

Univerza v Ljubljani
Fakulteta za elektrotehniko

MAGISTRSKO DELO

Nives Klopčar

Analiza kinematike ramenskega obroča pri človeku

Mentor: prof. dr. Jadran Lenarčič

Ljubljana, 2002

Zahvala

Iskreno se zahvaljujem mentorju prof. dr. Jadranu Lenarčiču za oblikovanje teme magistrskega dela, za mnogo koristnih napotkov med nastajanjem tega dela in za vsestranske strokovne nasvete tekom raziskovalnega dela.

Zahvalila bi se rada prof. dr. Tadeju Bajdu in sodelavcem Laboratorija za robotiko in biomedicinsko tehniko Fakultete za elektrotehniko, ki so omogočili uporabo merilnega sistema Optotrak, ter za vso pomoč in prijaznost. Hvala Jerneju Kuželički, Alexandri Kohne in Martinu Tomšiču za pomoč pri eksperimentalnem delu. Hvaležna sem tudi vsem, ki so sodelovali pri meritvah.

Zahvala gre tudi Ministrstvu za šolstvo, znanost in šport, da so mi finančno omogočili izdelavo zastavljene raziskovalne naloge.

Kazalo

Seznam uporabljenih simbolov	ii
Povzetek	1
1. Uvod	3
2. Merilni postopek.....	7
2.1. Merilna oprema	7
2.2. Merilni protokol.....	9
3. Delovno območje ramenskega obroča.....	11
3.1. Gibanje ramenskega obroča, ko roka miruje ob telesu.....	11
3.2. Gibanje ramenskega obroča, ko ta sledi gibanju roke.....	14
3.3. Gibanje ramenskega obroča, ko roka miruje v predpisani poziciji	18
4. Dolžina ramenskega obroča.....	29
4.1. Gibanje ramenskega obroča, ko roka miruje ob telesu.....	29
4.2. Gibanje ramenskega obroča, ko ta sledi gibanju roke.....	39
5. Zaključek	61
6. Priloge.....	63
6.1. Priloga A - Cirkumdukcija ramenskega obroča	63
6.2. Priloga B - Cirkumdukcija ramenskega sklopa	64
6.3. Priloga C - Odkloni ramenskega obroča, ko ta sledi gibanju roke	65
7. Literatura	75

Seznam uporabljenih simbolov

V magistrskem delu smo uporabili naslednje simbole:

d	dolžina ramenskega obroča
d_o	dolžina ramenskega obroča v začetni legi
α_{el}	kot elevacije ramenskega obroča v frontalni ravnini
α_{de}	kot depresije ramenskega obroča v frontalni ravnini
α_{pro}	kot protrakcije ramenskega obroča v horizontalni ravnini
α_{re}	kot retrakcije ramenskega obroča v horizontalni ravnini
α_{ro}	kot rotacije ramenskega obroča v sagitalni ravnini
β	kot elevacije roke v frontalni ravnini oz. vertikalnih ravninah
β_H	kot roke v horizontalni ravnini glede na začetno lego odročene roke

Povzetek

V magistrskem delu smo analizirali kinematiko ramenskega obroča na osnovi prostorskih meritev petih moških in petih ženskih oseb, starih med 22 in 30 let. Za povprečno osebo smo določili matematične povezave med kinematičnimi parametri, kot so dolžina ramenskega obroča ter odklonski koti obroča in roke. Rezultati, ki so bili doslej objavljeni v literaturi, obravnavajo gibe abdukcije in fleksije, ki se izvajajo samo v frontalni in sagitalni ravnini. Tem meritvam smo dodali gibe hiperekstenzije, horizontalne fleksije in horizontalne hiperekstenzije, ki so pomembni pri študiju gibanja ramenskega obroča v prostoru.

Izvedli smo meritve delovnih območij ramenskega obroča z gibi v vseh treh anatomskih ravninah, ko roka miruje ob telesu in ko ramenski obroč sledi gibanju roke. Rezultati analize so pokazali, da je delovno območje ramenskega obroča asimetrično glede na začetno lego. Os delovnega območja se ne pokriva z anatomskimi osmi. Skrajne lege elevacije in protrakcije so večje od skrajnih leg depresije in retrakcije ramenskega obroča. Ugotovili smo, da med spoloma ni vidnih razlik, pač pa je gibanje obroča različno, če se giblje ena rama ali pa obe rami hkrati. Delovno območje ramenskega obroča je največje pri položaju nadlahti ob telesu, medtem ko se ta z elevacijo zmanjšuje in se razpolovi pri položaju maksimalne elevacije nadlahti na robu njenega delovnega območja.

Med gibanjem se dolžina ramenskega obroča spreminja. To smo izmerili v vseh treh anatomskih ravninah za primera gibanja ramenskega obroča, ko je roka ob telesu in pri gibanju ramenskega obroča, ko ta sledi gibanju roke. V prvem primeru se ramenski obroč pri elevaciji in retrakciji linearno krajša, pri depresiji in protrakciji pa se linearno daljša. V drugem primeru se ramenski obroč pri vseh gibih krajša kot kvadratna funkcija odklona ramenskega obroča in roke. V obeh primerih so se pokazale razlike, če je bilo gibanje izvedeno le z eno ramo ali hkrati z obema. Pri gibanju obeh ramen so delovna območja manjša, deleži krčenja-raztezanja pa večji.

Abstract

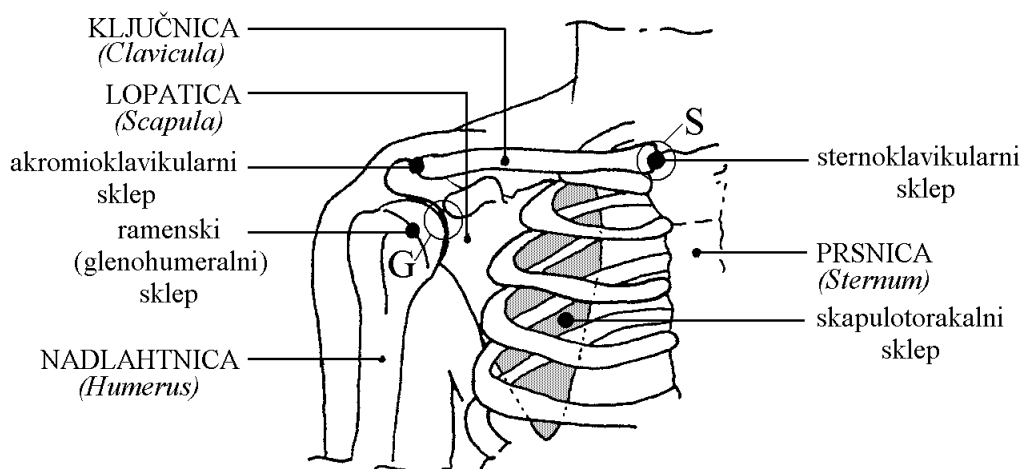
This thesis analyses the kinematics of the human shoulder girdle on the basis of spatial measurements from 10 subjects (5 males, 5 females). Based on average data, mathematical functions for kinematical parameters, such as the length of the shoulder girdle to the inclination of the girdle and arm, were defined. In contrast to previous studies, which only dealt with the movements of abduction and flexion, performed in the frontal and sagittal plane, the present thesis also analyzed the movements of hyperextension, horizontal flexion and horizontal hyperextension.

Measurements of the shoulder girdle workspace were made in all three anatomical planes, with the arm still by the side of body and with the shoulder girdle following the movements of the arm. The results of this analysis indicate that the workspace is asymmetrical with respect to the initial position. The axis of the workspace is not in line with the anatomical axis. The extreme positions of elevation and protraction are larger than the extreme positions of depression and retraction of the shoulder girdle. There appears to be no essential difference between sexes. There is a substantial degree of variation in the workspace for unilateral compared to bilateral shoulder movement. The workspace of the shoulder girdle is the largest when the humerus is beside the body, as it reduces with elevation and halves in the maximal elevation of the humerus on the edge of its working range.

During movement the length of the shoulder girdle changes. This characteristic was measured in all three anatomical planes for two specific cases: during movement of the shoulder girdle with the arm beside the body and during movement of the shoulder girdle as it follows the movement of the arm. In the first case the shoulder girdle contracts linearly with elevation and retraction and elongates linearly with depression and protraction. In the second case, the shoulder girdle contracts as a quadratic function of the inclination of the shoulder girdle and the arm. In both cases there were significant differences in workspace volume between unilateral and bilateral shoulder movements. Bilateral shoulder movement gives smaller workspace and bigger contractions-elongations.

1. Uvod

Ramenski sklop pri človeku je zapleten sestav, ki združuje ramenski obroč in ramenski oz. glenohumeralni sklep. Ramenski obroč tvorita ključnica in lopatica, ki sta povezani z akromioklavikularnim sklepom. Ključnica je vpeta na telo s sternoklavikularnim sklepom, lopatica pa drsi ob prsnem košu s skapulotorakalnim sklepom. Glenohumeralni sklep povezuje ramenski obroč (lopatico) in roko (nadlahtnico), kot prikazuje slika 1.1. Premiki v ramenskem obroču in glenohumeralnem sklepu so soodvisni. Glenohumeralni sklep ima največji obseg gibljivosti v ramenskem sklopu, vendar pa je delež ramenskega obroča prav tako pomemben za gibljivost ramenskega sklopa. Ramenski obroč prispeva k temu, da se nadlahtnica lahko izogiba trupu, kar povečuje delovni prostor roke. Roka se s pomočjo prostostnih stopenj v ramenskem obroču lažje prilagaja zahtevam različnih opravil.



Slika 1.1: Okostje in sklepi ramenskega sklopa.

Medsebojno delovanje posameznih delov ramenskega sklopa, imenovano tudi skapulohumeralni oz. ramenski ritem (angl. scapulohumeral rhythm, shoulder rhythm), je kot funkcijo elevacije gornje ekstremitete raziskal Inman s sodelavci [1] že leta 1944. Meritve z rentgensko analizo so pokazale, da sta giba elevacije roke pri abdukciji in fleksiji razdeljena v tri faze. V prvi fazi ima največji delež giba glenohumeralni sklep, v drugi fazi giba je razmerje med glenohumeralnim sklepom in ramenskim obročem približno 2:1, v tretji pa se pri istem razmerju priključi tudi rotacija ključnice okoli lastne osi. Danes obstaja več

biomehanskih modelov ramenskega sklopa, od planarnega kinematičnega modela, ki ga je vpeljal Dvir [2] do dinamičnih modelov, ki podajajo sile v mišicah ramenskega predela kot funkcije pozicije roke in zunanjih bremen (Högfors [3, 4, 5, 6], Van der Helm [7, 8] in drugi [9]). Na osnovi teh modelov ramenskega sklopa so raziskovalci poizkušali z različnimi metodami merjenja natančneje določiti skapulohumeralni ritem, vendar se njihovi zaključki o posameznih fazah elevacije zgornje ekstremitete bistveno ne razlikujejo.

Rentgenske meritve na kadavrih, ki jih je opravil Dempster leta 1965 [10], so pokazale, da je delovno območje ramenskega obroča eliptično in da je os delovnega območja potisnjena naprej in navzgor glede na medialno-lateralno os telesa. To je raziskoval tudi Engin, ki je leta 1988 uporabil koncept segmentov in stožcev krivulj sklepov za sternoklavikularni, klaviskapularni in glenohumeralni sklep v tridimenzionalnem kinematičnem modelu ramenskega sklopa [11]. Na osnovi modela in meritev dosegljivosti pri krožnem gibanju ramenskega sklopa (sinus ramenskega sklopa oz. cirkumdukcija) je Engin izračunal delovne stožce vseh posameznih sklepov [12].

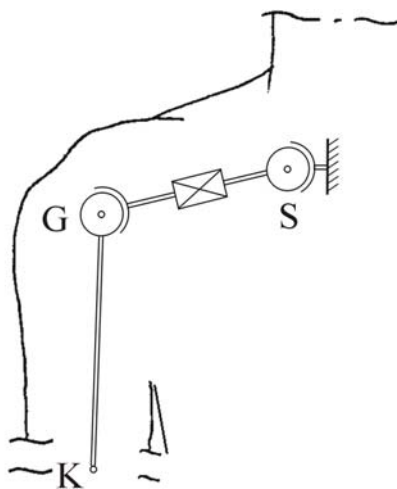
Verodostojnost biomehanskega modela je običajno omejena s pomanjkanjem ustrezne podatkovne baze. Statistično podatkovno bazo za delovni prostor ramenskega sklopa moške populacije stare med 18 in 32 let je z globografsko predstavitvijo izdelal Engin s sodelavci [13, 14, 15, 16, 17]. V njej je zajel prostorsko dosegljivost za krožno gibanje ramenskega sklopa. Delovni prostor ramenskega sklopa ni simetričen. Večji obseg je pred telesom ter nad glavo [10, 18, 19, 20]. Če stabiliziramo (zaklenemo) ramenski obroč, se delovni prostor roke občutno zmanjša, predvsem v zgornjem predelu.

Giba ramenskega obroča in glenohumeralnega sklepa nimata stalnega središča rotacije. Vzrok za to je, da sklepi niso sferični, k temu pa pripomore tudi prožnost sklepnih ligamentov. Zato moramo na to gibanje gledati kot na kombinacijo rotacije in translacije, kar ustvarja videz, kakor da bi med gibanjem obroč spreminjal svojo dolžino. Spreminjanje dolžine ramenskega obroča in nadlahtnice pri abdukciji roke je izmerila A. Umek in ugotovila, da se dolžina ramenskega obroča krajša v kvadratni odvisnosti s prelomno točko (v okolici 100° elevacije roke), medtem ko se dolžina nadlahtnice do te točke krajša, za njo pa daljša [21].

Naštete raziskave gibanja ramenskega sklopa so predvsem medicinsko naravnane, koristijo se v protetiki, rehabilitaciji in ergonomiji. V zadnjih letih pa prihajajo vse bolj do veljave tudi pri razvoju humanoidnih robotov [22, 23, 24]. Gre za posnemanje človeške roke z mehansko konstrukcijo. Značilno je, da v dosedanjih izvedbah ramenskega sklopa ni vključen ramenski obroč, temveč je rama izdelana le s sferičnim sklepom, ki ima predvsem vlogo

glenohumeralnega sklepa. Vendar pa je, kot so pokazale tudi naše meritve, s takšnim sklepom nemogoče oponašati človeške gibe. Ramenski obroč namreč občutno poveča delovni prostor roke ter s tem, ko vnaša dodatne stopnje prostosti, poveča sposobnost roke, da se prilagaja različnim opravilom oziroma, da lahko opravi naloge, kot je skomiganje z rameni, ki z vidika industrijske robotike nimajo praktičnega pomena, v humanoidni robotiki pa so še kako važne.

V našem delu smo uporabili kinematični model ramenskega sklopa, v katerem nastopata dva sferična sklepa, med katerima je translacijski sklep (slika 1.2). Razdalja med sferičnima sklepoma pa je odvisna od odklonov v teh dveh sklepih. Notranji sferični sklep, ki ima približno funkcijo sternoklavikularnega sklepa pri človeku, leži v točki S (slika 1.1), zunanji sklep, ki ima približno funkcijo glenohumeralnega sklepa pri človeku, pa v točki G. Ramenski obroč lahko modeliramo med točkama S in G s serijskim mehanizmom [21, 25] ali pa z vzporednim mehanizmom [26, 27] s štirimi prostostnimi stopnjami, zunanji glenohumeralni sklep s tremi prostostnimi stopnjami pa je nanj pripet v točki G. Prednost vzporednega mehanizma v primerjavi s serijskim je v večji togosti in natančnosti, kar je pomembno pri ramenskem obroču, ki je opora celotni roki. Dobra stran vzporedne konstrukcije je tudi ta, da so zunanje noge obremenjene le vzdolžno in da so motorji lahko pomaknjeni v ozadje mehanizma.



Slika 1.2: Kinematični model ramenskega sklopa.

Relativnega gibanja kosti v ramenskem sklopu ni mogoče natančno izmeriti z optično metodo, ki podaja le površinsko lego markerjev, pripetih na kožo, ampak je potrebno uporabiti metode rentgenskega slikanja ali pa meritve izvajati na kadavrih. Nekaj takšnih meritev značilnih ramenskih gibov, kot so abdukcija, fleksija in cirkumdukcija, najdemo v literaturi [1, 2, 3, 4, 8, 10, 28]. Te meritve so po eni strani preobsežne, saj nas z vidika

robotike gibanje posameznih kosti ne zanima, po drugi strani pa se nanašajo le na majhen nabor ravninskih gibov. Meritve, ki smo jih izvedli v našem delu, podajajo prostorsko lego ramenskega sklopa kot dveh segmentov (ramenskega obroča in nadlahtnice), zato pa zajemajo večji prostorski nabor gibov, kar je pomembno pri razvoju, konstrukciji in vodenju humanoidnih robotov.

Poglejmo nekaj kinematičnih lastnosti ramenskega obroča. Na telo je ramenski obroč vpet tako, da je njegova osrednja os pomaknjena naprej in navzdol. Lega obroča pri naravni drži osebe, ta se ponavadi pri meritvah uporablja kot začetna lega, se med osebami razlikuje, v času pa spreminja pri isti osebi [4, 10, 21, 29]. Ne glede na te razlike, pa so relativni pomiki med kostmi v ramenskem obroču precej podobni pri različnih osebah [4, 29].

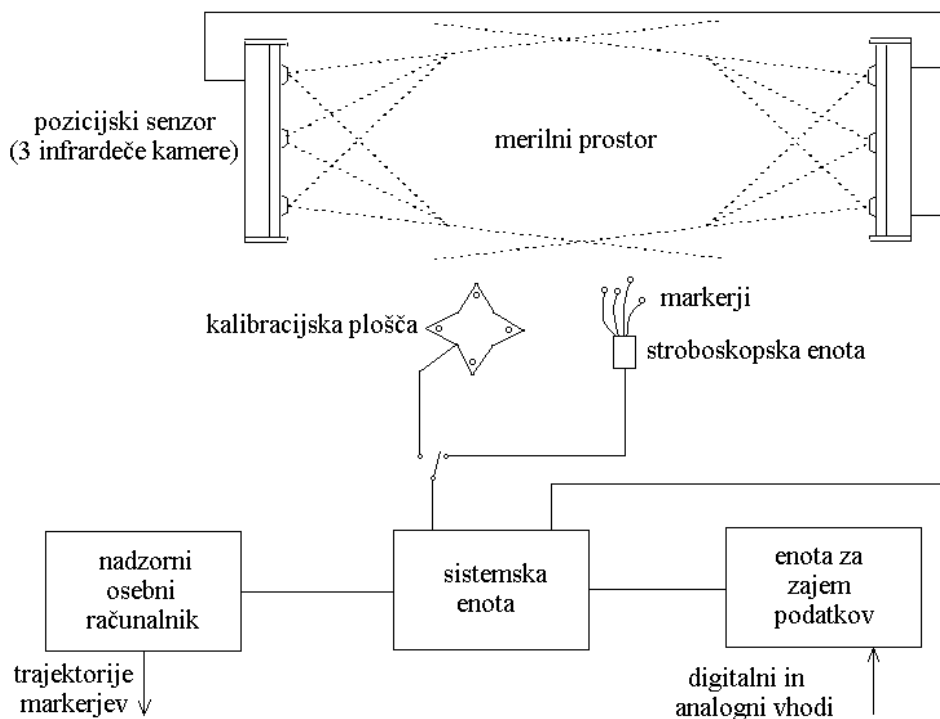
Delovno območje ramenskega obroča je območje točk znotraj vrednosti skrajnih odklonov ramenskega obroča. Glede na začetno lego ramenskega obroča je asimetrično [10, 30] z večjim odklonom navzgor in naprej. Odklon ramenskega obroča je omejen s povezavami med mišicami in ligamenti, pa tudi kostmi. Pri gibanju navzdol ključnica in lopatica trčita ob prsni koš, pri odklonu nazaj pa zadane medialni rob lopatice ob hrbtenico. Velikost delovnega območja roke je odvisna od delovanja ramenskega obroča, saj lopatica s prilagajanjem orientacije sklepne jamice roki omogoča večjo gibljivost. Prav tako je tudi delovno območje ramenskega obroča odvisno od položaja nadlahtnice, saj je največje v spodnjih legah roke in se manjša z elevacijo roke proti zgornjemu robu delovnega prostora roke. Med elevacijo roke se glenoidna jamica lopatice dviguje, medtem ko drsi po zaokroženi površini prsnega koša, pri tem pa se center rotacije lopatice pomika iz medialnega proti lateralni strani grebena lopatice [29]. Ta pomik, skupaj s preostalimi neidealnimi sklepi, vpliva na premikanje centra rotacije celotnega ramenskega obroča. Ramenski obroč zato med gibanjem spreminja svojo dolžino.

Namen našega dela je bil raziskati gibanje ramenskega obroča pri človeku na osnovi prej omenjenega kinematičnega modela. Zanimale so nas kinematične značilnosti ramenskega obroča kot celote, ne pa njegovih posameznih anatomskih delov, kot sta ključnica in lopatica. V študij smo deloma vključili tudi gibanje nadlahtnice v glenohumeralnem sklepu, ker le-to pomembno vpliva na delovanje ramenskega obroča. Meritve smo izvedli z optičnim sistemom v različnih ravninah. Uporabili smo optični merilni sistem Optotrak z aktivnimi markerji, ki smo jih prilepili na kožo v predelu ramenskega obroča na izbrane referenčne točke. Izmerili smo pet moških in pet ženskih oseb. Določili smo delovna območja ramenskega obroča glede na pozicijo nadlahtnice v celotnem delovnem prostoru roke. Analizirali smo spreminjanje dolžine ramenskega obroča med gibanjem v anatomskih ravninah. Izpeljali smo tudi matematične povezave in jih primerjali z doslej objavljenimi raziskavami.

2. Merilni postopek

2.1. Merilna oprema

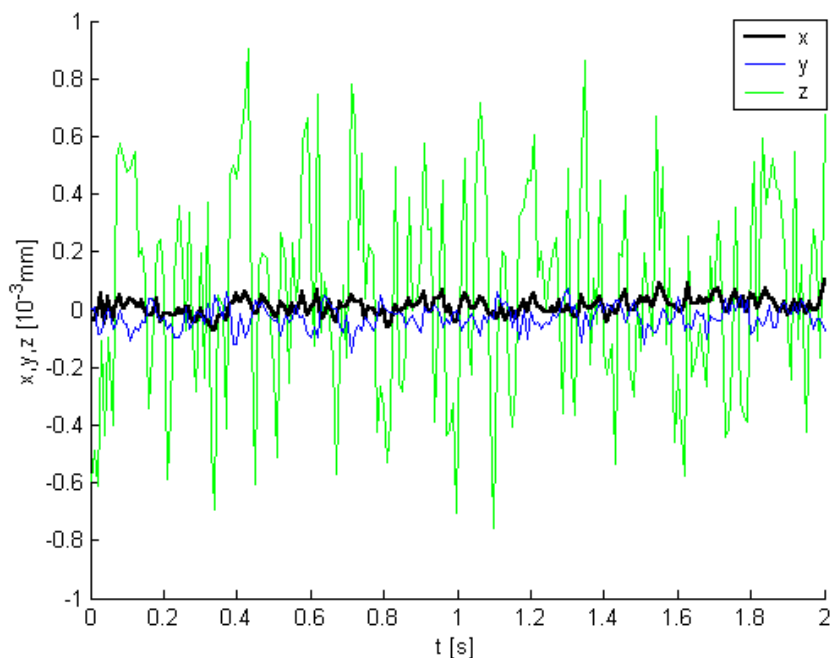
Za meritve kinematike v ramenskem sklopu smo uporabili optični merilni sistem Optotrak [31] (slika 2.1), ki meri koordinate aktivnih markerjev. Dobljene prostorske trajektorije markerjev smo projicirali na vnaprej določene ravnine, te krivulje pa smo nato uporabili za nadaljnjo matematično obravnavo. Merilni sistem Optotrak ima šest kamer infrardečega spektra, povezanih v dva neodvisna para pozicijskih senzorjev. Merilni prostor smo prilagodili glede na velikost prostora laboratorija in vidno polje kamer. Pozicijske senzore smo postavili pred in za telo, tako da smo zagotovili neprekinjeno spremljanje vseh referenčnih točk ramenskega sklopa med gibanjem. Merili smo ramenski obroč desne roke. Glede na velikost merilnega prostora so merjene osebe med izvajanjem gibov sedele, tako so bili vidni vsi markerji na obroču in marker na zapestju roke v vseh položajih.



Slika 2.1: Diagram merilne opreme sistema Optotrak.

Kalibracijo smo izvedli le pri novi postavitvi pozicijskih senzorjev na začetku merilnega postopka. V postopku kalibracije se določi referenčni koordinatni sistem merilnega prostora in z njim poveže sistem kamer. Naloga kalibracije je tudi določitev merskih napak, ki jih povzroči deformacija slike zaradi leč, in določitev položaja ter orientacije vsake kamere v referenčnem koordinatnem sistemu merilnega prostora. Izhodišče referenčnega koordinatnega sistema smo postavili na stol, predviden za izvajanje meritev, tako da je bila os x vzporedna frontalni osi merjene osebe (slika 2.3), os y sagitalni osi merjene osebe in os z vertikalni osi merjene osebe. S pomočjo izračunanih kalibracijskih parametrov sistem pretvori zajete 2D slike markerjev vsake kamere v 3D podatke o položajih markerjev, v našem primeru z natančnostjo 0,3 mm.

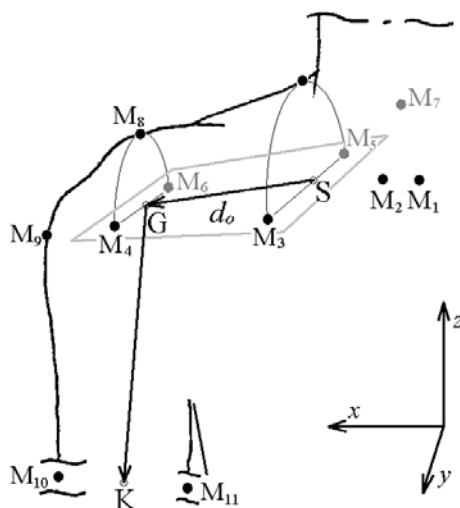
Od natančnosti kalibracije zavisi natančnost rezultatov meritev, zato smo glede na izpeljani kalibracijski postopek preverili natančnost bodočih meritev s 100Hz zajemanjem položaja mirujočega markerja (slika 2.2). Markerji so infrardeče diode, katerim nadzira svetilnost stroboskopska enota z zaporednim proženjem. Pri sinhronizaciji sistem avtomatično razvrsti detektirane markerje, kar zagotovi razpoznavo vsakega določenega markerja.



Slika 2.2: Časovno spreminjanje koordinat mirujočega markerja.

2.2. Merilni protokol

Merjeni osebi smo na anatomske referenčne točke desnega ramenskega sklopa nalepili 11 aktivnih markerjev (slika 2.3): na medialni okrajek leve in desne ključnice (*extremitas sternalis*, M_1 in M_2), dva na anteriorni (M_3 in M_4), dva na posteriorni (M_5 in M_6) predel ramenskega obroča, enega na zadnje vratno vretence (*vertebra cervicalis 7*, M_7) in enega na lateralni okrajek ključnice (*extremitas acromialis*, M_8). S tem smo zajeli celotno zunanje območje ramenskega obroča. Orientirali smo se na značilne skeletne točke [32], razpoznavne skozi kožo merjene osebe v njegovi začetni legi. Referenčne markerje smo namestili še na zunanji rob glave nadlahtnice (*sulcus intertubercularis*, M_9), na lateralni (*epicondylus lateralis*, M_{10}) in na medialni epikondil nadlahtnice (*epicondylus medialis*, M_{11}). Roka je bila togo iztegnjena in v komolčnem sklepu stabilizirana z opornico. Pri nekaterih meritvah so bili nameščeni še dodatni markerji: na desno in levo koleno (za določitev orientacije človeškega telesa v prostoru), dva na anteriorno stran nadlahti, dva na posteriorno stran nadlahti in enega na vrh sredinca iztegnjene desne roke.



Slika 2.3: Referenčne točke (od M_1 do M_{11}) na desnem ramenskem sklopu, postavitev koordinatnega sistema, vektor ramenskega obroča \overline{SG} dolžine d_o v začetni legi in vektor nadlahtnice \overline{GK} .

Pri meritvah z markerji, ki jih nalepimo na kožo, sta dve težavi. Prva težava se nanaša na raztezanje kože med izvajanjem gibov. Napake zaradi deformacije kože ni bilo mogoče natančno izmeriti, ker bi za to potrebovali rentgensko ali tomografsko meritev, ocenili pa smo jo znotraj intervala ± 5 mm. Zmanjšati smo jo skušali s primerno postavitvijo markerjev in

izborom gibov. Zanimalo nas je gibanje zunanosti ramenskega obroča kot celote, ne pa referenčnih točk na kosteh ramenskega obroča, saj so te natančno merljive le z rentgenskimi metodami (lopatica se npr. giblje pod kožo in pod mišičnim tkivom). Druga težava pa se je nanašala na občasno zakrivanje markerjev z roko oz. deli telesa na posameznih odsekih med gibanjem. Kadar je marker izginil v kratkem odseku, smo le-tega nadomestili z interpolacijo (polinomom drugega reda), pri daljših zakrivanjih pa smo morali meritev ponoviti v drugačnih razmerah.

