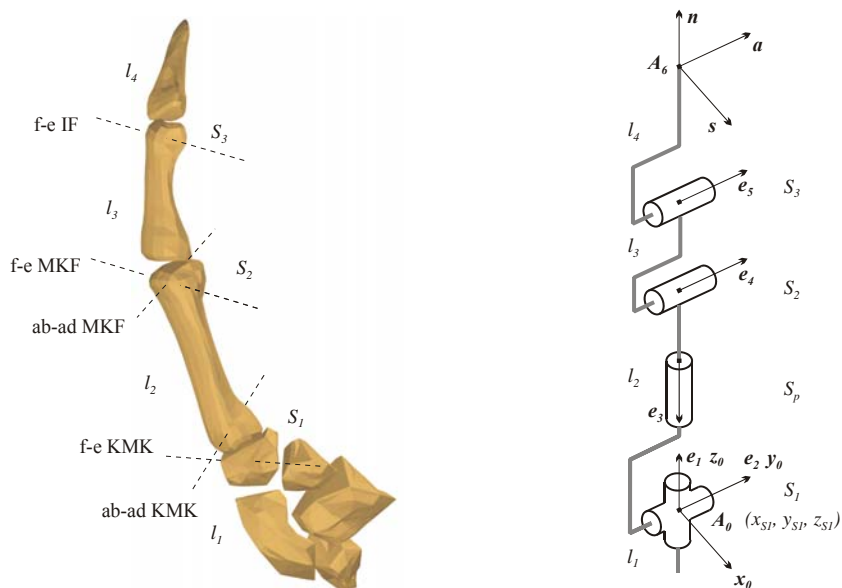
Za izračun ab–ad v MKF in f–e v MKF, PIF ter DIF sklepih potrebujemo ob upoštevanju te poenostavitve po en marker za vsak prst. Približki kotov v PIF in DIF sklepih pa so dovolj dobri le v primerih, kadar gre za prosto gibanje prstov. Zaenkrat še ne vemo, kako se odvisnost med koti v PIF in DIF sklepih spremeni, kadar je gibanje konic prstov omejeno. Poenostavljeno metodo lahko zato uporabimo samo pri študiju prve faze prijemanja, ko se roka objektu šele približuje.

Druga možnost je izračun inverzne kinematike prsta iz znane pozicije DIF sklepa. Iz skupine enačb (9) in (10) je razvidno, da lahko iz znane pozicije \mathbf{q} izračunamo kote ϑ_1 , ϑ_2 in ϑ_3 . Preko enačbe (11) pa pridobimo še oceno kota v DIF sklepu. Po tej metodi torej, ne glede na veljavnost enačbe (11), vedno pridobimo ustrezne vrednosti kotov ϑ_1 , ϑ_2 in ϑ_3 .

3.3 Kinematični model palca

Tudi pri gradnji kinematičnega modela palca smo anatomske sklepe nadomestili z robotskimi sklepi. Te smo poizkušali povezati tako, da se relativno gibanje robotskih segmentov ujema z gibanjem kosti in model ohrani funkcionalnost človeškega palca. Pri klasifikaciji sklepov za gradnjo modela je potrebno upoštevati število prostostnih stopenj posameznega anatomskega sklepa in postavitev osi rotacij. Medtem ko so mnenja o številu prostostnih stopenj in položaju osi rotacij pri IF sklepu enotna, pa to ne velja za MKF in KMK sklep [53, 54, 66, 67]. Nekateri avtorji so za modeliranje MKF in KMK sklepov uporabili kar univerzalne robotske sklepe s po dvema prostostnima stopnjama in medsebojno pravokotnimi osmi [66, 67]. Z merjenjem osi rotacij palca pri kadavrih [53, 54] pa je bilo z metodo, ki temelji na mehanskem principu

določanja osi rotacij sklepov, določenih pet osi rotacij. Približne postavitve osi rotacij so prikazane na sliki 7.



Slika 7. Osi rotacij pri človeškem palcu in kinematični model palca.

Pokazano je bilo [53, 54], da se osi rotacij pri palcu ne sekajo in niso postavljene pravokotno druga na drugo. Os f–e IF sklepa potuje skozi proksimalni prstni členek na njegovi distalni strani in ni pravokotna na sagitalno ravnino palca. Os f–e MKF sklepa je fiksna glede na proksimalni členek, medtem ko je os ab–ad fiksna glede na dlančnico. Obe osi MKF sklepa pa potujeta skozi distalni konec dlančnice. Za razliko od MKF sklepa prečkajo osi pri KMK sklepu dve različni kosti. Os ab–ad KMK sklepa seka proksimalni konec dlančnice, os fleksije–ekstenzije pa potuje skozi trapezium. Navedene lastnosti so bile upoštevane v nekaj kinematičnih modelih palca [55, 80, 68, 69], ki pa žal niso bili ovrednoteni v zadostni meri. Manjkajo predvsem ocene, kaj pridobimo z anatomsko natančnim modelom. Slednjega za posameznika prilagodimo z računalniško tomografijo ali magnetno resonanco, s katero izmerimo potrebne kinematične parametre modela. Druga metoda, ki ne daje enako dobrih rezultatov, je kinematično modeliranje na osnovi meritev gibanja palca s sistemi za sledenje gibanja. V vsakem primeru je izdelava natančnega modela vezana na

razpoložljivo merilno opremo in čas. Zaenkrat je bilo pokazano le, da je natančen model potreben za točen izračun sil in navorov v kitah in sklepih [56].

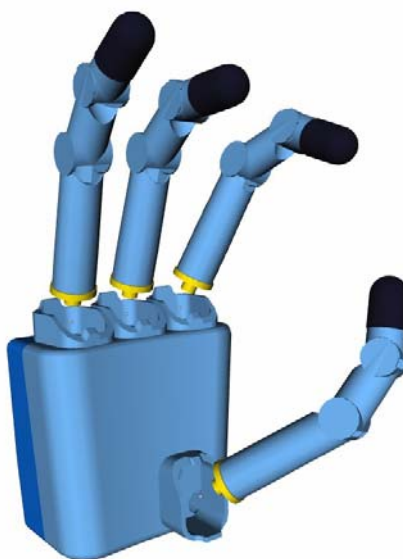
Direktni kinematični model palca, ki ga predlagamo v tem poglavju, je prikazan na sliki 7. Združuje dve pomembni lastnosti. Zgraditi ga je možno za posameznika, brez predhodnih meritev in je tudi dovolj preprost, da zanj lahko analitično izračunamo kote v sklepih iz pozicije in orientacije vrha palca.

Če na togem segmentu, ki je povezan z univerzalnim sklepom, spremljamo n točk, lahko vidimo, da se te gibljejo glede na koordinatni sistem predhodnega segmenta po različnih krogelnih lupinah. Središča vseh lupin se nahajajo v presečišču osi univerzalnega sklepa. Ker se osi rotacij KMK sklepa pri palcu ne sekajo, se središča lupin nahajajo v neki okolici okrog povprečnega središča rotacije KMK sklepa. Slednjega dobimo s povprečenjem vseh središč krogelnih lupin.

Gibanje KMK sklepa smo opisali s kardanskim sklepom S_I z dvema prostostnima stopnjama in pomožnim rotacijskim sklepom S_p . Osi rotacij sklepov S_I in S_p so si med seboj pravokotne in se sekajo v skupni točki – v povprečnem središču rotacije KMK sklepa. Rotacija okrog prve osi opisuje ab–ad KMK sklepa, okrog druge pa f–e KMK sklepa. Z dodatno prostostno stopnjo pomožnega sklepa S_p smo opisali interno rotacijo palca v KMK sklepu. Ta omogoča opozicijo palca z ostalimi prsti. Postavitev palca je podobna kot pri robotski roki DLR [70] na sliki 8, le da pri njej ni sklepa S_p . Nekoliko drugačna je še postavitev prvega sklepa S_I . Izbiri smeri osi sklepa S_I bomo več pozornosti posvetili v naslednjem podpoglavju.

MKF sklep smo opisali z rotacijskim sklepom, s katerim smo modelirali samo f–e. Ker je območje aktivne gibljivosti MKF sklepa za ab–ad majhno [66], smo to gibanje zanemarili. V izhodiščnem položaju, ko je kot v sklepu S_p enak nič, sta osi fleksije v sklepih S_I in S_2 vzporedni. Še najbolj preprosto je gibanje palca v IF sklepu, ki smo ga opisali z rotacijskim sklepom S_3 . Je pa ta sklep občutno bolj gibljiv od MKF sklepa in ima zelo pomembno vlogo pri spretni manipulaciji. Osi sklepov S_2 in S_3 sta si vzporedni.

Osi rotacij so označene z vektorji e_1 do e_5 . Smeri osi e_2 , e_4 in e_5 določajo, da so rotacijski koti pri fleksiji pozitivni. Podobno se pri pozitivnih kotih interne rotacije okrog osi e_3 palec obrača proti dlani. Parametri l_2 , l_3 in l_4 označujejo dolžino dlančnice, proksimalnega in distalnega členka, dolžina l_1 pa opisuje oddaljenost KMK sklepa od izhodiščnega koordinatnega sistema v zapestju. Koeficienti za izračun kinematičnih parametrov iz zunanjih dimenzij roke a in b so prikazani v tabeli 3. Parametri x_{S1} , y_{S1} in z_{S1} označujejo pozicijo KMK sklepa glede na izhodiščni koordinatni sistem v zapestju.



Slika 8. Robotska roka DLR [70].

Parametre l_2 , l_3 , l_4 , in z_{S1} dobimo z množenjem antropometričnih faktorjev z dolžino roke a , parameter x_{S1} pa z množenjem s širino roke b . KMK sklep palca se ne nahaja v isti ravnini kot MKF sklepi prstov. Ker pa so antropometrični podatki za roko v ožjem smislu na voljo samo v ravnini [62], smo za parameter y_{S1} privzeli fiksno vrednost $y_{S1} = 10$ mm.

Tabela 3. Faktorji za izračun kinematičnih parametrov [62] za palec.

l_2	l_3	l_4	z_{S1}	x_{S1}	y_{S1}
0.251	0.196	0.158	0.073	$\cdot a$	$\cdot b$

Za kinematični model prsta s slike 7 lahko zapišemo vektorske parametre, ki so združeni v tabeli 4.

Tabela 4. Vektorski parametri za opis kinematičnega modela palca.

i	1	2	3	4	5	6
\mathfrak{g}_i	\mathfrak{g}_1	\mathfrak{g}_2	\mathfrak{g}_3	\mathfrak{g}_4	\mathfrak{g}_5	/
d_i	0	0	0	0	0	/
\mathbf{e}_i	0	0	0	0	0	/
	0	1	0	1	1	/
	1	0	-1	0	0	/
$\mathbf{b}_{i-1,i}$	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	l_2	l_3	l_4

Direktno kinematiko palca zapišemo s pomočjo vektorskih parametrov iz tabele 4 z naslednjim matričnim produktom:

$$\mathbf{H} = {}^0\mathbf{H}_1 {}^1\mathbf{H}_2 {}^2\mathbf{H}_3 {}^3\mathbf{H}_4 {}^4\mathbf{H}_5 {}^5\mathbf{H}_6, \quad (12)$$

kjer matrike ${}^0\mathbf{H}_1$, ${}^1\mathbf{H}_2$, ${}^2\mathbf{H}_3$, ${}^3\mathbf{H}_4$, ${}^4\mathbf{H}_5$ in ${}^5\mathbf{H}_6$ izračunamo takole:

$${}^0\mathbf{H}_1 = \begin{bmatrix} \mathbf{A}_z & \mathbf{b}_{01} \\ \mathbf{0}^\top & I \end{bmatrix}, \quad {}^1\mathbf{H}_2 = \begin{bmatrix} \mathbf{A}_y & \mathbf{b}_{12} \\ \mathbf{0}^\top & I \end{bmatrix}, \quad {}^2\mathbf{H}_3 = \begin{bmatrix} \mathbf{A}_{-z} & \mathbf{b}_{23} \\ \mathbf{0}^\top & I \end{bmatrix}, \quad (13)$$

$${}^3\mathbf{H}_4 = \begin{bmatrix} \mathbf{A}_y & \mathbf{b}_{34} \\ \mathbf{0}^\top & I \end{bmatrix}, \quad {}^4\mathbf{H}_5 = \begin{bmatrix} \mathbf{A}_y & \mathbf{b}_{45} \\ \mathbf{0}^\top & I \end{bmatrix}, \quad {}^5\mathbf{H}_6 = \begin{bmatrix} \mathbf{e}_z & \mathbf{e}_x & \mathbf{e}_y & \mathbf{b}_{56} \\ \mathbf{0}^\top & & & I \end{bmatrix}. \quad (14)$$

V enačbah (13) in (14) so \mathbf{A}_y , \mathbf{A}_z in \mathbf{A}_{-z} rotacijske matrike za rotacijo okrog osi y , z in $-z$ enotski vektorji, \mathbf{e}_x , \mathbf{e}_y in \mathbf{e}_z pa kažejo v smeri x_0 , y_0 in z_0 osi koordinatnega sistema v KMK sklepu.

3.4 Inverzni kinematični model palca

V enačbi (12) je v matriki \mathbf{H} zapisana lega koordinatnega sistema vrha palca \mathbf{A}_6 glede na koordinatni sistem v KMK sklepu \mathbf{A}_0 (Slika 7). V smeri osi x , y in z koordinatnega sistema \mathbf{A}_6 kažejo enotski vektorji \mathbf{n} , \mathbf{s} in \mathbf{a} . Pozicija vrha palca je označena s \mathbf{p} . Matriko \mathbf{H} lahko zdaj zapišemo v razširjeni obliki:

$$\mathbf{H} = \begin{bmatrix} \mathbf{n} & \mathbf{s} & \mathbf{a} & \mathbf{p} \\ \mathbf{0}^T & & & 1 \end{bmatrix}. \quad (15)$$

Pozicijo \mathbf{q} , ki opisuje lego IF sklepa glede na koordinatni sistem \mathbf{A}_0 , dobimo s pomikom za l_4 v nasprotni smeri enotskega vektorja \mathbf{n} :

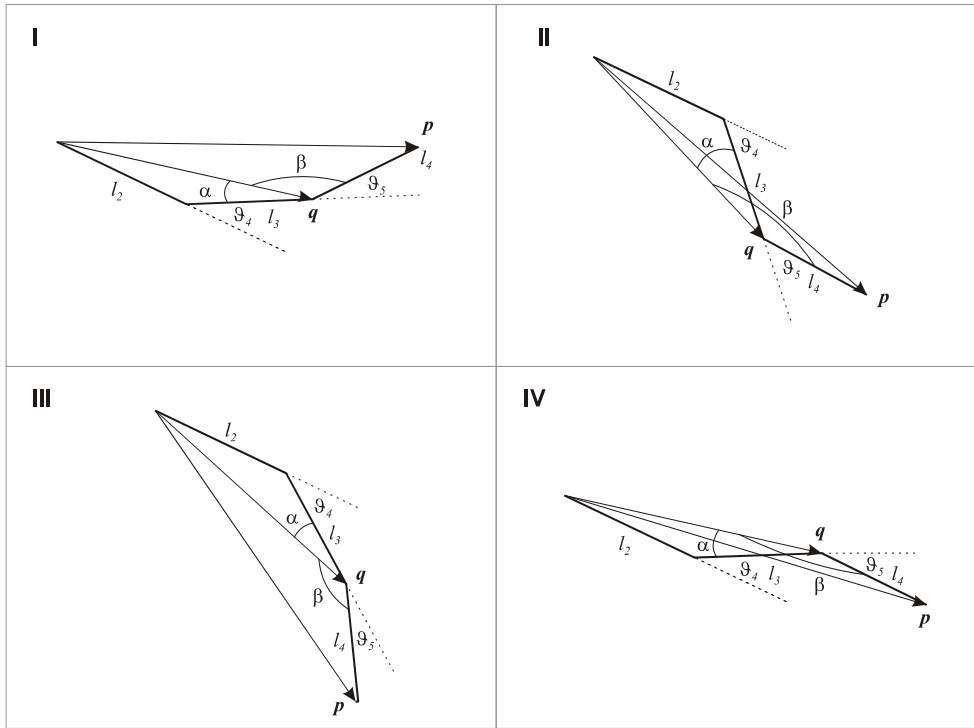
$$\mathbf{q} = \mathbf{p} - \mathbf{n}l_4. \quad (16)$$

Kota ϑ_4 in ϑ_5 v sklepih S_3 in S_4 izračunamo preko kotov α in β . Kota α in β izračunamo s kosinusnim izrekom iz dveh trikotnikov (Slika 9), ki ju omejujejo stranice $|\mathbf{p}|$, $|\mathbf{q}|$ in l_4 ter $|\mathbf{q}|$, l_2 in l_3 . Mehanizem, s katerim smo opisali model palca, lahko glede na predznak kotov ϑ_4 in ϑ_5 zavzame štiri različne konfiguracije. Prikazane so na sliki 9. Zdrav palec lahko zavzame vse prikazane konfiguracije razen tretje, zato je pri računanju inverzne kinematike potrebno najprej zaznati, v kateri konfiguraciji se palec nahaja. Nato kota ϑ_4 in ϑ_5 v sklepih S_3 in S_4 izračunamo z izbiro ene izmed enačb:

$$\begin{aligned} \text{I.} \quad & \theta_4 > 0, \theta_5 > 0; \theta_5 = \pi - (\alpha + \beta), \\ \text{II.} \quad & \theta_4 < 0, \theta_5 < 0; \theta_5 = (\alpha + \beta) - \pi, \\ \text{III.} \quad & \theta_4 < 0, \theta_5 > 0; \theta_5 = \pi - (\beta - \alpha), \\ \text{IV.} \quad & \theta_4 > 0, \theta_5 < 0; \theta_5 = (\beta - \alpha) - \pi. \end{aligned} \quad (17)$$

Kote ϑ_1 , ϑ_2 in ϑ_3 v sklepih S_1 , S_2 in S_p izračunamo iz enačbe (12). Matrični produkt z desne množimo z inverznimi transformacijskimi matrikami $({}^3\mathbf{H}_4)^{-1}$, $({}^4\mathbf{H}_5)^{-1}$ in $({}^5\mathbf{H}_6)^{-1}$ ter izvedemo matrično množenje:

$$\begin{bmatrix} \mathbf{n} & \mathbf{s} & \mathbf{a} & \mathbf{p} \\ \mathbf{0}^T & & & 1 \end{bmatrix} ({}^5\mathbf{H}_6)^{-1} ({}^4\mathbf{H}_5)^{-1} ({}^3\mathbf{H}_4)^{-1} = {}^0\mathbf{H}_1 {}^1\mathbf{H}_2 {}^2\mathbf{H}_3. \quad (18)$$



Slika 9. Štiri konfiguracije kinematičnega modela palca glede na predznak kotov ϑ_4 in ϑ_5 .

Rotacijski del matričnega produkta (18) ima na levi strani naslednjo obliko:

$$\begin{bmatrix} s_x c_{45} + n_x s_{45} & a_x & n_x c_{45} - s_x s_{45} \\ s_y c_{45} + n_y s_{45} & a_y & n_y c_{45} - s_y s_{45} \\ s_z c_{45} + n_z s_{45} & a_z & n_z c_{45} - s_z s_{45} \end{bmatrix}, \quad (19)$$

na desni strani pa:

$$\begin{bmatrix} c_1 c_2 c_3 + s_1 s_3 & -s_1 c_3 + c_1 c_2 s_3 & c_1 s_2 \\ s_1 c_2 c_3 - c_1 s_3 & c_1 c_3 + s_1 c_2 s_3 & s_1 s_2 \\ -s_2 c_3 & -s_2 s_3 & c_2 \end{bmatrix}. \quad (20)$$

V enačbah označujejo okrajšave s_i , c_i , s_{ij} in c_{ij} kotne funkcije $\sin(\vartheta_i)$, $\cos(\vartheta_i)$, $\sin(\vartheta_i + \vartheta_j)$ in $\cos(\vartheta_i + \vartheta_j)$. Simboli n , s in a z indeksi x , y in z pa označujejo komponente enotskih vektorjev \mathbf{n} , \mathbf{s} in \mathbf{a} .

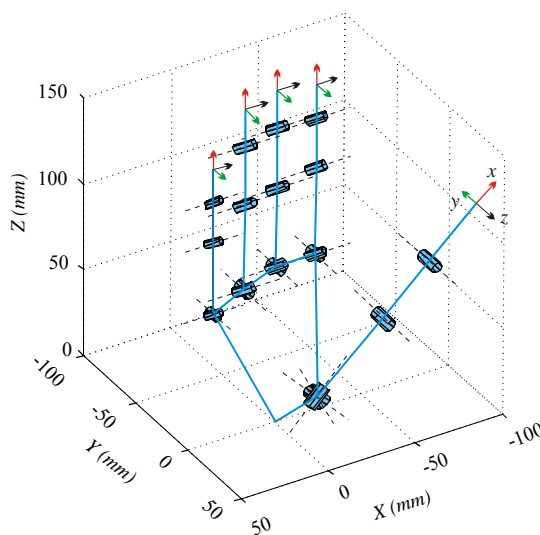
Če v matrikah (19) in (20) podelimo istoležne elemente a_{32} in a_{31} ter a_{23} in a_{13} , dobimo kota ϑ_1 in ϑ_3 :

$$\vartheta_1 = \arctan_2 \left(\frac{n_y c_{45} - s_y s_{45}}{n_x c_{45} - s_x s_{45}} \right), \quad \vartheta_3 = \arctan_2 \left(\frac{-a_z}{-s_z c_{45} - n_z s_{45}} \right). \quad (21)$$

Kosinus kota ϑ_2 lahko pridobimo z enačenjem istoležnih elementov a_{11} , a_{12} , a_{21} ali a_{22} , sinus kota pa z enačenjem elementov a_{31} ali a_{32} v matrikah (19) in (20). Iz sinusa in kosinusa kota ϑ_2 pa pridobimo tako absolutno vrednost kot tudi predznak kota ϑ_2 .

3.5 Lega palca in prstov glede na dlan

Za izhodiščno lego je bila izbrana konfiguracija prstov in palca, ki je prikazana na sliki 10. Zapestje in vsi sklepi med prstnimi členki se v izhodiščni legi nahajajo v isti ravnini. Takšno lego dobimo, kadar roko položimo na ravno ploskev. Pri tem so prsti popolnoma iztegnjeni. Členki palca se lateralno dotikajo te iste ravnine. V izhodiščni legi je palec prav tako iztegnjen, njegova konica pa postavljena kar se da stran od konice kazalca.



Slika 10. Postavitev prstov in palca v izhodiščni legi.

Na sliki 10 so prikazane osi vseh sklepov v izhodiščni legi. Osi f–e v MKF, PIF in DIF sklepih prstov se nahajajo v isti ravnini in so vzporedne. Osi ab–ad v

MKF sklepov prstov so prav tako vzporedne in pravokotne na dlan. Osi KMK sklepa palca pa so postavljene nekoliko drugače.

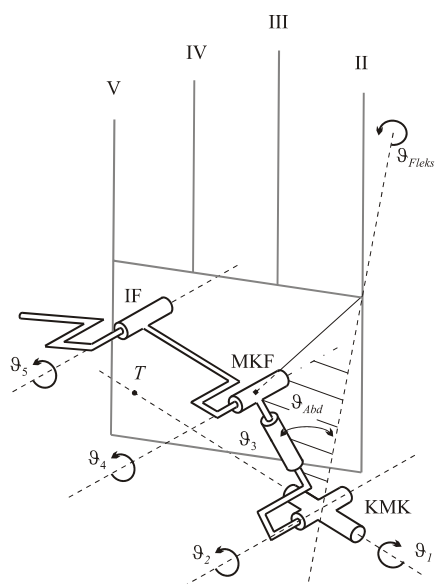
Pri gradnji kinematičnega modela prsta je bil za izhodišče izbran kar koordinatni sistem roke v ožjem smislu, ki je pripet v zapestju. Nasprotno je bil pri kinematičnem modelu palca za bazo izbran koordinatni sistem A_0 v KMK sklepu. Za popoln opis lege palca glede na dlan in ostale prste je potrebno opredeliti še lego koordinatnega sistema A_0 glede na izhodiščni koordinatni sistem roke v zapestju.

Pozicija KMK sklepa in koordinatnega sistema A_0 glede na zapestje je bila že opisana s parametri x_{S1} , y_{S1} in z_{S1} v tabeli 4. Izbira smeri osi koordinatnega sistema A_0 , ki določa tudi smeri osi ab–ad ter f–e KMK sklepa palca, pa je zahtevna, saj so napotki v literaturi, kako naj bodo osi KMK sklepa usmerjene glede na dlan, skopi. Še največ priporočil je moč najti v [71].

Na sliki 11 so prsti od kazalca do mezinca označeni z rimskimi številkami od II-V. Os ab–ad KMK sklepa poteka skozi KMK sklep in točko T . Ta je dvignjena pravokotno nad MKF sklep prstanca za $d_T = 20$ mm v smeri osi y izhodiščnega koordinatnega sistema pritrjenega v zapestju. Povedano nekoliko drugače: iz ravnine dlani, v kateri se nahajajo zapestje in vsi sklepi prstov v izhodiščni legi, je os pomaknjena nad MKF sklep prstanca in nad dlan za d_T .

Os f–e je pravokotna na os ab–ad KMK sklepa in na dlančnico palca v izhodiščni legi. Slednja je na eni strani vpeta v KMK sklep, njen distalni konec pa je v izhodiščni legi v smeri osi y od ravnine dlani oddaljen za $d_{dkd} = 5$ mm.