Meritve smo izvajali na desnem ramenskem sklopu desetih merjenih oseb, petih moških in petih ženskah, starih med 22 in 30 let. Vsi so bili desničarji, ker smo na desni strani pričakovali boljšo okretnost oz. gibljivost v področju ramenskega obroča. Vsi so bili povprečno oz. običajno aktivni in tudi niso imeli predhodnih poškodb v področju ramenskega sklopa.

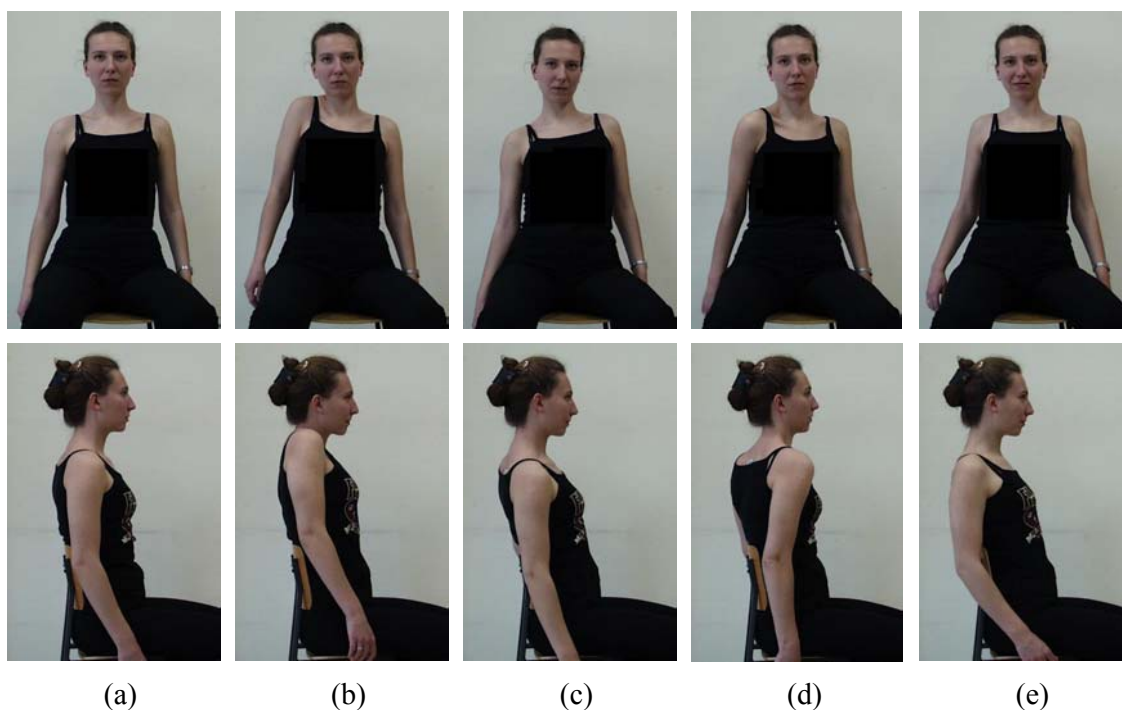
Med meritvijo je merjena oseba sedela, da smo zmanjšali gibanje telesa in utrujanje merjene osebe zaradi monotonega položaja. Oseba je bila stalno naslonjena na naslonjalo stola, pogled je bil stalno usmerjen naprej in dihanje je bilo rahlo, s čimer smo izločili gibanje zgornjega dela trupa predvsem v področju hrbtenice. Kadar je bila aktivna le ena roka, je druga prosto visela ob telesu. Merjene gibe smo ponovili z obema rokama simetrično. Pri meritvah rotacija nadlahtnice ni bila vključena, tako da je bila med izvajanjem iztegnjena roka s palcem na dlani obrnjena naprej v smeri pogleda. Osebe so gibe izvajale počasi petkrat zaporedoma in vsakič zadržale položaj v skrajni legi na vodeno štetje.

Podatke meritev smo filtrirali z nizkopasovnim digitalnim Butterworthovim filtrom, za obdelavo in analizo teh meritev pa je bilo uporabljeno okolje Matlab. Iz prostorskih trajektorij markerjev smo izračunali njihove pravokotne projekcije na ravnino giba (frontalna (xz), sagitalna (yz) in horizontalna (xy) ravnina (slika 2.3)), ki so predstavljale osnovo za izpeljavo matematičnih zvez. Opazovali smo ramenski obroč kot sredinski vektor \overline{SG} med prednjima (M_3 in M_4) in zadnjima markerjema (M_5 in M_6) na ramenskem obroču (slika 2.3). Segment nadlahtnice pa predstavlja sredinski vektor \overline{GK} med točko G in točko K, ki je središče lateralnega in medialnega epikondila nadlahtnice (M_{10} in M_{11}).

3. Delovno območje ramenskega obroča

3.1. Gibanje ramenskega obroča, ko roka miruje ob telesu

Gibanje ramenskega obroča, ko roka miruje ob telesu, smo opazovali v anatomskih ravninah z izhodiščem v sternoklavikularnem sklepu. Elevacija (slika 3.1.b) je dvigovanje akromialnega konca ključnice v frontalni ravnini navzgor (superiorno) do skrajne lege elevacije. Depresija (slika 3.1.c) je spuščanje akromialnega konca ključnice v frontalni ravnini navzdol (inferiorno). Protrakcija (slika 3.1.d) je odklanjanje akromialnega konca ključnice v horizontalni ravnini naprej (anteriorno), retrakcija (slika 3.1.e) pa je odklanjanje v horizontalni ravnini nazaj (posteriorno).



Slika 3.1: Prikaz gibanja ramenskega obroča, ko roka miruje ob telesu: začetna lega (a), skrajna lega elevacije (b), depresije (c), protrakcije (d) in retrakcije (e) prikazane s pogledom na frontalno ravnino (zgoraj) in sagitalno ravnino (spodaj).

Meritve odklonov ramenskega obroča v skrajne lege s petkratno ponovitvijo istega giba kažejo pri vsaki merjeni osebi za nekaj stopinj različne odklone, iz česar izhaja, da oseba ne more ponoviti istega giba popolnoma enako. Za določitev delovnega območja ramenskega obroča smo iskali maksimalne lege, zato smo pri vsaki osebi iz petkratne ponovitve odčitali največji odklon. Največji odklon se med osebami spreminja v intervalu kot kažeta sliki 3.2.a in 3.2.b. Proti pričakovanjem se je izkazalo, da ženske niso gibljivejše, saj so jih pri nekaterih gibih moški presegli, vendar so bile razlike minimalne. Glede na majhno število merjenih oseb tega nismo statistično dokazali.

Pri elevaciji ene rame so skrajne lege ramenskega obroča merjenih oseb porazdeljene med 23° in 45° glede na začetno lego 0° (slika 3.2.a). Povprečna vrednost glede na porazdelitev rezultatov odklona vseh oseb je 35° (tabela 1). Pri elevaciji obeh ramen je interval porazdelitve med 23° in 41° (slika 3.2.b) z manjšim povprečnim odklonom 31° navzgor. Depresija ene rame vseh merjencev zajema vrednosti med -9° in -17° s povprečno vrednostjo -14°, depresija obeh ramen pa ima interval porazdelitve med -6° in -15° s povprečjem -10°. Protrakcija ene rame ima porazdelitev odklonov med 21° in 41° s povprečno vrednostjo odklona 30° naprej. Simetrični odkloni protrakcije obeh ramen so porazdeljeni med 19° in 34° in povprečjem 29° naprej. Rezultati retrakcije so porazdeljeni med -21° do -30° s povprečno vrednostjo -25° nazaj za eno ramo, pri obeh ramah pa se povprečje zmanjša na -23° nazaj, s porazdelitvijo med -19° in -28°.

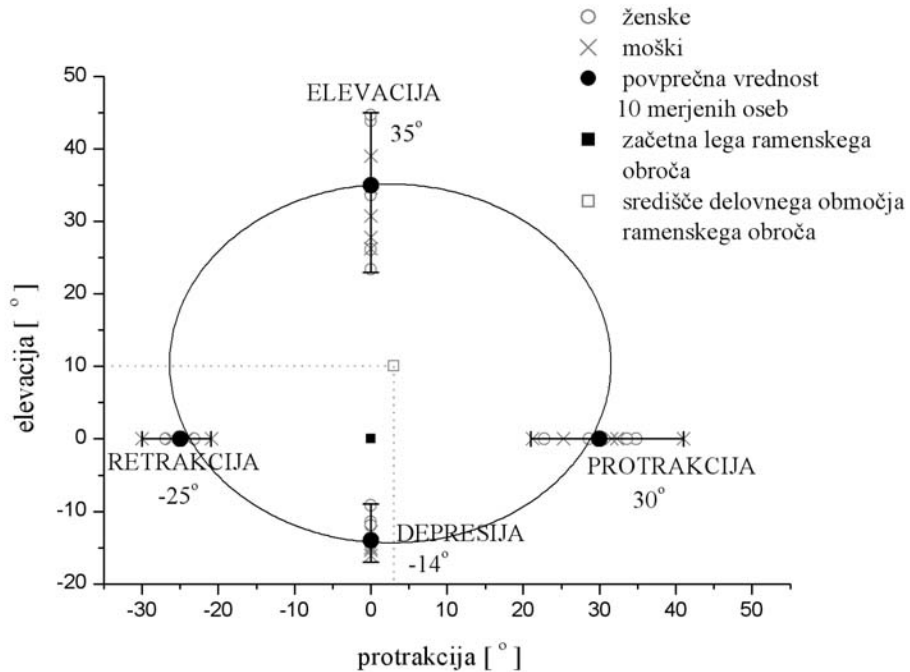
Tabela 1: Povprečne skrajne lege pri gibanju ene rame (a) in simetrično obeh (b).

(a)

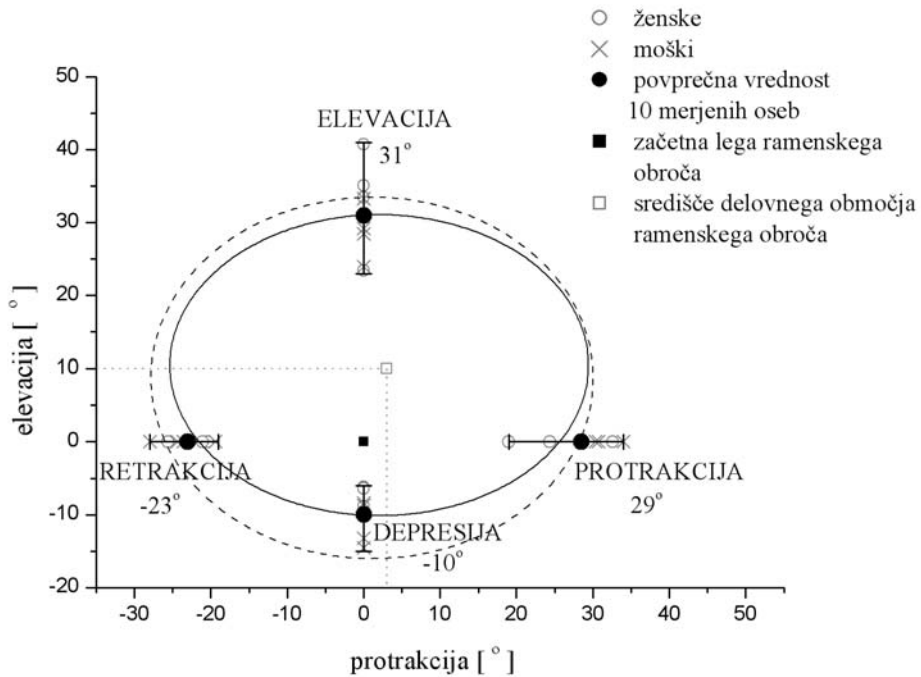
	$\overline{\alpha_{el}} \pm \Delta \alpha_{el}$	$\overline{\alpha_{de}} \pm \Delta \alpha_{de}$	$\overline{\alpha_{pro}} \pm \Delta \alpha_{pro}$	$\overline{\alpha_{re}} \pm \Delta \alpha_{re}$
moški	33° ± 5°	-15° ± 2°	30° ± 8°	-25° ± 4°
ženske	37° ± 9°	-13° ± 2°	30° ± 6°	-25° ± 2°
skupaj	35° ± 7°	-14° ± 2°	30° ± 9°	-25° ± 3°

(b)

	$\overline{\alpha_{el}} \pm \Delta \alpha_{el}$	$\overline{\alpha_{de}} \pm \Delta \alpha_{de}$	$\overline{\alpha_{pro}} \pm \Delta \alpha_{pro}$	$\overline{\alpha_{re}} \pm \Delta \alpha_{re}$
moški	29° ± 4°	-11° ± 3°	31° ± 3°	-24° ± 4°
ženske	33° ± 7°	-8° ± 2°	25° ± 7°	-23° ± 2°
skupaj	31° ± 6°	-10° ± 3°	29° ± 6°	-23° ± 3°



(a)



(b)

Slika 3.2: Delovno območje ramenskega obroča, ko roka miruje ob telesu, projicirano na sagitalno ravnino, pri gibanju ene rame (a) in simetričnem obeh (neprekinjena črta). Prikazana je primerjava z delovnim območjem ene rame (prekinjena črta) (b).

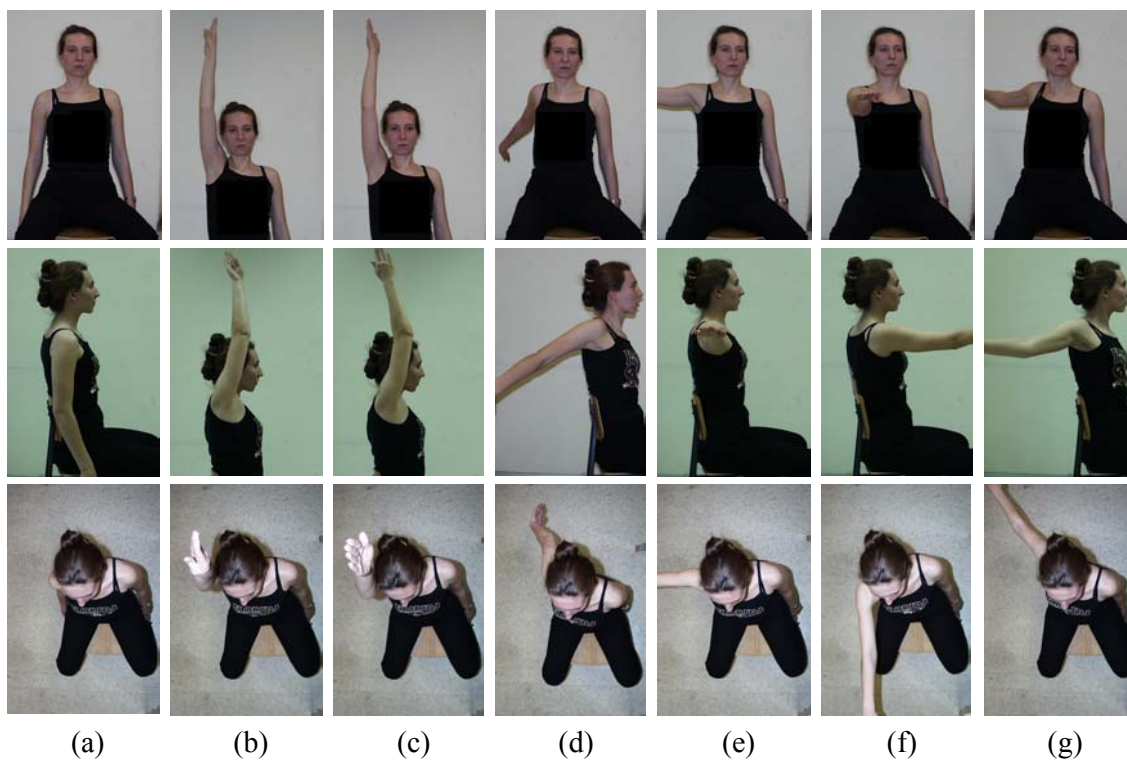
Primerjava odklonov ramenskega obroča med spoloma (tabela 1) kaže nekaj stopinj razlike (največ 6°), ponekod pa dobimo tudi enake povprečne vrednosti. V večini primerov (depresija, protrakcija in retrakcija) dosežejo moški malo večje odklone, v primeru elevacije pa ženske. Simetrično gibanje obeh ramen ima manjše skrajne lege. Pri elevaciji in depresiji za 4° ter pri protrakciji in retrakciji za 1-2°. Razlika je majhna, vendar pa se pojavi pri vseh merjenih osebah, zato smo ta dva načina gibanja ločeno obravnavali v celotnem delu.

Delovno območje ramenskega obroča je območje med skrajnimi legami vektorja \overline{SG} , ki smo jih izmerili v dveh ravninah. Glede na začetno lego je delovno območje asimetrično. Največja je skrajna lega elevacije, sledi protrakcija, retrakcija in depresija. Krivulja na sliki 3.2 predstavlja povprečno delovno območje, ki smo ga aproksimirali z elipso (priloga A). Središče tega je glede na začetno lego pomaknjeno za 10° navzgor in 3° naprej. To velja pri gibanju ene rame in obeh ramen hkrati.

3.2. Gibanje ramenskega obroča, ko ta sledi gibanju roke

Gibanje ramenskega obroča, ko ta sledi gibanju roke, smo opazovali pri gibanju roke v anatomskih ravninah z izhodiščem v ramenskem sklepu. Abdukcija je dvigovanje roke iz začetne lege ob telesu (slika 3.3.a) v frontalni ravnini do skrajne lege 180° (slika 3.3.b). Nasproten gib je adukcija in se nanaša na spuščanje roke iz zgornje lege do lege ob telesu. Fleksija je dvigovanje nadlahti iz začetne lege ob telesu v sagitalni ravnini do skrajne lege 180° (slika 3.3.c), medtem ko je ekstenzija spuščanje nadlahti iz zgornje lege do lege ob telesu. Hiperekstenzija je nadaljevanje giba ekstenzije iz lege ob telesu v sagitalni ravnini za telo do -60° (slika 3.3.d).

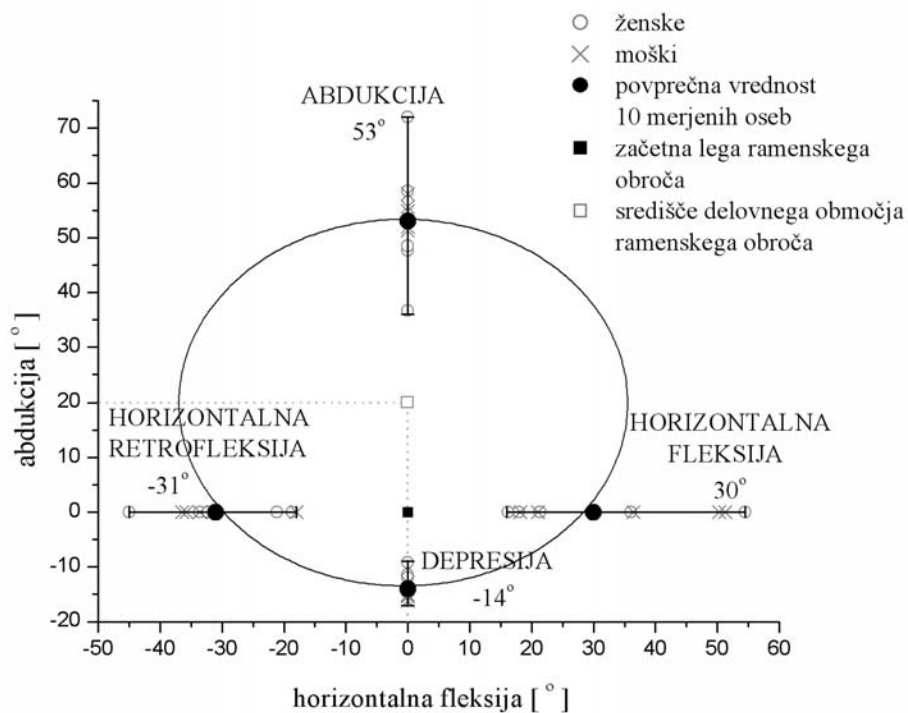
V horizontalni ravnini potekajo gibi iz nove začetne lege (abdukcija 90° v frontalni ravnini, slika 3.3.e). Horizontalna fleksija je odmikanje roke pred telo do skrajne lege 140°. V naši raziskavi smo ta gib omejili do 90° (slika 3.3.f). Horizontalna ekstenzija je vračanje roke iz sprednje lege do začetne lege, horizontalna hiperekstenzija pa je nadaljevanje tega gibanja v horizontalni ravnini do skrajne lege -30° za telo (slika 3.3.g).



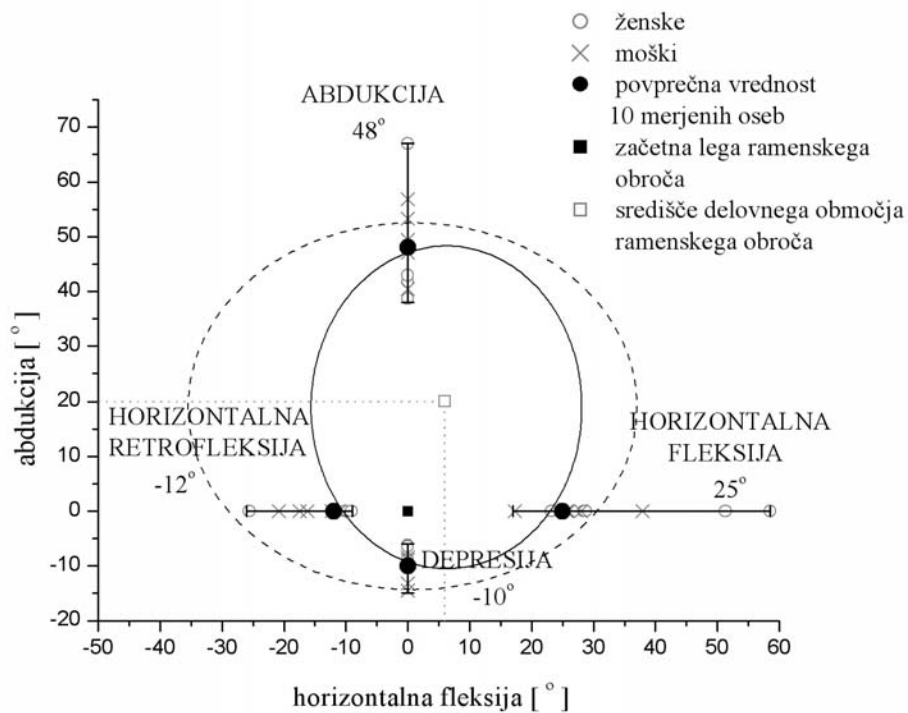
Slika 3.3: Prikaz gibanja ramenskega obroča, ko ta sledi gibanju roke: začetna lega (a), skrajna lega abdukcije (b), fleksije (c), hiperekstenzije (d), nova začetna lega (e), skrajna lega horizontalne fleksije (f) in horizontalne hiperekstenzije (g), prikazane s pogledom na frontalno ravnino (zgoraj), sagitalno ravnino (sredina) ter horizontalno ravnino (spodaj).

Skrajne lege gibov rok se razlikujejo glede na orientacijo nadlahtnice [21, 30, 33]. V tem delu smo se omejili le na gibe brez sodelovanja rotacije nadlahtnice in sicer tako, da je v začetni legi ob telesu dlan obrnjena s palcem naprej.

Rezultati največjega odklona ramenskega obroča, ko ta sledi gibanju roke, so pri abdukciji roke merjenih oseb porazdeljeni na intervalu med 36° in 72° (slika 3.4.a) s povprečno vrednostjo 53° navzgor. Odklon ramenskega obroča pri abdukciji obeh rok hkrati pa zajema vrednosti med 38° in 67° (slika 3.4.b) s povprečjem 48° navzgor. Spodnjo skrajno lego smo določili z depresijo ramenskega obroča, ko je bila roka ob telesu. Horizontalna fleksija roke do 90° ramenski obroč odklanja naprej povprečno 30° , najmanjša vrednost 16° in največja 54° . Pri simetričnem gibanju obeh rok se obroč odkloni od 17° do 58° naprej, s povprečjem 25° . Horizontalna hiperekstenzija roke odklanja ramenski obroč v horizontalni ravnini nazaj. Gib ene roke odklanja ramenski obroč od -18° do -45° , v povprečju -31° , pri simetričnem gibanju obeh rok pa med -9° in -26° , v povprečju -12° . Primerjava med moškim in ženskim spolom je podana v tabeli 2.



(a)



(b)

Slika 3.4: Delovno območje ramenskega obroča, ko ta sledi gibanju roke, projicirano na sagitalno ravnino, pri gibanju ene roke (a) in pri simetričnem gibanju obeh rok (neprekinjena črta). Tej je dodana primerjava delovnega območja ene roke (prekinjena črta) (b).

Tabela 2: Povprečne skrajne lege pri gibanju ene roke (a) in simetrično obeh (b).

(a)

	$\overline{\alpha}_{el} \pm \Delta \alpha_{el}$	$\overline{\alpha}_{pro} \pm \Delta \alpha_{pro}$	$\overline{\alpha}_{re} \pm \Delta \alpha_{re}$
moški	$54^\circ \pm 3^\circ$	$31^\circ \pm 15^\circ$	$-31^\circ \pm 8^\circ$
ženske	$52^\circ \pm 6^\circ$	$29^\circ \pm 16^\circ$	$-30^\circ \pm 11^\circ$
skupaj	$53^\circ \pm 4^\circ$	$30^\circ \pm 15^\circ$	$-31^\circ \pm 9^\circ$

(b)

	$\overline{\alpha}_{el} \pm \Delta \alpha_{el}$	$\overline{\alpha}_{pro} \pm \Delta \alpha_{pro}$	$\overline{\alpha}_{re} \pm \Delta \alpha_{re}$
moški	$51^\circ \pm 4^\circ$	$24^\circ \pm 5^\circ$	$-13^\circ \pm 3^\circ$
ženske	$45^\circ \pm 3^\circ$	$27^\circ \pm 3^\circ$	$-11^\circ \pm 1^\circ$
skupaj	$48^\circ \pm 5^\circ$	$25^\circ \pm 4^\circ$	$-12^\circ \pm 2^\circ$

Tudi v primeru gibanja ramenskega obroča, ko ta sledi gibanju roke, se je pokazala razlika med odkloni, če se je gibala le ena rama ali obe hkrati. Pri gibanju obeh ramen je delovno območje manjše kot pri gibanju ene rame. Povprečne skrajne lege ramenskega obroča pri abdukciji, depresiji in horizontalni fleksiji so za 5° manjše, največja razlika 19° pa je pri horizontalni hiperekstenziji.

Skrajne lege ramenskega obroča v anatomskih ravninah niso enako velike (slika 3.4). Največja je skrajna lega ramenskega obroča pri abdukciji roke, nato horizontalni fleksiji, sledi horizontalna hiperekstenzija in kot najmanjša skrajna lega depresije. Tudi pri tem načinu gibanja je delovno območje asimetrično glede na začetno lego. Središče delovnega območja ramenskega obroča je glede na začetno lego v primeru gibanja ene rame pomaknjeno za 20° navzgor, v primeru simetričnega gibanja obeh ramen pa za 20° navzgor in 6° naprej.

Primerjava delovnih območij ramenskega obroča kaže največje razlike v skrajni zgornji legi ramenskega obroča v frontalni ravnini. Ko roka miruje ob telesu, so odkloni ramenskega obroča manjši (elevacija 35°) kot pri sledenju gibanja roke (abdukcija 53°). Vzrok je gibanje lopatice, ki se pri mirujoči roki pomakne le navzgor, pri abdukciji roke pa poleg tega tudi rotira navzven (lateralno).

3.3. Gibanje ramenskega obroča, ko roka miruje v predpisani poziciji

Skrajne lege elevacije (α_{el}), depresije (α_{de}), protrakcije (α_{pro}) in retrakcije (α_{re}) ramenskega obroča, v odvisnosti od kota elevacije roke β , smo izmerili za različne položaje roke oz. nadlahtnice vsakih 45° v delovnem prostoru (priloga B). Pri meritvah je bila roka postavljena v predpisano pozicijo s pomočjo opornice, s katero smo nadzorovali položaj pri določenem kotu in omogočili drsenje toge roke, kar je natančneje prikazano na slikah 3.5 - 10.a. Roka ni bila togo vpeta v opornico, ampak je po opornici drsela, komolec pa se je le zanemarljivo upogibal, kar smo upoštevali pri napaki. Oseba je v vsakem predpisanem položaju roke izvedla maksimalno elevacijo, depresijo, protrakcijo in retrakcijo, opazovano glede na začetno lego ramenskega obroča z dvakratno ponovitvijo.