Na sliki 11 sta prikazani še rotaciji okrog dveh osi. Označeni sta s ϑ_{Flex} in ϑ_{Abd} . Ponazarjata kote, ki jih izmerimo na površini roke z mehanskimi ali elektronskimi goniometri. Rotacija ϑ_{Flex} je definirana okrog osi, ki je vpeta v KMK sklep palca na eni in MKF sklep kazalca na drug strani. Os rotacije ϑ_{Abd} je pravokotna na dlančnico palca in os rotacije ϑ_{Flex} .



Slika 11. Postavitev osi KMK sklepa palca glede na dlan in prste.

3.6 Modeliranje upogiba dlani

V uvodu poglavja o modeliranju roke je bilo že omenjeno, da so dlančnice pri prstih med sabo povezane, zaradi česar so relativni premiki med njimi majhni. Ker je gibanje posameznih dlančnic prstov na površini roke nemogoče izmeriti, med kostmi zapestja in dlančnicami nismo vpeljali posameznih sklepov. Navkljub omenjenemu dejstvu pa gibanja dlančnic ne gre povsem zanemariti. Upogib dlani ima pomembno vlogo pri zagotavljanju stabilnosti oprijema. Pri merjenju kinematike roke pa ga je potrebno upoštevati predvsem zato, ker se s premikom dlančnic MKF sklepa prstanca in mezinca izmakneta iz skupne ravnine MKF sklepov prstov v izhodiščni legi.

Med dlančnicama kazalca in sredinca so premiki zanemarljivi, zato je dlan smiselno razdeliti v dva toga segmenta, ki sta pritrjena v eni skupni točki – v zapestju (*Os capitatum*). Za natančno merjenje gibanja dlani s sistemom za optično sledenje je zato potrebno pritrčiti na hrbtno stran roke vsaj pet markerjev. Dva markerja nad MKF sklepi kazalca in sredinca ter marker na zapestju merijo lego prvega togega segmenta. Legu drugega segmenta izmerimo z markerjem na zapestju in dvema markerjema prilepljenima v bližino MKF

sklepov prstanca in mezinca. Pri našem delu smo analizirali samo kinematiko palca, kazalca in sredinca, saj so prvi trije prsti za prijemanje najbolj pomembni. Prav zato smo prstanec in mezinec izpustili iz analize. Pri meritvah torej nismo uporabili markerjev nad MKF sklepi prstanca in mezinca.

4 MERJENJE KINEMATIKE ROKE

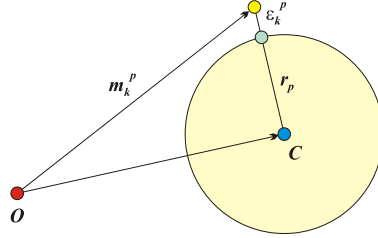
Opis gibanja skeleta s pomočjo meritev na površini roke je pomembno področje v biomehaniki. Človeški sklepi se pri analizi meritev običajno nadomestijo z rotacijskimi in univerzalnimi sklepi. Za merjenje parametrov skeleta in kotov v sklepih pa je potrebno določiti osi in središča rotacij sklepov. V prvih dveh podpoglavjih bosta zato opisani dve metodi za določanje osi rotacij rotacijskih sklepov in središč rotacij krogelnih sklepov. Za določanje središč rotacij sklepov z majhno gibljivostjo, kakršen je npr. KMK sklep pri palcu, bo podana še alternativna metoda. Pri vseh navedenih metodah moramo za merjenje relativnih premikov med sosednjimi segmenti pritrčiti na posamezen segment po več markerjev (vsaj tri), zato niso praktične za določanje osi in središč rotacij v vseh sklepih roke v ožjem smislu. Za merjenje gibanja palca, kazalca in sredinca bi morali namreč uporabiti kar trideset markerjev. V nadaljevanju bo zato predstavljena še metoda, ki upošteva karakteristike gibanja členkov pri prstih in palcu. Ker so osi $f-e$ pri MKF, PIF in DIF sklepih prstov in MKF in IF sklepih palca vzporedne, se členki posameznega prsta ves čas nahajajo v isti ravnini. Metoda tako zahteva manj markerjev, saj ni potrebno določiti osi $f-e$ omenjenih sklepov, pač pa le točke, v katerih osi prebadajo ravnino, v kateri se nahajajo členki.

Na koncu poglavja bomo opisali še dva postopka za izračun kotov v sklepih palca in prstov. Pri prvi metodi kote pridobimo iz središč rotacij sklepov, za kar je potrebno uporabiti večje število markerjev. V želji po zmanjšanju števila markerjev bomo predlagali še metodo za izračun kotov, ki temelji na inverznih kinematičnih modelih palca in prsta.

4.1 Središče rotacije univerzalnega sklepa

Pri metodi za določanje središča rotacije univerzalnega sklepa C [37] za izračun uporabimo P markerjev ($p = 1, \dots, P$), za katere izmerimo K vzorcev ($k = 1, \dots, K$). Markerji se v idealnih razmerah gibljejo okrog skupnega središča rotacije v_C po krogelnih lupinah z različnimi polmeri. Če se marker m_{k^p} ne nahaja

na togem segmentu, oziroma je njegovi poziciji dodan šum, potem se tirnica p -tega markerja ne giblje po lupini krogle z radijem r^p (Slika 12). Oddaljenost markerja od površine krogle lahko v vsakem trenutku opišemo z razdaljo ε_k^p . Ta označuje razliko med evklidskima razdaljama $|\mathbf{m}_k^p - \mathbf{v}_C|$ in r^p .



Slika 12. Marker \mathbf{m}_k^p kroži okrog središča rotacije univerzalnega sklepa. Segment, na katerem je pritrjen marker, ni popolnoma tog, zato je njegova tirnica v trenutku k odmaknjena od površine krogle za ε_k^p .

Za iskanje optimalnega središča rotacije \mathbf{v}_C poiščemo najmanjšo vrednost naslednje vsote kvadratov:

$$C = \sum_{p=1}^P \sum_{k=1}^K \left[(\mathbf{m}_k^p - \mathbf{v}_C)^2 - (r^p)^2 \right]^2, \quad (22)$$

ki upošteva, da so možni relativni premiki med posameznimi markerji zaradi deformacije segmenta. Temelji na razliki med kvadrati razdalj $(\mathbf{m}_k^p - \mathbf{v}_C)^2$ in $(r^p)^2$. Za določitev optimalnih vrednosti r^p in \mathbf{v}_C je potrebno poiskati minimalno vrednost cenilke, zato jo v ta namen parcialno odvajamo po r^p in \mathbf{v}_C ter izenačimo odvode z nič:

$$r^p = \sqrt{\frac{1}{K} \sum_{k=1}^K (\mathbf{m}_k^p - \mathbf{v}_C)^2}, \quad (23)$$

$$\sum_{p=1}^P \sum_{k=1}^K \left[(\mathbf{m}_k^p - \mathbf{v}_C) \left\{ (\mathbf{m}_k^p - \mathbf{v}_C)^2 - (r^p)^2 \right\} \right] = 0. \quad (24)$$

Če enačbo (23) vnesemo v enačbo (24) in zapis pretvorimo v matrično obliko, lahko središče rotacije \mathbf{v}_C izračunamo iz:

$$\mathbf{A} \mathbf{v}_C = \mathbf{b}. \quad (25)$$

Matriko A in vektor \mathbf{b} izračunamo iz enačb:

$$A = 2 \sum_{p=1}^P \left[\left\{ \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K \mathbf{m}_k^p (\mathbf{m}_k^p)^T \right\} - \overline{\mathbf{m}^p} (\overline{\mathbf{m}^p})^T \right] \quad (26)$$

in

$$\mathbf{b} = \sum_{p=1}^P \left[\overline{(\mathbf{m}^p)^3} - \overline{\mathbf{m}^p} (\overline{\mathbf{m}^p})^2 \right], \quad (27)$$

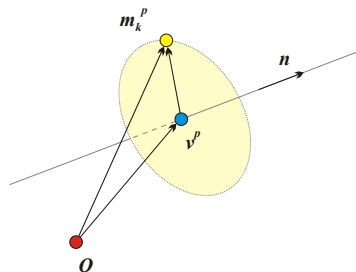
v katerih povprečja izrazimo na naslednji način:

$$\overline{(\mathbf{m}^p)^3} = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K (\mathbf{m}_k^p)^3 = \sum_{k=1}^K (\mathbf{m}_k^p)^2 \mathbf{m}_k^p, \quad \overline{(\mathbf{m}^p)^2} = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K (\mathbf{m}_k^p)^2, \quad \overline{\mathbf{m}^p} = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K \mathbf{m}_k^p. \quad (28)$$

Opisana metoda za izračun središča rotacije \mathbf{v}_C ne zahteva nobenega dodatnega posredovanja oziroma ročnega nastavljanja parametrov [38]. Omogoča eksplicitno izračunavanje središča rotacije, kar predstavlja prednost pred iterativnimi metodami [72]. Točnost rezultatov pa je odvisna predvsem od porazdelitve ε_{k^p} . Ker je v kriterijski funkciji uporabljena vsota kvadratov, mora biti porazdelitev čim bliže Gaussovi. Metodo smo uporabili za določanje središča rotacije zapestja.

4.2 Os rotacije rotacijskega sklepa

Metoda iz podpoglavja 4.1 ni primerna za določanje osi rotacije pri rotacijskem sklepu. Markerji \mathbf{m}_{k^p} se na segmentu, ki je povezan z rotacijskim sklepom, gibljejo okrog osi rotacije po krožnicah z različnimi središči \mathbf{v}^p (Slika 13), ki se v idealnih razmerah nahajajo na osi rotacije s smerjo \mathbf{n} .



Slika 13. Marker \mathbf{m}_{k^p} se giblje okrog osi rotacije rotacijskega sklepa po krožnici s središčem \mathbf{v}^p . Krožnica je pravokotna na os rotacije \mathbf{n} .

Za izračun optimalne osi rotacije, ki je v idealnih razmerah pravokotna na vse krožnice, lahko zapišemo naslednjo cenilko:

$$C = \sum_{p=1}^P \sum_{k=1}^K \left[(\mathbf{m}_k^p - \mathbf{v}^p) \cdot \mathbf{n} \right]^2, \quad (29)$$

ki jo zopet odvajamo parcialno po \mathbf{n} (30) in \mathbf{v}^p (31) ter odvode izenačimo z nič.

$$\sum_{p=1}^P \sum_{k=1}^K \left\{ (\mathbf{m}_k^p - \mathbf{v}^p) \cdot \mathbf{n} \right\} (\mathbf{m}_k^p - \mathbf{v}^p) = 0 \quad (30)$$

$$\mathbf{v}^p \mathbf{n} = \left(\frac{I}{K} \sum_{k=1}^K \mathbf{m}_k^p \right) \cdot \mathbf{n} = \overline{\mathbf{m}^p} \cdot \mathbf{n} \quad (31)$$

Z zamenjavo produkta $\mathbf{v}^p \mathbf{n}$ v enačbi (30) z enačbo (31) dobimo:

$$\sum_{p=1}^P \sum_{k=1}^K \left\{ \mathbf{m}_k^p \cdot \mathbf{n} - \overline{\mathbf{m}^p} \cdot \mathbf{n} \right\} \mathbf{m}_k^p, \quad (32)$$

kar lahko zapišemo v matrični obliki:

$$\mathbf{A} \mathbf{n} = 0. \quad (33)$$

Matrika \mathbf{A} zavzame isto obliko kot pri računanju središča rotacije univerzalnega sklepa:

$$\mathbf{A} = \sum_{p=1}^P \left[\left\{ \frac{I}{K} \sum_{k=1}^K \mathbf{m}_k^p (\mathbf{m}_k^p)^\top \right\} - \overline{\mathbf{m}^p} (\overline{\mathbf{m}^p})^\top \right]. \quad (34)$$

Sistem enačb zapisan v matrični obliki (33) je homogen, rešitev sistema pa predstavlja lastni vektor, ki ustreza najmanjši lastni vrednosti matrike \mathbf{A} .

Za določitev osi rotacije rotacijskega sklepa moramo poleg smeri osi \mathbf{n} poiskati še točko vpetja osi. Če na osi izberemo poljubno točko \mathbf{v} in označimo polmer krožnice p -tega markerja z r^p , lahko zapišemo naslednjo cenilko:

$$C = \sum_{p=1}^P \sum_{k=1}^K \left[(\mathbf{m}_k^p - \mathbf{v})^2 - (r^p)^2 \right]^2, \quad (35)$$

ki je enaka cenilki iz enačbe (22). Vektor \mathbf{v} lahko zato izračunamo po enačbah (25)–(27). V idealnem primeru, ko je os rotacije pravokotna na krožnice vseh markerjev, je matrika \mathbf{A} singularna, zato za izračun točke \mathbf{v} uporabimo

pseudoinvertirano matriko \mathbf{A} . Os rotacije rotacijskega sklepa \mathbf{x}_{OR} opisuje naslednja enačba:

$$\mathbf{x}_{OR} = \mathbf{v} + \tau \mathbf{n}, \quad (36)$$

v kateri je τ skalar, ki pripada množici realnih števil ($\tau \in \mathfrak{R}$). Na koncu lahko zapišemo še središče krožnice p -tega markerja \mathbf{v}_c^p s parametrično enačbo:

$$\mathbf{v}_c^p = \mathbf{v} + \tau^p \mathbf{n}, \quad (37)$$

v kateri določimo skalarni parameter τ^p z upoštevanjem zveze iz enačbe (31):

$$\tau^p \mathbf{n} \cdot \mathbf{n} = \mathbf{v}_c^p \cdot \mathbf{n} - \mathbf{v} \cdot \mathbf{n} \Rightarrow \tau^p = \left(\overline{\mathbf{m}^p} - \mathbf{v} \right) \cdot \mathbf{n}. \quad (38)$$

Metodo smo uporabili pri določanju osi rotacij zapestja.

4.3 Središče rotacije KMK sklepa

Razliko med evklidskima razdaljama $|(\mathbf{m}_k^p - \mathbf{v}_C)|$ in r^p smo na sliki 12 označili z ε_k^p . Cenilka za izračun središča rotacije univerzalnega sklepa, ki temelji na razliki ε_k^p bi imela naslednjo obliko:

$$C = \sum_{p=1}^P \sum_{k=1}^K \left(\sqrt{(\mathbf{m}_k^p - \mathbf{v}_C)(\mathbf{m}_k^p - \mathbf{v}_C)^T} - r^p \right)^2. \quad (39)$$

S parcialnim odvajanjem cenilke (39) po r^p in \mathbf{v}_C in enačenjem odvodov z nič ne pridemo do eksplisitne rešitve za \mathbf{v}_C . Rešitev optimizacije je pri kriterijski funkciji (39) moč poiskati le z iterativnimi metodami. Prav zato je bila v poglavju 4.1 pri izračunu središča rotacije univerzalnega sklepa uporabljena cenilka (22). Kvadratno vrednost razlike med kvadrati evklidskih razdalj iz enačbe (22) v nekoliko spremenjeni obliki zapišemo takole:

$$\delta^2 = \left((\mathbf{m}_k^p - \mathbf{v}_C)^2 - (r^p)^2 \right)^2 = \left((\varepsilon_k^p)^2 + 2\varepsilon_k^p r^p \right)^2. \quad (40)$$

Opazimo, da v tej cenilki ne nastopa samo ε_k^p , pač pa tudi r^p . Pri minimizaciji kriterijske funkcije (22) dobimo torej rezultat, ki teži k majhnim geometrijskim napakam ε_k^p , a daje po drugi strani prednost markerjem, ki krožijo okrog skupnega središča \mathbf{v}_C po površinah krogel z manjšim radijem r^p [73]. V praksi ta

pristranskost povzroči, da metoda pri sklepih z majhno gibljivostjo, kakršen je KMK sklep palca, odpove. V nadaljevanju bo opisana metoda [74], ki daje eksplicitno rešitev in je primerna tudi za določanje središč rotacij sklepov z manjšo gibljivostjo.

Za točko $\mathbf{m} = (x, y, z)$ na površini krogle z radijem r in središčem $\mathbf{v}_C = (x_C, y_C, z_C)$ velja:

$$(x - x_C)^2 + (y - y_C)^2 + (z - z_C)^2 - r^2 = 0. \quad (41)$$

Z vpeljavo baznih funkcij $w = x^2 + y^2 + z^2$, x , y in z ter koeficientov baznih funkcij $\mathbf{u} = (a, b, c, d, e)^T$ lahko enačbo (41) zapišemo tudi takole:

$$aw + bx + cy + dz + e = 0. \quad (42)$$

Kako dobro parametri \mathbf{u} določajo položaj točke v bližini krogle, opisuje enačba (43). S primerjavo enačb (43) in (40) lahko ugotovimo, da sta aritmetični razdalji $\delta(\mathbf{u})$ in δ enaki, kadar vzamemo, da je $a = 1$.

$$\delta(\mathbf{u}) = (\mathbf{m} - \mathbf{v}_C)^2 - r^2 = (w, x, y, z, 1)^T \mathbf{u} \quad (43)$$

Cilj optimizacije je zmanjšati vsoto $(\delta(\mathbf{u}))^2$ preko vseh K vzorcev ($k = 1, \dots, K$). Ocena $\delta(\mathbf{u})$ se ne pokvari, če namesto absolutnih vrednosti koeficientov \mathbf{u} uporabimo njihove relativne vrednosti. Za normalizacijo, s katero omejimo merilo aritmetične razdalje $\delta(\mathbf{u})$, lahko uporabimo katero koli funkcijo koeficientov iz vektorja \mathbf{u} , a moramo biti pri tem pazljivi. Omejitve, ki jih vpeljemo z normalizacijo, uvedejo singularnosti, v katerih optimizacija ne more zadostiti kriterijski funkciji. V metodi za določanje središč rotacij univerzalnih sklepov iz podpoglavja 4.1 je $a = 1$, kar pomeni, da optimizacija odpove v razmerah, ko je $a = 0$. Takrat se enačba (42) spremeni v enačbo ravnine. Metoda iz podpoglavja 4.1 zato ne more dati optimalnih rezultatov, kadar se markerji gibljejo po ravnini. V primeru majhne gibljivosti univerzalnega sklepa pa je gibanje markerjev podobno prav gibanju po ravnini.

V metodi za določanje središča rotacije KMK sklepa je bila uporabljena naslednja normalizacija:

$$b^2 + c^2 + d^2 - 4ae = 1. \quad (44)$$

V nekoliko spremenjeni obliki jo lahko zapišemo z enačbo:

$$a^2 r^2 = 1, \quad (45)$$

ki enačbo (40) spremeni v:

$$\delta^2 = a^2 (\varepsilon^2 + 2\varepsilon r)^2 = \frac{1}{r^2} (\varepsilon^2 + 2\varepsilon r)^2 = \left(\frac{\varepsilon^2}{r} + 2\varepsilon \right)^2. \quad (46)$$

Odvisnost aritmetične razdalje δ od polmera r se je z normalizacijo pomaknila v imenovalec, zato aritmetična razdalja ni več pristranska pri manjših polmerih r . Edina singularnost zaradi normalizacije je $r = 0$. Pri optimizaciji lahko pokvarijo rezultat torej le markerji, ki so nameščeni blizu središča rotacije. V praksi pa markerjev sploh ne moremo pritrditi v središče rotacije, zato navedena singularnost ni kritična.

V nadaljevanju bo opisana rešitev optimizacijskega problema s predlagano normalizacijo za en marker in na koncu še za P markerjev. Odstopanje markerja od površine krogle zapišemo za K vzorcev v matrični obliki takole:

$$\boldsymbol{\delta} = \mathbf{D} \mathbf{u}, \quad (47)$$

kjer sta $\boldsymbol{\delta}$ in \mathbf{D} vektor in matrika:

$$\boldsymbol{\delta} = \begin{bmatrix} \delta_1 \\ \vdots \\ \delta_k \\ \vdots \\ \delta_K \end{bmatrix}, \quad \mathbf{D} = \begin{bmatrix} w_1 & x_1 & y_1 & z_1 & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ w_k & x_k & y_k & z_k & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ w_K & x_K & y_K & z_K & 1 \end{bmatrix}. \quad (48)$$

Pri optimizaciji iščemo minimalno vrednost cenilke $C = \boldsymbol{\delta} \boldsymbol{\delta}^T$:

$$C = (\mathbf{D} \mathbf{u})^T (\mathbf{D} \mathbf{u}) = \mathbf{u}^T \mathbf{D}^T \mathbf{D} \mathbf{u} = \mathbf{u}^T \mathbf{S} \mathbf{u}. \quad (49)$$

Slednja je podrejena omejitvam, ki smo jih vpeljali z normalizacijo:

$$\mathbf{u}^T \mathbf{O} \mathbf{u} = \begin{bmatrix} a & b & c & d & e \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 & & & & -2 \\ & 1 & & & \\ & & 1 & & \\ & & & 1 & \\ -2 & & & & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a \\ b \\ c \\ d \\ e \end{bmatrix} = 1. \quad (50)$$

Matrika \mathbf{S} je enaka produktu $\mathbf{D}^T \mathbf{D}$. Opisani optimizacijski problem z omejitvami lahko prevedemo na optimizacijo brez omejitev, tako da poiščemo minimum Lagrangeove funkcije:

$$L = \mathbf{u}^T \mathbf{S} \mathbf{u} - \lambda \mathbf{u}^T \mathbf{O} \mathbf{u}. \quad (51)$$

Z odvajanjem Lagrangeove funkcije po \mathbf{u} dobimo sistem:

$$\mathbf{S} \mathbf{u} = \lambda \mathbf{O} \mathbf{u}, \quad (52)$$

ki ga rešimo z računanjem lastnih vrednosti in pripadajočih lastnih vektorjev. Optimalna rešitev je posplošen lastni vektor \mathbf{u}_λ , ki pripada najmanjši pozitivni lastni vrednosti. Središče rotacije in radij izračunamo iz komponent vektorja \mathbf{u}_λ po enačbah (53).

$$\mathbf{v}_C = -\frac{1}{2a}(b, c, d)^T, \quad r^2 = \frac{e}{a} - \mathbf{v}_C \mathbf{v}_C^T \quad (53)$$

Pri P markerjih, ki krožijo okrog skupnega središča rotacije \mathbf{v}_C po lupinah krogel s polmeri r^p ($p = 1, \dots, P$), so prvi štirje parametri v vektorju \mathbf{u} neodvisni od polmera r^p . Vektor \mathbf{u} ima torej $(P+4)$ elementov, ki jih moramo določiti z optimizacijo.

$$\mathbf{u} = [a, b, c, d, e_1, \dots, e_p]^T \quad (54)$$

Matrika podatkov \mathbf{D}^p za marker \mathbf{m}^p ($k = 1, \dots, K$) ima naslednjo obliko:

$$\mathbf{D}^p = \begin{bmatrix} w_1^p & x_1^p & y_1^p & z_1^p \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ w_k^p & x_k^p & y_k^p & z_k^p \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ w_K^p & x_K^p & y_K^p & z_K^p \end{bmatrix}, \quad \mathbf{I} = \begin{bmatrix} 1 \\ \vdots \\ 1 \\ \vdots \\ 1 \end{bmatrix}, \quad (55)$$

matrika aritmetičnih razdalj $\delta(\mathbf{u})$, ki pripada K vzorcem in P markerjem pa je:

$$\mathbf{D}\mathbf{u} = \begin{bmatrix} \mathbf{D}^1 & \mathbf{I} & & \\ \vdots & & \ddots & \\ \mathbf{D}^P & & & \mathbf{I} \end{bmatrix} \mathbf{u}. \quad (56)$$

Normalizacijo lahko po zgledu enačbe (44) zapišemo z vsoto:

$$\mathbf{u} = \sum_{p=1}^P (b^2 + c^2 + d^2 - 4ae^p) = a^2 \sum_{p=1}^P (r^p)^2. \quad (57)$$

Matrika omejitev ima dimenzijo $(4+P)$:

$$\mathbf{O} = \begin{bmatrix} 0 & & & -2 & \cdots & -2 \\ & P & & & & \\ & & P & & & \\ & & & P & & \\ -2 & & & & 0 & \\ \vdots & & & & & \ddots \\ -2 & & & & & & 0 \end{bmatrix}. \quad (58)$$

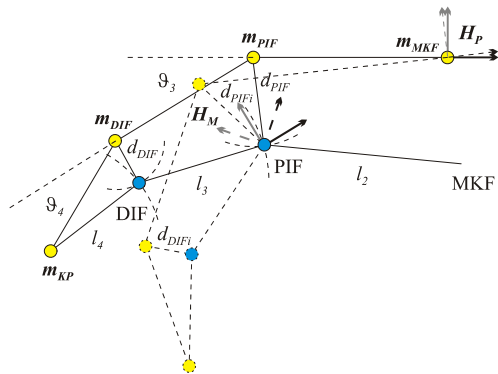
Iz matrik \mathbf{D} in \mathbf{O} , ki smo jih zapisali za P markerjev, pridemo z enačbami (51) in (52) do vektorja \mathbf{u} , središče rotacije \mathbf{v}_c in polmer krogelne lupine v bližini katere se giblje marker p pa izračunamo iz enačb:

$$\mathbf{v}_c = -\frac{1}{2a}(b, c, d)^T, \quad (r^p)^2 = \frac{e^p}{a} - \mathbf{v}_c \mathbf{v}_c^T. \quad (59)$$

4.4 Središča rotacij PIF in DIF sklepov

Splošne metode za določanje središč in osi rotacij sklepov iz predhodnih poglavij niso primerne za prste. Zahtevajo veliko število markerjev, ki jih moramo pritrčiti na majhno področje. Pri tem postanejo problematične majhne razdalje med markerji, zaradi katerih na izračune kritično vplivajo premiki kože in šum. Z upoštevanjem lastnosti gibanja prstov in palca lahko gibanje sicer poenostavimo v dvodimenzionalno, a sta kljub temu za merjenje še vedno potrebna po dva markerja na členek. Nadaljnje zmanjšanje števila markerjev in povečevanje razdalj med njimi pripeljeta do rešitve, ki je prikazana na sliki 14 [40, 41].

Ravnina, v kateri določamo središča rotacij PIF in DIF sklepov, je v trenutku opazovanja k ($k = 1, \dots, K$) določena s štirimi markerji \mathbf{m}_{MKF} , \mathbf{m}_{PIF} , \mathbf{m}_{DIF} in \mathbf{m}_{KP} . Ti so pritrjeni nad MKF, PIF in DIF sklepe ter na konice prstov (KP). Gibanje markerjev smo posneli s sistemom za optično sledenje. Med merjenjem je oseba premikala samo PIF in DIF sklepe, MKF sklepi pa so ves čas mirovali.



Slika 14. Določanje središč rotacij PIF in DIF sklepov pri prstih [40, 41] ter MKF in IF sklepov pri palcu.

Za izračun središč rotacij PIF in DIF sklepov je bila uporabljena naslednja cenilka:

$$C = \sum_{k=1}^K w_k \left((d_{PIFk} - d_{PIF})^2 + (d_{DIFk} - d_{DIF})^2 \right). \quad (60)$$

Parametra skeleta d_{PIF} in d_{DIF} označujeta razdalji od PIF in DIF sklepov do markerjev \mathbf{m}_{PIF} in \mathbf{m}_{DIF} . Z optimizacijo ju izberemo tako, da je vsota kvadratov razlik med njima in parametroma d_{PIFk} in d_{DIFk} čim manjša. Pri tem parametra d_{PIFk} in d_{DIFk} označujeta razdalji od središč rotacije PIF in DIF sklepov do markerjev \mathbf{m}_{PIF} in \mathbf{m}_{DIF} v trenutku k .

V primeru ko hitrost gibanja med merjenjem ni enakomerna, oziroma se gibanje prsta ustavi v neki legi, število vzorcev ni enakomerno porazdeljeno glede na upogib prsta. Vsota v enačbi (60) je bila zato izračunana z utežmi w_k , ki so bile pridobljene iz relativnih frekvenc vsote ($\mathfrak{I}_3 + \mathfrak{I}_4$).

Algoritem za izračun optimalnih parametrov modela prsta v vsaki iteraciji izbere nov približek dolžin medialnih (l_3) in distalnih (l_4) prstnih členkov ter razdalj d_{PIF} in d_{DIF} . Sledi računanje središč rotacij PIF in DIF sklepov za $k = 1$, ki se nahajata v presečiščih krožnic s polmeri l_4 in d_{DIF} ter l_3 in d_{PIF} s središči v \mathbf{m}_{KP} in \mathbf{m}_{DIF} ter DIF in \mathbf{m}_{PIF} (Slika 14). Središče rotacije PIF sklepa miruje glede na koordinatni sistem \mathbf{H}_P , ki je pritrjen na proksimalni členek. Podobno velja za središče rotacije DIF sklepa, ki miruje glede na koordinatni sistem \mathbf{H}_M na medialnem členu. Ker MKF sklepi med snemanjem markerjev ves čas mirujejo, je pričakovati, da je tudi premikanje sistema \mathbf{H}_P zaradi premikov kože zelo majhno. Model prsta s slike 14 in s tem tudi koordinatna sistema \mathbf{H}_P in \mathbf{H}_M rotirata skupaj z markerji, zato lahko za vsak k izračunamo parametra d_{PIFk} in d_{DIFk} . Ko so optimalni parametri l_3 , l_4 , d_{PIF} in d_{DIF} določeni, lahko rekonstruiramo središča rotacij sklepov glede na površinske markerje za poljubne gibe prstov.

Začetne vrednosti parametrov l_3 in l_4 se izračunajo iz pozicij markerjev \mathbf{m}_{KP} , \mathbf{m}_{DIF} in \mathbf{m}_{PIF} . Za parametra d_{PIF} in d_{DIF} sta bili začetni vrednosti določeni z merjenjem debelin prstov pri PIF in DIF sklepih. Minimum skalarne funkcije (60) smo poiskali z optimizacijo [75], pri kateri je velikost parameterskega prostora omejena z geometrijskimi lastnostmi modela s slike 14.

Metoda za določanje središč rotacij PIF in DIF sklepov pri prstih, je primerna še za določanje središč rotacij MKF in IF sklepov pri palcu. Pri izračunih velja analogija med KMK, MKF in IF sklepi palca ter MKF, PIF in DIF sklepi prstov.

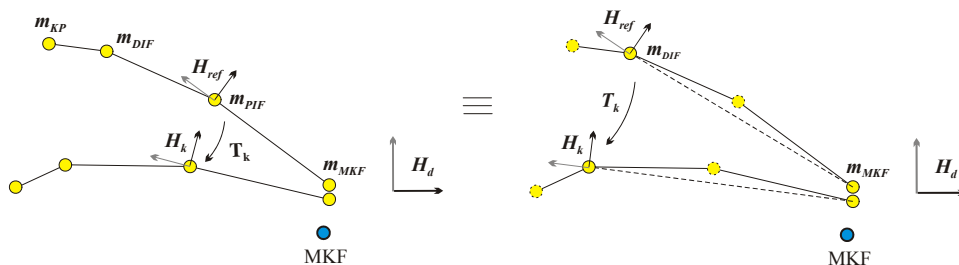
4.5 Središča rotacij MKF sklepov prstov

Za določanje središč rotacij MKF sklepov smo posneli gibanje prstov, pri katerem PIF in DIF sklepa ves čas mirujeta. Središče rotacije posameznega MKF sklepa smo izračunali s pomočjo kriterijske funkcije (61), v kateri \mathbf{c}_{MKF} predstavlja pozicijo središča rotacije MKF sklepa izraženo glede na referenčni koordinatni sistem \mathbf{H}_d na dorzalni strani roke. Za izhodiščno vrednost \mathbf{c}_{MKF} je bila vzeta kar pozicija markerja na MKF sklepu opazovanega prsta.

$$C = \sum_{i=1}^K w_k \|\mathbf{T}_k \mathbf{c}_{MKF} - \mathbf{c}_{MKF}\|^2 \quad (61)$$

Metoda za izračun cenilke je prikazana na sliki 15. Matrika \mathbf{T}_k opisuje transformacijo med referenčnim \mathbf{H}_{ref} in trenutnim koordinatnim sistemom \mathbf{H}_k . Pri tem \mathbf{H}_{ref} opisuje lego proksimalnega prstnega členka ob začetku merjenja ($k = 1$), \mathbf{H}_k pa za vse vrednosti k ($k = 1, \dots, K$). Središče rotacije MKF je invariantno glede na transformacije \mathbf{T}_k , zato bi bila vrednost cenilke v idealnih razmerah enaka nič.

Kadar so na voljo pozicije markerjev \mathbf{m}_{MKF} , \mathbf{m}_{PIF} , \mathbf{m}_{DIF} in \mathbf{m}_{KP} , se izračun koordinatnih sistemov \mathbf{H}_{ref} in \mathbf{H}_k izvede iz markerjev \mathbf{m}_{MKF} in \mathbf{m}_{PIF} ter enega izmed markerjev \mathbf{m}_{DIF} ali \mathbf{m}_{KP} z opazovanega prsta. V primeru manjšega števila markerjev pa se \mathbf{H}_{ref} in \mathbf{H}_k izračunata iz dveh markerjev z opazovanega prsta (npr. \mathbf{m}_{MKF} in \mathbf{m}_{DIF}) in dodatnega markerja z MKF sklepa sosednjega prsta. Pri zmanjšanem številu markerjev se prsti ne smejo gibati v sklepih, nad katerimi ni markerjev. Prepoved gibanja PIF sklepa pri zmanjšanem številu markerjev je prikazana na desni strani slike 15 s črtkano oporo.

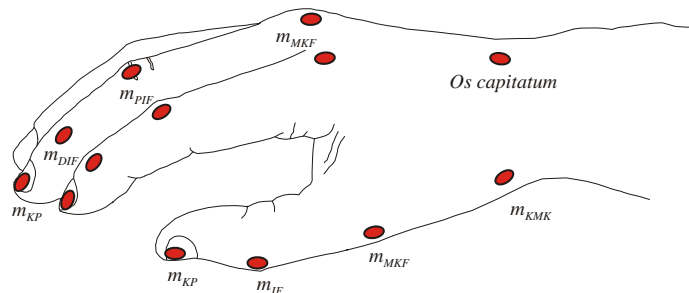


Slika 15. Določanje središč rotacij MKF sklepov pri prstih.

4.6 Merjenje kinematičnih parametrov roke v ožjem smislu

Za računanje kotov v sklepih prstov smo pritrčili na hrbtno stran roke tri markerje (Slika 16). Enega smo pritrčili v zapestje (*Os capitatum*) in dva v bližino MKF sklepov kazalca in sredinca (m_{MKF}). Ostale markerje smo pritrčili nad PIF in DIF sklepe kazalca in sredinca (m_{PIF} , m_{DIF}) ter na konice prstov (m_{KP}). Za merjenje kinematike palca smo uporabili štiri markerje. Enega smo namestili v bližino KMK sklepa, ostale tri pa nad MKF in IF sklep ter na konico palca.

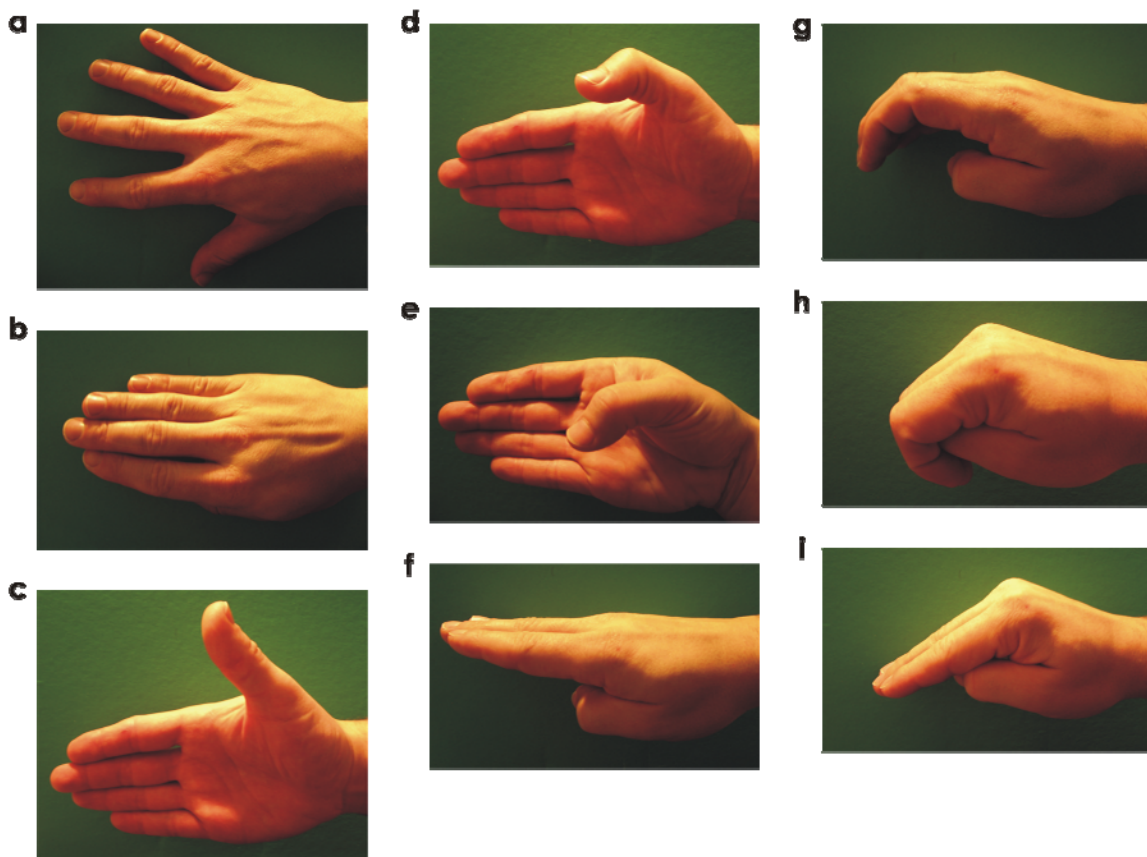
S sistemom za optično sledenje smo posneli krivulje markerjev za dve skupini gibov. Prvo skupino smo uporabili pri določanju središč rotacij sklepov (KMK, MKF) in kinematičnih parametrov roke (l_3 , l_4 , d_{PIF} , d_{DIF} , d_{IF} , d_{MKF}) v ožjem smislu. Za drugo skupino gibov smo izračunali kote v sklepih z različnimi metodami in medsebojno primerjali rezultate.



Slika 16. Položaj markerjev pri določanju središč rotacij sklepov in merjenju kotov v sklepih prstov.

Parametre za določanje središč rotacij PIF in DIF sklepov (l_3 , l_4 , d_{PIF} , d_{DIF}) smo izračunali po metodi, ki smo jo opisali v podpoglavju 4.4. Isto metodo smo uporabili tudi pri računanju parametrov za določanje središč rotacij MKF in IF sklepov palca (l_3 , l_4 , d_{MKF} , d_{IF}). Gibanje palca in prstov je bilo posneto ločeno. Najprej smo posneli sočasen upogib prstov v PIF in DIF sklepih pri mirujočih MKF sklepih (Slika 17f → Slika 17g). Sledilo je snemanje fleksije v MKF in IF sklepih palca pri fiksni ab–ad in f–e v KMK sklepu (Slika 17c → Slika 17d).

Za določanje središč rotacij MKF sklepov prstov smo uporabili metodo iz poglavja 4.5 za izračun središča rotacije KMK sklepa pa metodo, ki smo jo opisali v poglavju 4.3. Pri prstih smo za določanje središč rotacij uporabili sočasne upogibe prstov v MKF sklepih, pri fiksni f–e v PIF in DIF sklepih (Slika 17f → Slika 17i). Pri palcu pa smo središče rotacije KMK sklepa izračunali iz kroženja palca pri fiksni f–e v MKF in IF sklepih. Središča rotacij MKF sklepov kazalca in sredinca ter KMK sklepa palca smo izrazili glede na izhodiščni koordinatni sistem na hrbtni strani roke.



Slika 17. Ab–ad v MKF sklepih prstov in KMK sklepu palca (a), iztegnjeni prsti – kot relativne ab–ad pri prstih je 0° (b), iztegnjen palec (c), f–e v MKF in IF sklepih palca (d), f–e v KMK, MKF in IF sklepih palca (e), iztegnjeni prsti (f), f–e v PIF in DIF sklepih prstov (g), f–e v MKF, PIF in dif sklepih prstov (h), f–e v MKF sklepih prstov (i).

Gibe za merjenje kotov v sklepih prstov in palca smo izvajali ločeno. Najprej smo posneli sočasen upogib prstov v MKF, PIF in DIF sklepih

(Slika 17f → Slika 17h). Nato smo posneli še ab–ad v MKF sklepkih pri iztegnjenih prstih (Slika 17a → Slika 17b). Sledilo je snemanje sočasnega gibanja v KMK, MKF in IF sklepkih palca (Slika 17c → Slika 17e). Središča rotacij MKF sklepov prstov in KMK sklepa palca smo med njihovim računanjem že izrazili glede na izhodiščni koordinatni sistem na hrbtni strani roke. Središča rotacij PIF in DIF sklepov pri prstih ter MKF in IF sklepov pri palcu pa se premikajo relativno glede na pozicijo markerjev nad sklepi prsta in palca. Tirnice središč rotacij teh sklepov se zato izračunajo za vsak gib posebej. V trenutku k jih določimo kot presečišča krožnic (Slika 14) s polmeri l_3 , l_4 , d_{PIF} in d_{DIF} pri prstih ter l_3 , l_4 , d_{MKF} in d_{IF} pri palcu.

Koti, ki se izračunajo iz središč rotacij sklepov, veljajo v biomehaniki za zlati standard. Za izračun referenčnih kotov smo središča rotacij povezali z vektorji. Absolutne vrednosti kotov med vektorji smo izračunali preko njihovih dolžin ter skalarnih produktov. Predznake kotov pa smo pridobili preko orientacij trikotnikov v ravnini gibanja. Orientacijo trikotnika pridobimo iz predznaka njegove ploščine. Za trikotnik določen s točkami $T_1 = (x_1, y_1)$, $T_2 = (x_2, y_2)$ in $T_3 = (x_3, y_3)$ izračunamo ploščino iz dvovrstne determinante:

$$S = \frac{1}{2} \begin{vmatrix} x_1 - x_3 & y_1 - y_3 \\ x_2 - x_3 & y_2 - y_3 \end{vmatrix}, \quad (62)$$

ki pri negativni orientaciji vrne negativno vrednost.

Kote v sklepkih palca in prstov smo pridobili še drugače – preko inverzne kinematike. Prednost takšnega zajemanja kotov v sklepkih roke v ožjem smislu je uporaba bistveno manjšega števila markerjev. Za potrebe računanja kotov v sklepkih prstov je bil uporabljen inverzni kinematični model prsta. Ob upoštevanju poenostavitev iz podpoglavja 4.2 potrebujemo za izračun kotov po en marker na prst in tri na hrbtni strani roke. V nalogi smo za izračun kotov v sklepkih prstov uporabili dve metodi. Pri prvi metodi (M_1) smo kote izračunali iz pozicij markerjev na konicah prstov, pri drugi (M_2) pa iz pozicij markerjev na DIF sklepkih. Dobljene rezultate smo primerjali z referenčnimi koti.

Gibanje palca je bolj zapleteno kot pri prstu. Za rešitev inverzne kinematike pri palcu moramo nanj namestiti vsaj tri markerje, da izmerimo pozicijo in orientacijo vrha palca. V primerjavi z referenčno metodo potrebujemo pri računanju kotov v sklepih palca preko inverzne kinematike torej le en marker manj.

Pri gradnji kinematičnih modelov palca in prsta smo uporabili naslednje kinematične parametre roke: pozicije KMK sklepa palca in MKF sklepov prstov v izhodiščnem koordinatnem sistemu na hrbtni strani roke (x_{s1} , y_{s1} , z_{s1}), dolžine prstnih členkov pri palcu (l_3 , l_4) in prstih (l_2 , l_3 , l_4) ter dolžino dlančnice pri palcu (l_2). Izračunali smo jih z množenjem antropometričnih faktorjev s širino in dolžino roke. Vse navedene parametre pa lahko izračunamo tudi iz središč rotacij sklepov in opravimo medsebojno primerjavo.

4.7 Merjenje kinematičnih parametrov zapestja

Pri merjenju kinematičnih parametrov zapestja smo en marker pritrdili na komolec (*olecranon*), dva na koželjnico in podlaktnico (*Proc. styloideus radii*, *Proc. styloideus ulnae*) ter tri markerje na hrbtno stran roke na *Os capitatum* in v bližino KMK sklepov kazalca ter sredinca.

Gibanje zapestja je možno obravnavati na dva načina: kot kardanski sklep, v katerem se rotacijske osi zapestja sekajo pod pravim kotom, in z dvema rotacijskima sklepoma, v katerih sta rotacijski osi mimobežnici. Prva os se v obeh primerih nanaša na f–e zapestja, druga pa na njegovo radialno–ulnarne (r–u) deviacijo.

Za določanje središča rotacije kardanskega sklepa zapestja smo posneli tirnice markerjev pri kroženju zapestja. Središče rotacije zapestja se izračuna po metodi, ki smo jo opisali v podpoglavju 4.1. Za določanje osi rotacij y rotacijskih sklepov je bilo posneto gibanje roke med izvajanjem f–e in r–u deviacije zapestja. Smer in vpetje posamezne osi se določita s pomočjo metode, ki je opisana v podpoglavju 4.2. Za merjenje kotov v zapestju sta pomembni še izhodiščni legi obeh osi glede na podlaket. Izmerimo ju za pred trup v višini rame iztegnjeno roko. Pri tem so prsti poravnani z dlanjo, hrbtna stran roke pa obrnjena navzgor.

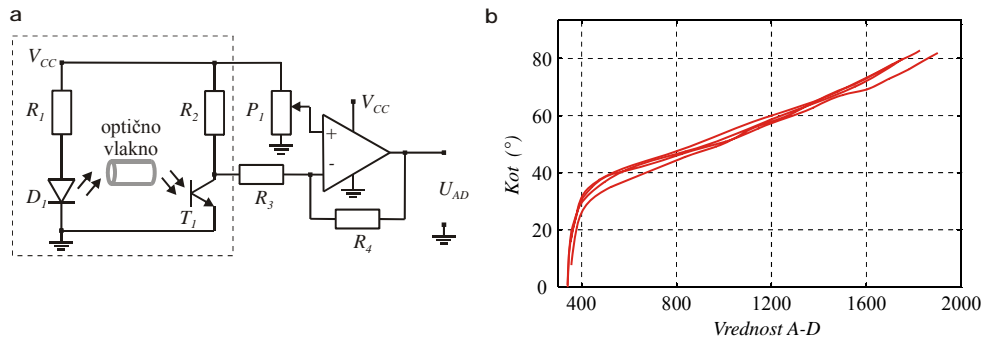
5 MERJENJE Z MERILNO ROKAVICO

V tem poglavju bo najprej opisana merilna rokavica DataGlove® (Fifth Dimension Technologies), ki jo je možno uporabiti za merjenje kotov v sklepih roke v ožjem smislu. Predstavljene bodo tehnične lastnosti merilnikov upogiba (goniometrov), ki so uporabljeni v omenjeni merilni rokavici. Za umerjanje rokavice bosta predlagani dve metodi. Obe sta zasnovani na merjenju kotov v sklepih roke v ožjem smislu s sistemom za optično sledenje markerjev. Za praktično uporabo pa je primerna le ena izmed njiju, saj zahteva bistveno manjše število markerjev. Druga metoda je bila vpeljana za oceno ponovljivosti in točnosti merilne rokavice. Na koncu poglavja bo opisana še uporaba merilne rokavice za merjenje kotov v sklepih roke v ožjem smislu med izvajanjem nalog v navideznem okolju.

5.1 Merilna rokavica DataGlove®

Merilna rokavica DataGlove® je poleg rokavice CyberGlove® ena redkih komercialnih izvedb, ki jih je možno danes dobiti na trgu [44]. Za razliko od rokavice CyberGlove®, pri kateri so merilniki upogiba izvedeni na uporovnem principu, je v tkanino rokavice DataGlove® vstih štirinajst optičnih goniometrov. Osem jih meri f–e v MKF in PIF sklepih prstov, trije kote relativne ab–ad med prsti, preostali trije pa merijo gibanje palca. Goniometri na palcu merijo f–e in ab–ad v KMK sklepu ter f–e v IF sklepu. Nabor merilnikov upogiba je pri rokavici DataGlove® v primerjavi z rokavico CyberGlove® nekoliko skromen, saj slednja vključuje še goniometre za merjenje upogibov DIF sklepov, MKF sklepa palca in dlani.

Implementacija optičnega goniometra je prikazana na sliki 18a. Infrardeča dioda D_I pošilja svetlobo v optično vlakno. Snop svetlobe zaradi popolnega odboja na meji med vlaknom in okolico nemoteno potuje vzdolž vlakna, z njegovim upogibanjem pa preide del snopa v okolico. Na drugem koncu vlakna je nameščen fototranzistor T_I , ki meri jakost svetlobnega toka v vlaknu.



Slika 18. Tehnične lastnosti optičnih merilnikov upogiba. Implementacija optičnega goniometra (a) in njegova vhodno–izhodna karakteristika (b).

Pri prenosu digitalnih signalov deluje fototranzistor kot stikalo. Pri optičnem goniometru pa je potrebno doseči ravno nasprotno. Njegova izhodna napetost U_{CE} se mora zvezno spreminjati z osvetljenostjo baze fototranzistorja. To dosežemo z ustrezno izbiro upornikov R_2 . Z manjšanjem osvetljenosti baze fototranzistorja se ta zapira, zato njegova izhodna napetost raste proti napajalni napetosti V_{CC} . Operacijski ojačevalnik prišteva k napetosti U_{CE} napetost s potenciometra P . Ta se nastavi tako, da je napetost U_{AD} na izhodu operacijskega ojačevalnika pri popolnoma iztegnjenem optičnem vlaknu blizu napajalni napetosti. Z upogibom vlakna se tranzistor zapira, napetost U_{CE} narašča, napetost U_{AD} pa pada proti nič. Za pretvorbo napetosti U_{AD} v digitalno vrednost je pri merilni rokavici DataGlove® uporabljen 12-bitni analogno–digitalni (A–D) pretvornik, ločljivost merjenja upogiba pa je bistveno manjša in znaša običajno pod deset bitov.