Izmerjene skrajne lege ramenskega obroča v odvisnosti od kota elevacije roke β (0° , 45° , 90° , 135° in 180°) smo izrazili za šest različnih ravnin glede na telo (0° , 45° , 90° in 135° naprej ter -45° in -90° nazaj). Začetna lega nadlahti ob telesu ne sovpa z vertikalno osjo in se med osebami spreminja. Podobno je pri položaju nadlahti, ko je ta v maksimalni elevaciji. Predpisani kot roke smo merili z natančnostjo $\pm 10^\circ$. Izmerjene skrajne lege ramenskega obroča v odvisnosti od elevacije roke smo za vsako ravnino povprečili z linearno zvezo po metodi najmanjših kvadratov.

Skrajne lege ramenskega obroča se pri elevaciji roke v frontalni ravnini (abdukcija) manjšajo sledeče (slika 3.5)

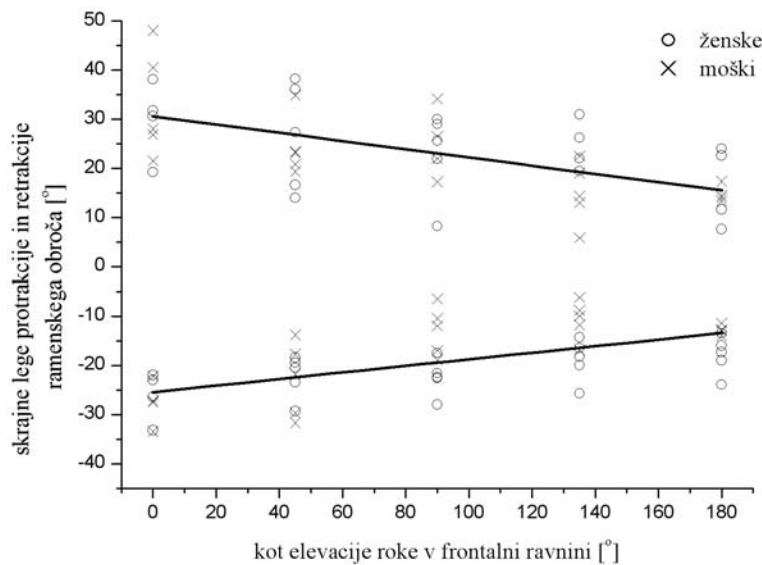
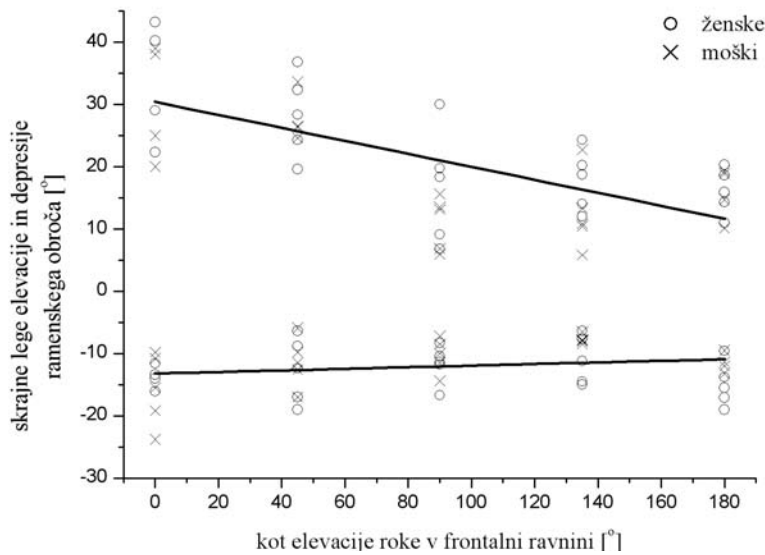
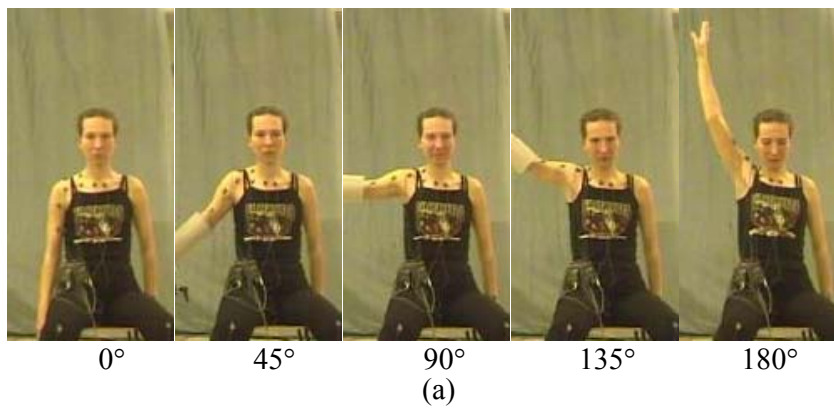
$$\alpha_{el} = -0,104 \beta + 30,4^\circ, \quad (3.1)$$

$$\alpha_{de} = 0,013 \beta - 13,2^\circ, \quad (3.2)$$

$$\alpha_{pro} = -0,084 \beta + 30,6^\circ \text{ in} \quad (3.3)$$

$$\alpha_{re} = 0,067 \beta - 25,4^\circ. \quad (3.4)$$

Vse skrajne lege gibov ramenskega obroča z dvigovanjem roke padajo, s tem da je upadanje skrajne lege elevacije ramenskega obroča največje. Enako hitro upadata skrajni legi protrakcije in retrakcije, najmanjši pa je upad skrajne lege depresije ramenskega obroča. Pri maksimalni elevaciji roke je celotno delovno območje gibanja ramenskega obroča ($\alpha_{el} + \alpha_{de} = 22,5^\circ$ in $\alpha_{pro} + \alpha_{re} = 29^\circ$) dvakrat manjše kot v začetni legi roke ob telesu ($\alpha_{el} + \alpha_{de} = 43,6^\circ$ in $\alpha_{pro} + \alpha_{re} = 56^\circ$). To se ujema z rezultatom v [21].



Slika 3.5: Prikaz meritev delovnega območja ramenskega obroča pri predpisanih položajih elevacije roke v frontalni ravnini (a). Odvisnost skrajnih leg ramenskega obroča od elevacije roke za elevacijo-depresijo (b) in protrakcijo-retrakcijo ramenskega obroča (c).

Skrajne lege ramenskega obroča se v ravnini 45° v odvisnosti od elevacije roke manjšajo na naslednji način (slika 3.6)

$$\alpha_{el} = -0,103 \beta + 33,1^\circ, \quad (3.5)$$

$$\alpha_{de} = 0,011 \beta - 14,2^\circ, \quad (3.6)$$

$$\alpha_{pro} = -0,087 \beta + 31,6^\circ, \quad (3.7)$$

$$\alpha_{re} = 0,067 \beta - 26,3^\circ. \quad (3.8)$$

Skrajne lege ramenskega obroča s kotom elevacije roke padajo, začetne vrednosti linearnih aproksimacij pa so v tej ravnini večje. Vzrok večje gibljivosti je zasuk ravnine lopatice za 30° do 45° naprej glede na frontalno ravnino. Ta rezultat se sklada z drugimi študijami [28, 29, 30], ki poročajo o večji gibljivosti ramenskega obroča v ravnini lopatice. To je delno tudi vzrok, da nekateri raziskovalci raje izvajajo meritve v ravnini lopatice kot pa v anatomskih ravninah.

Elevacija roke v sagitalni ravnini (fleksija), ki je zasukana za 90° glede na frontalno ravnino (slika 3.7), manjša skrajne lege ramenskega obroča po naslednjih linearnih enačbah

$$\alpha_{el} = -0,095 \beta + 32,8^\circ, \quad (3.9)$$

$$\alpha_{de} = 0,020 \beta - 15,0^\circ, \quad (3.10)$$

$$\alpha_{pro} = -0,088 \beta + 32,9^\circ, \quad (3.11)$$

$$\alpha_{re} = 0,069 \beta - 28,4^\circ. \quad (3.12)$$

V tej ravnini je delovno območje ramenskega obroča največje. Gibljivost ramenskega obroča je očitno največja v položajih roke pred telesom.

Elevacija roke v ravnini, zasukani za 135° pred telo glede na frontalno ravnino (slika 3.8), linearno manjša skrajne lege ramenskega obroča takole

$$\alpha_{el} = -0,083 \beta + 28,9^\circ, \quad (3.13)$$

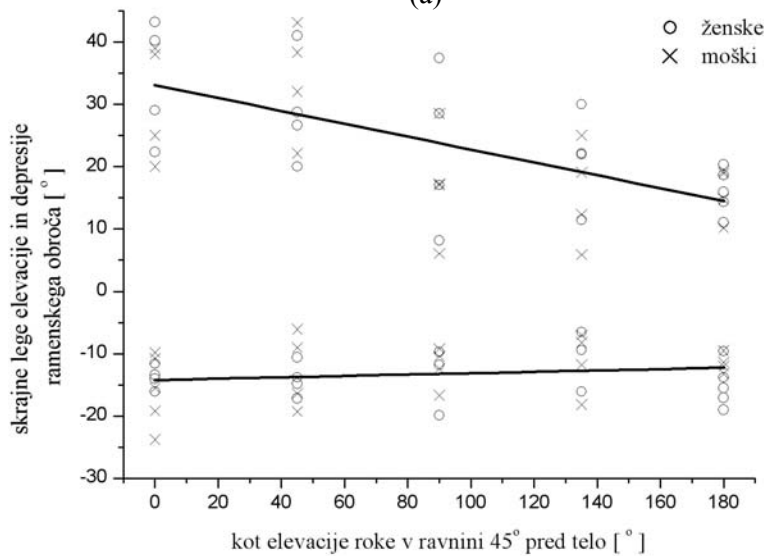
$$\alpha_{de} = 0,010 \beta - 14,2^\circ, \quad (3.14)$$

$$\alpha_{pro} = -0,086 \beta + 27,1^\circ, \quad (3.15)$$

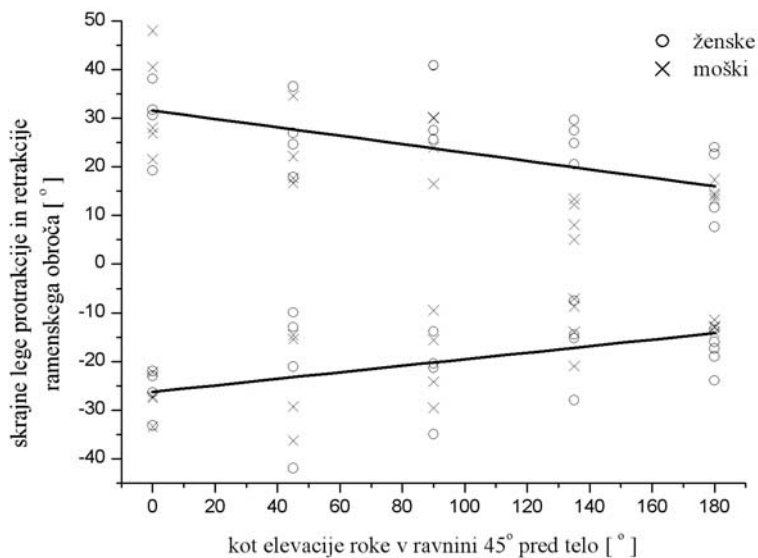
$$\alpha_{re} = 0,060 \beta - 26,1^\circ. \quad (3.16)$$



0° 45° 90° 135° 180°
(a)

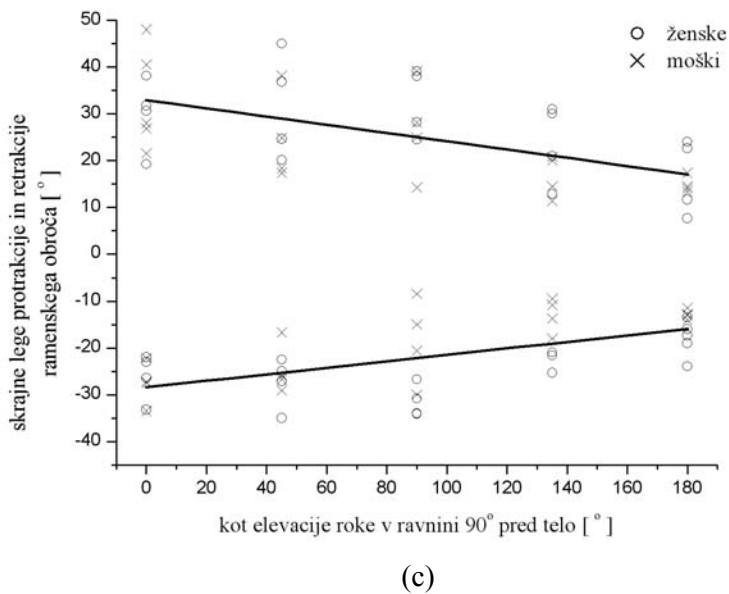
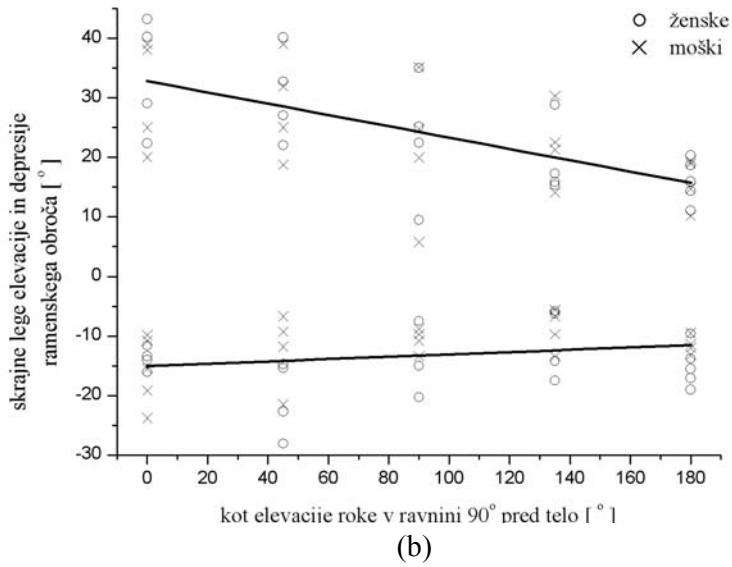
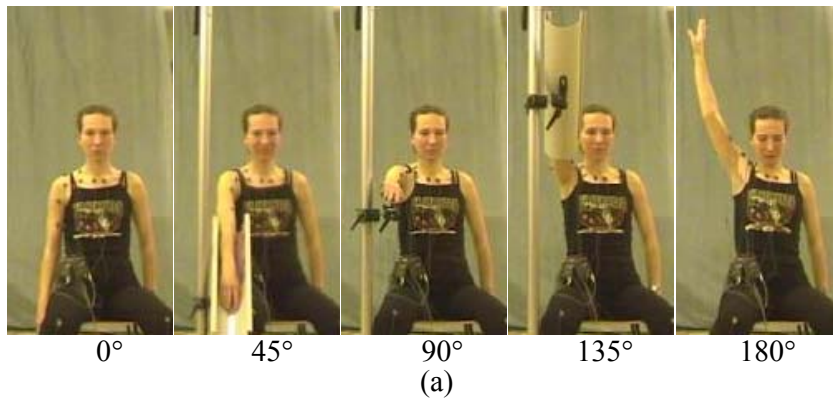


(b)

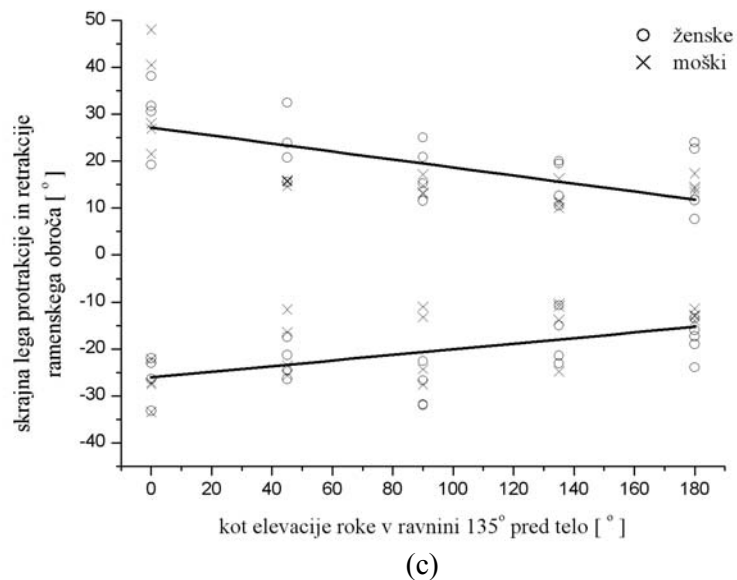
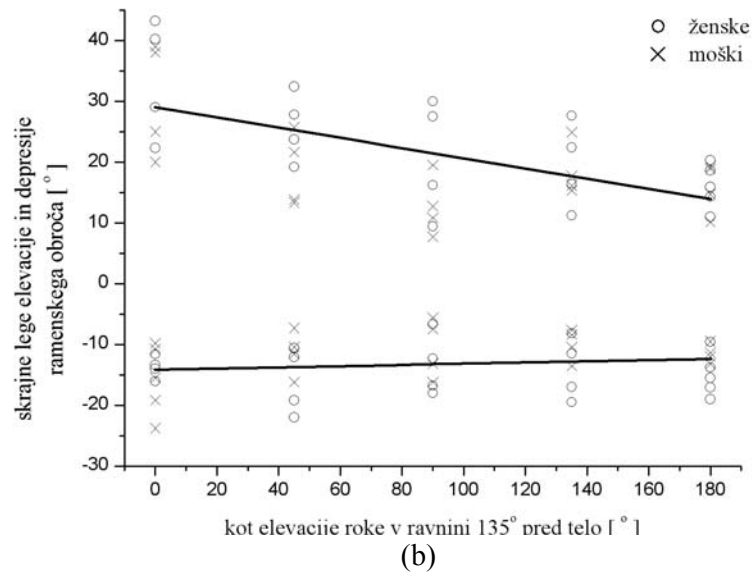
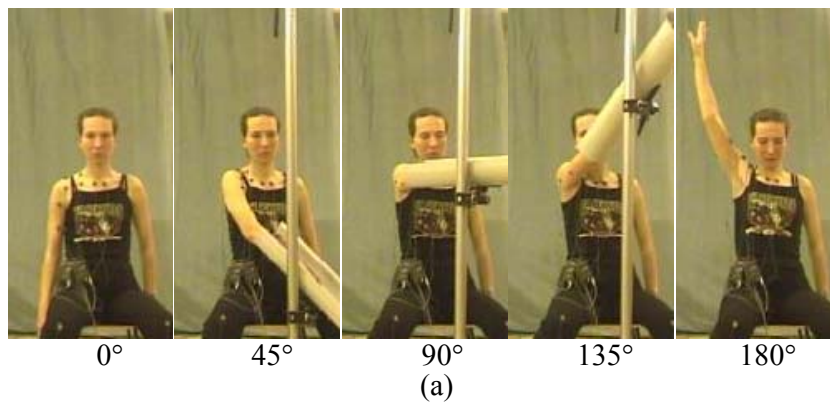


(c)

Slika 3.6: Prikaz meritev delovnega območja ramenskega obroča pri predpisanih položajih elevacije roke v ravnini, zasukani za 45° pred telo (a). Odvisnost skrajnih leg ramenskega obroča od elevacije roke za elevacijo-depresijo (b) in protrakcijo-retrakcijo ramenskega obroča (c).



Slika 3.7: Prikaz meritev delovnega območja ramenskega obroča pri predpisanih položajih elevacije roke v ravnini, zasukani za 90° pred telo (a). Odvisnost skrajnih leg ramenskega obroča od elevacije roke za elevacijo-depresijo (b) in protrakcijo-retrakcijo ramenskega obroča (c).



Slika 3.8: Prikaz meritev delovnega območja ramenskega obroča pri predpisanih položajih elevacije roke v ravnini, zasukani za 135° pred telo (a). Odvisnost skrajnih leg ramenskega obroča od elevacije roke za elevacijo-depresijo (b) in protrakcijo-retrakcijo ramenskega obroča (c).

Elevacija roke v ravnini, zasukani za -45° glede na frontalno ravnino (slika 3.9), linearno manjša skrajne lege ramenskega obroča z naslednjimi zvezami

$$\alpha_{el} = -0,092 \beta + 31,1^\circ, \quad (3.17)$$

$$\alpha_{de} = 0,007 \beta - 13,2^\circ, \quad (3.18)$$

$$\alpha_{pro} = -0,088 \beta + 28,6^\circ, \quad (3.19)$$

$$\alpha_{re} = 0,067 \beta - 27,0^\circ. \quad (3.20)$$

Elevacija roke v sagitalni ravnini za telo (hiperekstenzija), zasukani za -90° glede na frontalno ravnino, ima aktiven gib omejen do 65° , medtem ko lahko roko pasivno dvignemo do 90° . S pomočjo opornice smo pri hiperekstenziji merili do skrajnega giba pasivne elevacije za 90° (slika 3.10). Rezultat je linearno manjšanje skrajnih leg

$$\alpha_{el} = -0,154 \beta + 31,5^\circ, \quad (3.21)$$

$$\alpha_{de} = 0,048 \beta - 14,3^\circ, \quad (3.22)$$

$$\alpha_{pro} = -0,205 \beta + 29,8^\circ, \quad (3.23)$$

$$\alpha_{re} = 0,102 \beta - 27,1^\circ. \quad (3.24)$$

Primerjavo elevacije, depresije, protrakcije in retrakcije ramenskega obroča v odvisnosti od elevacije roke v vseh merjenih vertikalnih ravninah kaže slika 3.11. Delovno območje je največje v sagitalni ravnini. Ta rezultat nekako ustreza sredini delovnega prostora roke.

Zanimal nas je tudi horizontalni presek delovnega prostora roke (slika 3.12.a), kjer smo pričakovali največje vrednosti skrajnih leg na sredini delovnega prostora roke in zmanjšanje skrajnih leg na robu, zato smo izmerjene skrajne lege ramenskega obroča povprečili s kvadratno funkcijo po metodi najmanjših kvadratov (slika 3.12.b)

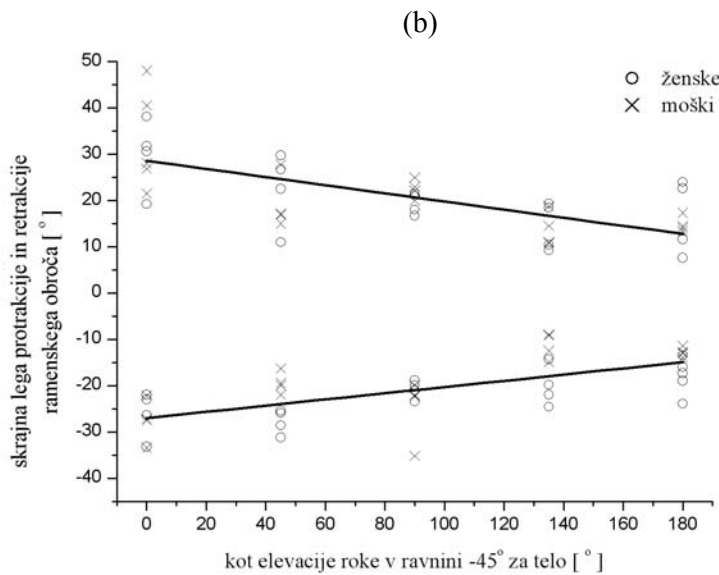
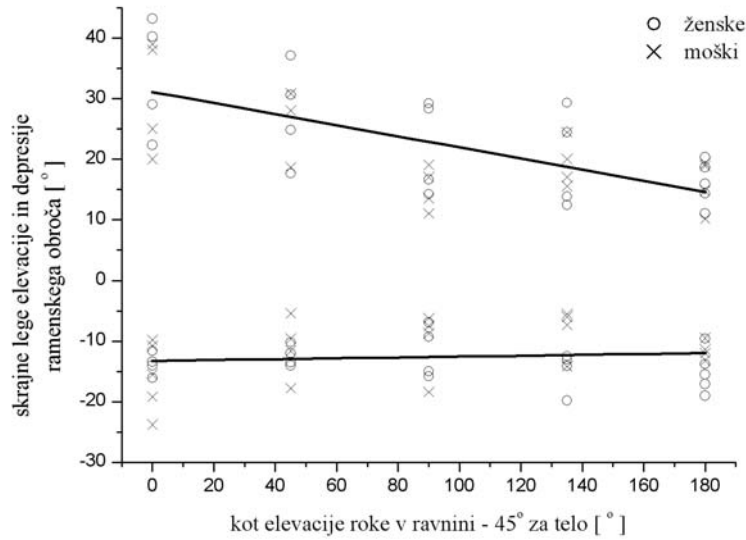
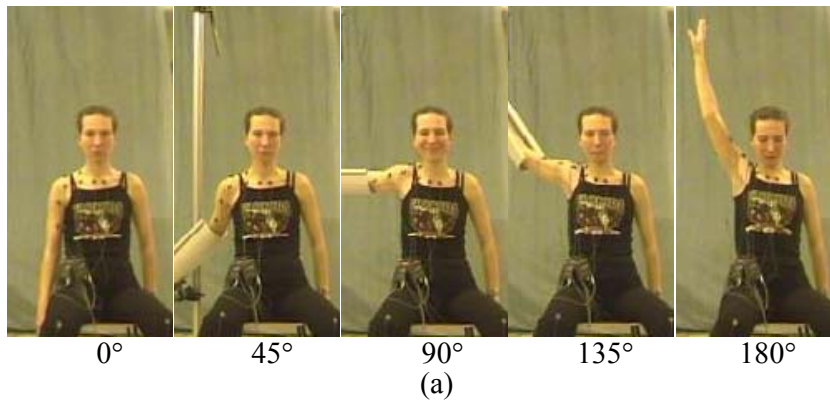
$$\alpha_{el} = 0,000067 \beta_H^2 + 0,00031 \beta_H + 17,83^\circ, \quad (3.25)$$

$$\alpha_{de} = 0,000027 \beta_H^2 - 0,00763 \beta_H - 11,51^\circ, \quad (3.26)$$

$$\alpha_{pro} = -0,000957 \beta_H^2 + 0,07312 \beta_H + 26,47^\circ \text{ in} \quad (3.27)$$

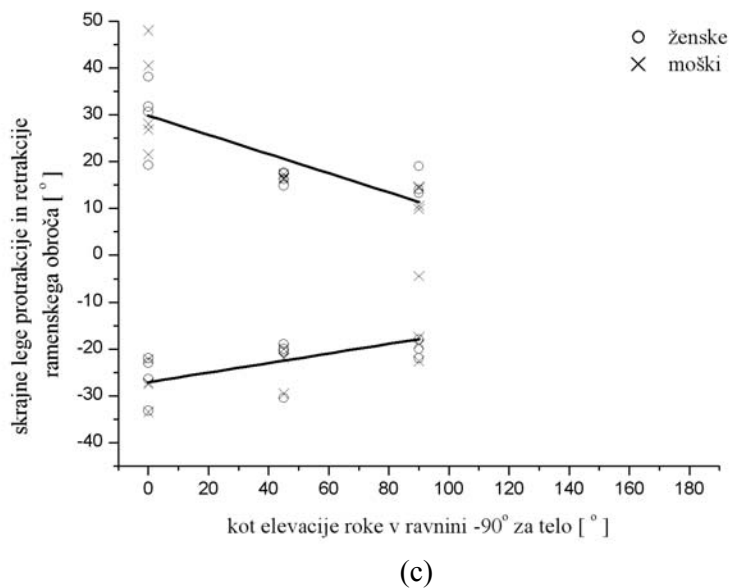
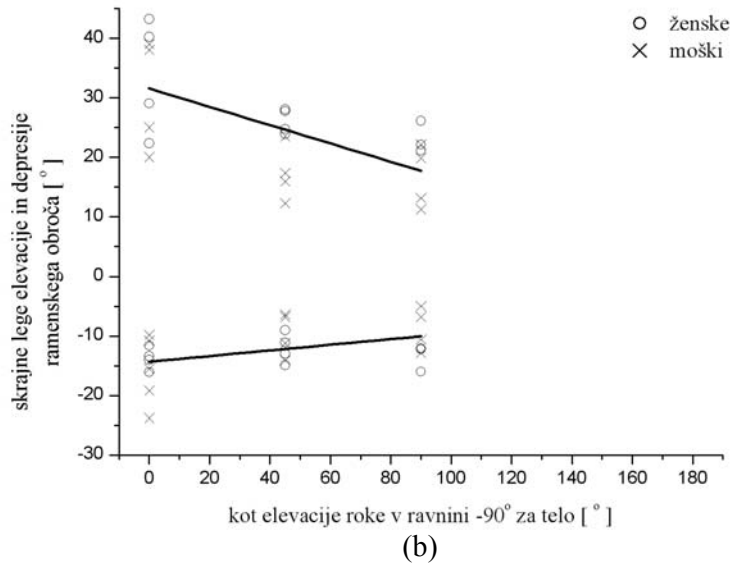
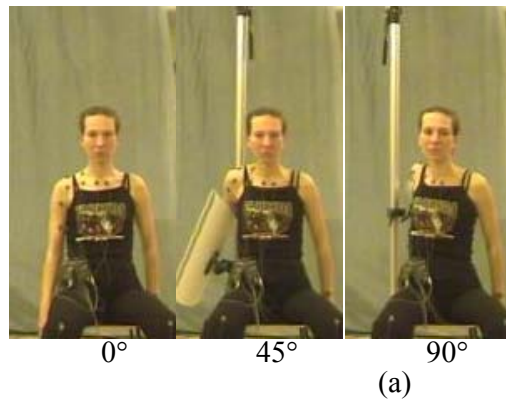
$$\alpha_{re} = -0,000057 \beta_H^2 - 0,0227 \beta_H - 20,36^\circ. \quad (3.28)$$

Te kažejo dokaj konstantne skrajne lege ramenskega obroča za elevacijo in depresijo (slika 3.12.b). Skrajne lege retrakcije ramenskega obroča padajo od položajev roke za telesom proti položajem pred telesom, medtem ko skrajne lege protrakcije ramenskega obroča dosežejo največje vrednosti pri legi roke 45° pred telesom. S predvidevanji se ujema le gib protrakcije.