Z upogibom optičnega vlakna se svetlobni tok v njem zmanjšuje po Gaussovi funkciji: $y = ae^{-(x-b)^2} + c$. Na vhodno–izhodno karakteristiko merilnika pa vplivajo še vhodno–izhodne karakteristike fototranzistorja, ojačevalnika in A–D pretvornika. Odvisnost med odzivom goniometra in kotom upogiba je bila zato posneta za en senzor, ki smo ga odstranili iz rokavice. Pritrjen je bil na dva toga segmenta, med katerima smo kot upogiba izmerili s sistemom za optično sledenje. Koti upogiba so izrisani v odvisnosti od digitalnih vrednosti z A–D pretvornika na sliki 18b za štiri zaporedne poskuse. Iz karakteristike je razvidno,

da je občutljivost goniometra pri kotih, ki so manjši od 30° , majhna, z večanjem kota upogiba raste in se ustali pri kotih upogiba nad 35° . Za opis odvisnosti smo uporabili zlepek linearne in logaritmske funkcije:

$$\varphi = k_1 + k_2 U_{AD} + k_3 \ln(U_{AD} - k_4), \quad (63)$$

v kateri U_{AD} označuje vrednosti z A–D pretvornika, φ kot upogiba, konstante k_1, \dots, k_4 pa določajo končno obliko karakteristike. Izmerjeno odvisnost smo poizkušali opisati še s polinomsko aproksimacijo in inverzno Gaussovo funkcijo, a se je funkcija (63) izkazala kot najbolj primerna.

5.2 Umerjanje in vrednotenje

Pri umerjanju merilne rokavice moramo določiti funkcijo, ki pretvori surove odzive z A–D pretvornika v kote upogiba posameznega goniometra. V ta namen je potrebno v funkciji (63) za vsak senzor upogiba določiti konstante k_1, \dots, k_4 . Za umerjanje smo na površino rokavice pritrčili trinajst markerjev, kot je prikazano na sliki 19.



Slika 19. Umerjanje merilne rokavice DataGlove® s sistemom za optično sledenje Optotrak®.

Pred umerjanjem rokavice smo za sklepe določili središča rotacij. Pri tem smo uporabili metode, ki so bile opisane v podpoglavjih 4.3, 4.4 in 4.5. Za umerjanje smo posneli štiri različne gibe prstov in palca: sočasen upogib vseh prstov v MKF,

PIF in DIF sklepov, ab–ad iztegnjenih prstov, sočasen upogib KMK, MKF in IF sklepov ter ab–ad KMK sklepa. Vzporedno smo zajeli tudi odzive z merilne rokavice.

Za vsak gib smo izračunali kote v aktivnih sklepih roke v ožjem smislu. Za sklepe prstov so bili koti izračunani po referenčni metodi iz središč rotacij sklepov in preko inverzne kinematike po metodi M_2 . Pri slednji se za izračun kotov v sklepih uporabijo samo markerji z DIF in MKF sklepov ter marker z zapestja. Izbira te metode in ne metode M_1 je smiselna predvsem zato, ker rokavica nima senzorjev za merjenje kotov v PIF sklepih prstov. Za palec so bili koti izračunani samo iz središč rotacij sklepov, ker izračun kotov preko inverzne kinematike ne doprinese bistvenega prihranka pri številu uporabljenih markerjev.

Kote v sklepih smo uporabili za določanje koeficientov k_1, \dots, k_4 za posamezne goniometre. Za prste smo pri umerjanju pridobili dve množici koeficientov: eno z referenčnimi koti in drugo s koti izračunanimi preko metode M_2 .

Po končanem umerjanju smo trikrat ponovili enake gibe kot pri umerjanju. Ponovljivost in točnost merilne rokavice smo analizirali s primerjavo kotov dobljenih iz merilne rokavice z referenčnimi koti.

5.3 Merjenje kotov med izvajanjem nalog

V poglavju o smo opisali metodo za merjenje in vrednotenje kinematičnih lastnosti spretno manipulacije, pri kateri konice prstov mirujejo glede na objekt. V uvodnih študijah nismo imeli izdelanih metod za merjenje kotov v sklepih prstov, zato smo obravnavali njihovo skupno aktivnost. Še najboljše bi bilo, če bi lahko kote v sklepih palca in prstov izračunali kar iz meritev s sistemom za optično sledenje. Število potrebnih markerjev za izvedbo dane naloge se z vpeljavo metod iz podpoglavij 3.2 in 3.4 občutno zmanjša, a so težave z zakrivanjem markerjev še vedno prevelike. Sistem kamer bi bilo potrebno za vsako nalogo prestaviti in ponovno umeriti. Prav zato je bila v študijo vključena merilna rokavica, ki smo jo med izvajanjem nalog uporabili kot komplementarni sistem za merjenje kotov v sklepih prstov, medtem ko smo lego objekta,

pronacijo–supinacijo podlahti in f–e ter r–u deviacijo zapestja še vedno merili s sistemom za optično sledenje.

6 REZULTATI

6.1 Izvajanje nalog v navideznem okolju

V drugem poglavju je bilo predlagano eksperimentalno okolje za izvajanje nalog v navideznem okolju in opisan potek merjenja. Za učitelja – osebo, ki je sodelovala pri učenju nalog, so bile izračunane rotacije med koordinatnimi sistemi roke in objekta. Po enačbah (1) in (2) so bile izračunane absolutne rotacije za držanje predmeta v izhodiščni legi. Po enačbi (3) pa so bile izračunane še relativne rotacije med koordinatnimi sistemi, ki smo jih izmerili za držanje objekta v referenčnih legah (Slika 3) in izrazili glede na njihovo izhodiščno lego. Za vsako osebo so se ob začetku merjenja izmerile transformacije med koordinatnimi sistemi roke in objekta v začetni legi. Iz njih in absolutnih rotacij se je izračunala izhodiščna lega po enačbi (4) in referenčne lege po enačbi (5) za vse ostale poskusne osebe. Rotacije za izračun izhodiščne in referenčnih leg so navedene v tabeli 5.

Tabela 5. Absolutne rotacije med koordinatnimi sistemi roke in predmeta v izhodiščni legi in relativne rotacije koordinatnih sistemov roke glede na izhodiščno lego za premike predmeta v prikazano lego.

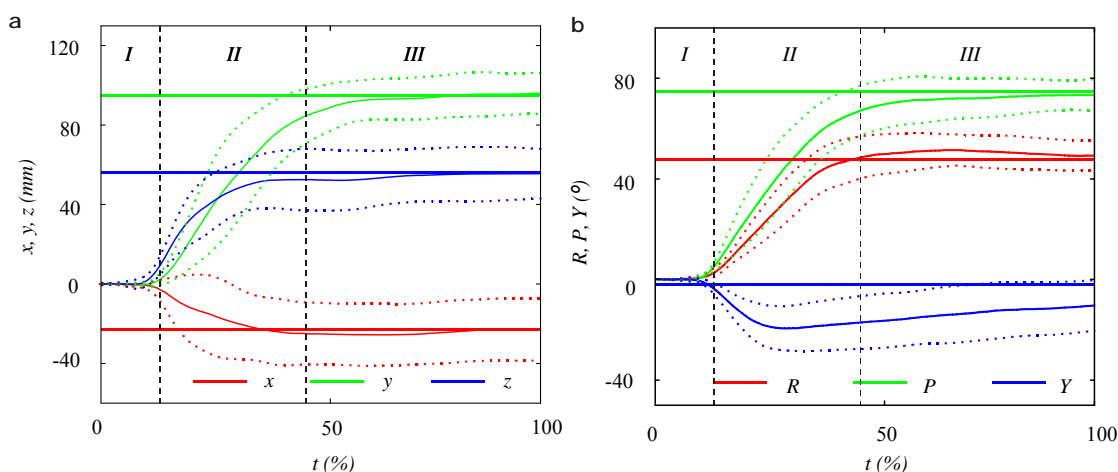
(°)	Komolec-podlaket			Podlaket-dorzum			Dorzum-objekt		
	<i>R</i>	<i>P</i>	<i>Y</i>	<i>R</i>	<i>P</i>	<i>Y</i>	<i>R</i>	<i>P</i>	<i>Y</i>
Izhod. lega	-0.1	50.0	-7.4	-5.5	-18.4	24.1	154.7	-63.8	-30.5
Držanje	4.5	62.0	-4.8	-28.7	26.8	-27.5	-11.9	-13.5	7.1
Privijanje	-1.8	-10.5	-0.9	-10.2	-7.2	-14.0	-8.3	-5.8	49.5
Odvijanje	3.5	46.8	-2.5	13.2	6.8	7.3	-2.6	4.5	-14.6
Met	1.5	-3.5	2.2	6.3	0.8	11.9	-3.1	1.6	21.3

Pri analizi je bila pozornost usmerjena na tri lastnosti spretnosti manipulacije: ponovljivost izvajanja naloge, ponovljivost gibanja sklepov in koordinacija med segmenti roke. Pri ponovljivosti izvajanja nalog smo preučevali, ali so si premiki predmetov iz začetne v končno lego v različnih poizkusih med sabo podobni (ponovljivost v prostoru naloge). Nadalje nas je zanimalo ali posameznik in različne osebe za izvajanje zadane naloge vedno uporabijo enake premike sklepov (ponovljivost v prostoru notranjih koordinat). Na koncu pa smo še preučili, ali

med premiki komolca, zapestja in prstov obstaja časovna povezanost in kako se ta spreminja za različne naloge.

6.1.1 Ponovljivost izvajanja nalog

Ponovljivost premikov objekta iz začetne v referenčno lego smo preučevali za eno osebo in dvanajst ponovitev. Premiki predmeta iz začetne v prikazano lego niso bili opravljeni zaporedoma, saj je bila opazovana naloga pomešana med ostale naloge, zaporedje in nabor nalog pa sta bila ves čas ista. Na sliki 20 je prikazano, kako se premični predmet približuje prikazani referenčni legi. Lega premičnega predmeta je opisana glede na prikazani objekt s translacijskimi koordinatami x , y in z in z rotacijskimi koti R , P in Y , vodoravne črte pa prikazujejo referenčno pozicijo in orientacijo.



Slika 20. Ponovljivost gibanja predmeta iz začetne v izhodiščno lego za eno osebo in dvanajst poizkusov.

V trenutku ko se na zaslonu izriše nova lega predmeta, v katero je potrebno prestaviti premični predmet, ni zaznati nobenega premika. V tej fazi oseba prepoznava prikazano lego in se odloča za strategijo giba (Slika 20, *I*). Sledi premik objekta iz začetne v prikazano zeleno lego (Slika 20, *II*). Iz slike 20 je razvidno, da je gibanje objekta proti ciljni legi ponovljivo za različne poizkuse. Gibanje predmeta se med približevanjem v končno lego upočasni, standardni odmiki, ki združujejo razlike med vsemi poskusi, pa se začnejo zmanjševati

(Slika 20, III). Največje razlike med legami premičnih predmetov se pojavijo v obdobju, ko je premikanje objekta najhitrejše, nastanejo pa predvsem zaradi razlik v hitrostnih profilih posameznih premikov.

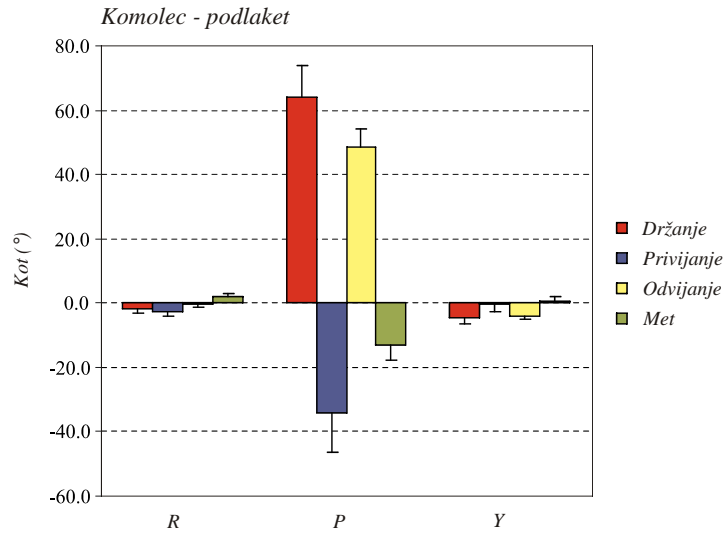
Vse osebe so lahko opravile premike premičnih objektov v prikazane lege, kar potrjuje, da je bila prilagoditev nalog glede na velikosti rok posameznikov ustrezna. Gibanje predmeta iz začetne lege v končno lego je ostalo podobno tudi takrat, ko so premike izvajale različne osebe, le da so bili v tem primeru standardni odmiki nekoliko večji.

6.1.2 Ponovljivost aktivnosti sklepov

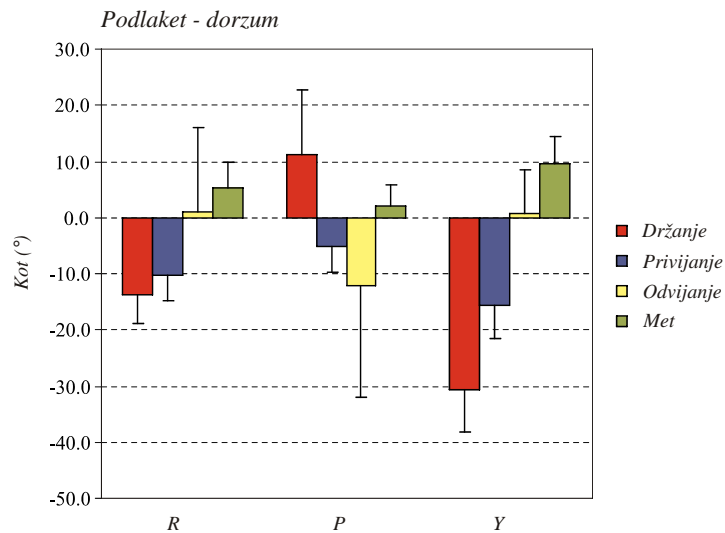
Za preučevanje ponovljivosti izvajanja nalog v prostoru notranjih koordinat smo uporabili matrike Q_{kpij} , Q_{pdij} in Q_{doij} iz skupine enačb (3). Opisujejo relativne premike podlahti, hrbtne strani roke in predmeta zaradi pronacije–supinacije, f–e in r–u deviacije v zapestju ter premikov prstov. Premiki segmentov roke so izraženi glede na njihovo izhodiščno lego pred začetkom izvajanja giba. Ob zaključku vsake naloge se iz transformacijskih matrik Q_{kpij} , Q_{pdij} in Q_{doij} izračunajo koti R , P in Y . Povprečne vrednosti rotacijskih kotov so prikazane skupaj s pripadajočimi standardnimi odmiki za dvanajst oseb na slikah 21, 22 in 23.

Rotacijske kote R , P in Y lahko povežemo s premiki komolca, zapestja in prstov na naslednji način. Os x koordinatnega sistema H_p na sliki 4 je usmerjena vzdolž podlahti, zato kot P iz rotacijskega dela matrike Q_{kpij} opisuje pronacijo–supinacijo podlahti. Rotacijski kot R , ki je povezan z matriko Q_{pdij} , opisuje f–e (Slika 4, H_d , R), rotacijski kot Y iz te matrike pa r–u deviacijo v zapestju (Slika 4, H_d , Y). Matrika Q_{doij} opisuje premike objekta glede na dorzalno stran roke in s tem skupno aktivnost prstov. Rotacijski kot R opisuje rotacijo predmeta v ravnini, ki je vzporedna s hrbtno stranjo roke (Slika 4, H_o , R). Rotacija Y (Slika 4, H_o , Y) se izvaja okrog osi, ki prečka težišče objekta in je vzporedna ploskvi kvadra, katere se dotikata konici kazalca in sredinca. Kot P je povezan z rotacijo okrog osi, ki gre skozi težišče predmeta in konico palca (Slika 4, H_o , P). Ker koordinatni sistemi roke na sliki 4 niso bili poravnani z rotacijskimi osmi

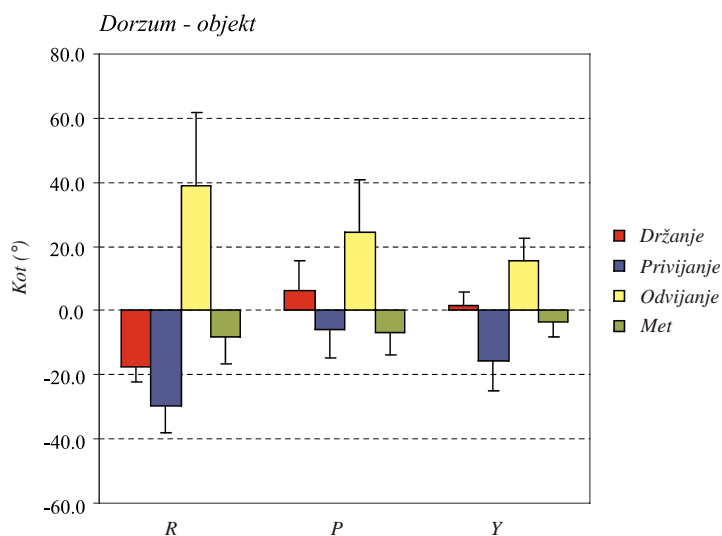
sklepov in postavljeni v središča rotacij sklepov, rotacijski koti, ki niso neposredno povezani s premiki sklepov, niso enaki nič.



Slika 21. Povprečne vrednosti in standardni odmiki rotacijskih kotov R , P in Y zaradi pronacije–supinacije podlahti.



Slika 22. Povprečne vrednosti in standardni odmiki rotacijskih kotov R , P in Y zaradi f–e in r–u deviacije zapeljaja.



Slika 23. Povprečne vrednosti in standardni odmiki rotacijskih kotov R , P in Y povezani s premiki prstov.

Pri premikanju predmeta in roke v lego, ki je podobna kot pri držanju kozarca (držanje), je potrebno prestaviti predmet v pokončno lego. Večino giba opravi rotacija podlahti (P , Slika 21). Zapestje s f–e (R) in r–u deviacijo (Y) premakne predmet v bližino prikazane lege (Slika 22), za fino nastavitvev orientacije pa poskrbijo prsti. Ti rotirajo predmet predvsem v ravnini, ki je vzporedna hrbtni strani roke (R , Slika 23). Pri gibu »privijanje« sklep v zapestju rotira v nasprotni smeri kot pri prvem gibu, kot rotacije pa je občutno manjši (P , Slika 21). Ker zapestje ne more opraviti celotne rotacije, njen dovršen del zagotovijo prsti (R , Slika 23). Pri odvijanju ima zapestje več manevrskega prostora, zato je kot rotacije podlahti občutno večji (P , Slika 21) kot pri privijanju. Končno orientacijo predmeta zopet zagotovijo prsti (Slika 23). Pri nagibu predmeta pred metom je rotacija podlahti najmanjša (P , Slika 21), preostanek naloge pa se razdeli med prste (Slika 23) in zapestje (Slika 22).

Standardni odmiki rotacijskih kotov ob zaključku izvajanja naloge so v večini primerov pod 12° . Najmanjši so pri rotacijskih kotih R in Y podlahti, ki so zaradi omejitve gibanja z opornico manjši od 5° . Izjema so standardni odmiki rotacijskih kotov zapestja in prstov v primeru odvijanja. Pri tem gibu se naloga

pri različnih osebah očitno porazdeli med zapestje in prste na različne načine, zato standardni odmiki teh kotov v nekaterih primerih presegajo 23° .

V tabeli 6 so prikazane še povprečne vrednosti rotacijskih kotov \bar{R}, \bar{P} in \bar{Y} s pripadajočimi standardnimi odmiki σ_R, σ_P in σ_Y ter intervali zaupanja I_R, I_P in I_Y za eno osebo in 12 ponovitev.

Tabela 6. Povprečne vrednosti rotacijskih kotov \bar{R}, \bar{P} in \bar{Y} s pripadajočimi standardnimi odmiki σ_R, σ_P in σ_Y ter intervali zaupanja I pri petodstotni stopnji tveganja $\alpha = 0.05$.

	$R (^\circ)$			$P (^\circ)$			$Y (^\circ)$		
	\bar{R}	σ_R	I_R	\bar{P}	σ_P	I_P	\bar{Y}	σ_Y	I_Y
Komolec–podlaket									
Držanje	2	2	[1, 3]	66	8	[61, 70]	-6	1	[-7, -5]
Privijanje	-1	1	[-2, 0]	-15	3	[-17, -12]	1	1	[1, 2]
Odvijanje	0	2	[-1, 1]	62	8	[57, 66]	-4	2	[-5, -3]
Met	-1	1	[-2, -1]	-21	3	[-23, -19]	2	1	[1, 2]
Podlaket–dorzum									
Držanje	-10	5	[-13, -6]	3	6	[0, 7]	-32	6	[-35, -28]
Privijanje	-10	3	[-12, -9]	-1	2	[-2, 1]	-15	6	[-19, -11]
Odvijanje	9	6	[6, 13]	2	3	[0, 4]	0	5	[-3, 3]
Met	8	3	[7, 10]	-2	1	[-1, -3]	4	3	[2, 6]
Dorzum–objekt									
Držanje	-9	4	[-11, -7]	13	5	[10, 16]	-19	9	[-25, -13]
Privijanje	-23	5	[-26, -20]	-1	4	[-3, 2]	-19	5	[-22, -16]
Odvijanje	13	7	[9, 17]	5	7	[1, 9]	7	5	[4, 10]
Met	-5	3	[-7, -3]	-4	5	[-7, 0]	3	3	[1, 5]

Intervali zaupanja označujejo območja, znotraj katerih se pri nadaljnjih poskusih giblje $1 - \alpha$ odstotkov vseh izmerjenih vrednosti. V izračunih je bila upoštevana pet odstotna stopnja tveganja ($\alpha = 0.05$). Iz tabele 6 je razvidno, da so standardni odmiki rotacijskih kotov pri vseh gibih manjši od 9° in so v večini primerov manjši od 5° . Premiki sklepov so pri izvajanju dane naloge pri zdravih posameznikih torej dobro ponovljivi.

Naloge, ki so jih poskusne osebe izvajale, so bile posnete za eno osebo – učitelja. Opisan način učenja sistema omogoča dodajanje novih nalog, brez poznavanja točnega modela roke posameznika, ki bo sistem uporabljal. Nekaj zunanjih dimenzij roke, ki so potrebne za prilagoditev nalog, pa pridobimo med samim izvajanjem naloge. Sistem je mogoče uporabiti v rehabilitaciji za urjenje

spretnosti manipulacije pacientov po kapi, pa tudi za razgibavanje sklepov roke v ožjem smislu med okrevanjem po travmi.

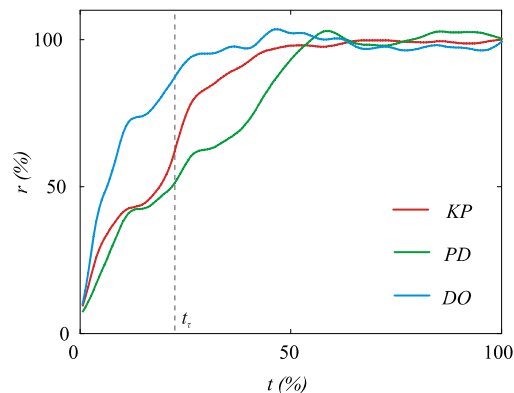
Sistem nam je omogočil, da so lahko vse poskusne osebe opravljale približno enako nalogo. Naš namen je bil izračunati za vsako poskusno osebo takšne referenčne lege, da jih bo lahko dosegla s podobnimi koti v sklepih kot učitelj. Takšen pristop je bil predpogoj za preučevanje kinematičnih lastnosti prijemanja za večjo skupino poskusnih oseb z različnimi antropometričnimi lastnostmi rok.

6.1.3 Koordinacija med podlahtjo, zapestjem in prsti

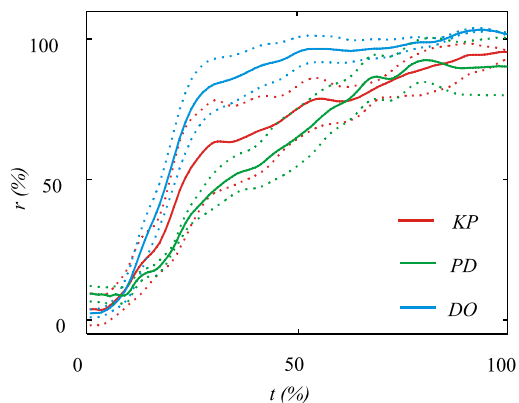
Koordinacijo med gibi podlahti, zapestja in prstov smo preučevali iz relativnih rotacij $r_{kp}(t)$, $r_{pd}(t)$ in $r_{do}(t)$, ki v trenutku t opisujejo relativne rotacije med koordinatnimi sistemi komolca in podlahti (KP), podlahti in dorzuma (PD) ter dorzuma roke in objekta (DO). Relativno rotacijo $r_{kp}(t)$ zagotavlja komolec s pronacijo–supinacijo podlahti. Relativna rotacija $r_{pd}(t)$ med podlahtjo in dorzumom združuje rotaciji okrog obeh osi zapestja, $r_{do}(t)$ pa opisuje relativno rotacijo predmeta glede na hrbtno stran roke zaradi skupne aktivnosti prstov. V študijo koordinacije pri spretni manipulaciji smo vključili dve nalogi: privijanje in odvijanje. Izbrani sta bili zato, ker so pri njih prsti veliko bolj aktivni kot pri ostalih nalogah, ko večji del zelenega premika opravita podlaket in zapestje (Slika 23). Pri privijanju in odvijanju opornica omejuje gibanje celotne roke, zapestje pa samo ne more zagotoviti celotne rotacije, zato se v izvajanje naloge bolj aktivno vključijo tudi prsti. Po drugi strani je bilo omenjenim nalogam posvečene precej pozornosti tudi v robotiki.

Na slikah 24 in 25 so prikazane relativne rotacije $r_{kp}(t)$, $r_{pd}(t)$ in $r_{do}(t)$ za nalogo privijanje, na slikah 27 in 28 pa še za odvijanje. Na slikah 24 in 27 so prikazane relativne rotacije pri posamezniku. Na slikah 25 in 28 pa so za dvanajst oseb, ki so bile vključene v študijo, izrisane še povprečne vrednosti relativnih rotacij (polne črte) s pripadajočimi standardnimi odmiki relativnih rotacij (pikčaste črte). Relativne rotacije se med približevanjem premičnega predmeta v prikazano lego približujejo vrednosti sto odstotkov. Do največjih razlik med njimi pa prihaja v trenutku t_c , ko je dinamika gibanja najbolj živahna.

Na slikah 24 in 27 je ta trenutek prikazan z navpičnimi črkanimi črtami in označen s t_τ . To je čas po katerem podlaht opravi triinšestdeset odstotkov celotne rotacije.



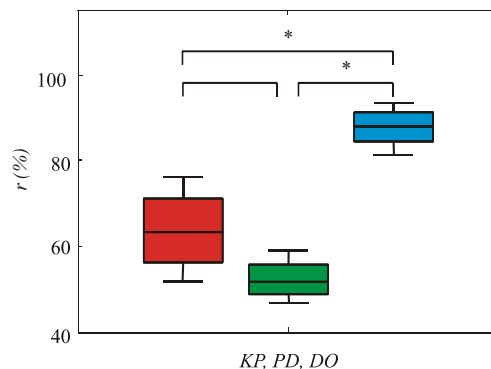
Slika 24. Relativne rotacije med koordinatnimi sistemi kolcolca in podlahti (*KP*), podlahti in dorzuma roke (*PD*) ter dorzuma in objekta (*DO*) za eno osebo: privijanje.



Slika 25. Povprečne vrednosti relativnih rotacij med koordinatnimi sistemi kolcolca in podlahti (*KP*), podlahti in dorzuma roke (*PD*) ter dorzuma in objekta (*DO*) s pripadajočimi standardnimi odmiki za dvanajst oseb: privijanje.

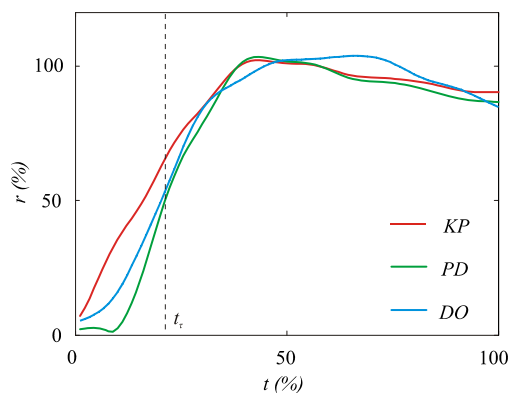
Za opazovano nalogo se z določanjem relativnih rotacij $r_{kp}(t_\tau)$, $r_{pd}(t_\tau)$ in $r_{do}(t_\tau)$ dvanajstih oseb v trenutku t_τ oblikujejo vzorci treh statističnih spremenljivk $X_{kp}(t_\tau)$, $X_{pd}(t_\tau)$ in $X_{do}(t_\tau)$. Statistične značilnosti vzorcev so za privijanje in odvijanje prikazane z okvirji z ročaji na slikah 26 in 29. Vodoravne črte ročajev

označujejo vrednosti desetega percentila in devetdesetega percentila, vodoravne črte okvirjev pa prvega, drugega kvartila (mediano) in tretjega kvartila.



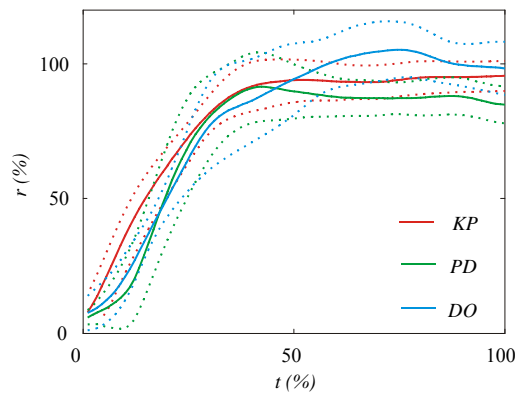
Slika 26. Relativne rotacije med koordinatnimi sistemi komolca in podlahti (*KP*), podlahti in dorzuma roke (*PD*) ter dorzuma in objekta (*DO*) v trenutku t_τ za dvanajst oseb: privijanje.

Pred izvajanjem privijanja je podlaket postavljena tako, da je pronacija–supinacija za izvajanje te naloge omejena z območjem gibanja komolca. Predmet zato proti ciljni legi začnejo obračati prsti (Slika 24 in 25), ki jim sledi rotacija podlahti. Zadnje se v gibanje vključi zapestje. Časovno razčlenjenost gibov podlahti, zapestja in prstov je možno razbrati tudi z blokovnih diagramov na sliki 26. Do trenutka t_τ prsti opravijo osemindeset odstotkov rotacije, medtem ko podlaket in zapestje zaostajata za rotacijo prstov za več kot dvajset odstotkov.

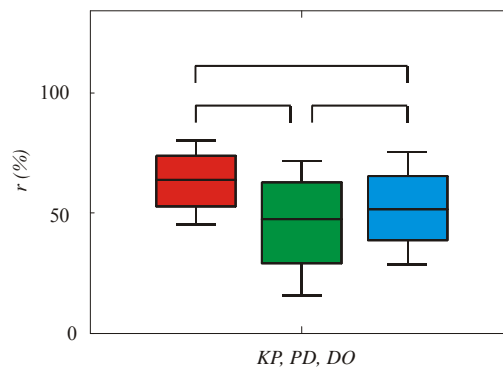


Slika 27. Relativne rotacije med koordinatnimi sistemi komolca in podlahti (*KP*), podlahti in dorzuma roke (*PD*) ter dorzuma in objekta (*DO*) za eno osebo in gib odvijanje.

Z Wilcoxonovim statističnim testom je bila zavržena nična hipoteza, ki pravi, da se relativne rotacije $r_{kp}(t_v)$, $r_{pd}(t_v)$ in $r_{do}(t_v)$ pri privijanju medsebojno ne razlikujejo. Veljavnost nične hipoteze je bila ovržena pri pet odstotni stopnji tveganja. Rezultati statistične analize so tako dodatno potrdili, da se premiki podlahti, zapestja in prstov pri privijanju ne izvajajo sočasno, kar kaže na njihovo medsebojno neodvisnost pri izvajanju te naloge.



Slika 28. Povprečne vrednosti relativnih rotacij med koordinatnimi sistemi komolca in podlahti (KP), podlahti in dorzuma roke (PD) ter dorzuma in objekta (DO) s pripadajočimi standardnimi odmiki za dvanajst oseb: odvijanje.



Slika 29. Relativne rotacije med koordinatnimi sistemi komolca in podlahti (KP), podlahti in dorzuma roke (PD) ter dorzuma in objekta (DO) v trenutku $t\tau$ za dvanajst oseb: odvijanje.

Za razliko od privijanja, pri odvijanju podlaket nemoteno rotira okrog osi pronacije–supinacije. Relativne rotacije $r_{kp}(t)$, $r_{pd}(t)$ in $r_{do}(t)$ s slike 27 in njihove

povprečne vrednosti za dvanajst oseb (Slika 28) kažejo, da komolec, zapestje in prsti začno izvajati nalogo sočasno. Zaradi razlik med gibi posameznikov, ki smo jih na sliki 28 ponazorili s standardnimi odmiki od srednje vrednosti, ni možno sklepati na časovno razdeljenost gibov pri odvijanju. Podobno zakonitost prikazuje slika 29, ki potrjuje, da so v trenutku t_τ relativne rotacije dosegle približno enako vrednost. Takšno ugotovitev je potrdil tudi Wilcoxonov statistični test. Ta je podprl nično hipotezo, ki pravi, da se relativne rotacije $r_{kp}(t_\tau)$, $r_{pd}(t_\tau)$ in $r_{do}(t_\tau)$ pri odvijanju medsebojno ne razlikujejo.

6.2 Merjenje kotov roke v ožjem smislu pri preprostih gibih

V poglavjih 3 in 4 je bila opisana metodologija za merjenje kotov v sklepih roke v ožjem smislu. Izmerjeni so bili za premike omejenega števila sklepov roke z dvema metodama. Koti so bili izmerjeni za sočasno ab-ad v MKF sklepih kazalca, sredinca in KMK sklepu palca (Slika 17a → Slika 17b), sočasno f-e v KMK, MKF in IF sklepih palca (Slika 17c → Slika 17e) ter sočasno f-e v MKF, PIF in DIF sklepih kazalca in sredinca (Slika 17f → Slika 17h).

Prvo metodo, pri kateri se koti v sklepih izračunajo iz središč rotacij sklepov, smo izbrali za referenčno. Pri tej metodi so bili za izračun kotov v sklepih uporabljeni markerji, ki smo jih pritrdili nad vse sklepe palca, kazalca in sredinca ter na hrbtno stran roke (Slika 16). Pri drugi metodi, ki smo jo ovrednotili z referenčno metodo, pa je za izračun kotov v sklepih preko inverzne kinematike potrebnih manj markerjev. Z referenčno metodo so bili določeni še kinematični parametri roke, s katerimi smo ovrednotili kinematični model roke iz poglavja 3. Slednjega smo zgradili zgolj na podlagi anatomskih značilnosti roke in antropometričnih podatkov za roko. Natančen opis merjenja za določanja središč rotacij sklepov in vrednotenje metod za merjenje kotov v sklepih roke je podan v podpoglavju 4.6.

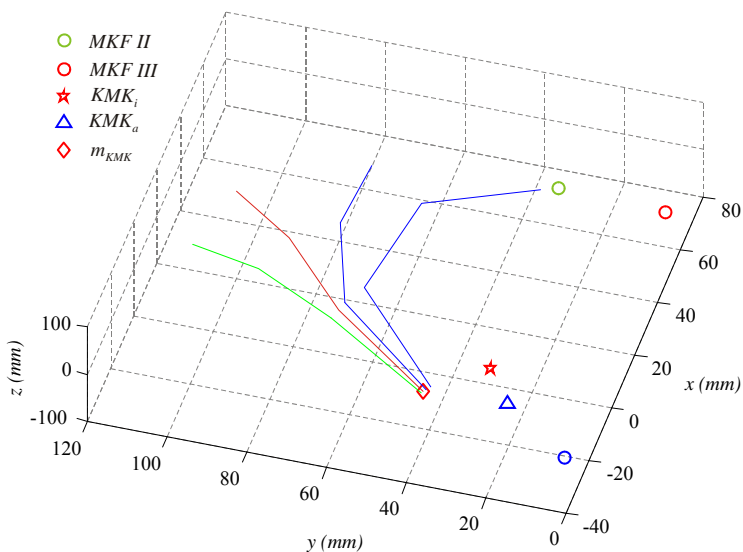
V poglavju 5 je bila predstavljena merilna rokavica, ki lahko služi kot dopolnilni sistem pri merjenju s sistemom za optično sledenje. Merilno rokavico je pred uporabo potrebno umeriti, za kar smo uporabili referenčno metodo in metodo za merjenje kotov v sklepih preko inverzne kinematike. Po umerjanju je

bila s pomočjo referenčne metode za merjenje kotov v sklepih prstov opravljena še analiza ponovljivosti in točnosti merjenja z rokavico. Celotna analiza je bila opravljena za eno osebo.

6.2.1 Merjenje s sistemom za optično sledenje

Prvi korak pri merjenju kotov v sklepih roke v ožjem smislu je bilo določanje središč rotacij sklepov prstov. Pri tem so bile uporabljene naslednje metode: pri MKF sklepih prstov metoda iz podpoglavja 4.5, pri PIF in DIF sklepih prstov ter MKF in IF sklepih palca metoda iz podpoglavja 4.4, za KMK sklep palca pa metoda iz podpoglavja 4.3. Vsa središča rotacij smo izrazili glede na izhodiščni koordinatni sistem na hrbtni strani roke.

Najbolj zahtevno je merjenje središča rotacije KMK sklepa palca, ki je prikazano na sliki 30 na dva načina. S KMK_i (\star) je prikazano središče rotacije izračunano po metodi iz poglavja 4.3, s KMK_a (Δ) pa položaj KMK sklepa pridobljen na osnovi antropometričnih podatkov za roko.



Slika 30. Središča rotacij MKF sklepov prstov, KMK, MKF in IF sklepov palca ter zapestja, ki jih pridobimo s sistemom za optično sledenje in zunanjih dimenzij roke.

Za dodatno kontrolo izračuna je bil na površino roke pritrjen še marker m_{KMK} (Slika 16), ki je na sliki 30 označen s simbolom \diamond . Koordinate središč rotacij so

naslednje: $KMK_i = (-6, 29, -34)$ mm, $KMK_a = (-20, 19, -32)$ mm in $m_{KMK} = (-18, 42, -32)$ mm. Na sliki 30 so za orientacijo prikazana še središča rotacij MKF sklepov kazalca ($MKF II \circ$) in sredinca ($MKF III \circ$) ter zapestja (\circ).

Koordinate z se pri točkah KMK_a , KMK_i in m_{KMK} razlikujejo za 2 mm. Podobno velja tudi za koordinati x pri točkah KMK_a in m_{KMK} , medtem ko je točka KMK_i glede na njiju pomaknjena v pozitivni smeri osi x . Takšna lega središča rotacije KMK sklepa je zagotovo bolj pravilna, saj se središče rotacij KMK sklepa ne nahaja na površini roke, kot to velja za marker m_{KMK} . V smeri osi y se točka KMK_i nahaja med položajem markerja m_{KMK} in točko KMK_a , kar potrjuje, da je KMK_i dober izračun središča rotacije KMK sklepa.

V nadaljevanju so bile izračunane dolžine segmentov l_2 in sicer kot razdalje med središči rotacij MKF in PIF sklepov pri prstih ter KMK in MKF sklepov pri palcu. Pri palcu označuje l_2 dolžino dlančnice, pri prstih pa dolžino proksimalnih prstnih členkov. Dolžini l_3 in l_4 pridobimo ob izračunu središč rotacij PIF in DIF sklepov prstov ter MKF in IF sklepov palca po metodi iz podpoglavja 4.4. Pri prstih sta to dolžini medialnega in distalnega členka, pri palcu pa dolžini proksimalnega in distalnega členka. Primerjava dolžin l_2 , l_3 in l_4 , dobljenih iz središč rotacij sklepov (I), z ustreznimi razdaljami med markerji (II) in antropometričnimi podatki za roko (III) je prikazana v tabeli 7.

Tabela 7. Primerjava dolžin segmentov roke, ki se izračunajo iz središč rotacij sklepov (I), iz pozicij markerjev na površini roke (II) in iz antropometričnih podatkov za roko (III).

	Palec			Sredinec		
	I	II	III	I	II	III
l_2, σ (mm)	44.8 ± 1.1	40.9 ± 2.4	51.2	50.0 ± 0.5	52.0 ± 0.9	42.0
l_3, σ (mm)	35.0 ± 0.9	36.3 ± 3.5	40.0	30.8 ± 0.9	31.3 ± 0.4	30.9
l_4, σ (mm)	24.5 ± 1.1	23.4 ± 2.4	32.2	24.6 ± 0.1	22.8 ± 0.4	25.9
	Kazalec					
	I	II	III			
l_2, σ (mm)	47.4 ± 0.7	41.3 ± 0.9	45.5	50.0 ± 0.5	52.0 ± 0.9	42.0
l_3, σ (mm)	25.4 ± 0.6	34.2 ± 0.4	26.0	30.8 ± 0.9	31.3 ± 0.4	30.9
l_4, σ (mm)	23.8 ± 0.1	20.1 ± 0.2	23.0	24.6 ± 0.1	22.8 ± 0.4	25.9

Dolžine segmentov, ki se izračunajo iz središč rotacij sklepov, so pri prstih primerljive z dolžinami, ki se izračunajo iz antropometričnih podatkov. To ne velja za dolžino l_2 pri sredincu, kjer znaša razlika 8 mm. Razlike med dolžinami v

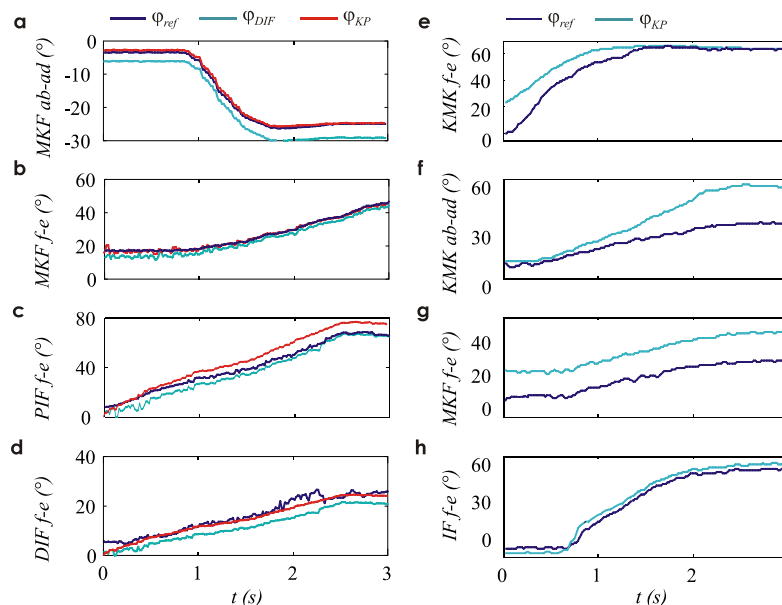
stolpcih I in II ter II in III so večje in v posameznih primerih presežejo deset milimetrov. Nasprotno pri palcu prihaja do večjih razlik med dolžinami v stolpcih I in III. Te se gibljejo med pet in sedem milimetrov, izhajajo pa iz metodologije, ki je bila uporabljena za določanje antropometričnih parametrov palca [62].

Časovni poteki kotov v sklepih palca in kazalca so prikazani na sliki 31. Uvodne analize so pokazale, da navedenih kotov preko inverzne kinematike ni možno izračunati dovolj točno, kadar v kinematičnih modelih prsta (Slika 6, Tabela 1) in palca (Slika 7, Tabela 4) nastopajo parametri x_{S1} , y_{S1} in z_{S1} iz statistične antropometrije. Ti opisujejo položaj prvih sklepov S_I (KMK pri palcu, MKF pri prstih) glede na izhodiščni koordinatni sistem v zapestju. Ker slednji ni poravnan s koordinatnim sistemom določenem s tremi markerji na hrbtni strani roke, je bilo potrebno parametre prvih sklepov ustrezno popraviti. Metoda za določanje središč rotacij MKF sklepov prstov je bila ustrezno prilagojena in sicer tako, da je središča rotacij možno izračunati iz posnetkov manjšega števila markerjev (Slika 15). Zamenjava parametrov x_{S1} , y_{S1} in z_{S1} s koordinatami izračunanih središč rotacij sklepov se je izkazala kot pomemben korak pri izboljšanju točnosti metode za izračun kotov preko inverzne kinematike.

Koti na sliki 31 se nanašajo na preproste gibe palca in kazalca, pri katerih se izvaja sočasna f–e v vseh sklepih, ali pa samo ab–ad pri iztegnjenih prstih in palcu. Referenčni koti, ki so bili izračunani iz središč rotacij sklepov, so označeni s φ_{ref} . Pri prstih sta bili za izračun kotov v sklepih preko inverzne kinematike uporabljeni dve metodi: M_1 in M_2 . Pri metodi M_1 so bili koti izračunani iz pozicije markerjev na konicah kazalca in sredinca. Ti koti so označeni s φ_{KP} . Pri metodi M_2 se koti izračunajo iz pozicije markerja nad DIF sklepom. Slednji so označeni s φ_{DIF} . Pri palcu je bilo potrebno za rešitev problema inverzne kinematike izračunati še orientacijo distalnega členka, zato sta bila poleg markerja na konici prsta uporabljena za izračun kotov φ_{KP} še markerja nad IF in MKF sklepi.

Pri ab–ad kazalca v MKF sklepu koti φ_{KP} in φ_{DIF} lepo sledijo referenčnim kotom φ_{ref} (Slika 31a). Odkloni od φ_{ref} so pri φ_{DIF} nekoliko večji kot pri φ_{KP} , a znašajo pod 4° . Razlike med φ_{ref} , φ_{KP} in φ_{DIF} so najmanjše pri merjenju kotov f–e v

MKF sklepu kazalca (Slika 31b), pri merjenju kotov v PIF in DIF sklepih pa so večje. Pri f–e v PIF in DIF sklepih so koti φ_{DIF} ves čas manjši od φ_{ref} . Napaka ima stalen predznak zaradi postavitve markerja nad DIF sklep in ne v njegovo središče rotacije.

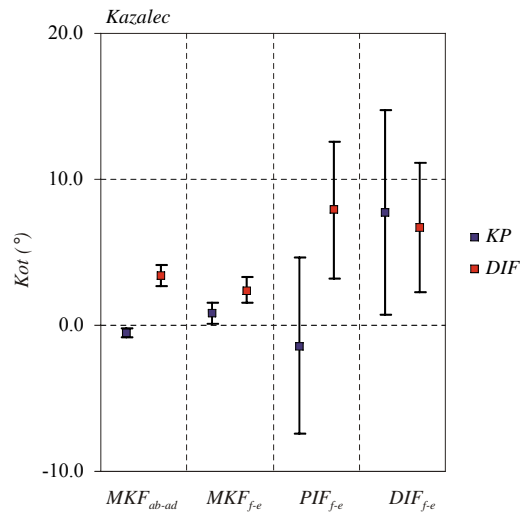


Slika 31. Koti v sklepih palca in kazalca: referenčni koti (φ_{ref}), koti izračunani preko inverzne kinematike iz pozicije konice prsta (φ_{KP}) in DIF sklepa (φ_{DIF}). Ab–ad (a) in f–e (b) v MKF sklepu, f–e v PIF (c) ter DIF (d) sklepih kazalca, f–e (e) in ab–ad (f) v KMK sklepu, f–e v MKF (g) in IF (h) sklepih palca.

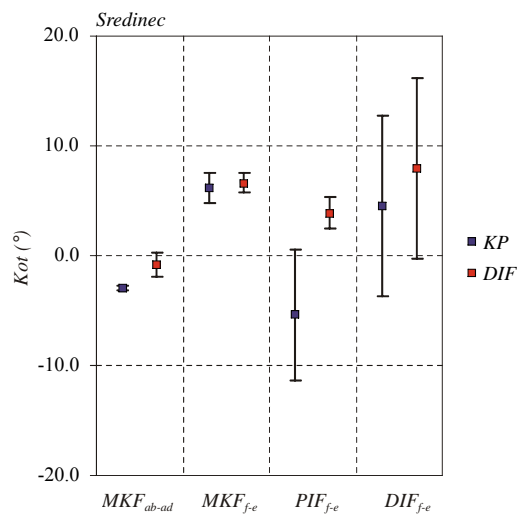
Pri palcu prihaja do večjih razlik med φ_{ref} in φ_{KP} . Koti f–e v MKF (Slika 31g) in IF (Slika 31h) sklepih φ_{KP} konstantno odstopajo od referenčnih kotov φ_{ref} . Stalni odmik je povezan z ukrivljenostjo površine palca, na kateri so nameščeni markerji za merjenje lege distalnega členka. Pri kotih f–e v KMK sklepu (Slika 31e) se razlika med φ_{ref} in φ_{KP} z večanjem kota zmanjšuje, pri ab–ad pa povečuje (Slika 31f), poteka napake pa sta povezano z izbiro osi rotacij KMK sklepa v kinematičnem modelu palca.

Povprečne vrednosti razlik med referenčnimi koti in koti izračunanimi preko inverzne kinematike so prikazane skupaj s standardnimi odmiki na slikah 32, 33 in 34, za kazalec, sredinec in palec. Povprečne napake kotov ab–ad v MKF

sklepih kazalca (Slika 32) in sredinca (Slika 33) ne presežejo v nobenem primeru 4° . Majhni so tudi standardni odmiki. Pri merjenju f–e v MKF sklepu kazalca je povprečna napaka manjša od 3° (Slika 32), medtem ko se pri sredincu povzpne do 6.6° (Slika 33).

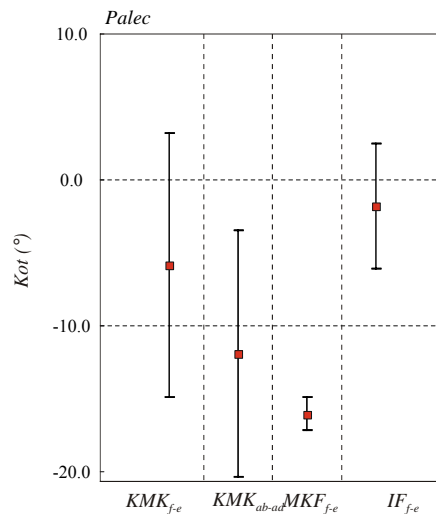


Slika 32. Kazalec: razlika med koti izračunanimi preko inverzne kinematike, iz pozicije markerja na konici prsta (*KP*) in markerja na DIF sklepu (*DIF*) ter referenčnimi koti.