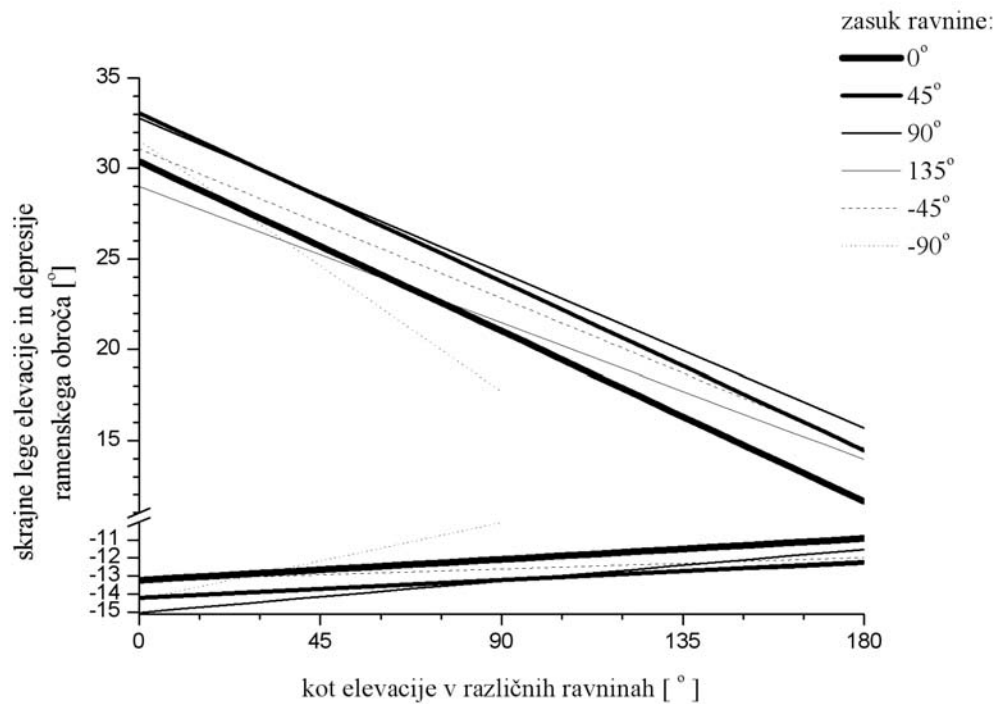


(c)

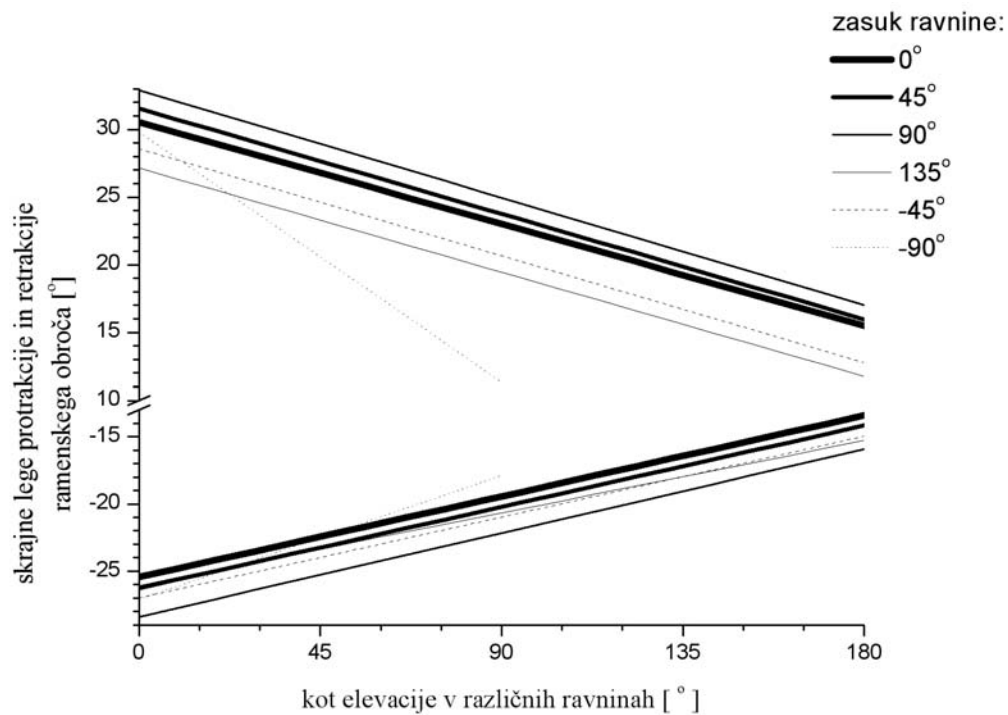
Slika 3.9: Prikaz meritev delovnega območja ramenskega obroča pri predpisanih položajih elevacije roke v ravnini, zasukani za -45° za telo (a). Odvisnost skrajnih leg ramenskega obroča od elevacije roke za elevacijo-depresijo (b) in protrakcijo-retrakcijo ramenskega obroča (c).



Slika 3.10: Prikaz meritev delovnega območja ramenskega obroča pri predpisanih položajih elevacije roke v ravnini, zasukani za -90° za telo (a). Odvisnost skrajnih leg ramenskega obroča od elevacije roke za elevacijo-depresijo (b) in protrakcijo-retrakcijo ramenskega obroča (c).



(a)

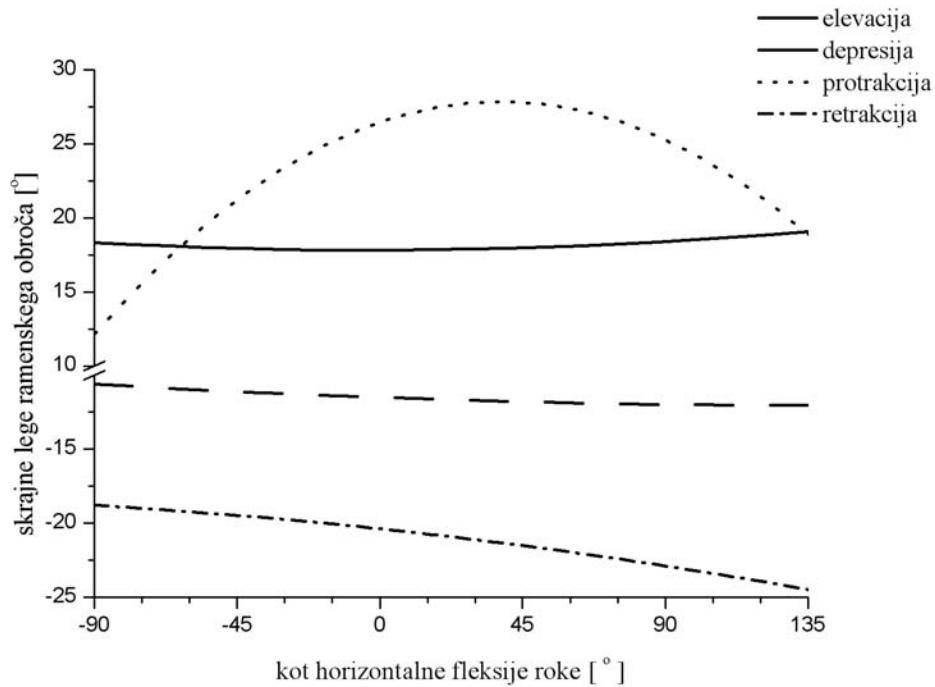


(b)

Slika 3.11: Primerjava odvisnosti skrajnih leg ramenskega obroča za vse vertikalne ravnine elevacije roke glede na začetno lego za elevacijo-depresijo (a) in protrakcijo-retrakcijo ramenskega obroča (b).



(a)



(b)

Slika 3.12: Pogled na gibe v horizontalni ravnini (a). Primerjava odvisnosti skrajnih leg ramenskega obroča v odvisnosti od odklona roke v horizontalni ravnini glede na začetno lego (90° abdukcije roke) za elevacijo-depresijo in protrakcijo-retrakcijo ramenskega obroča (b).

Delovno območje ramenskega obroča je odvisno od pozicije nadlahti. V nižjih položajih nadlahti je večje, proti zgornjemu robu dosegljivosti roke se manjša, pri maksimalni elevaciji roke pa se razpolovi. Skrajne lege ramenskega obroča v splošnem dosežejo največje vrednosti na sredini delovnega prostora roke - v sagitalni ravnini.

4. Dolžina ramenskega obroča

Razdalja $d(S,G)$ je dolžina ramenskega obroča, njena vrednost v začetni legi je d_o . Opazovali smo odvisnost d/d_o od odklona ramenskega obroča α in odklona roke β med gibanjem v anatomskih ravninah. Zaradi odvisnosti ramenskega obroča od položaja nadlahtnice smo gibe ramenskega obroča ločeno opazovali za primera, ko roka miruje ob telesu (elevacija, depresija, protrakcija in retrakcija) in ko ramenski obroč sledi gibanju roke (abdukcija-adukcija, fleksija-ekstenzija, hiperekstenzija, horizontalna fleksija in horizontalna hiperekstenzija).

Rezultate meritev petkratne ponovitve gibov smo prikazali s sivimi krivuljami, s črno krivuljo pa je aproksimirana dolžina d za povprečno osebo. Začetna povprečna vrednost (v začetni legi rame 0°) je enaka d_o , končna vrednost pa je povprečje d pri vseh merjenih osebah. Vmesne vrednosti smo izračunali s funkcijo (kvadratno ali linearno), ki se najbolj sklada z izmerjenimi podatki.

4.1. Gibanje ramenskega obroča, ko roka miruje ob telesu

Spreminjanje dolžine ramenskega obroča za gibe ramenskega obroča, ko roka miruje ob telesu, smo opazovali v odvisnosti od kota odmika ramenskega obroča α v frontalni ravnini in horizontalni ravnini. Med elevacijo se ramenski obroč linearno krajša. V skrajni legi 35° navzgor se skrči za 14% začetne dolžine (slika 4.1.a). To podaja linearna enačba

$$d/d_o = -0,0040 \alpha_{el} + 1 . \quad (4.1)$$

Pri simetrični elevaciji obeh ramen do skrajne lege 31° navzgor pa se skrči za 17% začetne dolžine (slika 4.1.b) po linearni enačbi

$$d/d_o = -0,0057 \alpha_{el} + 1 . \quad (4.2)$$

Depresija linearno daljša ramenski obroč do skrajne lege -14° navzdol z 8% raztezanjem začetne dolžine (slika 4.2.a) takole

$$d/d_o = -0,0060 \alpha_{de} + 1 , \quad (4.3)$$

depresija obeh hkrati pa odkloni ramenski obroč do -10° s 7% raztezkom začetne dolžine (slika 4.2.b) po linearni zvezi

$$d/d_o = -0,0065 \alpha_{de} + 1 . \quad (4.4)$$

Linearni zvezi relativnega spreminjanja dolžine ramenskega obroča pri elevaciji (4.1) in depresiji (4.3) v frontalni ravnini imata zelo podobna naklona, zato smo ju povezali (slika 4.3.a)

$$d/d_o = -0,0045 \alpha_{el-de} + 1 , \quad (4.5)$$

kar velja v območju od -14° do 35° . Pri simetričnem gibanje obeh ramen (4.2) in (4.4) sta združeni v linearno enačbo (slika 4.3.b)

$$d/d_o = -0,0061 \alpha_{el-de} + 1 \quad (4.6)$$

v območju od -10° do 31° . Raztezek ramenskega obroča je pri gibanju ene rame manjši kot pri gibanju obeh ramen hkrati.

Dolžina ramenskega obroča se pri protrakciji ene rame v skrajno lego 30° naprej linearno podaljša s 5% raztezkom začetne dolžine (slika 4.4.a)

$$d/d_o = 0,0016 \alpha_{pro} + 1 , \quad (4.7)$$

simetrična protrakcija obeh ramen do skrajne lege 28° pa s 6% raztezkom (slika 4.4.b)

$$d/d_o = 0,0023 \alpha_{pro} + 1 . \quad (4.8)$$

Retrakcija ramenskega obroča do -25° nazaj skrajša ramenski obroč za 6% (slika 4.5.a) linearno

$$d/d_o = 0,0021 \alpha_{re} + 1 . \quad (4.9)$$

Simetrična retrakcija obeh ramen do skrajne lege -23° ramenska obroča skrajša za 8% (slika 4.5.b) po linearni enačbi

$$d/d_o = 0,0035 \alpha_{re} + 1 . \quad (4.10)$$

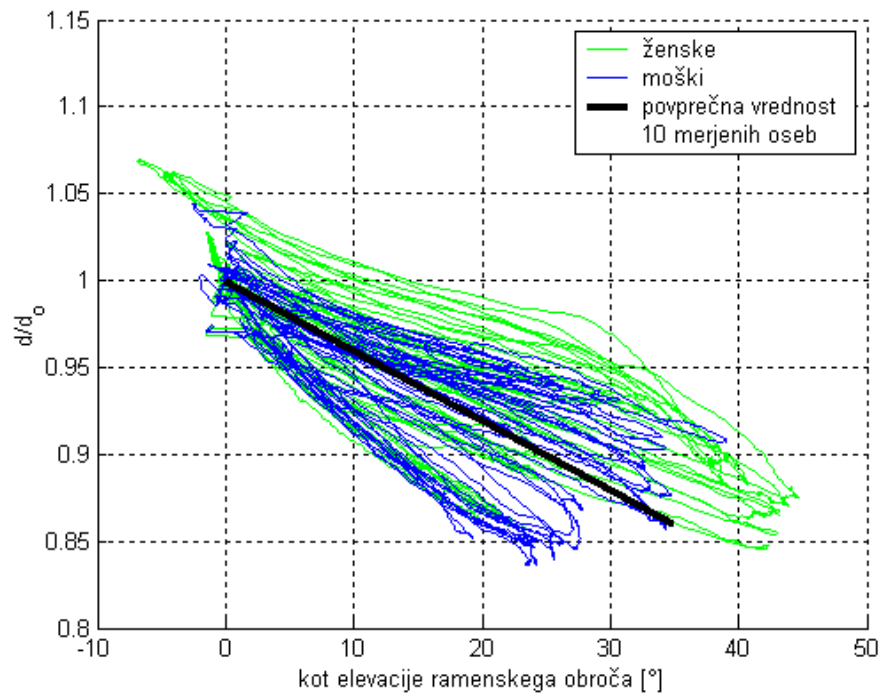
Tudi tu sta linearni zvezi spreminjanja dolžine ramenskega obroča med protrakcijo (4.7) in retrakcijo (4.9) podobni in smo ju na horizontalnem delovnem območju združili v skupno linearno odvisnost. Gibanje ene rame podaja linearna enačba (slika 4.6.a)

$$d/d_o = 0,0020 \alpha_{pro-re} + 1 \quad (4.11)$$

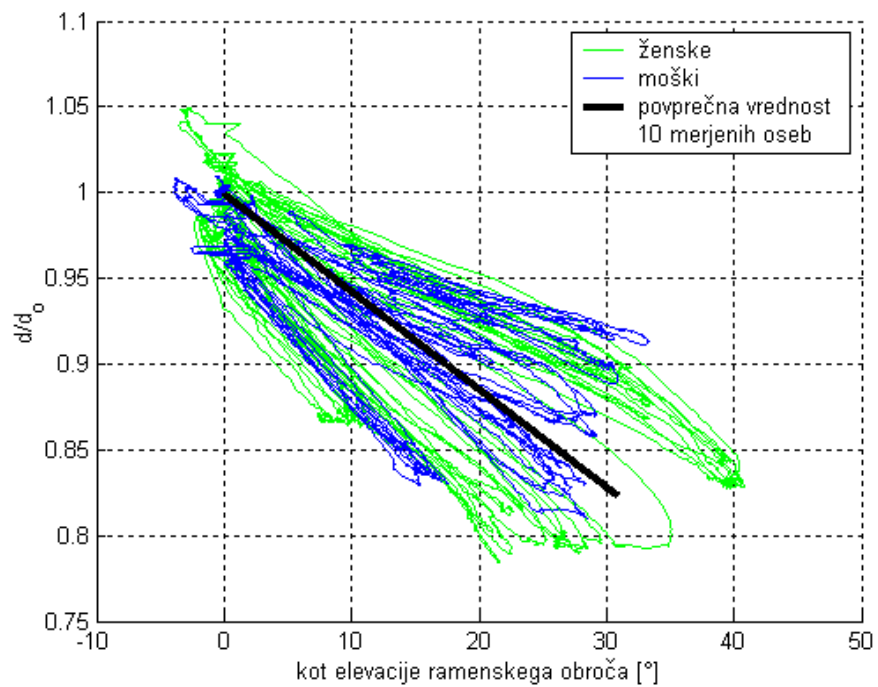
na horizontalnem območju od -25° do 30° . Simetrično gibanje obeh ramen (4.8) in (4.10) na horizontalnem območju od -23° do 28° (slika 4.6.b) podaja naslednji izraz

$$d/d_o = 0,0028 \alpha_{pro-re} + 1 . \quad (4.12)$$

Tudi v horizontalni ravnini je raztezek ramenskega obroča pri gibanju ene rame manjši kot pri gibanju obeh ramen hkrati.

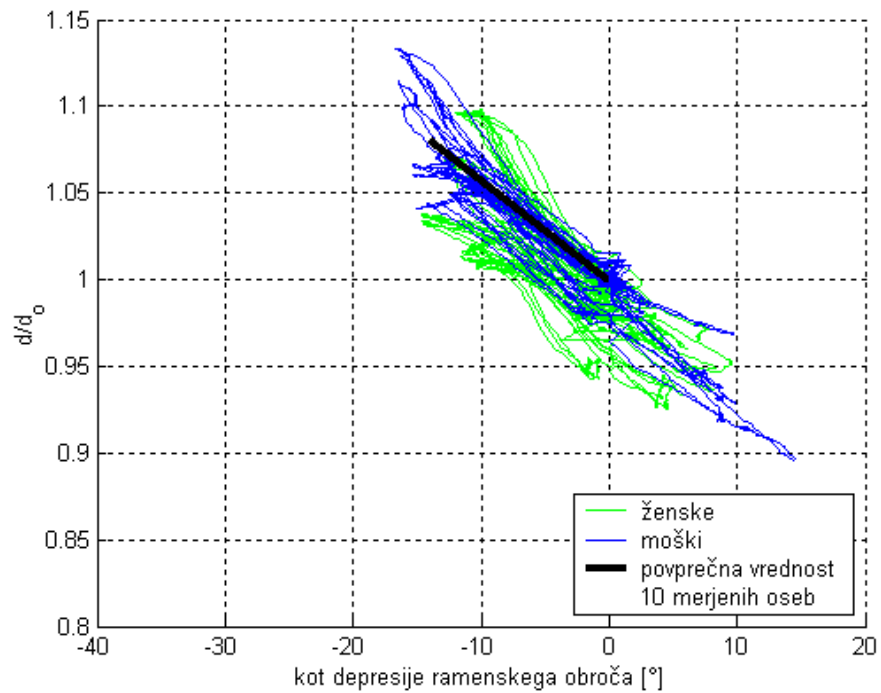


(a)

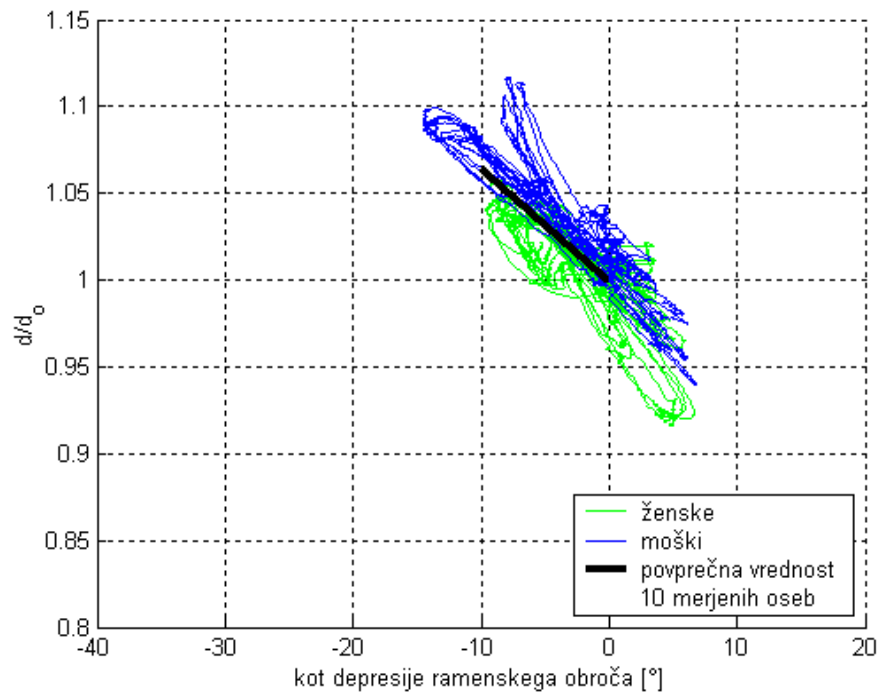


(b)

Slika 4.1: Ocena matematične zveze spreminjanja dolžine ramenskega obroča d/d_o v odvisnosti od kota elevacije ramenskega obroča α_{el} za gibanje ene rame (a) in simetrično gibanje obeh ramen (b).

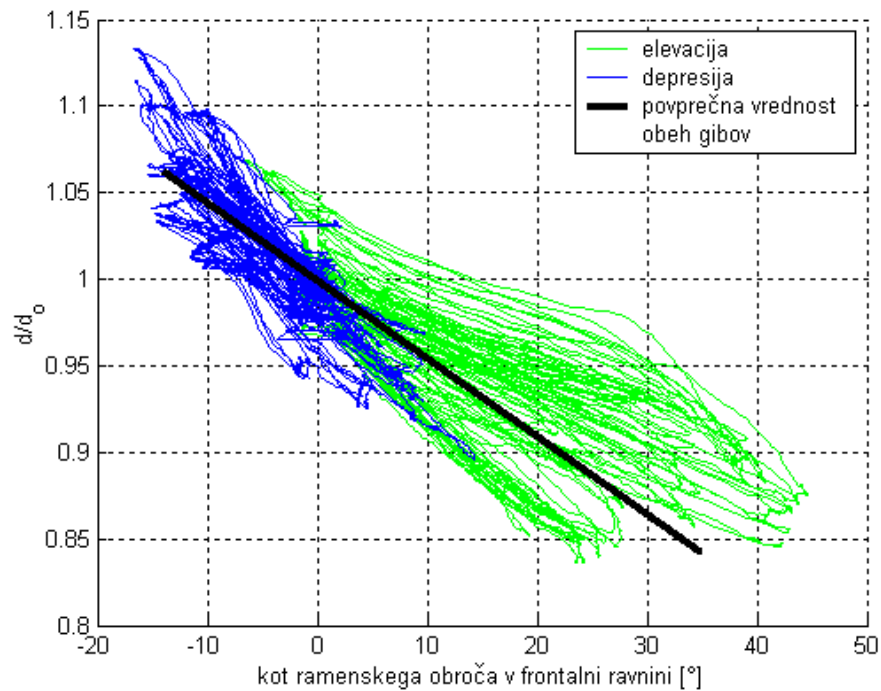


(a)

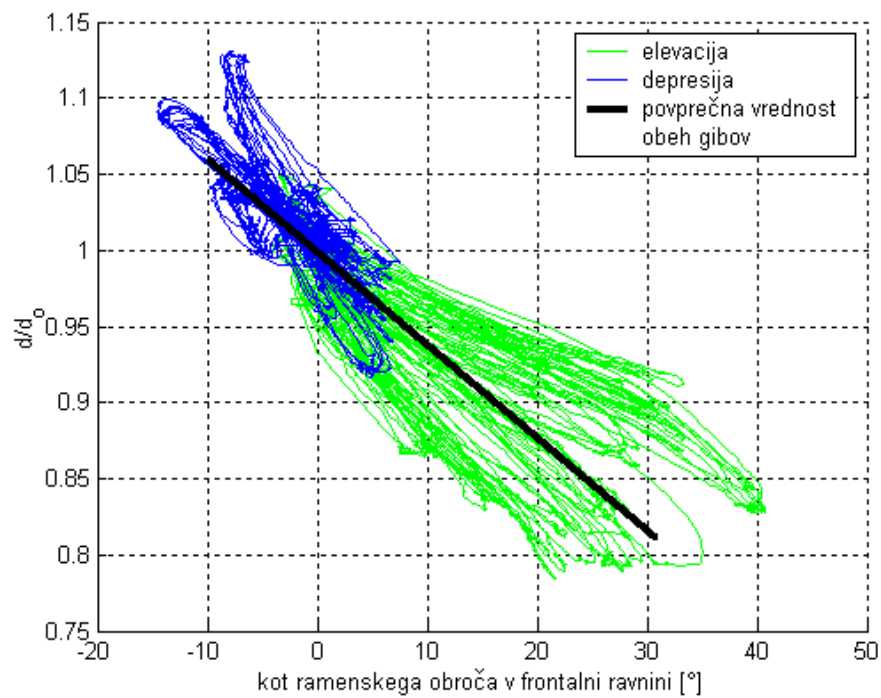


(b)

Slika 4.2: Ocena matematične zveze spreminjanja dolžine ramenskega obroča d/d_o v odvisnosti od kota depresije ramenskega obroča α_{de} za gibanje ene rame (a) in simetrično gibanje obeh ramen (b).