Slika 33. Sredinec: razlika med koti izračunanimi preko inverzne kinematike, iz pozicije markerja na konici prsta (*KP*) in markerja na DIF sklepu (*DIF*) ter referenčnimi koti.

Razlog za večjo napako pri sredincu tiči v dolžini l_2 , ki je bila uporabljena v kinematičnem modelu roke. V tabeli 7 je bilo pokazano, da l_2 , ki jo izračunamo iz antropometričnih podatkov, odstopa od dejanske. Če v kinematičnem modelu sredinca dolžino l_2 popravimo, pade povprečna napaka pod 3° . Povprečna napaka pri merjenju kotov z metodama M_1 in M_2 je večja v PIF in DIF sklepkih, ki sta postavljena bliže konici prsta (Slika 32, 33), a v nobenem primeru ne preseže 8° .



Slika 34. Palec: razlika med koti izračunanimi preko inverzne kinematike in referenčnimi koti.

Pri palcu sta povprečni napaki pri merjenju kotov f–e v KMK in IF sklepkih pod 10° , pri merjenju ab–ad v KMK in f–e v MKF sklepkih pa med 10° in 16° (Slika 34). Standardni odmiki so še posebej veliki pri merjenju kotov v KMK sklepu, kjer se gibljejo med 8° in 9° , pri ostalih kotih pa so manjši od 5° .

6.2.2 Merjenje z merilno rokavico

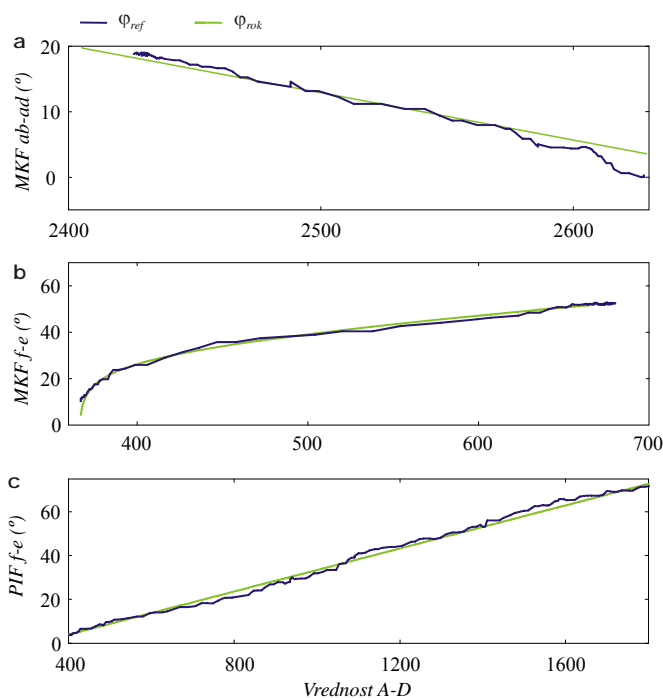
Za merjenje kotov je potrebno merilno rokavico najprej umeriti. Pri kazalcu in sredincu sta bili preizkušeni dve metodi za umerjanje: referenčna metoda in metoda M_2 , pri kateri se koti v sklepih prstov izračunajo iz pozicije markerja nad DIF sklepom. Metodi M_2 smo dali prednost pred M_1 zato, ker rokavica DataGlove® nima senzorjev za merjenje kotov f–e v DIF sklepkih. V podpoglavju 6.2.1 smo pokazali, da preko inverzne kinematike ne pridemo do dovolj točnih kotov v sklepih palca. Po drugi strani pa ta metoda ne zagotovi bistvenega

prihranka pri številu markerjev, ki jih je potrebno uporabiti za izračun kotov. Pri palcu je bila zato za umerjanje merilne rokavice uporabljena le referenčna metoda.

Za umerjanje rokavice so bili izvedeni sočasni gibi v vseh sklepkih prstov, sočasni gibi v vseh sklepkih palca, ab–ad iztegnjenega palca in ab–ad iztegnjenih prstov. Za vsak gib so bile s sistemom za optično sledenje in merilno rokavico posnete po štiri ponovitve. Prvi gib je služil za umerjanje, preostali trije pa za vrednotenje. Med umerjanjem se za posamezen senzor upogiba določijo parametri analitične funkcije (63), ki preslika številčno vrednost z A–D pretvornika v kot upogiba. Pri vrednotenju pa se koti z umerjene rokavice primerjajo z referenčnimi koti.

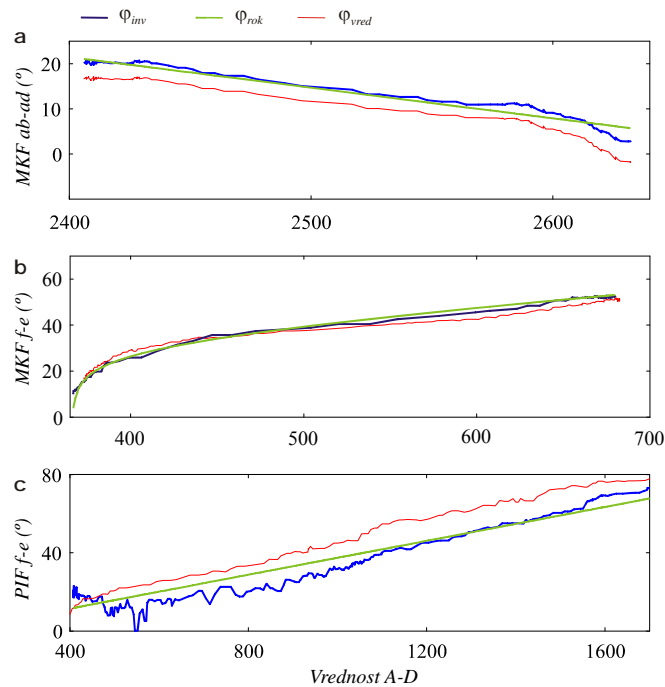
Na sliki 35 so prikazani rezultati umerjanja rokavice z referenčno metodo za kazalec. Koti relativne ab–ad (Slika 35a) in f–e (Slika 35b) v MKF ter f–e v PIF sklepkih (Slika 35a) so izrisani v odvisnosti od vrednosti z A–D pretvornika merilne rokavice. Ta ne meri absolutnih kotov ab–ad v MKF sklepkih pač pa relativne kote ab–ad oziroma kote med sosednjimi prsti. Za umerjanje senzorjev upogiba med prsti se koti izračunajo kot razlika kotov ab–ad v MKF sklepkih sosednjih dveh prstov. V obravnavanem primeru sta to kazalec in sredinec.

Referenčni koti, ki so služili pri določanju parametrov analitične funkcije (63), so označeni s φ_{ref} . Kot rezultat umerjanja pa pridobimo za vsak goniometer funkcijo φ_{rok} . V grafih krivulje φ_{rok} prikazujejo vrednosti kotov, ki jih izmeri umerjena rokavica v vseh nadaljnjih poizkusih. Razlike med koti, ki jih izmeri rokavica, in referenčnimi koti se gibljejo se med -5° in 8° in so v večini primerov še nekoliko manjše. Ker se v prikazanem primeru, tako za umerjanje rokavice kot tudi za vrednotenje njenih meritev, uporabijo referenčni koti, so razlike določene zgolj s ponovljivostjo merjenja z rokavico. Ta je omejena zaradi majhnih občutljivosti goniometrov pri majhnih kotih upogiba in s histerezo zaradi raztezanja materialov (tkanina, silikon), ki obdajajo goniometre. Umerjanje rokavice in vrednotenje njenih meritev z referenčnimi koti zato daje oceno najboljše točnosti, ki jo je z rokavico možno doseči.



Slika 35. Umerjanje merilne rokavice z referenčno metodo. Koti za umerjanje (φ_{ref}) in koti iz rokavice (φ_{rok}). Koti ab–ad v MKF (a), f–e v MKF (b) in PIF sklepah (c) kazalca.

Na sliki 36 so, na enak način kot na sliki 35, podani še rezultati umerjanja za kazalec z metodo M_2 . Razlika glede na prej opisani postopek nastopi v fazi umerjanja. V njej se za določanje parametrov analitične funkcije (63) uporabijo koti (φ_{inv}), ki se izračunajo preko inverzne kinematike. Ta metoda zahteva bistveno manjše število markerjev: tri na hrbtni strani roke in po enega na vsakem prstu. Za vrednotenje meritev s tako umerjeno rokavico se uporabijo referenčni koti (φ_{vred}). K napaki merjenja z rokavico se k slabi ponovljivosti prišteje še sistematski pogrešek metode M_2 , ki je bil za kote v kazalcu prikazan na sliki 32. Razlike med referenčnimi koti za vrednotenje in koti z umerjene rokavice so zato v splošnem večje. Metoda M_2 daje dobre rezultate pri merjenju kotov f–e v MKF sklepu. Napaka rokavice pri merjenju teh kotov zato ni bistveno večja kot pri umerjanju rokavice z referenčno metodo. Pri kotih ab–ad v MKF in f–e v PIF sklepah je napaka višja in se giblje med 0° in 15° .

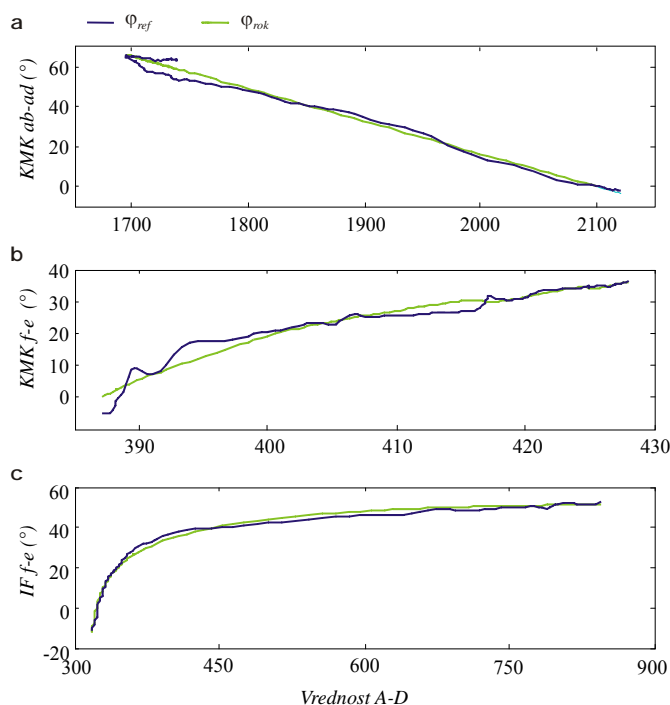


Slika 36. Umerjanje merilne rokavice s koti izračunanimi preko inverzne kinematike. Koti za umerjanje (φ_{inv}), koti iz rokavice (φ_{rok}) in referenčni koti za vrednotenje umerjanja (φ_{vred}). Koti ab–ad v MKF (a), f–e v MKF (b) in PIF sklepah (c) kazalca.

Rezultati umerjanja rokavice z referenčno metodo so za palec prikazani na sliki 37. Rokavica DataGlove® ima za merjenje gibanja palca namenjene tri goniometre, ki merijo ab–ad (Slika 37a) in f–e (Slika 37b) v KMK sklepu ter f–e v IF sklepu (Slika 37c). Razlike med koti umerjene rokavice in referenčnimi koti so najmanjše pri IF sklepu in se gibljejo med -5° in 5° . Pri kotih v KMK sklepu so napake večje. Za kote f–e se gibljejo med -10° in 5° za kote ab–ad pa med -5° in 10° .

Pri merjenju kotov v KMK sklepu točnost merjenja zmanjšujeta dva pojava. Upogibi goniometra za merjenje f–e so zelo majhni. Vrednosti 12-bitnega A–D pretvornika se pri f–e KMK sklepa skozi celotno območje spreminjajo za manj kot 50 razdelkov (Slika 37b). Na goniometer za merjenje f–e pa vpliva tudi ab–ad KMK sklepa. Podobno na goniometer za merjenje kotov ab–ad vpliva f–e KMK sklepa. Omenjeni navzkrižni vplivi v rezultatih te analize ne pridejo do izraza, ker so bili v študiji uporabljeni ločeni gibi za f–e in ab–ad. Drugače je pri

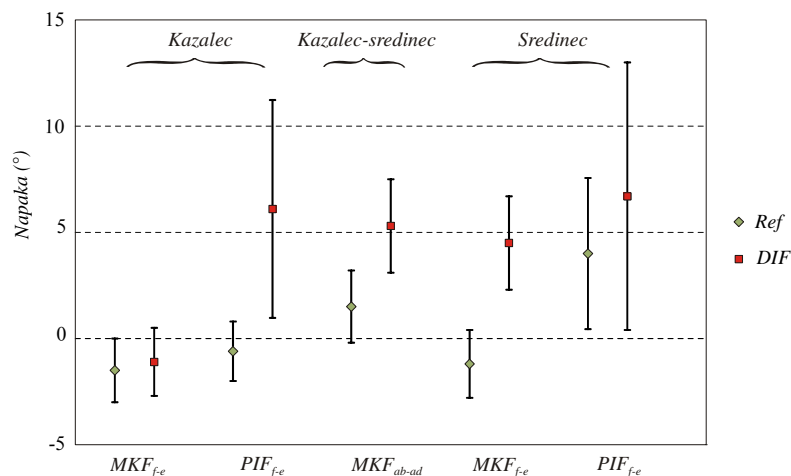
merjenju bolj kompleksnih premikov KMK sklepa. V funkcijo (63) je bil zato za kompenzacijo križnih vplivov v primeru KMK sklepa dodan še koeficient linearne korelacije med kotoma KMK sklepa.



Slika 37. Umerjanje merilne rokavice z referenčno metodo. Koti za umerjanje (φ_{ref}) in koti iz rokavice (φ_{rok}). Koti ab–ad v KMK (a), f–e v KMK (b) in IF sklepah (c) palca.

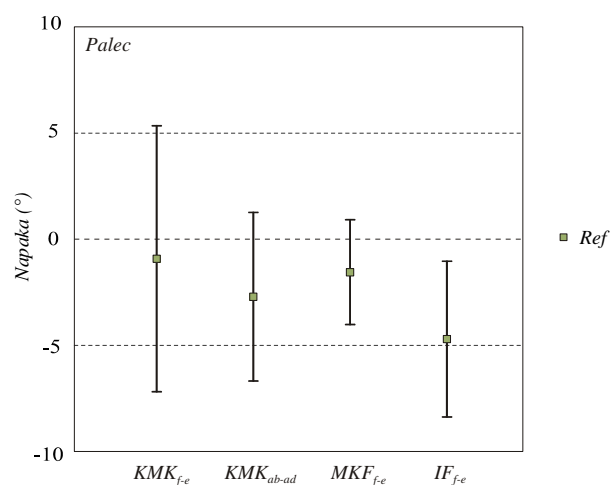
Na slikah 38 in 39 so prikazane povprečne razlike med referenčnimi koti in koti, ki jih izmeri merilna rokavica, skupaj s pripadajočimi standardnimi odmiki. Referenčni koti za oceno točnosti merilne rokavice so bili izmerjeni s sistemom za optično sledenje in izračunani iz središč rotacij sklepov. Pri umerjanju senzorjev upogiba na kazalcu in sredincu z referenčno metodo (*Ref*) je povprečna napaka meritev v vseh primerih pod 5° . Majhni so tudi standardni odmiki, ki ne presežejo 4° . Pri umerjanju rokavice preko inverzne kinematike (*DIF*) so povprečne napake pri merjenju relativne ab–ad med kazalcem in sredincem ter f–e v MKF sklepah pod 6° , standardni odmiki pa pod 3° . Pri merjenju kotov v PIF sklepah so povprečne napake večje, a se gibljejo pod 7° . Standardni odmiki razlik so največji pri merjenju kotov v PIF sklepu sredinca in znašajo 6° . Za umerjanje

merilne rokavice ima metoda M_2 večjo praktično vrednost, medtem ko je bila referenčna metoda uporabljena predvsem za vrednotenje rezultatov. Na podlagi rezultatov s slike 37 lahko zaključimo, da lahko merilna rokavica pri prstih dosega točnosti, ki so v 68 odstotkih primerov boljše od 9° . Če jo umerimo z metodo M_2 , pa lahko pričakujemo, da bodo napake pri merjenju kotov v MKF sklepih v 68 odstotkih meritev po absolutni vrednosti manjše od 9° , za kote v PIF sklepih pa manjše od 13° .



Slika 38. Povprečne napake in pripadajoči standardni odmiki pri merjenju kotov z merilno rokavico za kazalec in sredinec: umerjanje z referenčno metodo (*Ref*) in preko inverzne kinematike iz pozicije DIF sklepov (*DIF*).

Pri umerjanju rokavice za palec se gibljejo povprečne napake pod 5° . Standardni odmik napak je največji pri merjenju kotov f–e v KMK sklepu in znaša 6° , pri vseh ostalih kotih pa so standardni odmiki manjši od 4° . Na podlagi rezultatov iz slike 39 lahko pričakujemo, da se bodo napake pri merjenju kotov palca z rokavico v 68 odstotkih primerov gibale pod 8° .

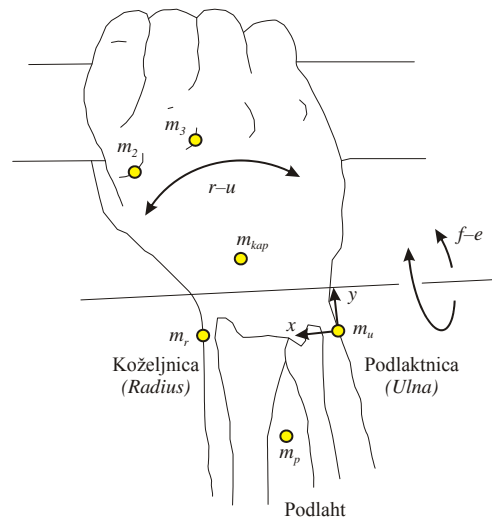


Slika 39. Povprečne napake in pripadajoči standardni odmiki pri merjenju kotov z merilno rokavico za palec: umerjanje z referenčno metodo (*Ref*).

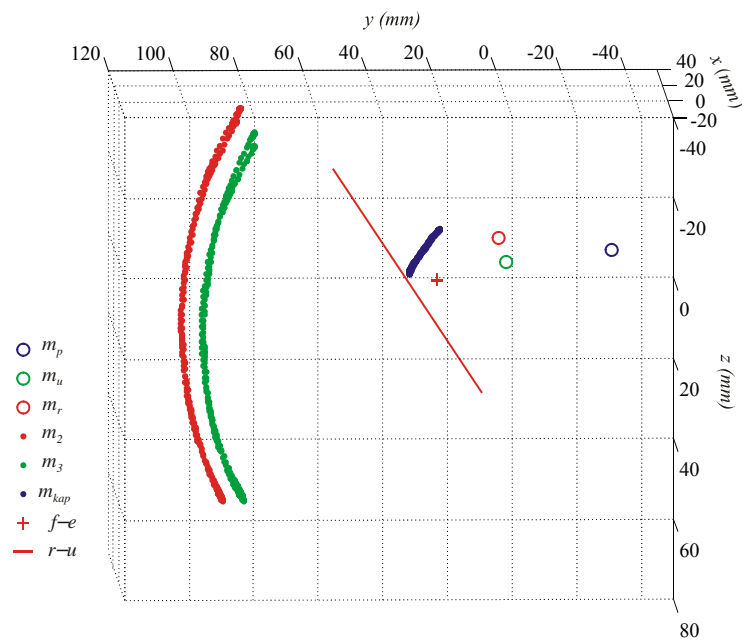
6.3 Središče rotacije in rotacijske osi pri zapestju

Za določanje središča rotacije in poteka rotacijskih osi pri zapestju smo preverili metodi opisani v podpoglavjih 4.1 in 4.2. Metoda iz podpoglavja 4.1 obravnava zapestje kot univerzalni sklep, v katerem se osi f–e in r–u sekata pod pravim kotom. Iz anatomije roke pa je znano, da se zaradi f–e v zapestju spreminja lega osi r–u glede na podlaht. Os f–e je bliže podlahti (Slika 40), os r–u pa bliže prstom in gre skozi eno izmed koščic zapestja (*Os capitatum*).

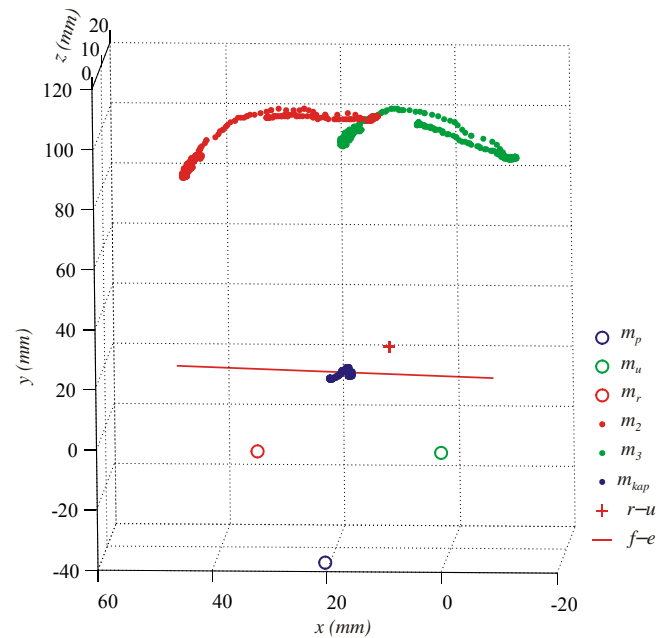
Metodi za določanje rotacijskih osi in središča rotacije smo preizkusili na eni osebi, za katero smo izmerili f–e, r–u deviacijo in kroženje zapestja. V izračunih sta bila uporabljena markerja nad MKF sklepom kazalca (m_2) in sredinca (m_3). Za lažje vrednotenje rezultatov pa smo uporabili dodaten marker m_{kap} na zapestju, v bližini *Os capitatum*. Izračunani legi rotacijskih osi f–e in r–u sta prikazani na slikah 41 in 42 z dveh zornih kotov.



Slika 40. R–u deviacija in f–e zapestja. Markerji na koželjnici (m_r), podlaktnici (m_u), podlahti (m_p), v zapestju (m_{kap}) in na MKF sklepih kazalca (m_2) ter sredinca (m_3).



Slika 41. Os f–e in r–u deviacije. Markerji v zapestju (m_{kap}), na MKF sklepih kazalca (m_2), sredinca (m_3), na podlahti (m_p), podlaktnici (m_u) in koželjnici (m_r). Lateralen pogled v smeri osi f–e.



Slika 42. Os f–e in r–u deviacije. Markerji v zapestju (m_{kap}), na MKF sklepih kazalca (m_2), sredinca (m_3), na podlahti (m_p), podlaktnici (m_u) in koželjnici (m_r). Pogled z vrha v smeri osi r–u.

Rezultati so izraženi glede na koordinatni sistem, ki je pritrjen na podlaht. Njegova lega je določena s tremi markerji na koželjnici (*Proc. styloideus radii*, m_r), podlaktnici (*Proc. styloideus ulnae*, m_u) in na podlahti (m_p). Na sliki 41 je prikazan lateralen pogled. Očišče je na osi f–e, pogled pa je usmerjen vzdolž njenega smernega vektorja. Za orientacijo so na sliki 41 prikazani še markerji s podlahti. Krivulje markerjev m_2 , m_3 in m_{kap} so bile posnete med f–e v zapestju. Na sliki 42 je prikazan še pogled z vrha. Usmerjen je vzdolž osi r–u, krivulje markerjev m_2 , m_3 in m_{kap} pa so izrisane za r–u deviacijo v zapestju.

Marker m_{kap} približno označuje točko, v kateri os r–u prebada roko, zato se med rotiranjem roke okrog osi f–e giblje po krožnici (Slika 41), med r–u deviacijo pa skoraj miruje (Slika 42). Os f–e se nahaja pod površjem hrbtne strani roke, v bližini markerja m_{kap} (Slika 41). Je praktično vzporedna z daljico, ki povezuje markerja m_u in m_r (Slika 42). Smerni kosinusi osi f–e pa znašajo 11° , 94° in 80° .

Ko je podlaht poravnana s hrbtno stranjo roke, os r–u ni pravokotna na podlaht (Slika 41). Kot med osema r–u in f–e znaša takrat 73° . Os r–u je pomaknjena bliže prstom in podlaktnici (Slika 42), njeni smerni kosinusi pa

znašajo 83° , 129° in 40° . Dolžina najkrajše veznice med izračunanima osema znaša 7 mm. Legi izračunanih osi rotacij se dobro ujemata z anatomskimi osmi zato lahko metodo iz podpoglavja 4.2 upravičeno uporabimo pri določanju leg rotacijskih osi glede na koordinatni sistem podlahti.

Povprečno središče rotacije C_2 je bilo izračunano iz krožnega gibanja zapestja. Koordinate središča rotacije x , y in z znašajo 17 mm, 22 mm in 8 mm, razdalja med markerjema m_r in m_u pa 31 mm. Središče rotacije C_2 je torej pomaknjeno bliže koželjnici, od razpolovišča najkrajše veznice med osema f–e in r–u pa je oddaljeno 7 mm. Nahaja se 8 mm pod površino podlahti in je pomaknjeno za 22 mm od daljice $\overline{m_r m_u}$ v smeri proti prstom. Najkrajši razdalji od osi rotacij f–e in r–u do središča rotacije C_2 znašata 7° mm in 8° mm.

6.4 Merjenje kotov v sklepih roke med izvajanjem naloge

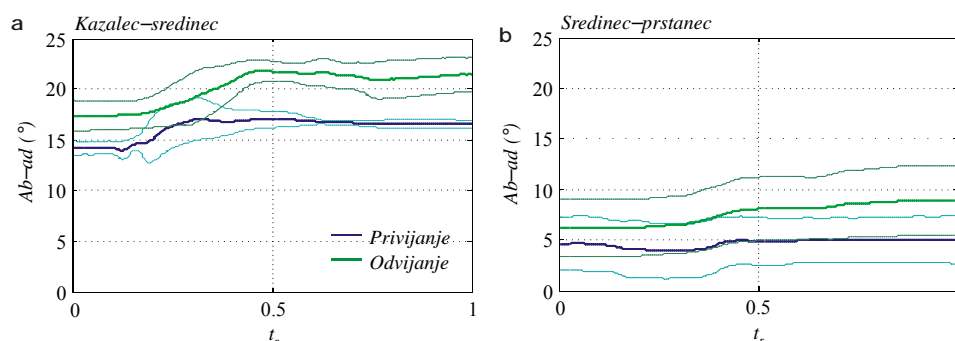
V uvodnih študijah smo izmerili in analizirali relativne rotacije med komolcem, podlahtjo, hrbtno stranjo roke ter predmetom med izvajanjem nalog v navideznem okolju. Po pripravi in vrednotenju metod za merjenje pa smo pri dveh gibih (privijanje in odvijanje) izmerili še kote v vseh aktivnih sklepih roke. Za merjenje kotov smo uporabili sistem za optično sledenje markerjev in merilno rokavico. Z optičnim merilnim sistemom smo najprej umerili merilno rokavico. Za njeno umerjanje smo pri prstih uporabili predlagano metodo M_2 , ki temelji na inverznem kinematičnem modelu. Za umerjanje goniometrov pri palcu pa je bila uporabljena referenčna metoda za izračun kotov iz središč rotacij sklepov.

Med izvajanjem nalog smo kote v sklepih roke v ožjem smislu izmerili le z merilno rokavico. Težave zaradi zakrivanja markerjev so bile namreč tako velike, da optičnega merilnega sistema nismo mogli uporabiti za merjenje kotov roke v ožjem smislu. S sočasnim merjenjem bi namreč lahko ovrednotili točnost rokavice med izvajanjem zahtevnejših gibov. Za merjenje pronacije–supinacije podlahti in f–e ter r–u deviacije zapestja pa je bil uporabljen sistem za optično sledenje.

V tem podpoglavju bomo kvalitativno opisali časovne poteke kotov med izvajanjem nalog v navideznem prostoru. Koti v sklepih so bili izračunani pri

eni osebi za štiri ponovitve. Časovni poteki povprečnih vrednosti kotov so prikazani s pripadajočimi standardnimi odmiki na slikah 43 in 44. V rezultatih so za roko v ožjem smislu predstavljeni samo tisti koti, ki jih lahko merimo z rokavico: f–e v KMK (Slika 44b) in IF sklepih (Slika 44c) ter ab–ad v KMK sklepu palca (Slika 44a), f–e v MKF (Slika 44d, i) in PIF (Slika 44e, j) sklepih prstov ter relativna ab–ad med prsti (Slika 43). Rokavica namreč nima nameščenih goniometrov za merjenje kotov v MKF sklepu palca in DIF sklepih prstov. Pri ab–ad v KMK sklepu meri goniometer kot med dlanjo in dlančnico palca, zato izmeri absolutni kot ab–ad. Goniometri med prsti pa merijo razliko med koti ab–ad v MKF sklepih sosednjih prstov in zato relativno ab–ad.

Pri izvajanju nalog v navideznem okolju se prsti vedno dotikajo predmeta v istih točkah in ne hodijo po objektu. Prsti sicer lahko izvajajo ab–ad v MKF sklepih, a ker se objekta dotikajo v fiksnih točkah, se koti med njimi ne spreminjajo. Iz slike 43a je razvidno, da se pri privijanju kot relativne ab–ad med kazalcem in sredincem spremeni v povprečju za 2° , med sredincem in prstancem (Slika 43b) pa je sprememba še manjša. Podobno je tudi pri odvijanju, ko se povprečna kota relativne ab–ad spreminjata za manj kot 3° . Standardni odmiki od povprečnih vrednosti so ves čas pod 3° .



Slika 43. Koti relativne ab–ad med kazalcem in sredincem (a) ter sredincem in prstancem (b) med privijanjem in odvijanjem.

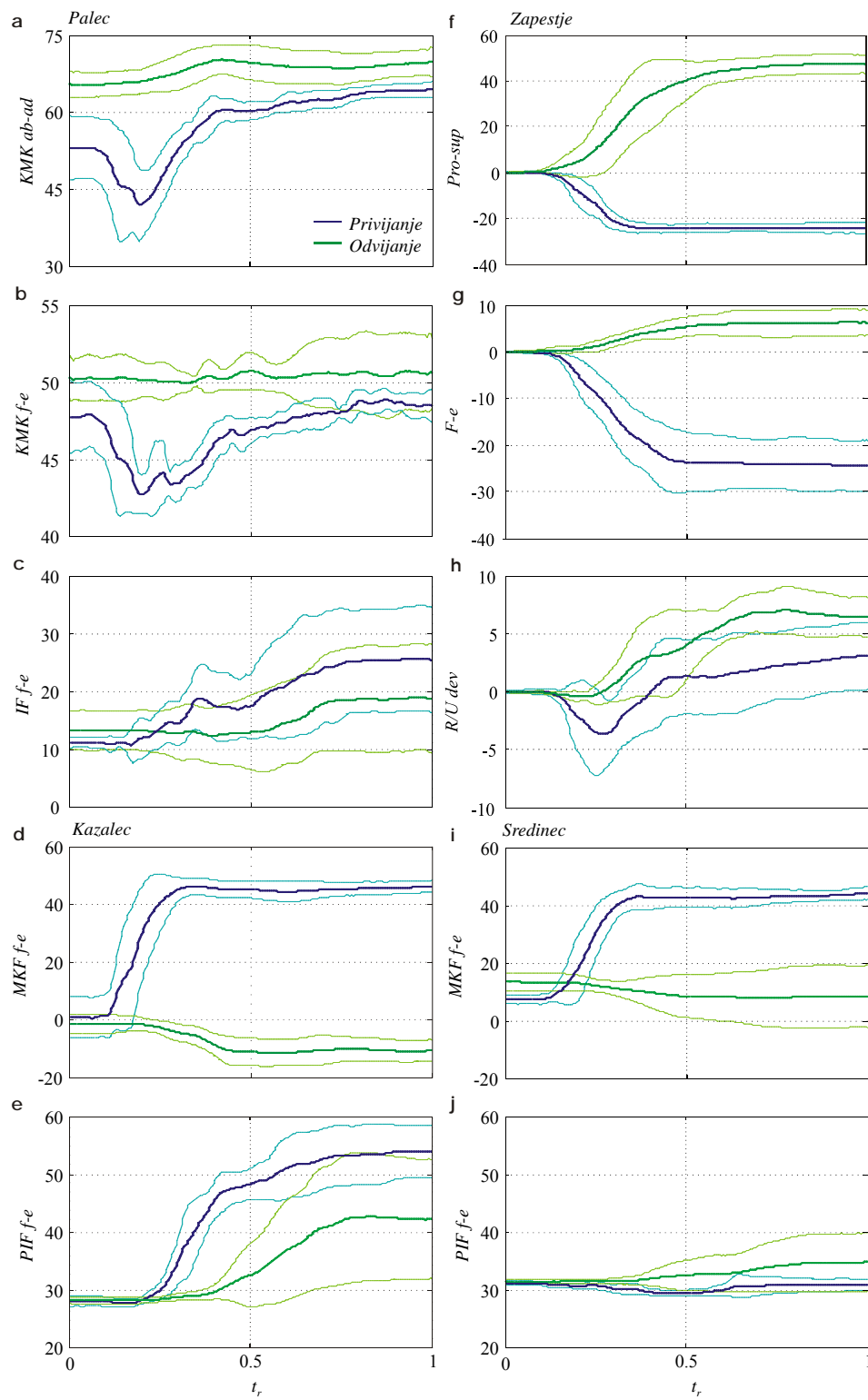
Za gibanje podlahti smo že zapisali, da se med odvijanjem giblje prosto, pri privijanju pa je nejno gibanje omejeno. Pri odvijanju se tako podlaht v povprečju zavrti za 47° (Slika 44f). Pri privijanju, ko komolec izvaja supinacijo podlahti, pa

je povprečna sprememba kota zaradi omejitev sklepa manjša in znaša -24° . Standardni odmiki pronacije–supinacije so pod 4° . Na sliki 44 je iz grafa h razvidno, da zapestje pri obeh nalogah zelo malo rotira okrog osi r–u: pri odvijanju za 6° in pri privijanju za 3° . Ta rotacija namreč ne prispeva pomembno k izvajanju privijanja ali odvijanja. Enako je z rotacijo okrog osi f–e med odvijanjem (Slika 44g). Med privijanjem pa rotacija zapestja okrog te osi opravlja pomembno vlogo pri zagotavljanju ustrezne globine predmeta v smeri pogleda.

Pri odvijanju večino rotacije zagotovi podlaht, zato se koti f–e v MKF sklepah obeh prstov (Slika 44d, i) pa tudi v KMK sklepu palca (Slika 44b) zelo malo spreminjajo. Pri kazalcu se f–e v MKF sklepu v povprečju zmanjša za 9° , pri sredincu za 1° , f–e KMK sklepa palca pa se poveča za 1° . Nekoliko več aktivnosti je v IF sklepu palca in PIF sklepah kazalca in sredinca, ki s preciznimi premiki uravnavajo orientacijo predmeta. Na sliki 44 je iz grafov c in e razvidna vodilna vloga palca in kazalca pri opazovani nalogi, medtem ko je pri sredincu zelo majhna tudi sprememba f–e v PIF kotu (4°).

Pri privijanju je rotacija podlahti omejena, zato pretežni del naloge opravita oba prsta in palec. Prsti se pri privijanju približujejo dlani, palec pa se obrača stran od dlani. Koti f–e v MKF in PIF sklepah kazalca in sredinca se zato povečajo, pri čemer je spet bolj dejaven kazalec. Pri kazalcu se kota f–e v MKF in PIF sklepah spremenita v povprečju za 45° in 26° . Pri sredincu pa se spreminjata manj. V MKF sklepu za 31° , medtem ko PIF sklep pri izvajanju naloge zopet ne sodeluje.

Iz potekov kotov relativne ab–ad in f–e v MKF sklepah ter f–e v PIF sklepah je razvidno, da so koti, ki jih izmerimo ob začetku izvajanja obeh nalog zelo podobni. Izvajanje vsake naloge se namreč začne iz iste izhodiščne lege, zato je ta rezultat pričakovan. Ta ugotovitev velja do neke mere tudi za kote f–e v IF in KMK sklepah palca, medtem ko se začetna kota ab–ad v KMK sklepu med obema nalogama precej razlikujeta. Razliko v izhodiščnih vrednostih kota ab–ad v KMK sklepu pripisujemo premikom goniometra za merjenje kota med palcem in dlanjo in vplivu f–e v KMK sklepu na upogib tega goniometra.



Slika 44. Koti v sklepih palca, kazalca, sredinca in zapestja za privijanje in odvijanje.

Če na kratko povzamemo, pri izvajanju opazovanih nalog poizkuša nalogo najprej opraviti zapestje. Kadar to ni možno se v izvajanje vključijo še prsti, pri čemer njihova aktivnost ne zaostaja časovno za zapestjem. Vodilno vlogo pri spretni manipulaciji opravljata palec in kazalec. V izvajanje naloge se najprej vključijo MKF sklepi kazalca in sredinca ter KMK sklep palca. PIF sklepi prstov in IF sklep palca pa se vključijo v izvajanje naloge kasneje, v drugi polovici giba. Izvajajo rotacijo objekta okrog dveh osi. Prva gre skozi težišče predmeta in je vzoredna ploskvi, ki se je dotikata prsta. Druga os pa poteka skozi konico palca in težišče. Ker zapestje in MKF sklepi niso sposobni izvajati neodvisnih premikov okrog teh dveh osi, so PIF in IF sklepi aktivni tako med privijanjem kot tudi med odvijanjem.

7 SKLEPI IN UGOTOVITVE

V nalogi je bil predlagan eksperimentalni postopek za merjenje in vrednotenje koordinacije sklepov roke pri spretni manipulaciji. Oseba je v rokah držala objekt, vidna informacija pa je bila obogatena s prikazom naloge v navideznem okolju. Na ta način je bila ohranjena tudi taktilna informacija. Pri analizi smo roko obravnavali kot množico segmentov, ki so med sabo povezani z rotacijskimi in univerzalnimi sklepi. Lego in premike segmentov smo zajeli s sistemom za optično sledenje, zato smo naloge lahko prilagodili glede na dimenzije roke poskusnih oseb.

Pokazali smo, da je gibanje objekta iz začetne v prikazano želeno lego ponovljivo pri posamezniku in tudi v celotni skupini testnih oseb. Navkljub neskončno možnostim, med katerimi lahko oseba izbira, ko premika predmet [10, 11], se gibi izvedejo vedno na podoben način. Večji odmiki od povprečnih vrednosti translacijskih koordinat in rotacijskih kotov nastopijo le tedaj, ko je gibanje predmeta najhitrejše. Pojavijo se predvsem zaradi različnih hitrosti, s katerimi osebe premikajo predmet in ne zaradi različnih načinov izvajanja premikov. Standardni odmiki translacijskih koordinat in rotacijskih kotov ob zaključku izvajanja naloge so bili izredno majhni, kar potrjuje, da je navidezno okolje pri študiju koordinacije prispevalo k ponovljivosti zastavljenih nalog.

Naloge, ki so jih poskusne osebe izvajale, so bile posnete za eno osebo – učitelja. Tak način učenja sistema omogoča dodajanje novih nalog na uporabniško prijazen način. Po prilagoditvi nalog so jih lahko opravile vse osebe. Pokazali smo, da točnega modela roke posameznika za prilagoditev nalog ne potrebujemo. Nekaj zunanjih dimenzij roke, ki so potrebne za prilagoditev nalog, pa lahko pridobimo med samim izvajanjem naloge. Prilagajanje nalog delovnemu prostoru roke, kot je bilo izvedeno v okviru raziskave, je zato možno koristno uporabiti v ergonomiji.

Pri analizi relativnih premikov med segmenti roke je bilo ugotovljeno, da posameznik pri ponavljanju enake naloge vedno premika sklepe na enak način.

Enaka zakonitost je veljala tudi v skupini poskusnih oseb, le da so bili standardni odmiki od povprečnih vrednosti kotov v sklepih nekoliko višji. Ti še najbolj odstopajo pri tistih gibih, ki zahtevajo premike sklepov v skrajne lege. Razlike nastopijo zaradi razlik v gibljivosti sklepov posameznikov, ki zato nalogo v prostoru notranjih koordinat izvedejo na različne načine.

Za približevanje roke k objektu je bilo pokazano [10], da komolec in zapestje, kadar je to možno, ohranita svojo konfiguracijo, premike pa opravlja rama. Takšno gibanje roke naj bi bilo posledica poenostavitvev na nivoju osrednjega živčnega sistema, saj je izolirano premikanje posameznih sklepov manj zahtevno v smislu vodenja. Podobno je bilo izključevanje (fiksacija) posameznih prostostnih stopenj uporabljeno pri prvih poskusih vodenja redundantnih mehanizmov v robotiki [77]. S časovno analizo smo poizkušali ugotoviti ali lahko zakonitosti, ki so bile ugotovljene za fazo približevanja, razširimo tudi na spretno manipulacijo. Zanimalo nas je, ali tudi pri spretni manipulaciji prihaja do podobne segmentacije gibov. Če bi ta hipoteza veljala, potem bi pričakovali, da se bolj preprosti gibi podlahti in zapestja izvedejo pred spretnimi gibi prstov. Izkazalo se je, da lahko poiščemo primere, ko premikanje objekta začnejo prsti, ki jim sledi zapestje in podlaket (privijanje). V drugih primerih smo opazili ravno obratno obnašanje (prijem kozarca), medtem ko se je v tretjih gibanje zapestja, prstov in podlahti začelo sočasno (odvijanje). Kvalitativno razliko med fazo približevanja k objektu in spretno manipulacijo so potrdili tudi rezultati drugih raziskav [14, 76], v katerih je bilo ugotovljeno, da se med približevanjem roke in spretno manipulacijo vzdražijo druge skupine nevronov.

Pri študiji časovne odvisnosti gibov segmentov roke smo še ugotovili, da se gibanje v komolcu, zapestju in v sklepih prstov prične sočasno, kadar so sklepi stran od svojih omejitev. V teh primerih lahko prihaja do sklopljenega gibanja, ki generira značilne konfiguracije roke [33, 34]. Na ta način se zmanjša število neodvisnih prostostnih stopenj, s katerimi upravlja osrednji živčni sistem. Pokazali smo, da postane gibanje drugačno, takoj ko se sklepi približajo svojim omejitvam. Naši rezultati tako dopuščajo možnost, da osrednji živčni sistem premike roke pri manipulaciji razdeli na zaporedje več krajših gibov [30], pri

katerih je strategija vodenja določena s trenutnimi razmerami na nivoju periferije.

V uvodni študiji smo obravnavali le skupno aktivnost prstov. Takšen pristop smo uporabili, ker nismo imeli pripravljenih metod za merjenje kinematike roke v ožjem smislu. Zaradi težav z zakrivanjem markerjev smo poizkušali njihovo število zmanjšati na minimum. V nalogi smo predlagali metodo za merjenje kotov v sklepih roke, ki temelji na inverznem kinematičnem modelu roke v ožjem smislu. Slednjega smo zgradili samo s poznavanjem anatomskih značilnosti roke, njenih zunanjih dimenzij in antropometričnih podatkov. Vsak prst smo opisali s štirimi prostostnimi stopnjami, palec pa s petimi. Za merjenje kotov v sklepih kazalca in sredinca je pri predlagani metodi potrebno na vsak prst pritrčiti po en marker in tri na hrbtno stran roke. Pri merjenju kotov v prstancu in mezincu sta potrebna še dodatna dva markerja, s katerima merimo upogibe dlani. Palec je bolj gibljiv kot prsti, zato je bilo za merjenje njegovega gibanja potrebno uporabiti dodatne tri markerje, s katerimi izmerimo pozicijo vrha in orientacijo distalnega členka.

Za vrednotenje predlagane metode smo uporabili referenčno metodo, pri kateri se koti izračunajo iz središč rotacij sklepov. V nalogi smo preizkusili metode, ki so bile že predlagane v literaturi in izbrali tiste, ki so primerne za določanje središč rotacij sklepov zapestja, palca in prstov ter osi rotacij zapestja. Referenčne kote smo primerjali s koti, ki se izračunajo preko inverzne kinematike. Iz središč rotacij smo izračunali tudi dolžine segmentov roke in ovrednotili parametre v kinematičnem modelu roke v ožjem smislu. Pokazali smo, da je za prst možno izdelati dovolj dober model zgolj s poznavanjem apriori znanih podatkov. Pri palcu pa dolžine segmentov, ki se izračunajo iz zunanjih dimenzij roke, odstopajo od pravih vrednosti. Posebej zahtevno je tudi določanje smeri osi KMK sklepa palca glede na dlan, zato je za natančno merjenje kotov pri palcu potrebno uporabiti referenčno metodo.

Metodi za določanje središč rotacij MKF in KMK sklepov sta bili uporabljeni tudi pri določanju lege izhodišnega koordinatnega sistema v kinematičnem modelu roke, glede na koordinatni sistem na hrbtni strani roke. Slednjega med

merjenjem določajo trije markerji, ki so pritrjeni na zapestje in v bližino MKF sklepov kazalca in sredinca. Ta korak se je izkazal kot ključen za doseganje zadovoljive točnosti merjenja kotov v sklepih prstov preko inverzne kinematike.

Navkljub zmanjšanju števila uporabljenih markerjev, so težave zaradi zakrivanja pri merjenju kotov v sklepih roke v ožjem smislu med izvajanjem naloge še vedno velike. Zato je bila uporabljena pri merjenju kotov med izvajanjem naloge samo merilna rokavica. Predlagana metoda za merjenje kotov preko inverzne kinematike pa je bila uporabljena za umerjanje merilne rokavice. Primerjava kotov merilne rokavice z referenčnimi koti je pokazala, da je točnost merjenja pri rokavici omejena pri prstih na $\pm 5^\circ$, pri palcu pa je ta še nekoliko slabša, tipično okrog $\pm 10^\circ$. Pri umerjanju rokavice s predlagano metodo, pri kateri kote v prstih izračunamo preko inverzne kinematike, se točnost merjenja v MKF sklepih giblje okrog 6° in v PIF sklepih okrog 7° s standardnimi odmiki 3° in 6° . Rokavica se ponuja kot cenovno ugoden komplementaren sistem, ki premosti težave zaradi zakrivanja markerjev, a v merjenje vnaša številne težave. Pri uporabljeni rokavici je bil že nabor senzorjev upogiba nekoliko preskromen. Dodatne omejitve pri merjenju z rokavico pa predstavljajo še presluhi med senzorji upogiba, merjenje relativnih kotov ab–ad med prsti in nezanesljivo merjenje upogiba dlani.

Pri rehabilitaciji pacientov s senzorno–motoričnimi okvarami ponavljanje nalog, ki vključujejo vid, tip in sluh, vzpodbudi reorganizacijo v možganih, kar vodi k izboljšanju bolezenskega stanja [78]. Pokazano je bilo, da je navidezno okolje primerno za izvajanje ponavljajočih se nalog, hkrati pa omogoča uravnavanje zahtevnosti, ki je lahko manjša ali večja kot v resničnem življenju [79]. Na ta način lahko bolnik začne z urjenjem kmalu po poškodbi. Trening v navideznem okolju nudi alternativo klasični terapiji. Pacienti so ga v že izvedenih študijah sprejeli pozitivno. Izkazalo se je [79], da je koristen tako za terapevta kot bolnika. Terapevt preko cenilk dobi povratno informacijo o uspešnosti terapije, pacient pa je med urjenjem v navideznem okolju bolj motiviran. Uspešno izvajanje nalog v navideznem okolju pa mu tudi dviguje samozavest. V tej nalogi smo izmerili koordinacijo med gibanjem segmetov roke pri izvajanju spretnosti

manipulacije za zdrave osebe. Podatki iz študije bodo lahko služili kot referenca pri načrtovanju nadaljnjih študij za rehabilitacijo pacientov po kapi.

7.1 Izvirni prispevki

Na podlagi že objavljenih raziskav v literaturi in rezultatov predstavljenih v tej disertaciji, menimo, da delo vsebuje naslednje izvirne prispevke k znanosti.

- *Eksperimentalni merilni postopek koordinacije prijemanja v navideznem okolju ob uporabi optičnega merilnega sistema in merilne rokavice.*

Za preučevanje spretne manipulacije so bile izdelane štiri naloge, ki so bile za boljšo ponovljivost izvajanja prikazane v navideznem okolju. V slednjem so bile izrisane tudi ciljne lege v katere je bilo potrebno prestaviti predmet. Merilni sistem je izdelan tako, da se nove naloge posnamejo za eno osebo - učitelja in pred začetkom merjenja samodejno prilagodijo poskusnim osebam glede na njihove velikosti rok. Med izvajanjem nalog so bile s sistemom za optično sledenje izmerjene aktivnosti v sklepih komolca, zapestja in skupna aktivnost prstov, kote v posameznih prstih pa smo izmerili z merilno rokavico.

- *Razvoj direktnega in inverznega kinematičnega modela roke*

Za zmanjšanje števila markerjev, ki jih je potrebno pritrditi za merjenje kotov v sklepih roke v ožjem smislu, je bil predlagan kinematični model prstov in palca. Slednjega je možno izgraditi zgolj z a priori znanimi lastnostmi anatomije človeške roke. Model se skalira glede na zunanje dimenzije roke. Predlagali smo metodo, pri kateri je za merjenje kotov v sklepih palca in prstov potrebno prilepiti na vsak prst le po en marker, tri na hrbtno stran roke ter tri na palec, kote pa pridobimo iz meritev pozicije vrhov prstov preko inverznega kinematičnega modela. Točnost merjenja s predlagano metodo smo ovrednotili z referenčno metodo, ki velja v biomehaniki za zlati standard.

- *Metoda za umerjanje merilne rokavice*

Zaradi zakrivanja markerjev med izvajanjem naloge je bila kot komplementarni sistem za merjenje kinematike roke v ožjem smislu uporabljena merilna rokavica. Predlagana je bila metoda za njeno umerjanje, ki temelji na inverznem kinematičnem modelu roke v ožjem smislu in optičnem merilnem sistemu. Z referenčno metodo za merjenje kotov v sklepkih prstov smo ocenili ponovljivost in točnost merjenja z rokavico med izvajanjem preprostih gibov, pri katerih se aktivira omejeno število prostostnih stopenj roke v ožjem smislu.