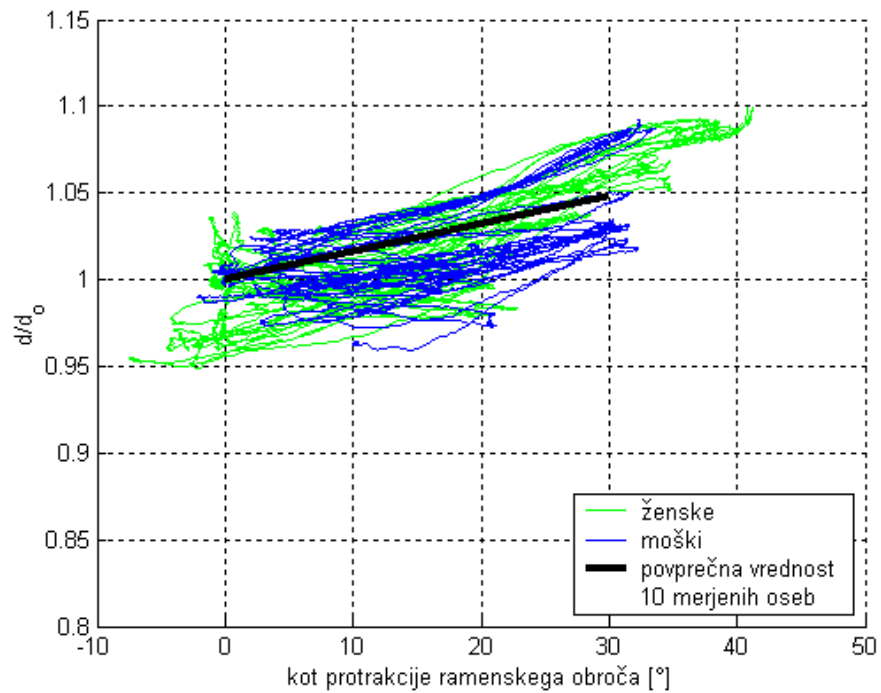


(a)

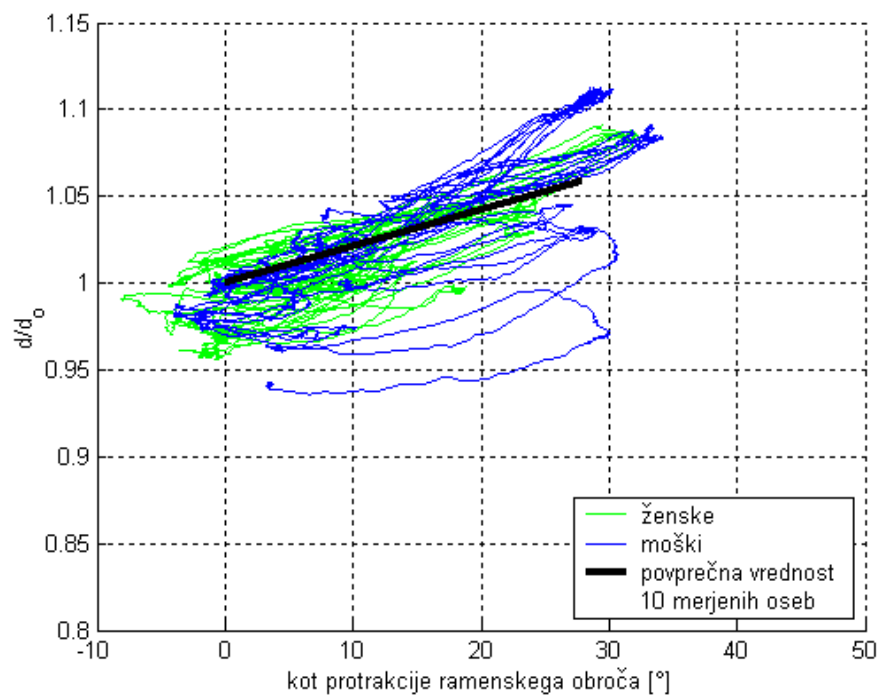


(b)

Slika 4.3: Ocena matematične zveze spreminjanja dolžine ramenskega obroča d/d_0 v odvisnosti od kota ramenskega obroča v frontalni ravnini (elevacija-depresija) α_{el-de} za gibanje ene rame (a) in simetrično gibanje obeh ramen (b).

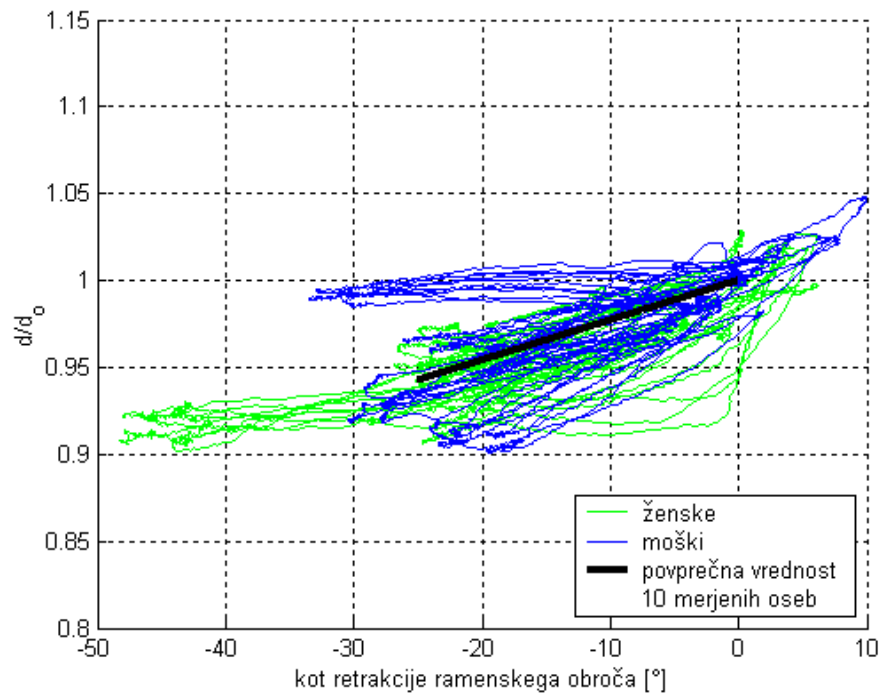


(a)

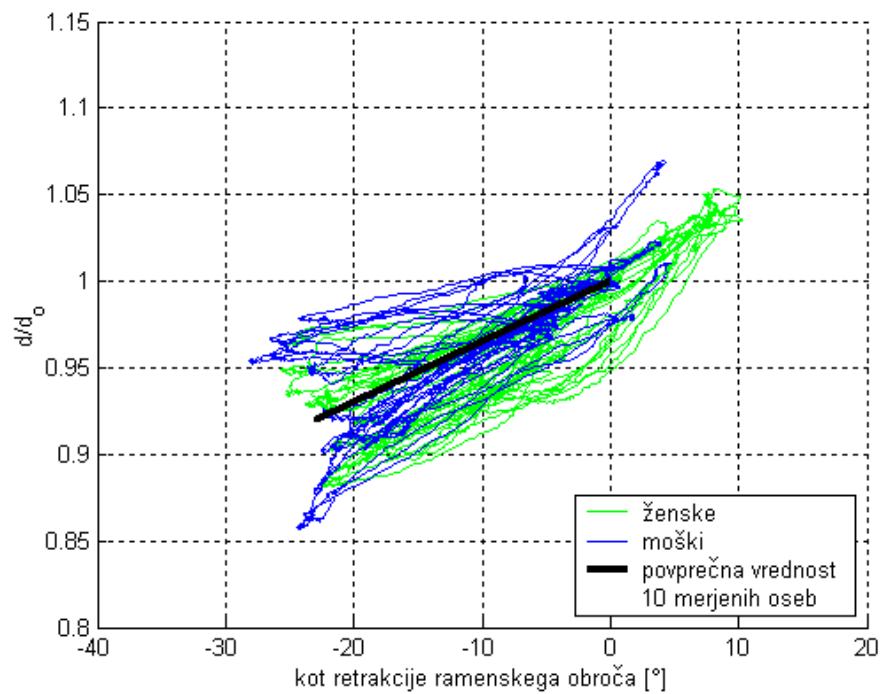


(b)

Slika 4.4: Ocena matematične zveze spreminjanja dolžine ramenskega obroča d/d_0 v odvisnosti od kota protrakcije ramenskega obroča α_{pro} za gibanje ene rame (a) in simetrično gibanje obeh ramen (b).

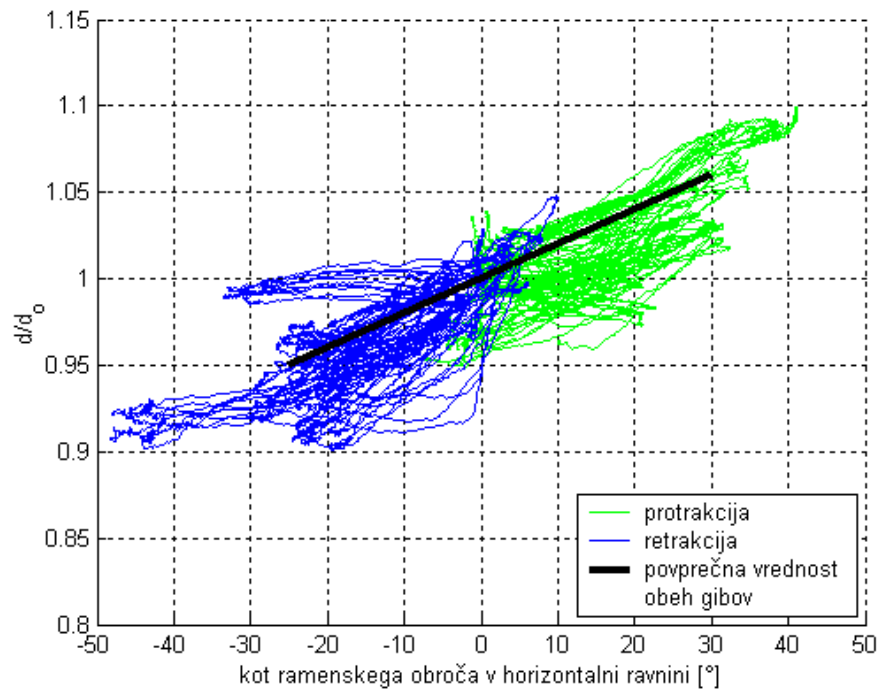


(a)

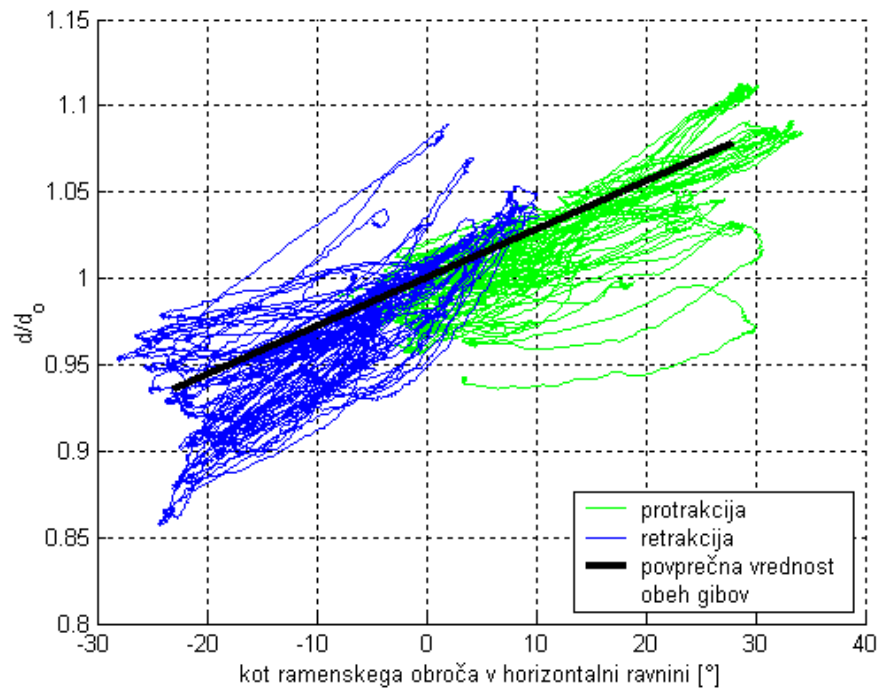


(b)

Slika 4.5: Ocena matematične zveze spreminjanja dolžine ramenskega obroča d/d_o v odvisnosti od kota retrakcije ramenskega obroča α_{re} za gibanje ene rame (a) in simetrično gibanje obeh ramen (b).



(a)

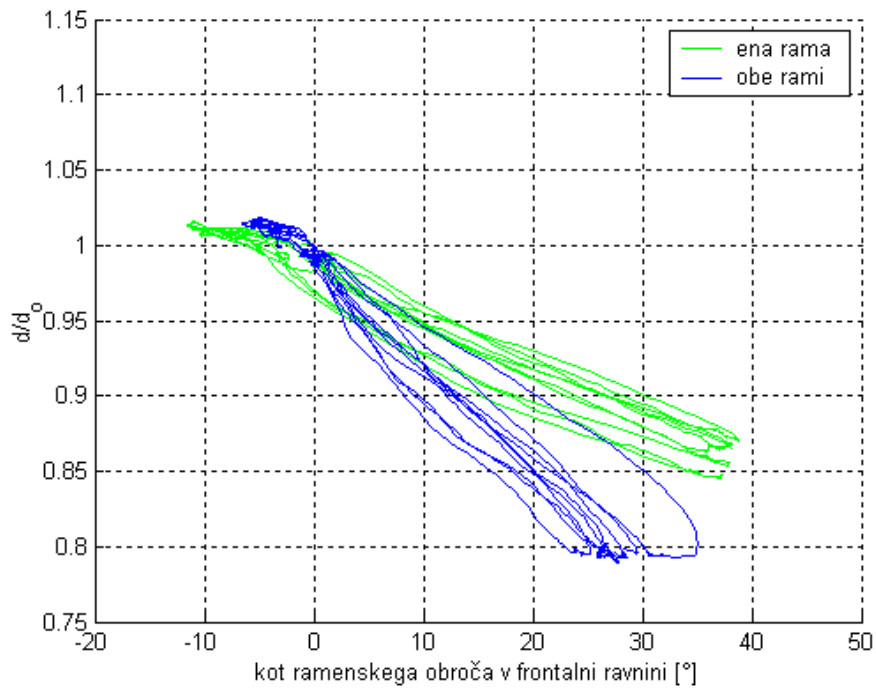


(b)

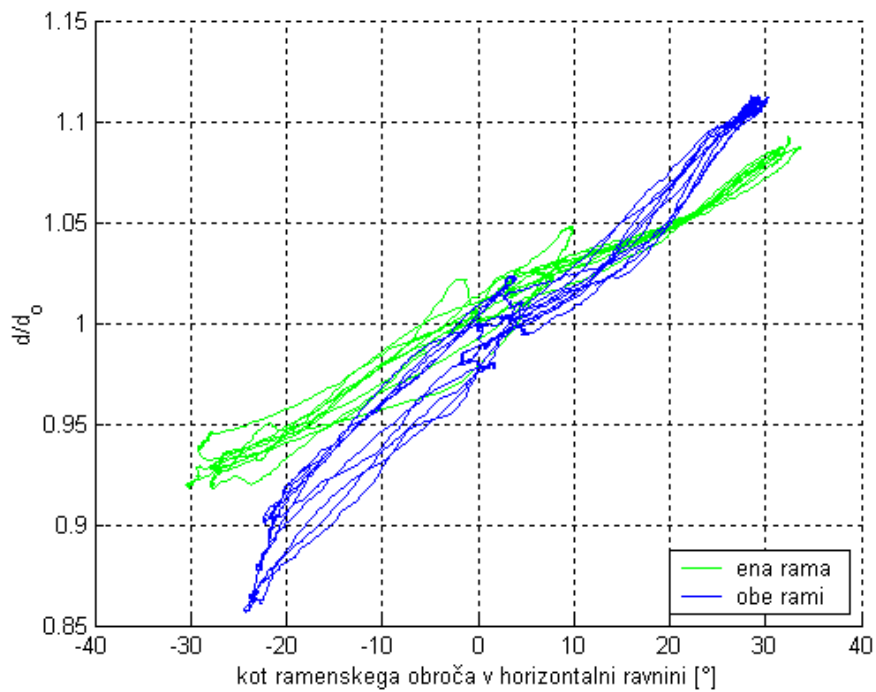
Slika 4.6: Ocena matematične zveze spreminjanja dolžine ramenskega obroča d/d_0 v odvisnosti od kota ramenskega obroča v horizontalni ravnini (protrakcija-retrakcija) $\alpha_{\text{pro-re}}$ za gibanje ene rame (a) in simetrično gibanje obeh ramen (b).

Pri ponavljanju istega giba se ta ne izvede povsem enako. Lega 0° in $d/d_o = 1$ se zato ponovi le približno. Največji odstopanji pri vračanju v začetno lego sta opazni pri depresiji (slika 4.2) in retrakciji (slika 4.5).

Rezultati spreminjanja dolžine ramenskega obroča, ko roka miruje ob telesu, imajo linearne zveze z odklonom v ramenskem obroču. Dolžina se pri elevaciji in retrakciji krajša, pri depresiji in protrakciji pa daljša. Spreminjanje dolžine ramenskega obroča ima isto linearno funkcijo pri gibih v frontalni ravnini (elevacija in depresija) in isto linearno funkcijo pri gibih v horizontalni ravnini (protrakcija in retrakcija). Med spoloma ni bistvenih razlik. Razlike so bolj očitne, če se gib izvaja z eno ramo ali simetrično z obema. Naklon premice se pri gibanju obeh ramen poveča, kar je za eno osebo prikazano na sliki 4.7. Delovno območje ramenskega obroča pri gibanju obeh ramen hkrati je manjše, večja pa so krčenja-raztezanja dolžine ramenskega obroča.



(a)



(b)

Slika 4.7: Primerjava spreminjanja dolžine ramenskega obroča d/d_o v odvisnosti od kota ramenskega obroča α za gibanje ene rame in simetrično obeh ramen v frontalni ravnini (elevacija-depresija) (a) in v horizontalni ravnini (protrakcija-retrakcija) (b) za izbrano osebo.

4.2. Gibanje ramenskega obroča, ko ta sledi gibanju roke

Spreminjanje dolžine ramenskega obroča, ko roka miruje ob telesu, je linearno odvisno od odklona v ramenskem obroču. Kadar pa se poleg ramenskega obroča giblje tudi roka, so ti odnosi drugačni. Opazovali smo gibe v vseh treh anatomskih ravninah: abdukcijo-adukcijo v frontalni ravnini, fleksijo-ekstenzijo-hiperekstenzijo v sagitalni ravnini in horizontalno fleksijo-ekstenzijo-hiperekstenzijo v horizontalni ravnini. Tokrat nas je poleg odvisnosti spreminjanja dolžine ramenskega obroča od kota odklona ramenskega obroča α zanimala tudi odvisnost obeh od kota odklona roke β . Ramenski ritem so največkrat raziskovali pri abdukciji in fleksiji [1, 2, 4, 21, 28, 29, 30, 33]. Naši rezultati se s temi pretežno ujemajo. Pričakovali smo razliko med dviganjem in spuščanjem roke, tako kot v [21], vendar je ta zanemarljiva.

Spreminjanje dolžine ramenskega obroča pri abdukciji-adukciji roke v odvisnosti od elevacije ramenskega obroča α_{el} ima kvadratno zvezo pri gibanju ene roke (slika 4.8.a)

$$d/d_o = -0,000056 \alpha_{el}^2 - 0,0029 \alpha_{el} + 1 \quad (4.13)$$

in pri gibanju simetrično obeh rok (slika 4.8.b)

$$d/d_o = -0,000082 \alpha_{el}^2 - 0,0034 \alpha_{el} + 1 . \quad (4.14)$$

Pri gibanju ene roke se ramenski obroč v frontalni ravnini odkloni za 53° in skrči za 31%, medtem ko se ramenski obroč pri simetričnem gibanju obeh ramen odkloni le do 48° in skrči do 35%. Oba načina gibanja kažeta kvadratno zvezo konkavne oblike, ki ima na začetku gibanja manjše krčenje, po dvigu ramenskega obroča za 25° pa se naklon krivulje poveča.

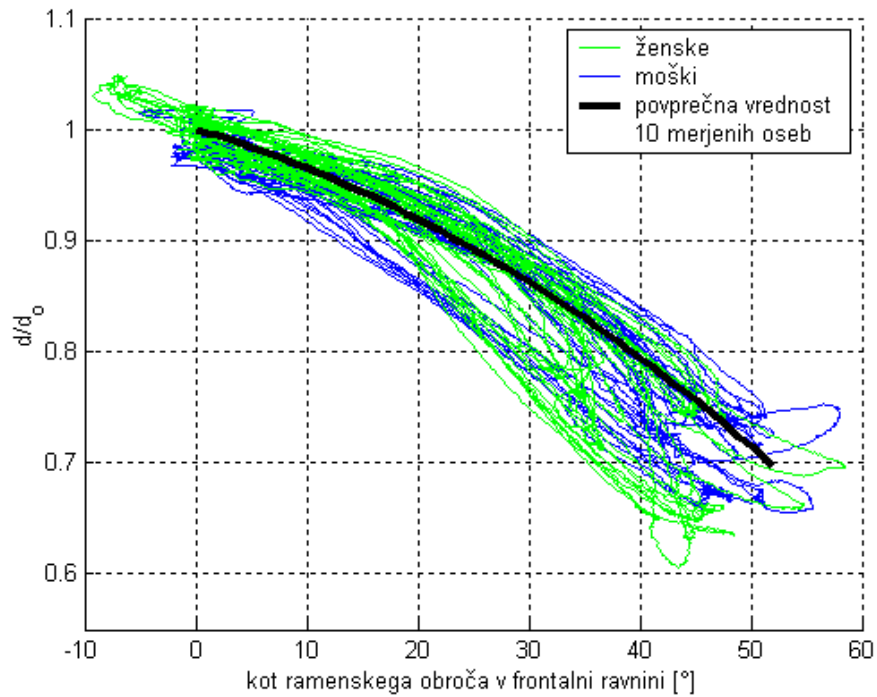
V raziskavah [1] in [29] so pri elevaciji roke v frontalni ravnini določili delež elevacije lopatice na 60° , v ravnini lopatice pa na $63,8^\circ$. To približno ustreza kotu elevacije akromiona 50° [21] in našim rezultatom, kjer smo elevacijo ramenskega obroča v frontalni ravnini ocenili na 53° .

Dolžina ramenskega obroča pri abdukciji roke v odvisnosti od kota elevacije roke β pri gibanju ene roke (slika 4.9.a) podaja izraz

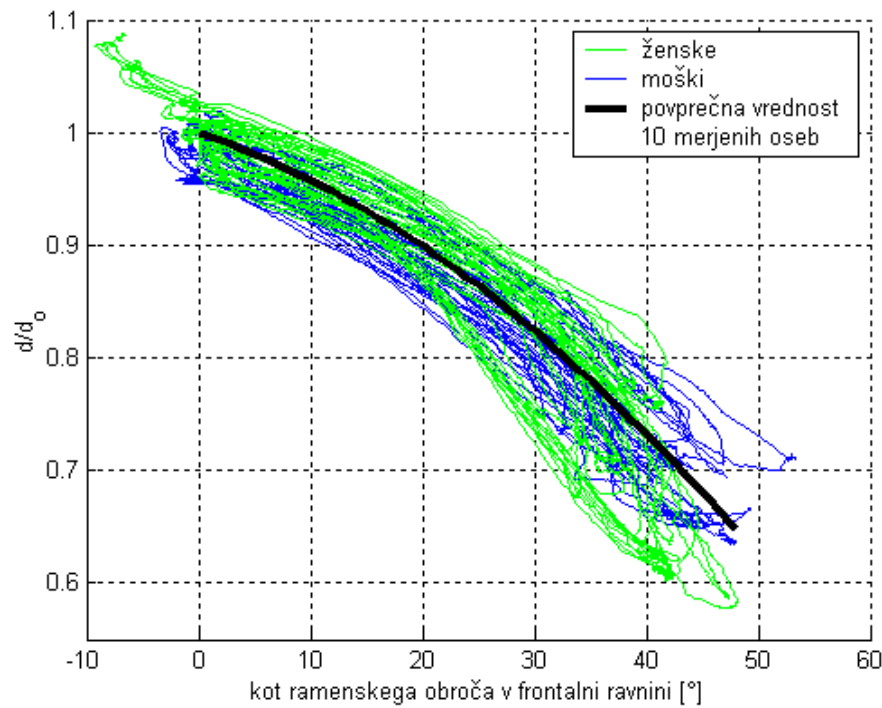
$$d/d_o = -0,000014 \beta^2 + 0,00039 \beta + 1 , \quad (4.15)$$

pri simetričnem gibanju obeh ramen (slika 4.9.b) pa

$$d/d_o = -0,000014 \beta^2 + 0,00013 \beta + 1 . \quad (4.16)$$

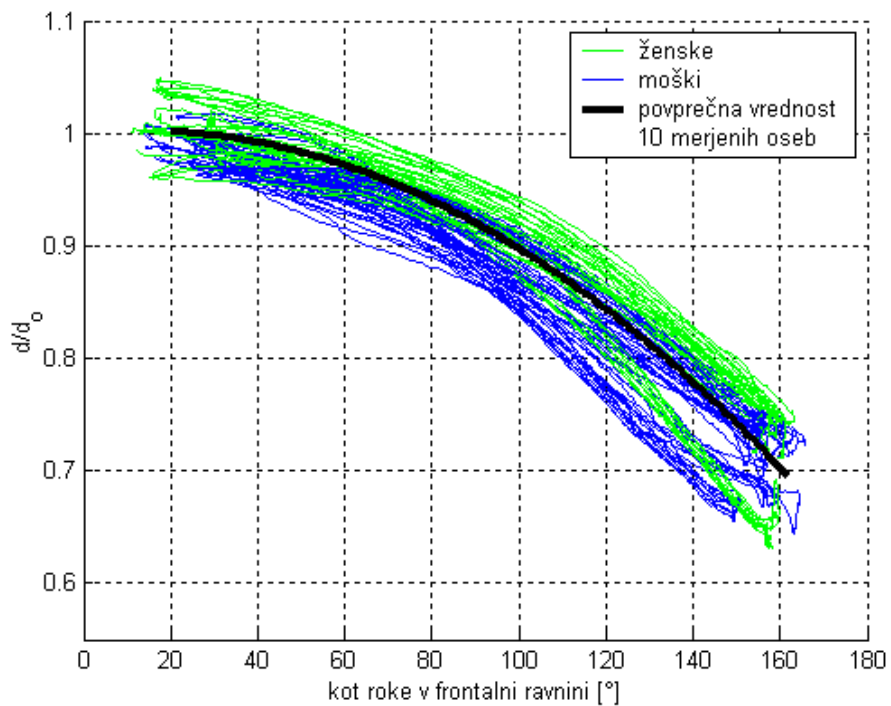


(a)

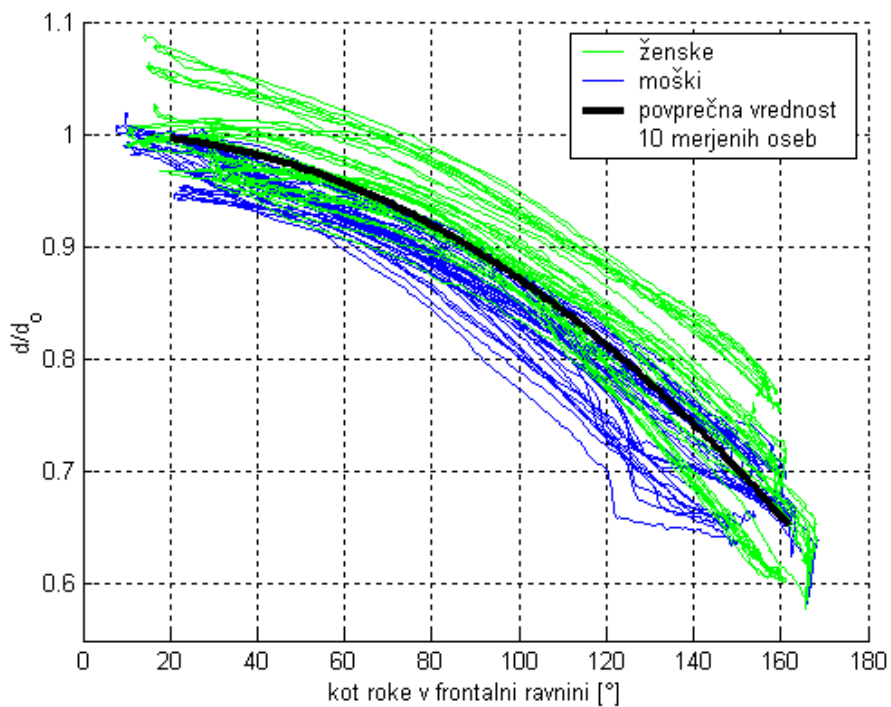


(b)

Slika 4.8: Ocena matematične zveze med dolžino ramenskega obroča d/d_o in elevacijo ramenskega obroča α_{el} pri abdukciji-adukciji ene roke (a) in simetrično obeh rok (b).



(a)



(b)

Slika 4.9: Ocena matematične zveze med dolžino ramenskega obroča d/d_0 in elevacijo roke β pri abdukciji-adukciji ene roke (a) in simetrično obeh rok (b).

Krajšanje dolžine ramenskega obroča z naraščanjem kota elevacije roke (slika 3.21) podpirajo rentgenske meritve položaja akromiona vsakih 15° elevacije roke, objavljene v [2]. Rezultati, objavljeni v [21, 33], kažejo na konkaven značaj krivulje $d/d_o(\beta)$, kar pomeni, da je krajšanje dolžine ramenskega obroča vse bolj izrazito z naraščanjem kota elevacije roke. Ugotovili smo, da je točka, v kateri se naklon krivulje značilno spremeni, približno pri elevaciji roke 100°, kar se ujema s [21]. To je tako imenovana prelomna točka elevacije roke glede na aktivnost mišic, ki izvajajo elevacijo roke in skrbijo za stabilnost ramenskega kompleksa. V položaju dviga roke za 100° sta osi nadlahti in ramenskega obroča vzporedni.

Kot elevacije roke smo računali glede na vertikalno os skozi glenohumeralni sklep, ki ima v začetni legi roke odklik v povprečju 15°. Izmerjena maksimalna elevacija roke pri abdukciji se približa 170°, povprečno 166°, kar se ujema v [1, 21, 28, 29, 30, 33]. Za dvig roke do 180° je namreč potrebno usločiti hrbtenico.