- Vrednotenje koordinacije spretnega prijemanja

Pokazano je bilo, da človek navkljub kinematični redundanci izvaja gibe ponovljivo. Spretna manipulacija se kvalitativno razlikuje od prvih dveh faz, saj pri njej ne prihaja do časovne razdelitve gibov na zahtevne in manj zahtevne, pač pa jih uravnavajo drugi mehanizmi. Ti so povezani predvsem z omejitvami sklepov med izvajanjem naloge. Prsti se vključijo v izvajanje naloge šele takrat, ko je ne more opraviti zapestje. Najprej se aktivirajo metakarpofalangealni sklepi prstov in karpometakarpalni sklep palca. Končna lega objekta pa se določi z upogibom prstov v proksimalnih interfalangealnih sklepih in palca v interfalangealnem sklepu.

KAZALO SLIK

Slika 1. Eksperimentalno okolje za preučevanje koordinacije med podlahtjo, zapestjem in prsti.	5
Slika 2. Pozicijo premičnega objekta posnamemo z optičnim merilnim sistemom. Na zaslonu se izrišeta premični objekt in prosojen referenčni objekt. Osrednji živčni sistem opravlja funkcijo komparatorja in regulatorja.....	5
Slika 3. Začetna lega in referenčne lege.....	5
Slika 4. Pritrditev markerjev na opornico, roko in objekt. Koordinatni sistemi komolca (H_k), podlahti (H_p), roke (H_d) in objekta (H_o).	5
Slika 5. Anatomske značilnosti človeške roke v ožjem smislu: zapestje, dlančnice in prstni členki.	5
Slika 6. Kinematični model prsta.	5
Slika 7. Osi rotacij pri človeškem palcu in kinematični model palca.....	5
Slika 8. Robotska roka DLR [70].	5
Slika 9. Štiri konfiguracije kinematičnega modela palca glede na predznak kotov ϑ_4 in ϑ_5	5
Slika 10. Postavitev prstov in palca v izhodiščni legi.	5
Slika 11. Postavitev osi KMK sklepa palca glede na dlan in prste.	5
Slika 12. Marker m_k^p kroži okrog središča rotacije univerzalnega sklepa. Segment, na katerem je pritrjen marker, ni popolnoma tog, zato je njegova tirnica v trenutku k odmaknjena od površine krogle za ε_p^k	5
Slika 13. Marker m_k^p se giblje okrog osi rotacije rotacijskega sklepa po krožnici s središčem v^p . Krožnica je pravokotna na os rotacije \mathbf{n}	5
Slika 14. Določanje središč rotacij PIF in DIF sklepov pri prstih [40, 41] ter MKF in IF sklepov pri palcu.	5
Slika 15. Določanje središč rotacij MKF sklepov pri prstih.....	5
Slika 16. Položaj markerjev pri določanju središč rotacij sklepov in merjenju kotov v sklepih prstov.....	5

Slika 17. Ab–ad v MKF sklepih prstov in KMK sklepu palca (a), iztegnjeni prsti – kot relativne ab–ad pri prstih je 0° (b), iztegnjen palec (c), f–e v MKF in IF sklepih palca (d), f–e v KMK, MKF in IF sklepih palca (e), iztegnjeni prsti (f), f–e v PIF in DIF sklepih prstov (g), f–e v MKF, PIF in dif sklepih prstov (h), f–e v MKF sklepih prstov.....	5
Slika 18. Tehnične lastnosti optičnih merilnikov upogiba. Implementacija optičnega goniometra (a) in njegova vhodno–izhodna karakteristika (b).....	5
Slika 19. Umerjanje merilne rokavice DataGlove® s sistemom za optično sledenje Optotrak®.	5
Slika 20. Ponovljivost gibanja predmeta iz začetne v izhodiščno lego za eno osebo in dvanajst poizkusov.....	5
Slika 21. Povprečne vrednosti in standardni odmiki rotacijskih kotov R , P in Y zaradi pronacije–supinacije podlahti.	5
Slika 22. Povprečne vrednosti in standardni odmiki rotacijskih kotov R , P in Y zaradi f–e in r–u deviacije zapetja.....	5
Slika 23. Povprečne vrednosti in standardni odmiki rotacijskih kotov R , P in Y povezani s premiki prstov.	5
Slika 24. Relativne rotacije med koordinatnimi sistemi komolca in podlahti (KP), podlahti in dorzuma roke (PD) ter dorzuma in objekta (DO) za eno osebo: privijanje.	5
Slika 25. Povprečne vrednosti relativnih rotacij med koordinatnimi sistemi komolca in podlahti (KP), podlahti in dorzuma roke (PD) ter dorzuma in objekta (DO) s pripadajočimi standardnimi odmiki za dvanajst oseb: privijanje.	5
Slika 26. Relativne rotacije med koordinatnimi sistemi komolca in podlahti (KP), podlahti in dorzuma roke (PD) ter dorzuma in objekta (DO) v trenutku $t\tau$ za dvanajst oseb: privijanje.	5
Slika 27. Relativne rotacije med koordinatnimi sistemi komolca in podlahti (KP), podlahti in dorzuma roke (PD) ter dorzuma in objekta (DO) za eno osebo in gib odvijanje.	5

Slika 28. Povprečne vrednosti relativnih rotacij med koordinatnimi sistemi komolca in podlahti (<i>KP</i>), podlahti in dorzuma roke (<i>PD</i>) ter dorzuma in objekta (<i>DO</i>) s pripadajočimi standardnimi odmiki za dvanajst oseb: odvijanje.	5
Slika 29. Relativne rotacije med koordinatnimi sistemi komolca in podlahti (<i>KP</i>), podlahti in dorzuma roke (<i>PD</i>) ter dorzuma in objekta (<i>DO</i>) v trenutku $t\tau$ za dvanajst oseb: odvijanje.....	5
Slika 30. Središča rotacij MKF sklepov prstov, KMK, MKF in IF sklepov palca ter zapestja, ki jih pridobimo s sistemom za optično sledenje in zunanjih dimenzij roke.	5
Slika 31. Koti v sklepih palca in kazalca: referenčni koti (φ_{ref}), koti izračunani preko inverzne kinematike iz pozicije konice prsta (φ_{KP}) in DIF sklepa (φ_{DIF}). Ab–ad (a) in f–e (b) v MKF sklepu, f–e v PIF (c) ter DIF (d) sklepih kazalca, f–e (e) in ab–ad (f) v KMK sklepu, f–e v MKF (g) in IF (h) sklepih palca.	5
Slika 32. Kazalec: razlika med koti izračunanimi preko inverzne kinematike, iz pozicije markerja na konici prsta (<i>KP</i>) in markerja na DIF sklepu (<i>DIF</i>) ter referenčnimi koti.....	5
Slika 33. Sredinec: razlika med koti izračunanimi preko inverzne kinematike, iz pozicije markerja na konici prsta (<i>KP</i>) in markerja na DIF sklepu (<i>DIF</i>) ter referenčnimi koti.....	5
Slika 34. Palec: razlika med koti izračunanimi preko inverzne kinematike in referenčnimi koti.....	5
Slika 35. Umerjanje merilne rokavice z referenčno metodo. Koti za umerjanje (φ_{ref}) in koti iz rokavice (φ_{rok}). Koti ab–ad v MKF (a), f–e v MKF (b) in PIF sklepih (c) kazalca.	5
Slika 36. Umerjanje merilne rokavice s koti izračunanimi preko inverzne kinematike. Koti za umerjanje (φ_{inv}), koti iz rokavice (φ_{rok}) in referenčni koti za vrednotenje umerjanja (φ_{vred}). Koti ab–ad v MKF (a), f–e v MKF (b) in PIF sklepih (c) kazalca.	5

Slika 37. Umerjanje merilne rokavice z referenčno metodo. Koti za umerjanje (φ_{ref}) in koti iz rokavice (φ_{rok}). Koti ab–ad v KMK (a), f–e v KMK (b) in IF sklepih (c) palca.	5
Slika 38. Povprečne napake in pripadajoči standardni odmiki pri merjenju kotov z merilno rokavico za kazalec in sredinec: umerjanje z referenčno metodo (<i>Ref</i>) in preko inverzne kinematike iz pozicije DIF sklepov (<i>DIF</i>).	5
Slika 39. Povprečne napake in pripadajoči standardni odmiki pri merjenju kotov z merilno rokavico za palec: umerjanje z referenčno metodo (<i>Ref</i>).	5
Slika 40. R–u deviacija in f–e zapestja. Markerji na koželjnici (m_r), podlaktnici (m_u), podlahti (m_p), v zapestju (m_{kap}) in na MKF sklepih kazalca (m_2) ter sredinca (m_3).	5
Slika 41. Os f–e in r–u deviacije. Markerji v zapestju (m_{kap}), na MKF sklepih kazalca (m_2), sredinca (m_3), na podlahti (m_p), podlaktnici (m_u) in koželjnici (m_r). Lateralen pogled v smeri osi f–e.	5
Slika 42. Os f–e in r–u deviacije. Markerji v zapestju (m_{kap}), na MKF sklepih kazalca (m_2), sredinca (m_3), na podlahti (m_p), podlaktnici (m_u) in koželjnici (m_r). Pogled z vrha v smeri osi r–u.	5
Slika 43. Koti relativne ab–ad med kazalcem in sredincem (a) ter sredincem in prstancem (b) med privijanjem in odvijanjem.	5
Slika 44. Koti v sklepih palca, kazalca, sredinca in zapestja za privijanje in odvijanje.	5

KAZALO TABEL

Tabela 1. Vektorski parametri za opis kinematičnega modela prsta.....	5
Tabela 2. Faktorji za izračun kinematičnih parametrov [62] za prste.	5
Tabela 3. Faktorji za izračun kinematičnih parametrov [62] za palec.	5
Tabela 4. Vektorski parametri za opis kinematičnega modela palca.	5
Tabela 5. Absolutne rotacije med koordinatnimi sistemi roke in predmeta v izhodiščni legi in relativne rotacije koordinatnih sistemov roke glede na izhodiščno lego za premike predmeta v prikazano lego.	5
Tabela 6. Povprečne vrednosti rotacijskih kotov \bar{R}, \bar{P} in \bar{Y} s pripadajočimi standardnimi odmiki σ_R, σ_P in σ_Y ter intervali zaupanja I pri petodstotni stopnji tveganja $\alpha = 0.05$	5
Tabela 7. Primerjava dolžin segmentov roke, ki se izračunajo iz središč rotacij sklepov (I), iz pozicij markerjev na površini roke (II) in iz antropometričnih podatkov za roko (III).	5

LITERATURA

1. Young, R.W. (2003). Evolution of the human hand: the role of throwing and clubbing. *Journal of Anatomy*, **202**, 165–174.
2. Napier, J.R. (1956). The prehensile movements of the human hand. *Journal of Bone and Joint Surgery*, **38B**, 902–913.
3. Bajd, T., Kurillo, G., Šupuk, T., Veber, M., Zupan, A. in Munih, M. (2006). Merjenje in vrednotenje prijemanja v rehabilitaciji. *Medicinski razgledi*, **45**, 191–198.
4. Seznam odstotkov vojne invalidnosti. *Uradni list RS*, št 63/95.
5. Chalfoun, J., Renault, M., Younes, R. in Ouezdou, F.B. (2004). Muscle forces prediction of the human hand and forearm system in highly realistic simulation. *Proceedings of 2004 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 1293–1298. Sendai, Japan.
6. Okamura, A.M., Smaby, N. in Cutkosky, M.R. (2000). An overview of dexterous manipulation. *Proceedings of the 2000 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 255–262. San Francisco, CA, USA.
7. Jacobsen, S.C., Iversen, E.K., Knutti, D.F., Johnson, R.T. in Biggers, K.B. (1986). Design of the Utah/MIT dexterous hand. *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 1520–1532. San Francisco, CA, USA.
8. Bicchi, A. (2000). Hands for dexterous manipulation and robust grasping: A difficult road toward simplicity. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, **9**, 432–443.
9. MacKenzie, C.L. in Iberall, T. (1994). The grasping hand. *Elsevier Science BV*, the Netherlands, Amsterdam.
10. Jeannerod, M. (1999). Visuomotor channels: Their integration in goal-directed prehension. *Human Movement Science*, **18**, 201–218.
11. Wang, X. (1999). Three-dimensional kinematic analysis of influence of hand orientation and joint limits on the control of arm postures and movements. *Biological Cybernetics*, **80**, 449–463.
12. Schettino, L.F., Rajaraman, V., Jack, D., Adamovich, S.V., Sage, J. in Poizner, H. (2003). Deficits in the evolution of hand preshaping in Parkinson's disease. *Neuropsychologia*, **42**, 82–94.
13. Mamassian, P. (1997). Prehension of objects oriented in three-dimensional space. *Experimental Brain Research*, **114**, 235–245.
14. Jeannerod, M., Arbib, M.A., Rizzolatti, G. in Sakata, H. (1995). Grasping objects: the cortical mechanisms of visuomotor transformation. *Trends in Neurosciences*, **18**, 314–320.

15. Santello, M. in Soechting, J.F. (1997). Matching object size by controlling finger span and hand shape. *Somatosensory and Motor Research*, **14**, 203–212.
16. Santello, M., Muratori, L. in Gordonb, A.M. (2004). Control of multidigit grasping in Parkinson's disease: effect of object property predictability. *Experimental Neurology*, **187**, 517–528.
17. Haggard, P. in Wing, A. (1995). Coordinated responses following mechanical perturbation of the arm during prehension. *Experimental Brain Research*, **102**, 483–494.
18. Jeannerod, M. (1984). The timing of natural prehension movements. *Journal of Motor Behavior*, **16**, 235–254.
19. Supuk, T., Kodek, T., Bajd, T. (2005). Estimation of hand preshaping during human grasping. *Medical Engineering and Physics*, **27**, 790–797.
20. Dean, J. in Brüwer, M. (1995). Control of human arm movements in two dimensions: use of the wrist in short pointing movements. *Journal of Neurophysiology*, **77**, 452–464.
21. Soechting, J.F. in Lacquaniti, F. (1981). Invariant characteristics of a pointing movement in man. *Journal of Neuroscience*, **1**, 710–720.
22. Soechting, J.F., Lacquaniti, F. in Terzuolo, C.A. (1986). Coordination of arm movements in three-dimensional space. Sensorimotor mapping during drawing movement. *Journal of Neuroscience*, **17**, 295–311.
23. Wang, X.G. in Verriest, J.P. (1998). A geometric algorithm to predict the arm reach posture for computer-aided ergonomic evaluation. *Journal of Visual Computing and Animation*, **9**, 33–47.
24. Pataky, T.C., Latash, M.L. in Zatsiorsky, V.M. (2004). Prehension synergies during nonvertical grasping, I: experimental observations. *Biological Cybernetics*, **91**, 148–158.
25. Zatsiorsky, V.M., Gregory, R.W. in Latash, M.L. (2002). Force and torque production in static multifinger prehension: biomechanics and control. I. Biomechanics. *Biological Cybernetics*, **87**, 50–57.
26. Valero-Cuevas, F.J. (2005). An integrative approach to the biomedical function and neuromuscular control of the fingers. *Journal of Biomechanics*, **38**, 673–684.
27. Kurillo, G., Zupan, A. in Bajd, T. (2004). Force tracking system for the assessment of grip force control in patients with neuromuscular diseases. *Clinical Biomechanics*, **19**, 1014–1021.
28. Kurillo, G., Gregorčič, M., Goljar, N. in Bajd, T. (2005). Grip force tracking system for assessment and rehabilitation of hand function. *Technology and Health Care*, **13**, 137–149.
29. Lee, S.W., Zhang, X. (2005). Development and evaluation of an optimization-based model for power-grip posture prediction. *Journal of Biomechanics*, **38**, 1591–1597.

30. Doeringer, J.A. in Hogan, N. (1998). Serial processing in human movement production. *Neural Networks*, **11**, 1345–1356.
31. Caurin, G.A.P., Albuquerque, A.R.L. in Mirandola, A.L.A. (2004). Manipulation strategy for an anthropomorphic robotic hand. *Proceedings of 2004 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 1656–1661. Sendai, Japan.
32. Braido, P. in Zhang, X. (2004). Quantitative analysis of finger motion coordination in hand manipulative and gestic acts. *Human Movement Science*, **22**, 661–678.
33. Mason, C.R., Gomez, J.E. in Ebner, T.J. (2001). Hand synergies during reach-to-grasp. *Journal of Neurophysiology*, **86**, 2896–2910.
34. Santello, M., Flanders, M. in Soechting, J.F. (1998). Postural hand synergies for tool use. *Journal of Neuroscience*, **18**, 10105–10115.
35. Taha, Z., Brown, R. in Wright, D. (1997). Modelling and simulation of the hand grasping using neural networks. *Medical Engineering and Physics*, **19**, 536–538.
36. Todorov, E. in Ghahramani, Z. (2004). Analysis of the synergies underlying complex hand manipulation. *Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, 4637–4640. San Francisco, CA, USA.
37. Gamage, S.S.H.U. in Lasenby, J. (2001). New least squares solution for estimating the average centre of rotation and the axis of rotation. *Journal of Biomechanics*, **35**, 87–93.
38. Halvorsen, K., Lesser, M. in Lundberg, A. (1999). A new method for estimating the axis of rotation and the center of rotation. *Journal of Biomechanics*, **32**, 1221–1227.
39. Lenarčič, J. in Parenti-Castelli, V. (2001). A method for determining movements of a deformable body from spatial coordinates of markers. *Journal of Robotic Systems*, **18**, 731–736.
40. Miyata, N., Kouchi, M., Kurihara, T. in Mochimaru, M. (2004). Modeling of human hand link structure from optical motion tracking data. *Proceedings of 2004 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robotics and Systems*, 2129–2135. Sendai, Japan.
41. Zhang, X., Lee, S.W. in Braido, P. (2003). Determining finger segmental centers of rotation in flexion–extension based on surface marker measurement. *Journal of Biomechanics*, **36**, 1097–1102.
42. Vamplew, P.W. (1996). Recognition of sign language using neural networks. *PhD thesis, University of Tasmania*, 21–33.
43. Ascension technology corporation. MicroBIRD, <http://www.ascension-tech.com/>.
44. Sturman, D.J. in Zeltzer, D. (1994). A survey of glove-based input. *IEEE Computer Graphics and Applications*, **14**, 30–39.
45. Asada, H.H. in Fortier, J.R. (2000). Task recognition and human–machine coordination through the use of an instrumented glove. *MIT Home Automation and Healthcare Consortium: Progress Report*, <http://www.darbelofflab.mit.edu/ProgressReports/>.

46. Ekvall, S. in Kragić, D. (2005). Grasp recognition for programming by demonstration. *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 760–765.
47. Bernardin, K., Ogawara, K., Ikeuchi, K. in Dillmann, R. (2005). A sensor fusion approach for recognizing continuous human grasping sequences using hidden Markov models. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, **21**, 47–57.
48. Allevard, T., Benoit, E. in Foulloy, L. (2005). Dynamic gesture recognition using signal processing based on fuzzy nominal scales. *Measurement*, **38**, 303–312.
49. Griffin, W.B., Findley, R.P., Turner, M.L. in Cutkosky, M.R. (2000). Calibration and mapping of a human hand for dexterous telemanipulation. *Proceedings of ASME IMECE Conference on Haptic Interfaces for Virtual Environments and Teleoperator System Symposium*.
50. Turner, M.L. (2001). Programming dexterous manipulation by demonstration. *PhD Thesis, Stanford University*.
51. Dipietro, L., Sabatini, A.M., in Dario, P. (2003). Evaluation of an instrumented glove for hand–movement acquisition. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, **40**, 179–190.
52. Williams, N.W., Penrose, J.M.T., Caddy, C.M., Barnes, E., Hose, D.R. in Harley, P. (2000). A goniometric glove for clinical hand assessment construction, calibration and validation. *Journal of Hand Surgery*, **25**, 200–207.
53. Hollister, A., Buford, W.L., Mayers, L.M., Giurintano, D. J. in Novick, A. (1992). The axes of rotation of the thumb carpometacarpal joint. *Journal of Orthopaedic Research*, **10**, 454–460.
54. Hollister, A., Giurintano, D.J., Buford, W.L., Mayers, L.M. in Novick, A. (1995). The axes of rotation of the thumb interphalangeal and metacarpophalangeal joints. *Clinical Orthopaedic and Related research*, **320**, 188–193.
55. Santos, V.J. in Valero–Cuevas, F.J. (2003). Anatomical variability naturally leads to multimodal distributions of the thumb. *Proceedings of the 25th Annual Conference of the IEEE EMBS*, 1823–1826. Cancun, Quintana Roo, Mexico.
56. Valero–Cuevas, F.J., Johanson, M.E. in Towels, J. D. (2003). Towards realistic model of the thumb: the choice of kinematic description may be more critical than the solution method or the variability/uncertainty of musculoskeletal parameters. *Journal of Biomechanics*, **36**, 1019–1030.
57. Lenarčič, J. in Bajd, T. (2003). Robotski mehanizmi. *Fakulteta za elektrotehniko*, Ljubljana, Slovenija.
58. Lenarčič, J. (2000). On the execution of the secondary task of redundant manipulators. *Robotics and Autonomous Systems*, **30**, 231–236.

59. Su, F.-C., Chou, Y.L., Yang, C.S., Lin, G.T. in An, K.N. (2005). Movement of finger joints induced by synergistic wrist motion. *Clinical Biomechanics*, **20**, 491–497.
60. Sveistrup, H. (2004). Motor rehabilitation using virtual reality. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, **1**, 1–10.
61. Hall, J.G., Forster-Iskenius, U.G. in Allanson, J.E. (1989). Handbook of normal physical measurements, 238–252. *Oxford University Press*, New York, USA.
62. Buchholz, B., Armstrong, T.J. in Goldstein, S.A. (1992). Anthropometric data for describing the kinematics of the human hand. *Ergonomics*, **35**, 261–273.
63. Lenarčič, J. (1988). Kinematics. *International Encyclopedia of Robotics*, John Wiley, New York, USA.
64. Sciavicco, L. in Siciliano, B. (2002). Modelling and control of robot manipulators. *Springer-Verlag*.
65. Kamper, D.G., Cruz, E.G. in Siegel, M.P. (2003). Stereotypical fingertip trajectories during grasp. *Journal of Neurophysiology*, **90**, 3702–3710.
66. Cooney, W.P., Lucca, M.J., Chao, E.Y. in Linscheid, R.L. (1981). The kinesiology of the thumb trapeziometacarpal joint. *The Journal of Bone and Joint Surgery, American Volume*, **63**, 1371–1381.
67. Katarincic, J.A. (2001). Thumb kinematics and their relevance to function. *Hand Clinics*, **17**, 169–174.
68. Giurintano, D.J., Hollister, A.M., Buford, W.L., Thompson, D.E. in Myers, L.M. (1995). A virtual five-link model of the thumb. *Medical Engineering in Physics*, **17**, 297–303.
69. Chang, L.Y. in Matsuoka, Y. (2006). *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 1000–1005. Orlando, FL, USA.
70. Butterfaß, J., Grebenstein, M., Liu, H. in Hirzinger, G. (2001). DLR-hand II: next generation of a dexterous robot hand. *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 109–114. Seoul, Korea.
71. Kramer, J.F. (1996). Determination of thumb position using measurements of abduction and rotation, *United States Patent*, 5,482,056.
72. Cerveri, P., Lopomo, N., Pedotti, A. in Ferrigno, G. (2005). Derivation of centers and axes of rotation for wrist and fingers in a hand kinematic model: methods and reliability results. *Annals of Biomedical Engineering*, **33**, 402–412.
73. Halvorsen, K. (2003). Bias compensated least squares estimate of the center of rotation. *Journal of Biomechanics*, **36**, 999–1008.
74. Chang, L.Y. in Pollard, N. Constrained least-squares optimization for robust estimation of center of rotation. *Journal of Biomechanics*, v tisku, krtačni odtisi na spletu od julija 2006.

75. Coleman, T.F. in Li, Y. (1996). An interior trust region approach for nonlinear minimization subject to bounds, *SIAM Journal on Optimization*, **6**, 418-445.
76. Georgopoulos, A.P., Pellizzer, G., Poliakov, A.V. in Schieber, M.H. (1999). Neural coding of finger and wrist movements. *Journal of Computational Neuroscience*, **6**, 279-288.
77. Bernstein, N. (1967). The co-ordination and regulation of movements. *Pergamon Press*, Oxford.
78. Popović, D.B., Popović, M.B. in Sinkjær, T. (2002). Neurorehabilitation of upper extremities in humans with sensory-motor impairment, *Neuromodulation*, **5**, 54-67.
79. Moline, J. (1998). Virtual reality for health care: a survey. *Ios Press*, Amsterdam, Netherlands.
80. Chuang, T-Y., Huang, W-S., Chiang, S-C., Tsai, Y-A., Doong, J-L. in Cheng, H. (2002). A virtual reality-based system for hand function analysis, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, **69**, 189-196.

DODATEK A: MECCANICA, 2007

Veber, M., Bajd, T. in Munih, M. (2007). Assessing joint angles in human hand via optical tracking device and calibrating instrumented glove. *Meccanica*, sprejeto v objavo.

DODATEK B: JOURNAL EUROPÉEN DES SYSTÈMES AUTOMATISÉS, 2007

Veber, M., Kurillo, G., Bajd, T. in Munih, M. (2007). Assessment and training of hand dexterity in virtual environment. *Journal Européen des Systèmes Automatisés*, sprejeto v objavo.

IZJAVA O AVTORSTVU

Izjavljam, da sem avtor te doktorske naloge, ki je plod raziskovalnega dela pod mentorstvom prof.dr. Tadeja Bajda. Vsa pomoč drugih sodelavcev je opisana v zahvali. Že objavljeni dosežki drugih avtorjev so navedeni v Literaturi.

Mitja Veber

Ljubljana, 10. maj 2007.