Ramenski ritem smo izrazili kot odvisnost elevacije ramenskega obroča α_{el} od kota elevacije roke β v frontalni ravnini. V začetni fazi elevacije roke do 30° je prispevek elevacije ramenskega obroča zelo majhen. To je t.i. pripravljalna faza [1, 2, 30] (prikazana je na slikah 4.10 za izbrano osebo). Ramenski obroč se začne dvigovati nad 30° elevacije roke, kjer se pokaže konstantno razmerje med prispevkom ramenskega obroča in glenohumeralnega sklepa (slika 4.10). Gibanje ene roke podaja linearna enačba

$$\alpha_{el} = 0,38 \beta - 11,5^\circ \quad (4.17)$$

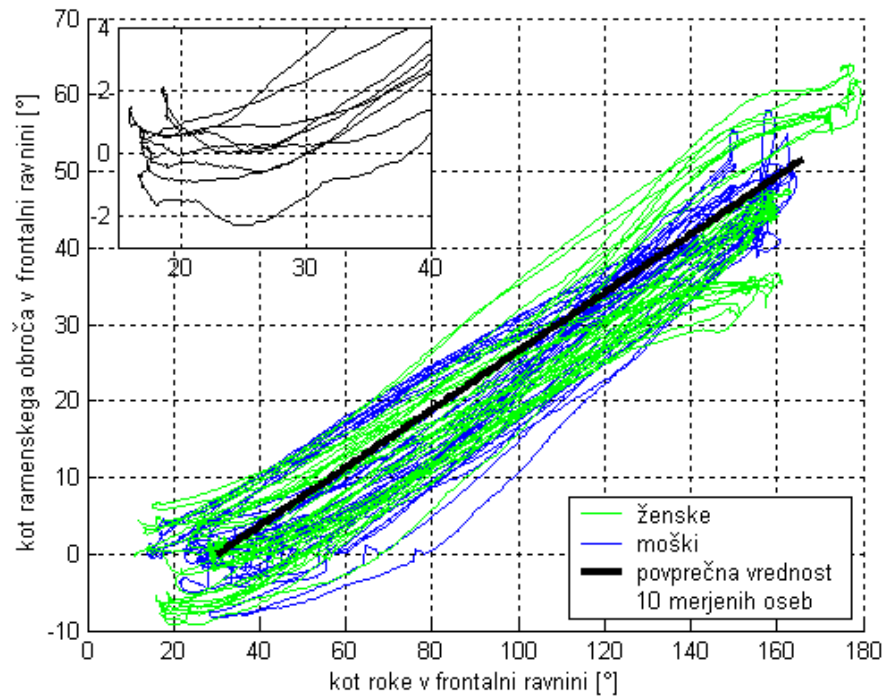
in simetrično gibanje obeh rok

$$\alpha_{el} = 0,36 \beta - 10,8^\circ . \quad (4.18)$$

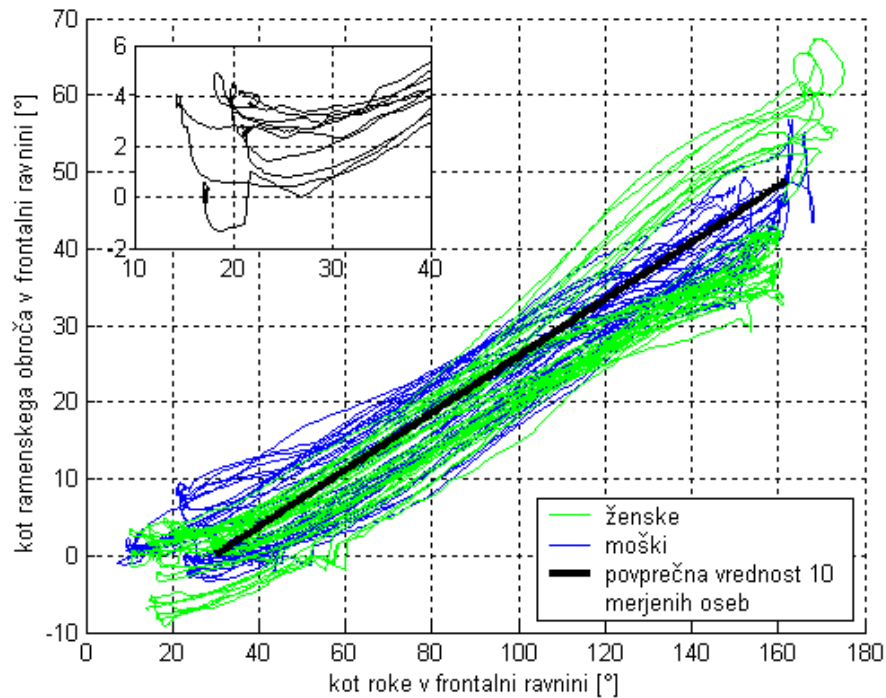
Konstantno razmerje 0,38 med prispevkom dviga ramenskega obroča in dviga nadlahtnice je med 30° in 166° elevacije roke. Ta vrednost je primerljiva z rentgensko izmerjenimi rezultati, če jo gledamo tako, da glenohumeralni sklep prispeva 113° in ramenski obroč 53° k celotni elevaciji roke 166°. To daje približno razmerje 2:1 [1, 4, 28, 30].

Ujemanje je večje pri simetričnem gibanju obeh rok (slika 4.10.b) kot pri gibanju ene same roke. Pri slednjem imajo merjene osebe različne pripravljalne faze (nekateri pred in nekateri po 30°), zato pa so nakloni krivulj po pripravljalni fazi drugačni (slika 4.10 a). V primeru, da ne upoštevamo pripravljalne faze, bi spreminjanje kota elevacije ramenskega obroča v odvisnosti od elevacije roke aproksimirali s kvadratno enačbo kot v [21].

Pri abdukciji se roka dviguje le v frontalni ravnini, medtem ko se ramenski obroč dviguje v frontalni ravnini, se odklanja nazaj v horizontalni ravnini, lateralni konec pa se tudi zavrti



(a)



(b)

Slika 4.10: Ocena matematične zveze med elevacijo ramenskega obroča α_{el} in elevacijo roke β v frontalni ravnini za gibanje ene roke (a) in simetrično gibanje obeh (b), s podrobnim prikazom pripravljalne faze abdukcije levo zgoraj.

okoli lastne osi glede na začetno lego. V delu smo upoštevali le odklanjanje ramenskega obroča v ravnini gibanja roke, več o prispevkih odklonov v preostalih dveh ravninah ramenskega obroča, ko ta sledi gibanju roke, pa je v prilogi C.

Meritve kažejo, da se pri elevaciji roke v sagitalni ravnini (fleksija) ramenski obroč najprej odklanja naprej (protrakcija) do 60° elevacije roke (sliki 4.11 in 4.13) (to je pripravljalna faza fleksije), nato pa obrne smer in se začne odklanjati nazaj (retrakcija). Fleksija ene roke v pripravljalni fazi ramenski obroč odkloni za 10° naprej in ga skrajša za 7% začetne dolžine. Pripravljalno fazo smo aproksimirali z linearno zvezo

$$d/d_o = -0,007 \alpha_{pro} + 1, \quad \text{pri pogoju } 0^\circ \leq \alpha_{pro} \leq 10^\circ. \quad (4.19)$$

Krivulje na sliki 4.11 se v pripravljalni fazi prekrivajo, zato smo natančneje prikazali primer za eno izmed merjenih oseb. Po pripravljalni fazi se ramenski obroč v sagitalni ravnini začne odklanjati takole

$$d/d_o = 0,0003 \alpha_{re}^2 - 0,0125 \alpha_{re} + 0,78, \quad 10^\circ \geq \alpha_{re} \geq -30^\circ. \quad (4.20)$$

Pri maksimalni fleksiji roke se ramenski obroč odkloni za -30° in se skrajša za 32% začetne dolžine.

Simetrična fleksija obeh rok pa v pripravljalni fazi manj odkloni ramenski obroč, do 8° naprej, in ga bolj skrči 10% (slika 4.11.b). Premica je bolj strma

$$d/d_o = -0,013 \alpha_{pro} + 1, \quad 0^\circ \leq \alpha_{pro} \leq 8^\circ. \quad (4.21)$$

Ta rezultat potrjuje in natančneje prikazuje slika 4.11.b za izbrano osebo. V nadaljevanju fleksije obeh rok se ramenski obroč pomika nazaj po kvadratni zvezi

$$d/d_o = 0,00016 \alpha_{re}^2 + 0,009 \alpha_{re} + 0,82, \quad 8^\circ \geq \alpha_{re} \geq -25^\circ. \quad (4.22)$$

V maksimalni fleksiji rok se ramenski obroč odkloni za -25° nazaj in skrči za 30%.

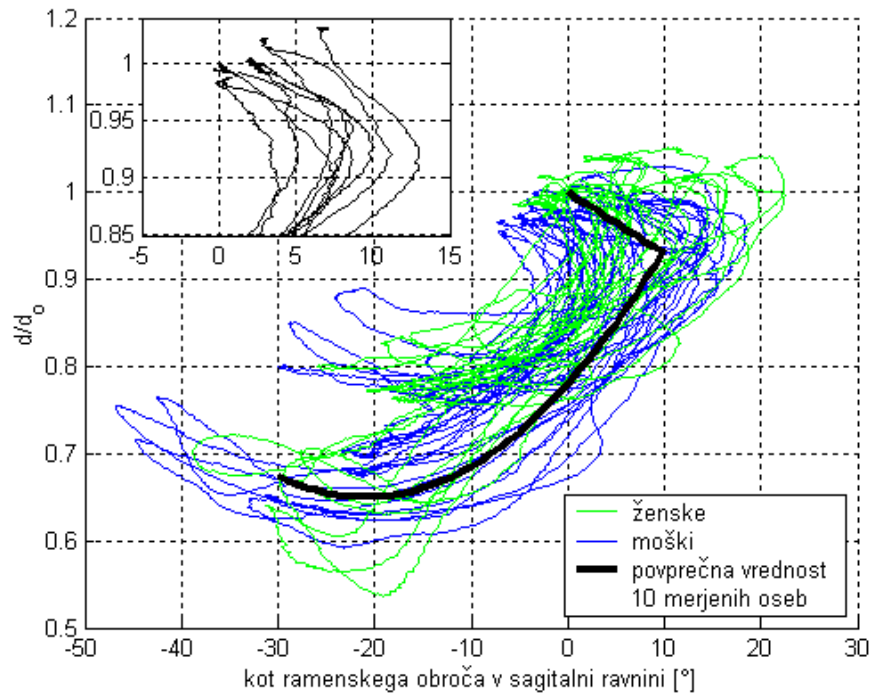
Krajšanje dolžine ramenskega obroča v odvisnosti od fleksije ene roke (slika 4.12.a) poteka po kvadratni enačbi

$$d/d_o = -0,000011 \beta^2 - 0,0004 \beta + 1, \quad (4.23)$$

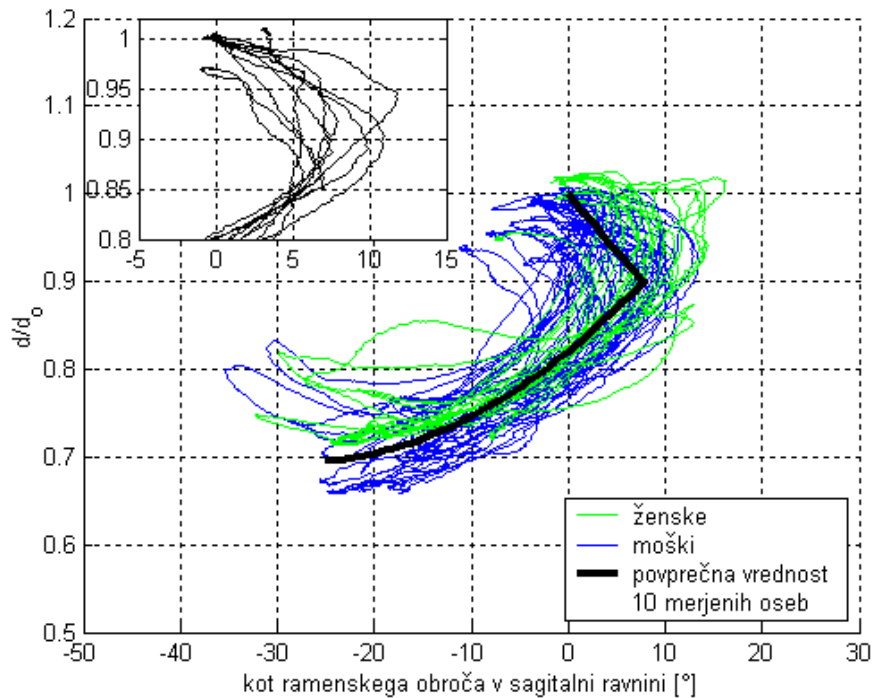
simetrična fleksija obeh rok (slika 4.12.b) pa takole

$$d/d_o = -0,00004 \beta^2 - 0,0014 \beta + 1. \quad (4.24)$$

Pri tem gibu je za ekstremno lego roke 180° potreben upogib ledvenega dela hrbtenice, zato merjene osebe v povprečju dosežejo maksimalno fleksijo ene roke pri 155° in pri simetrični fleksiji obeh rok 150°, kar se približno ujema s 160° v [1]. V [1] poročajo o treh fazah fleksije, pri katerih v prvi fazi do elevacije roke 60° elevacija lopatice nima bistvenega prispevka, v naslednjih dveh pa je razmerje konstantno. Rezultati naših meritev se ujemajo v

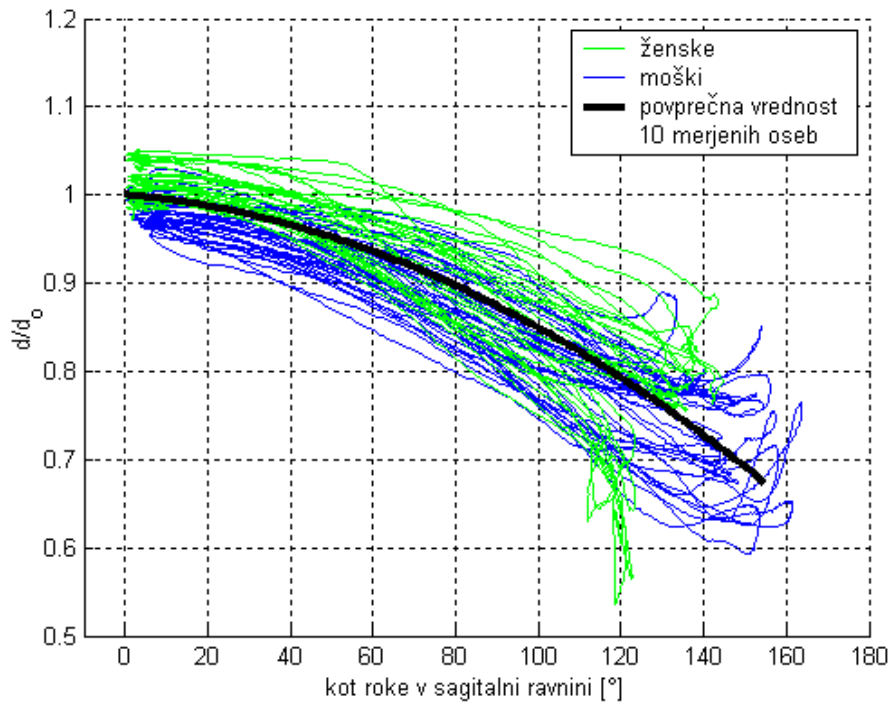


(a)

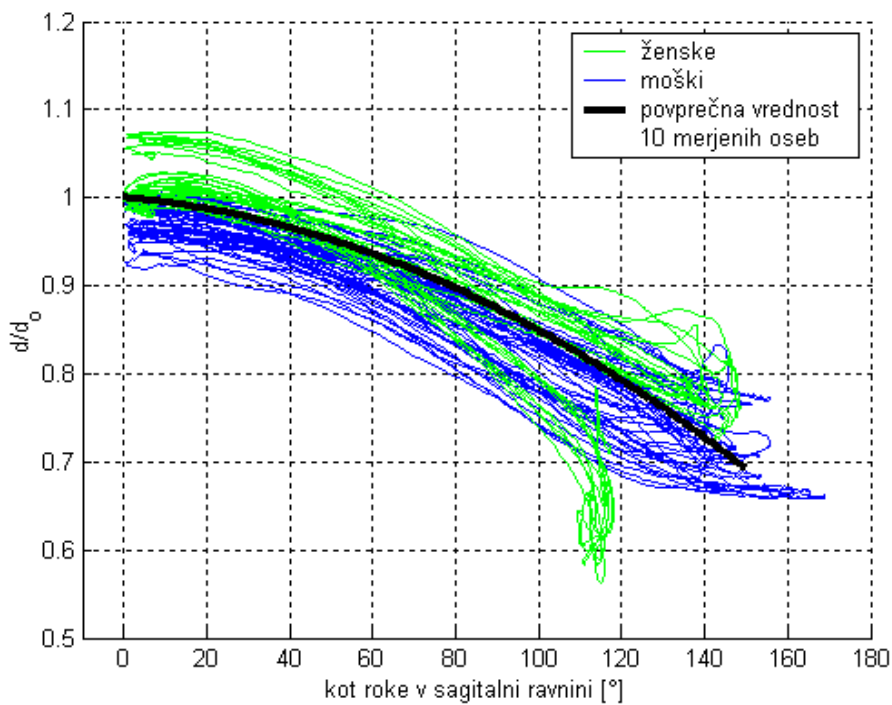


(b)

Slika 4.11: Ocena matematične zveze med dolžino ramenskega obroča d/d_o in kotom ramenskega obroča v sagitalni ravnini $\alpha_{\text{pro-re}}$ pri fleksiji-ekstenziji ene roke (a) in simetrično obeh rok (b).



(a)



(b)

Slika 4.12: Ocena matematične zveze med dolžino ramenskega obroča d/d_0 in fleksijo-ekstenzijo β ene roke (a) in simetrično obeh rok (b).

prvi pripravljalni fazi do 60° fleksije roke, po tej pa bi lahko le s slabim približkom aproksimirali linearno zvezo. Celoten odklon ramenskega obroča pri fleksiji smo v našem primeru opazovanja zapisali raje s kvadratno zvezo (slika 4.13) . Za fleksijo ene roke

$$\alpha_{\text{pro-re}} = -0,0038 \beta^2 + 0,4 \beta \quad (4.25)$$

in fleksijo obeh rok

$$\alpha_{\text{pro-re}} = -0,0033 \beta^2 + 0,33 \beta . \quad (4.26)$$

Ekstenzija roke ima glede na rezultate meritev enake lastnosti kot fleksija, nadaljevanje giba ekstenzije v sagitalni ravnini za telo pa je obravnavano ločeno. Pri hiperekstenziji ene roke se ramenski obroč odklanja do skrajne lege -23° in se skrči za 12% začetne dolžine (slika 4.14.a) po kvadratni enačbi

$$d/d_o = -0,00013 \alpha_{\text{re}}^2 + 0,0022 \alpha_{\text{re}} + 1 . \quad (4.27)$$

Simetrična hiperekstenzija obeh rok manj odkloni ramenski obroč (za -15°) in ga skrči za 10% začetne dolžine (slika 4.14.b)

$$d/d_o = -0,00023 \alpha_{\text{re}}^2 + 0,0032 \alpha_{\text{re}} + 1 . \quad (4.28)$$

Rezultati hiperekstenzije kažejo manjše odklone ramenskega obroča pri simetričnih gibih obeh rok in večja krčenja ramenskega obroča oz. bolj strme naklone.

Maksimalna hiperekstenzija roke je pri -65° in podaja krčenje dolžine ramenskega obroča (slika 4.15.a) z naslednjo enačbo

$$d/d_o = -0,000016 \beta^2 + 0,0008 \beta + 1 . \quad (4.29)$$

Maksimalna hiperekstenzija obeh rok je manjša, poteka le do -50° in podaja krčenje ramenskega obroča (slika 4.15.b)

$$d/d_o = -0,000021 \beta^2 + 0,00096 \beta + 1 . \quad (4.30)$$

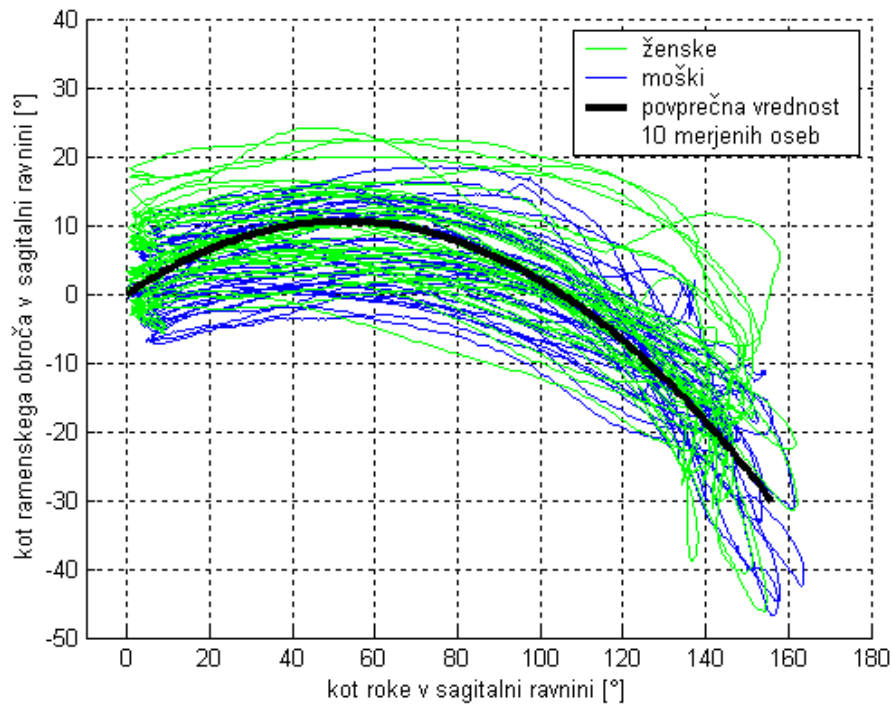
Medsebojna odvisnost spreminjanja kota retrakcije ramenskega obroča in kota hiperekstenzije roke daje splošno zvezo konveksne oblike pri gibanju ene roke (slika 4.16.a)

$$\alpha_{\text{re}} = 0,0024 \beta^2 + 0,5 \beta \quad (4.31)$$

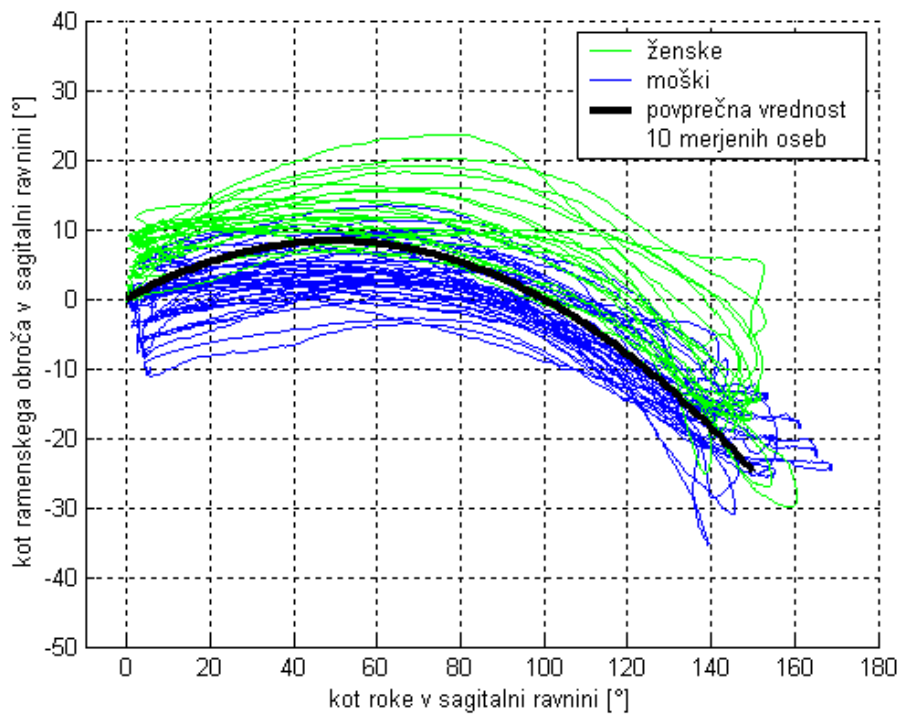
in pri simetričnem gibanju obeh rok (slika 4.16.b)

$$\alpha_{\text{re}} = 0,0025 \beta^2 + 0,42 \beta . \quad (4.32)$$

Primerjava gibanja ene in simetrično obeh rok kaže podobni kvadratni konveksni obliki. Delovna območja gibanja obeh rok hkrati so manjša, vzrok za to pa je zadevanje lateralnega roba lopatic pri retrakciji ramenskega obroča.

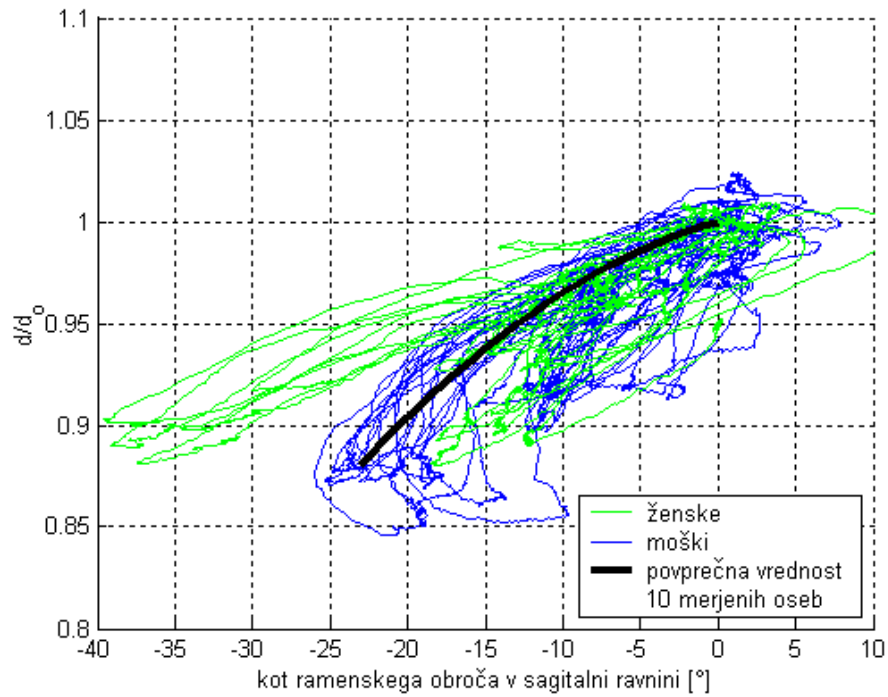


(a)

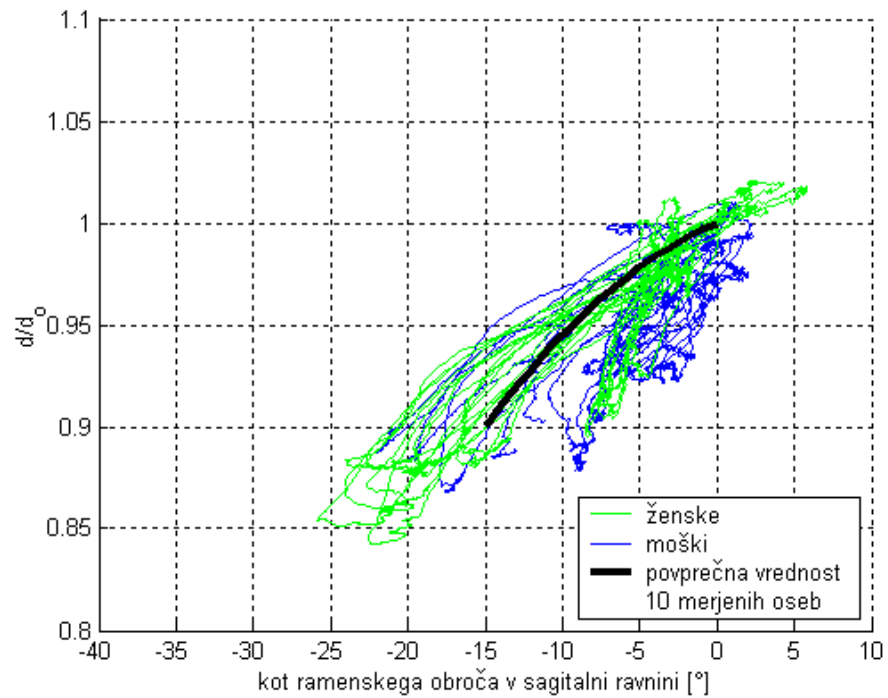


(b)

Slika 4.13: Ocena matematične zveze med kotom ramenskega obroča $\alpha_{\text{pro-re}}$ in fleksijo-ekstenzijo β ene roke (a) in simetrično obeh (b).

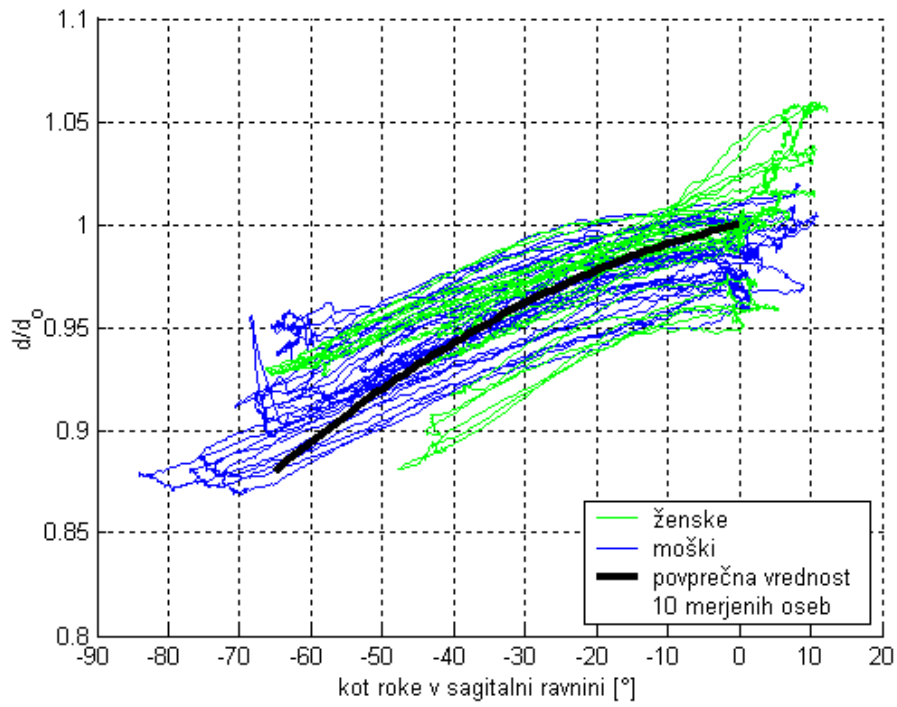


(a)

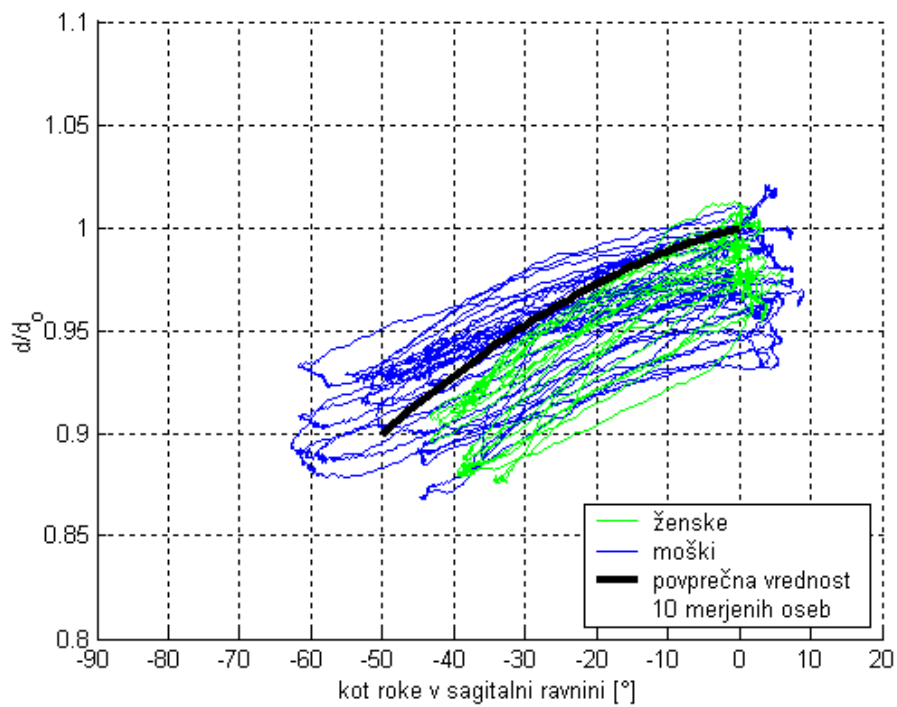


(b)

Slika 4.14: Ocena matematične zveze med dolžino ramenskega obroča d/d_o in kotom ramenskega obroča v sagitalni ravnini α_{re} pri hiperekstenziji ene roke (a) in simetrično obeh rok (b).

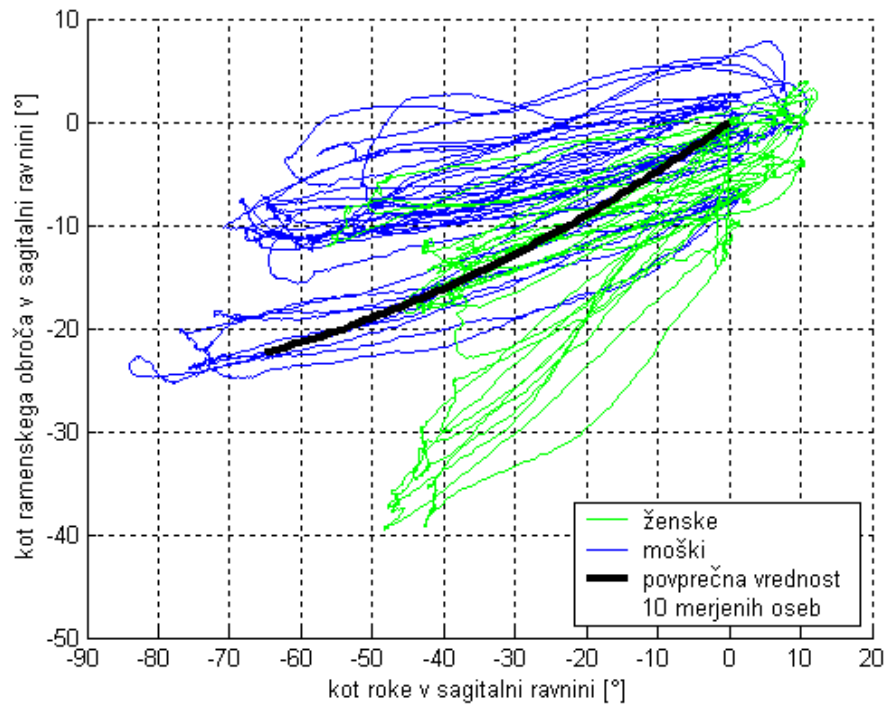


(a)

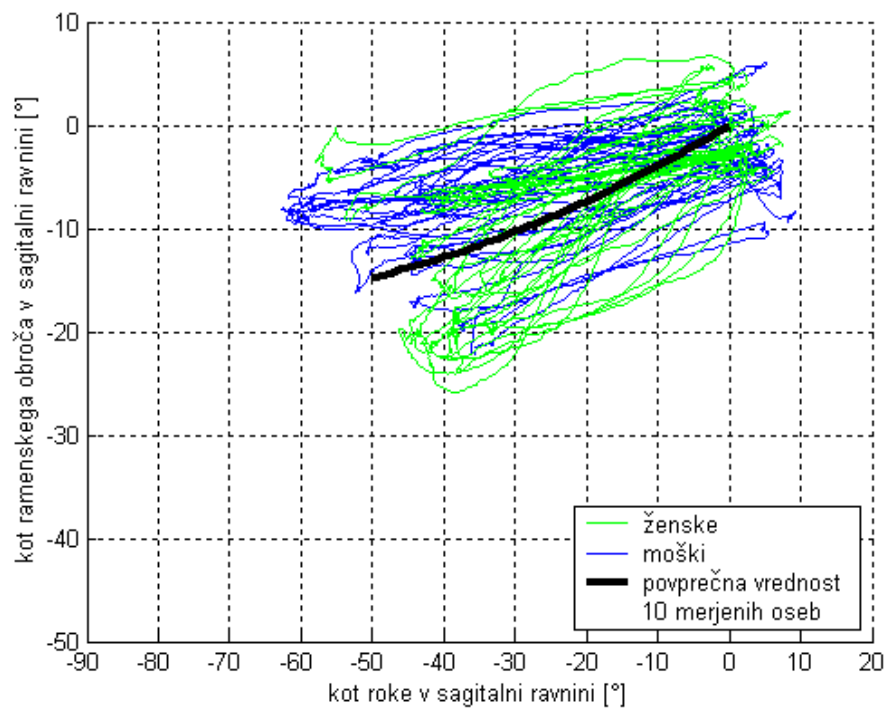


(b)

Slika 4.15: Ocena matematične zveze med dolžino ramenskega obroča d/d_0 in kotom hiperekstenzije β ene roke (a) in simetrično obeh rok (b).



(a)



(b)

Slika 4.16: Ocena matematične zveze med kotom retrakcije ramenskega obroča α_{re} in hiperekstenzije β ene roke (a) in simetrično obeh (b).

Najtežje je bilo obravnavati rezultate meritev horizontalne fleksije, ker ta gib lahko izvedemo na več načinov. V vseh primerih se odročena roka pomika naprej pred telo v horizontalni ravnini, pri tem pa se ramenski obroč začne odklanjati naprej (protrakcija). Izložili smo primer, kjer oseba med izvedbo tega giba potegne ramenski obroč nazaj. Izložili smo tudi primer, kjer osebe v končni legi horizontalne fleksije roko močno potegnejo naprej. Izbrali smo le pet merjenih oseb, ki kažejo za 90° horizontalne fleksije ene roke 30° protrakcije ramenskega obroča in 5% krčenja začetne dolžine po kvadratni zvezi (slika 4.17.a)

$$d/d_o = -0,000068 \alpha_{\text{pro}}^2 + 0,00038 \alpha_{\text{pro}} + 1 . \quad (4.33)$$

Simetrična horizontalna fleksija obeh rok odkloni ramenski obroč za 25° naprej in za 10% skrči začetno dolžino po kvadratni zvezi (slika 4.17.b)

$$d/d_o = -0,0002 \alpha_{\text{pro}}^2 + 0,001 \alpha_{\text{pro}} + 1 . \quad (4.34)$$

Potek krčenja ramenskega obroča v odvisnosti od horizontalnega pomika rok β_H daje konkavno obliko (slika 4.18.a)

$$d/d_o = -0,0000074 \beta_H^2 + 0,000125 \beta_H + 1 , \quad (4.35)$$

simetrično gibanje obeh rok (slika 4.18.b) pa

$$d/d_o = -0,000016 \beta_H^2 + 0,0003 \beta_H + 1 . \quad (4.36)$$

Protrakcija ramenskega obroča v odvisnosti od horizontalne fleksije rok β_H (slika 4.19.a) ene roke poteka takole

$$\alpha_{\text{pro}} = -0,00083 \beta_H^2 + 0,4 \beta_H \quad (4.37)$$

in protrakcija obeh rok (slika 4.19.b)

$$\alpha_{\text{pro}} = -0,001 \beta_H^2 + 0,36 \beta_H . \quad (4.38)$$

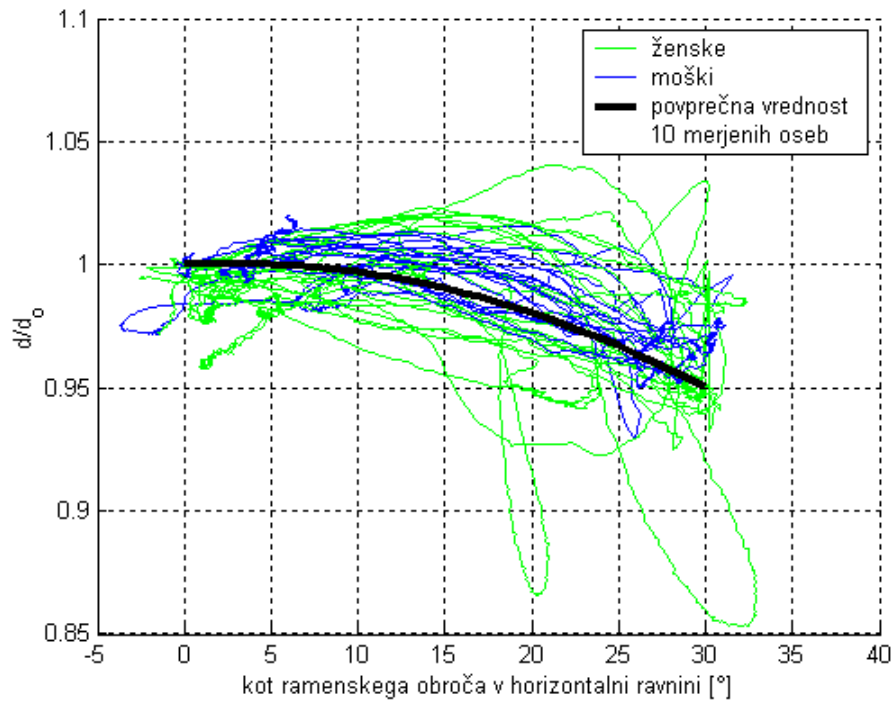
Pri horizontalni hiperekstenziji je opazna največja razlika med gibanjem ene roke in obeh hkrati. Za telo se ena roka odkloni -50° glede na začetno odročeno lego, ramenski obroč pa izvede -30° retrakcije, pri čemer se skrči za 5% začetne dolžine (slika 4.20.a). To podaja kvadratna enačba

$$d/d_o = -0,000029 \alpha_{\text{re}}^2 + 0,00071 \alpha_{\text{re}} + 1 . \quad (4.39)$$

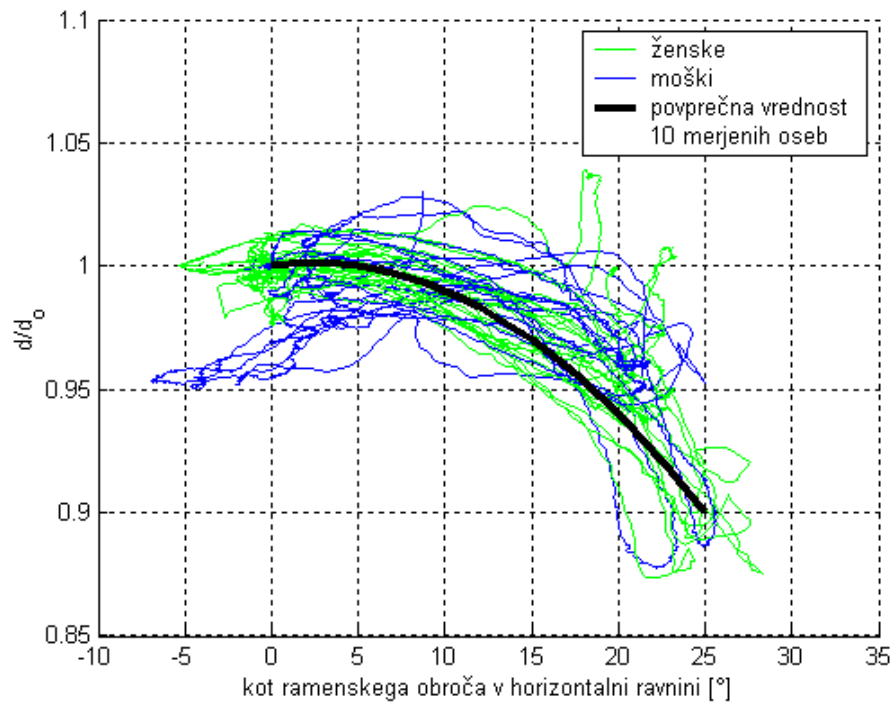
Ko se roki premikata simetrično, je meja horizontalna fleksija rok pri -30°, ramenski obroč pa izvede le 12° retrakcije (slika 4.20.b) po kvadratni enačbi

$$d/d_o = -0,00043 \alpha_{\text{re}}^2 - 0,000143 \alpha_{\text{re}} + 1 , \quad (4.40)$$

pri čemer se skrči za 6% začetne dolžine.

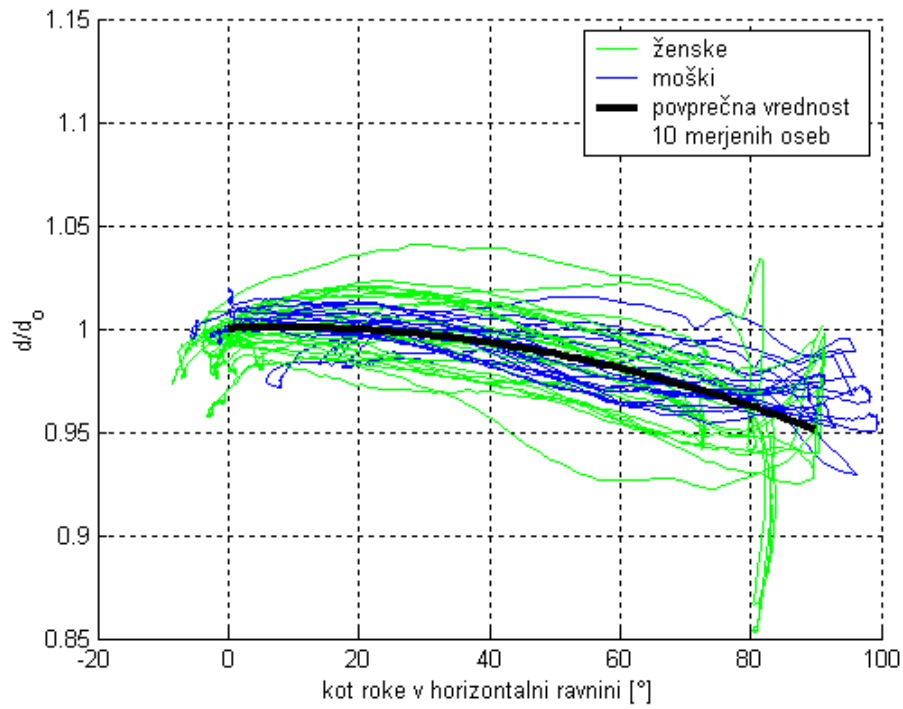


(a)

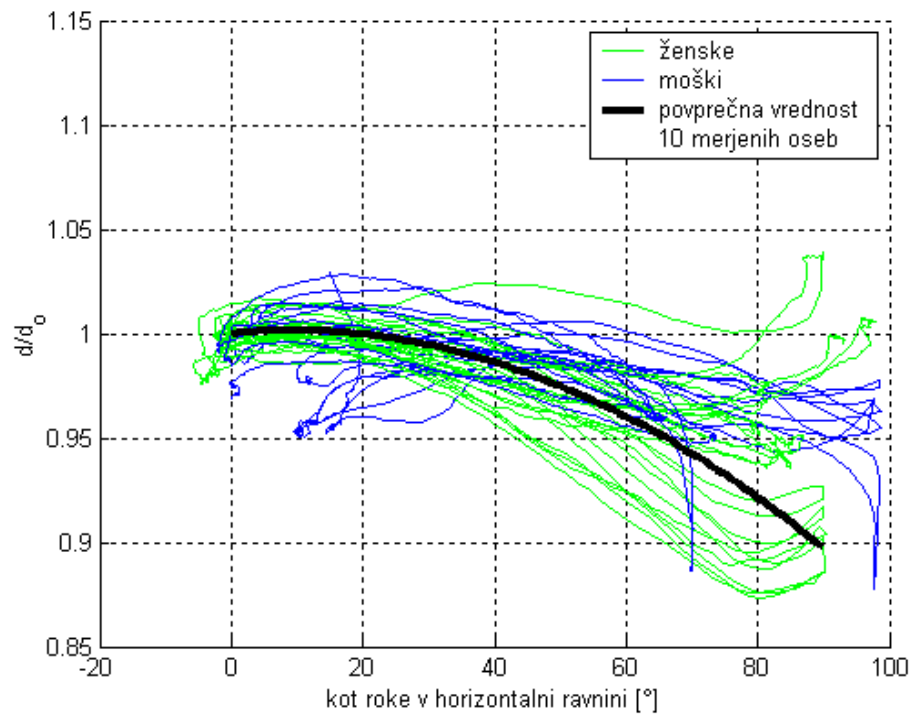


(b)

Slika 4.17: Ocena matematične zveze med dolžino ramenskega obroča d/d_0 in protrakcijo ramenskega obroča α_{pro} pri horizontalni fleksiji-ekstenziji ene roke (a) in simetrično obeh rok (b).

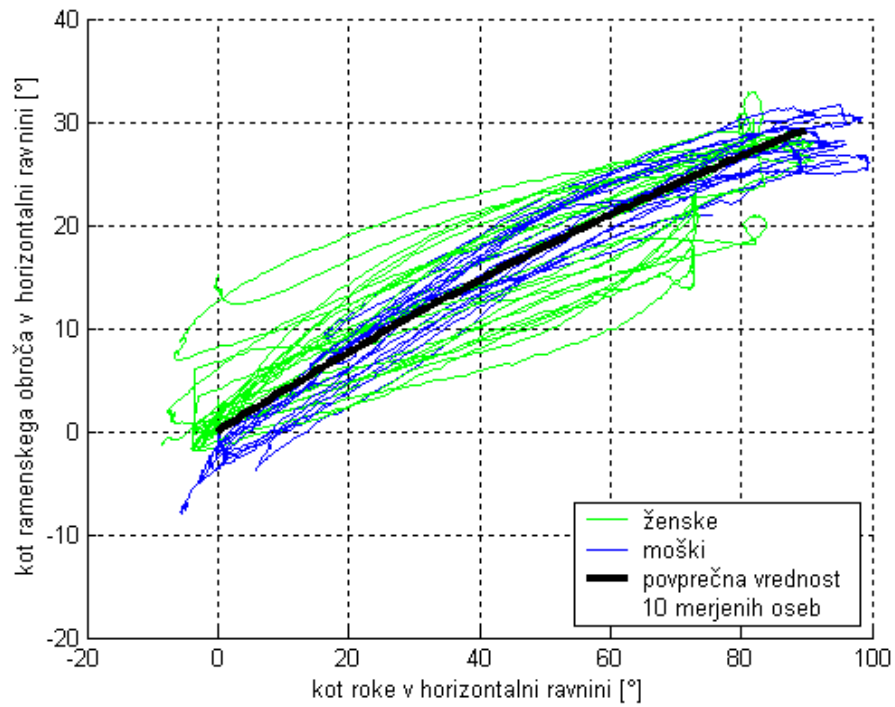


(a)

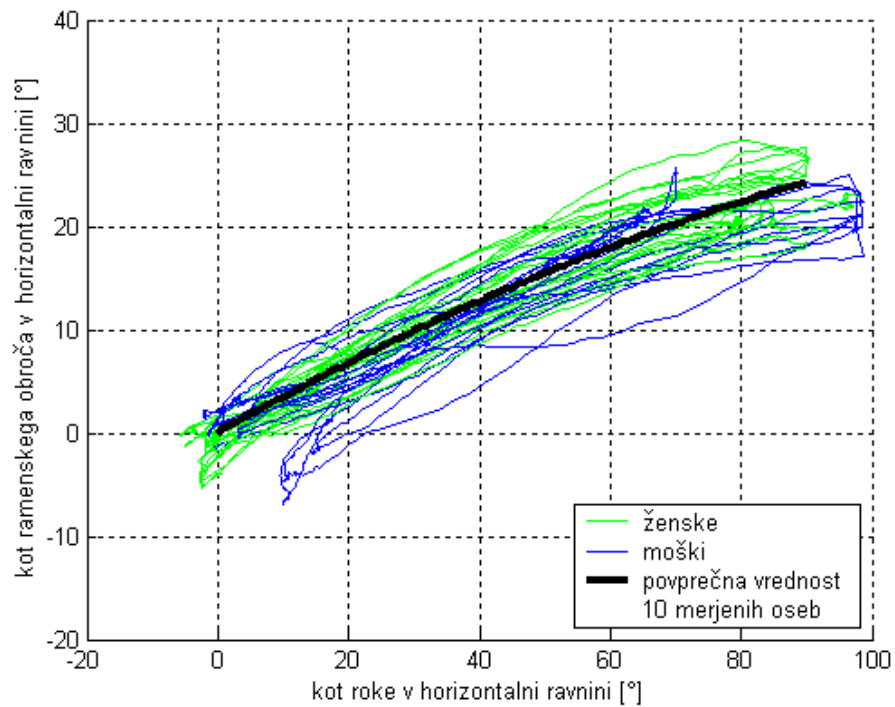


(b)

Slika 4.18: Ocena matematične zveze med dolžino ramenskega obroča d/d_o in horizontalno fleksijo-ekstenzijo β_H ene roke (a) in simetrično obeh rok (b).

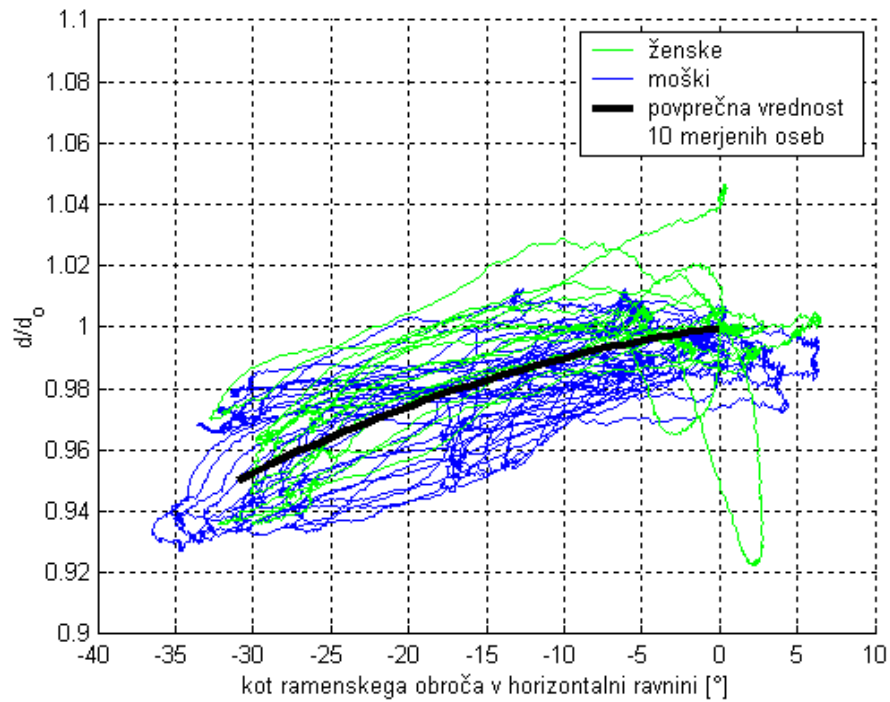


(a)

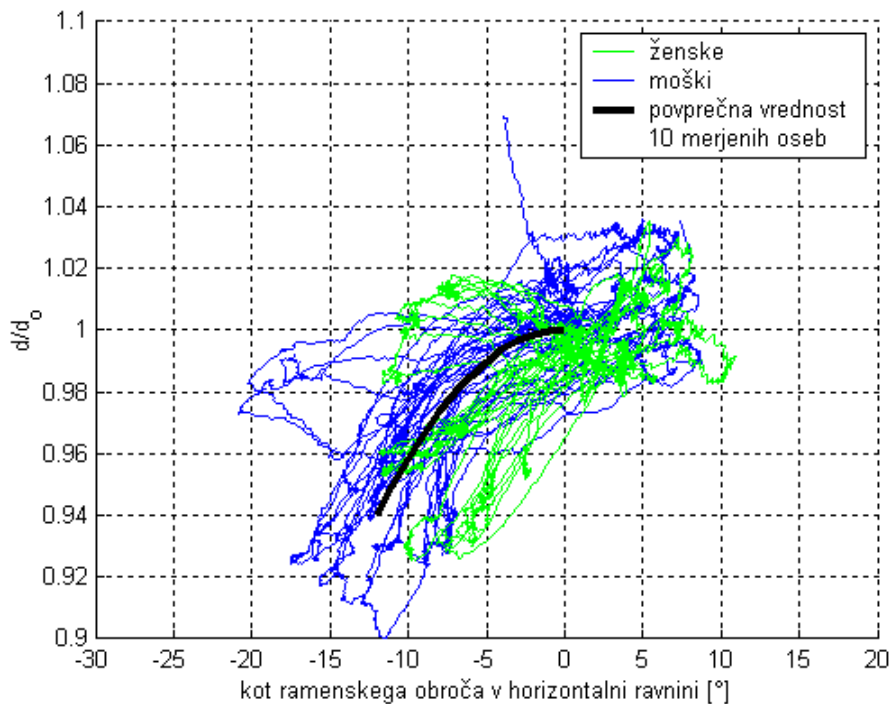


(b)

Slika 4.19: Ocena matematične zveze med protrakcijo ramenskega obroča α_{pro} in horizontalno fleksijo-ekstenzijo β_H ene roke (a) in simetrično obeh (b).



(a)



(b)

Slika 4.20: Ocena matematične zveze med dolžino ramenskega obroča d/d_o in retrakcijo ramenskega obroča α_{re} za horizontalno hiperekstenzijo ene roke (a) in simetrično obeh rok (b).

Krčenje ramenskega obroča v odvisnosti od horizontalne hiperekstenzije ima manj usločeno krivuljo (slika 4.21.a) pri gibanju ene roke

$$d/d_o = -0,0000112 \beta_H^2 + 0,00044 \beta_H + 1 \quad (4.41)$$

in bolj usločeno krivuljo (slika 4.21.b) pri gibanju simetrično obeh

$$d/d_o = -0,000069 \beta_H^2 - 0,000057 \beta_H + 1 . \quad (4.42)$$

Retrakcija ramenskega obroča za -31° in horizontalna hiperekstenzija roke do -50° sta v linearni odvisnosti (slika 4.22.a)

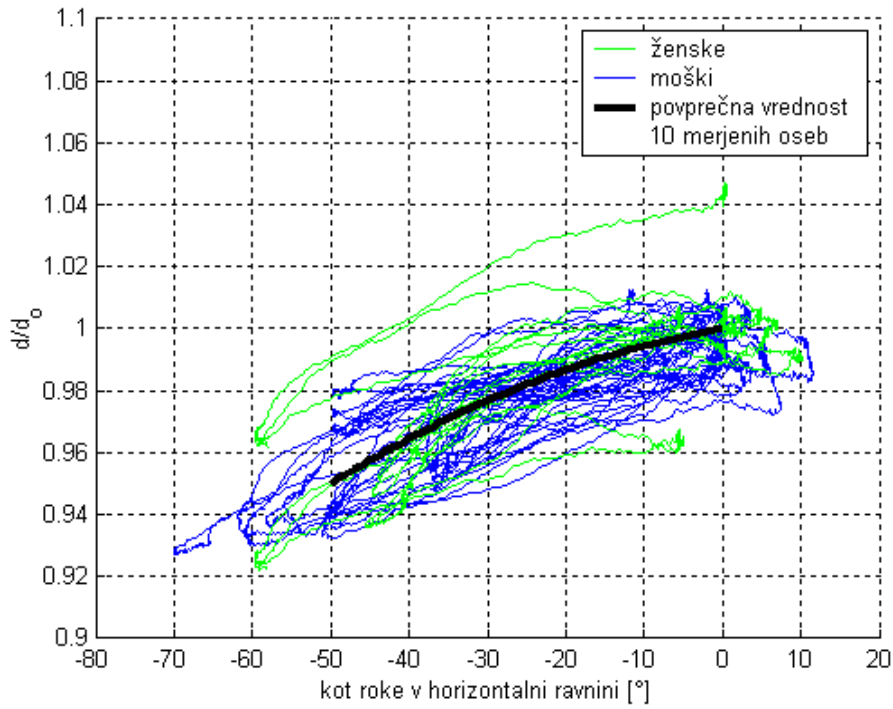
$$\alpha_{re} = 0,62 \beta_H . \quad (4.43)$$

Simetričen odklon rok do -30° pa daje -12° retrakcije ramenskih obročev (slika 4.22.b) s potekom po linearni enačbi

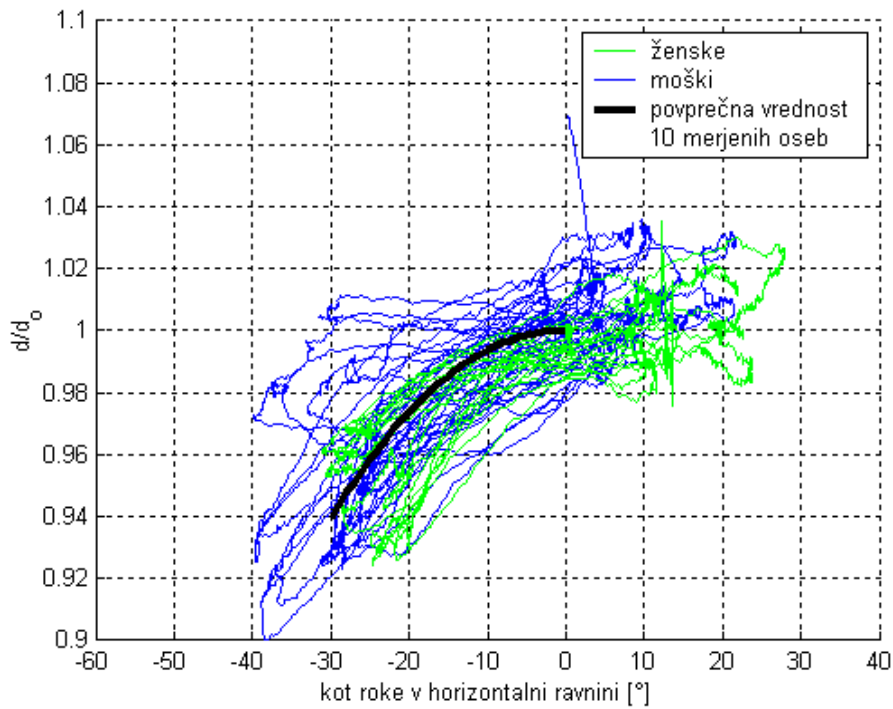
$$\alpha_{re} = 0,4 \beta_H . \quad (4.44)$$

Tu se pokaže približno dvakratna razlika skrajnih odklonov roke in ramenskega obroča pri horizontalni hiperekstenziji ene in obeh rok hkrati.

Gibanje ramenskega obroča je odvisno od gibanja nadlahtnice. Pri gibih ramenskega obroča v frontalni ravnini, ko roka miruje ob telesu, se ramenski obroč pri gibih navzgor (elevacija) skrči za 14%, ko pa ramenski obroč sledi abdukciji roke, je krčenje ramenskega obroča opaznejše in sicer 31%. Protrakcija ramenskega obroča, ko roka miruje ob telesu, daje raztezanje ramenskega obroča za 5%, ko pa ramenski obroč sledi roki, pri fleksiji 32% krčenja in pri horizontalni fleksiji 5% krčenja. Le pri retrakciji ramenskega obroča in horizontalni hiperekstenziji roke ostaja krčenje ramenskega obroča enakega reda velikosti 5%. V splošnem daje gibanje ramenskega obroča s sodelovanjem roke večja krčenja ramenskega obroča.

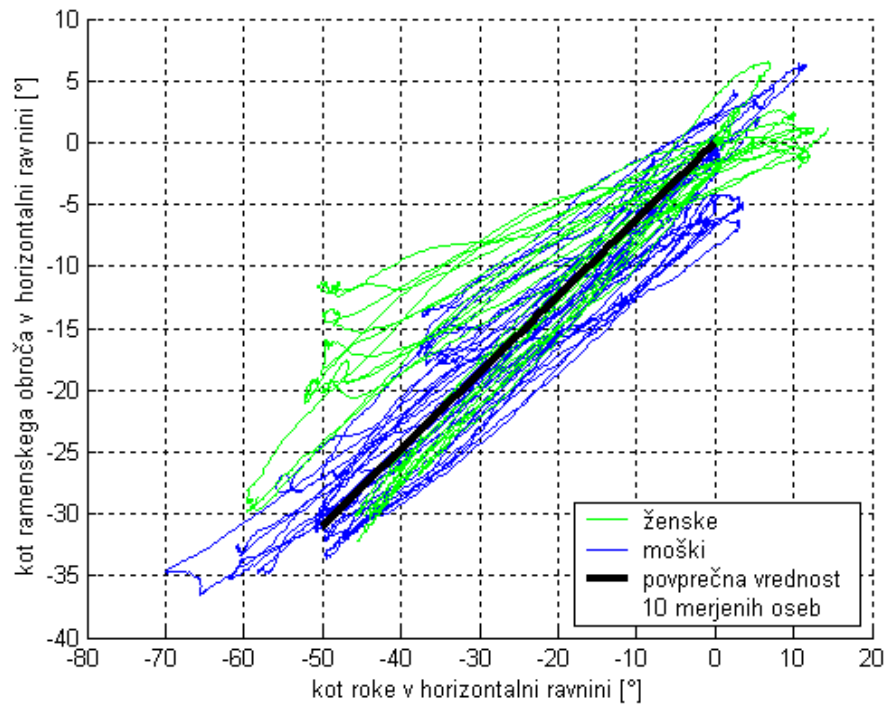


(a)

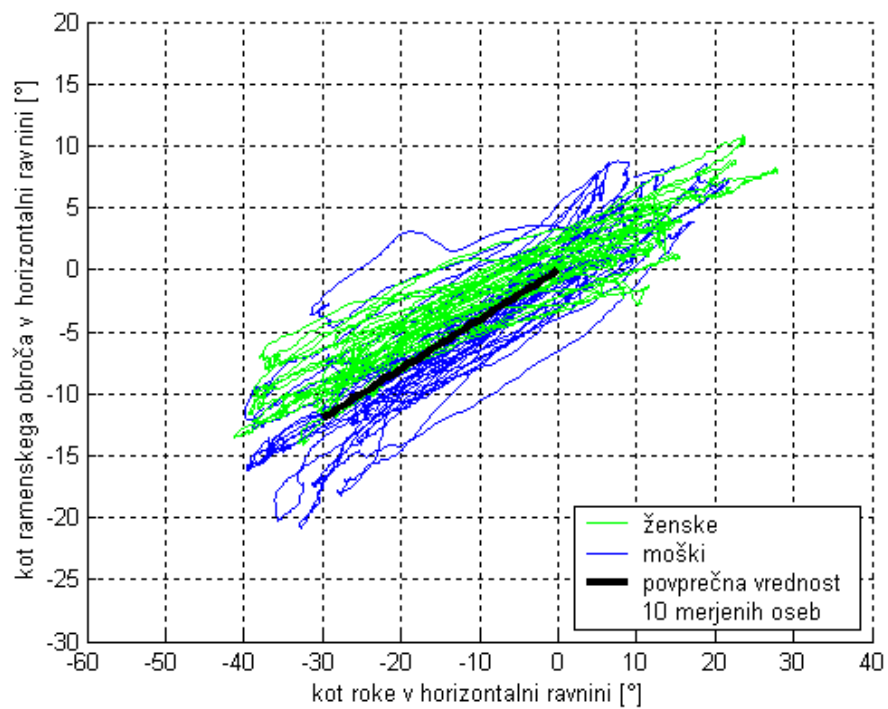


(b)

Slika 4.21: Ocena matematične zveze med dolžino ramenskega obroča d/d_o in horizontalno hiperekstenzijo β_H ene roke (a) in simetrično obe roki (b).



(a)



(b)

Slika 4.22: Ocena matematične zveze med retrakcijo ramenskega obroča α_{re} in horizontalno hiperekstenzijo β_H ene roke (a) in simetrično obe roki (b).

5. Zaključek

V okviru magistrskega dela smo analizirali kinematiko ramenskega obroča pri človeku na osnovi meritev petih moških in petih ženskih oseb. Na referenčne točke področja ramenskega sklopa smo merjenim osebam namestili markerje, katerih prostorski položaj smo med gibanjem zajemali z optičnim sistemom Optotrak. Pred postopkom numerične analize smo dobljene trajektorije pogladili z digitalnim filtrom in jih projicirali na anatomske ravnine. Za povprečno osebo smo določili matematične povezave med kinematičnimi parametri, kot so dolžina ramenskega obroča ter odklonski koti obroča in roke.

Izmerili smo delovno območje ramenskega obroča v anatomske ravninah za primera, ko med gibanjem ramenskega obroča roka miruje ob telesu in ko ramenski obroč sledi gibanju roke. Rezultati kažejo, da je delovno območje ramenskega obroča v obeh primerih asimetrično glede na začetno lego in da je v drugem primeru malo večje. Največje so skrajne lege odklonov elevacije, skoraj enaka sta odklona protrakcije in retrakcije, najmanjši pa je odklon depresije ramenskega obroča. Središče delovnega območja ramenskega obroča je glede na začetno lego pomaknjeno nekaj stopinj navzgor in naprej. Ugotovili smo, da med spoloma ni večjih razlik in da je gibanje ramenskega obroča različno pri gibanju samo ene rame v primerjavi s simetričnim gibanjem obeh ramen hkrati.

Opazovali smo odvisnost delovnega območja ramenskega obroča od pozicije nadlahtnice znotraj celotnega delovnega prostora roke. Spreminjanje velikosti območja gibanja ramenskega obroča smo izrazili v odvisnosti od kota elevacije roke v šestih različnih ravninah. Delovno območje ramenskega obroča v vsaki ravnini je največje pri položaju nadlahti ob telesu, z elevacijo nadlahti se zmanjšuje in se v položaju maksimalne elevacije nadlahti razpolovi. Pokazalo se je, da se elevacija, depresija, protrakcija in retrakcija večajo z zasukom vertikalne ravnine naprej in so največji v sagitalni ravnini.

Dolžina ramenskega obroča se med gibanjem spreminja. Pri gibih v skrajne lege brez sodelovanja rok se pri elevaciji in retrakciji dolžina linearno krajša, pri protrakciji in depresiji pa linearno daljša. Rezultati kažejo, da se ta dolžina spreminja z isto linearno funkcijo pri gibih elevacije in depresije ter z isto linearno funkcijo pri gibih protrakcije in retrakcije. Če pri gibanju sodeluje tudi gibanje roke, se dolžina ramenskega obroča krajša s kvadratnimi funkcijami, kar smo opazovali za gibanje roke v vseh treh anatomske ravninah. V vseh

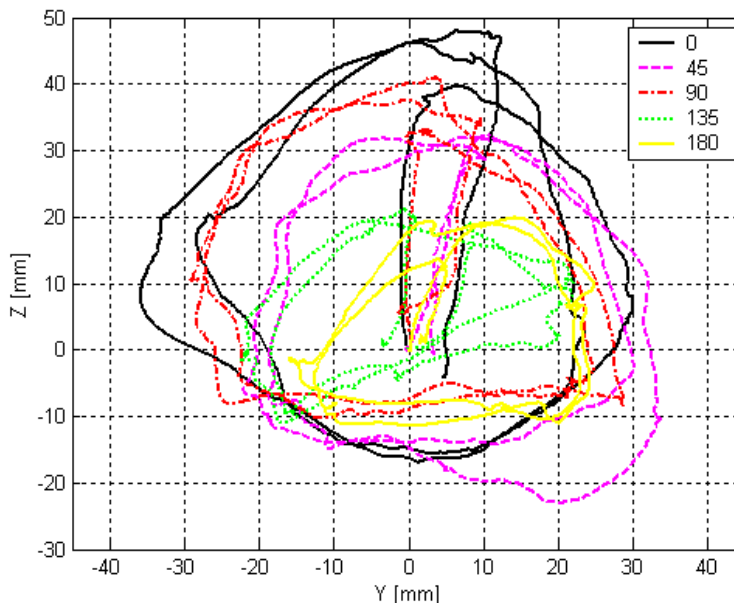
primerih so se pokazale razlike med gibanjem ene rame in gibanjem obeh sočasno. Pri gibanju obeh ramen hkrati so delovna območja ramenskega obroča manjša, deleži krčenja-raztezanja pa večji. Predvidevamo, da je izmerjena razlika posledica tega, da je prispevek mišic in vezi trupa drugačen.

Določili smo tudi matematične zveze med spreminjanjem kota elevacije ramenskega obroča v odvisnosti od kota elevacije roke. Rezultati, ki smo jih izmerili pri elevaciji roke v frontalni ravnini (abdukcija-adukcija) in sagitalni ravnini (fleksija-ekstenzija), se ujemajo z ugotovitvami večine objavljenih študij ramenskega ritma. V našem delu smo izmerili tudi hiperekstenzijo, horizontalno fleksijo in horizontalno hiperekstenzijo roke, česar pa nismo zasledili v literaturi. Dobljeni rezultati so pomembni pri študiju funkcionalnih sposobnosti človeške roke, npr. pri razvoju kvantitativnih postopkov ocenjevanja delazmožnosti, ali pa v humanoidni robotiki pri razvoju zmogljivejšega manipulatorja.

6. Priloge

6.1. Priloga A - Cirkumdukcija ramenskega obroča

Krožno gibanje ramenskega obroča po skrajnih legah (maksimalna cirkumdukcija) je prikazano za izbrano osebo na sliki A.1, kot projekcija lateralnega konca ramenskega obroča (točka G) na sagitalno ravnino z izhodiščem v začetni legi ramenskega obroča. Merjena oseba je iz začetne lege dvignila ramenski obroč v skrajno lego elevacije in zaokrožila po skrajnih legah z dvakratno ponovitvijo. Pri izvajanju cirkumdukcije je bila roka v predpisani poziciji (0° , 45° , 90° , 135° in 180°). Cirkumdukcija ramenskega obroča pri položaju roke 0° ob telesu ima različne skrajne lege, povezane s krožnimi loki - elipso. Največja je skrajna lega elevacije, enaki sta skrajni legi protrakcije in retrakcije, najmanjša pa je skrajna lega depresije.

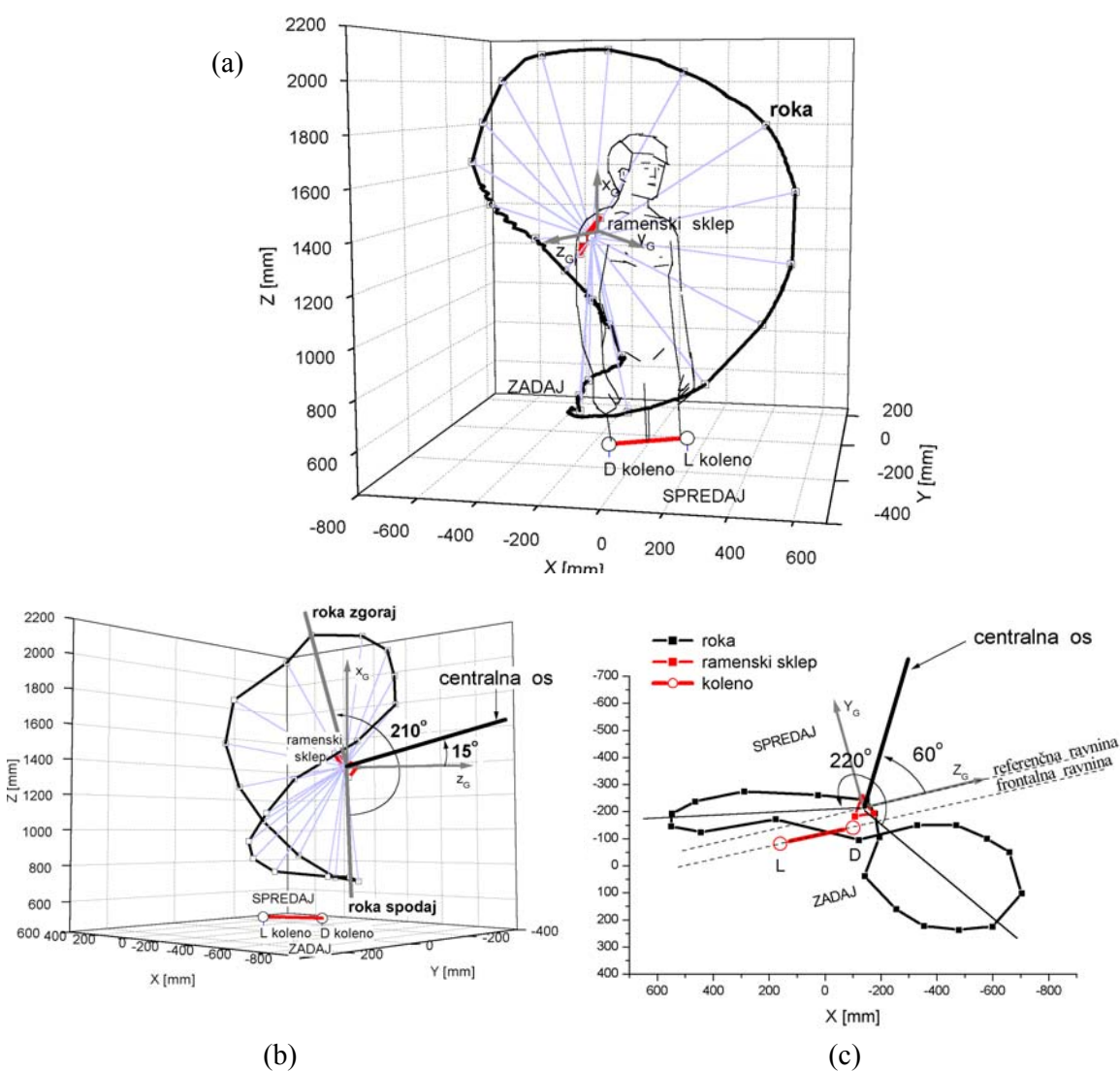


Slika A.1: Delovno območje ramenskega obroča izbrane osebe, za predpisane položaje elevacije roke v frontalni ravnini.

Primerjava cirkumdukcije ramenskega obroča za različne predpisane pozicije roke v frontalni ravnini kaže, da z elevacijo roke najhitreje upadajo skrajne lege elevacije, enako hitro upadeta skrajni legi protrakcije in retrakcije, najmanjše pa je upadanje skrajnih leg depresije. V vseh legah elevacije roke v frontalni ravnini cirkumdukcija ramenskega obroča daje asimetrično delovno območje ramenskega obroča glede na začetno lego.

6.2. Priloga B - Cirkumdukcija ramenskega sklopa

Velika gibljivost ramenskega sklopa se izraža v velikem delovnem prostoru roke. Ta ima največji obseg pred telesom in nad glavo, za telesom pa je obseg manjši in dovoljuje gibe le v spodnjih legah [10, 14, 16, 17, 18]. Delovni prostor ramenskega sklopa pri prostem ramenskem obroču smo izmerili s krožnim gibom po skrajnih legah (maksimalna cirkumdukcija) roke ene osebe. Šest markerjev smo pritrdili (slika B.1.a): na levo in desno koleno (določata mirovno medialno-lateralno os telesa), tri na ramenski sklep in enega na vrh sredinca iztegnjene desne roke, ki je bila s togo opornico podprta v komolcu.



Slika B.1: Meja delovnega prostora nadlahtnice (a), projicirana na frontalno ravnino (b) in projicirana na horizontalno ravnino (c).

Mejo delovnega prostora nadlahtnice predstavlja plašč stožca z ocenjenim vršnim kotom v horizontalni ravnini 220° (slika B.1.c). Centralna os tega stožca je v horizontalni ravnini pomaknjena naprej za približno 60° . V frontalni ravnini je vršni kot stožca ocenjen na 210° (slika B.1.b), centralna os je pomaknjena navzgor za ocenjenih 15° .

6.3. Priloga C - Odkloni ramenskega obroča, ko ta sledi gibanju roke

Pri gibanju roke v določeni ravnini se ramenski obroč odklanja v več smeri, da roki omogoča večjo gibljivost. Odklone ramenskega obroča, ko ta sledi gibanju roke, smo računali s koti med projekcijo vektorja \overline{SG} na frontalno in horizontalno ravnino glede na njegovo začetno lego. Za lastno rotacijo ramenskega obroča pa smo v sagitalni ravnini opazovali odklon vektorja lateralnih markerjev ramenskega obroča ($\overline{M_6M_4}$ na sliki 2.3) glede na njegovo začetno lego, s pozitivno smerjo nasprotno smeri potovanja urinega kazalca. Pri gibih z roko glavica nadlahtnice v glenohumeralnem sklepu vpliva na jamico lopatice, kar deluje kot rotacija lateralnega dela ramenskega obroča.

Opazovali smo gibe v vseh treh anatomskih ravninah: abdukcijo-adukcijo v frontalni ravnini, fleksijo-ekstenzijo-hiperekstenzijo v sagitalni ravnini in fleksijo-ekstenzijo-hiperekstenzijo v horizontalni ravnini. Vrednosti odklona ramenskega obroča smo določili za povprečno osebo pri dveh robnih pogojih. V začetni legi ramenski obroč ni odklonjen, končna vrednost pa je povprečje vseh merjencev. Med robnima pogojema je določena srednja vrednost, za katero je vsakemu odklonu pripisana matematična zveza.

Pri abdukciji-adukciji ene roke (slika C.1.a) se ramenski obroč v frontalni ravnini začne dvigovati z elevacijo roke nad 30° (pripravljalna faza) linearno (4.17), poleg tega se nad 70° elevacije roke ramenski obroč začne enakomerno pomikati v horizontalni ravnini nazaj (retrakcija)

$$\alpha_{re} = -0,21 \beta + 14,7^\circ, \quad \text{pri } \beta > 70^\circ, \quad (C.1)$$

ves čas elevacije roke pa lateralni konec ramenskega obroča tudi rotira okoli lastne osi

$$\begin{aligned} \alpha_{rot} &= 0,16 \beta - 2,4^\circ, & 15^\circ < \beta < 40^\circ, \\ \alpha_{rot} &= 0,22 \beta - 4,8^\circ, & 40^\circ < \beta < 140^\circ. \end{aligned} \quad (C.2)$$

V položaju maksimalne abdukcije roke pri 166° je ramenski obroč dvignjen za 53° v frontalni ravnini, odklonjen za -20° v horizontalni ravnini, lateralni konec je okoli lastne osi rotiran za 26° v sagitalni ravnini glede na začetno lego.

Pri abdukciji-adukciji simetrično obeh rok (slika C.1.b) se nad pripravljajno fazo ramenski obroč začne dvigovati z bolj strmo linearno enačbo (4.18), bolj strma je retrakcija nad 70° elevacije roke

$$\alpha_{re} = -0,22 \beta + 15,2^\circ, \quad \beta > 70^\circ, \quad (C.3)$$

veča se tudi prispevek rotacije lateralnega dela ramenskega obroča

$$\alpha_{rot} = 0,27 \beta - 4^\circ, \quad 15^\circ < \beta < 120^\circ. \quad (C.4)$$

V položaju simetrične maksimalne abdukcije rok pri 162° je ramenski obroč dvignjen za 48° v frontalni ravnini, odklonjen za -20° v horizontalni ravnini, lateralni konec pa je okoli lastne osi rotiran za 28° v sagitalni ravnini glede na začetno lego.

Pri fleksiji roke nad 30° je elevacija ramenskega obroča (slika C.2.a)

$$\alpha_{el} = 0,36 \beta - 10,8^\circ, \quad \beta > 30^\circ. \quad (C.5)$$

Ramenski obroč se pri fleksiji roke do 60° pomika naprej (protrakcija), nato se odklanja nazaj (retrakcija). To podaja izraz (4.25). Ves čas fleksije roke lateralni konec ramenskega obroča rotira okoli lastne osi po linearnih enačbah

$$\begin{aligned} \alpha_{rot} &= 0,225 \beta, & \beta < 140^\circ, \\ \alpha_{rot} &= 0,567 \beta - 47,8^\circ, & 140^\circ < \beta < 155^\circ. \end{aligned} \quad (C.6)$$

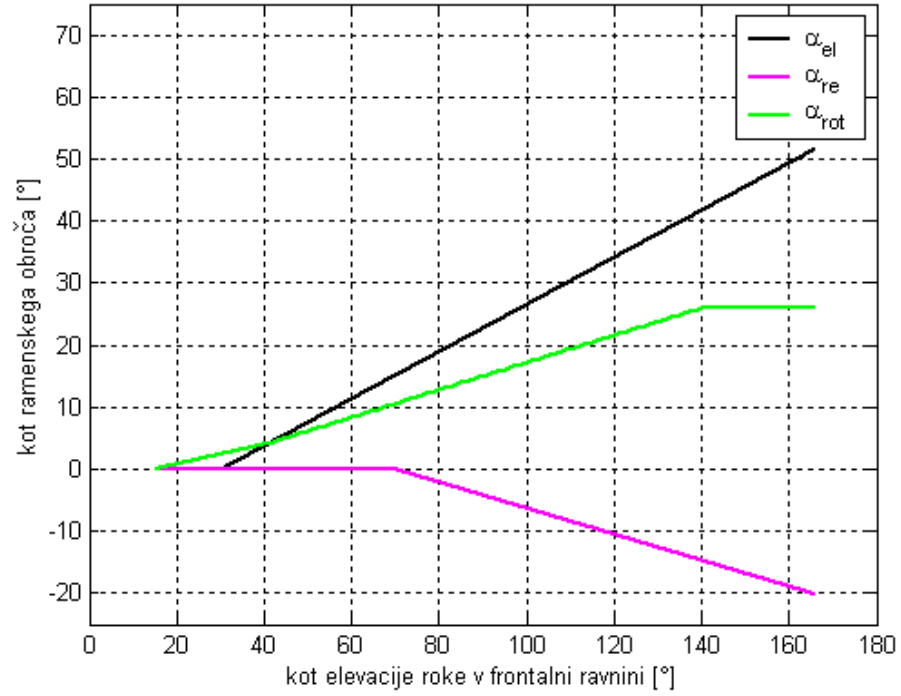
V položaju maksimalne fleksije roke pri 155° je ramenski obroč dvignjen za 45° v frontalni ravnini, odklonjen za -20° v horizontalni ravnini, lateralni konec je rotiran za 40° v sagitalni ravnini glede na začetno lego.

Ramenski obroč se pri simetrični fleksiji obeh rok nad 20° dviguje linearno (slika C.2.a)

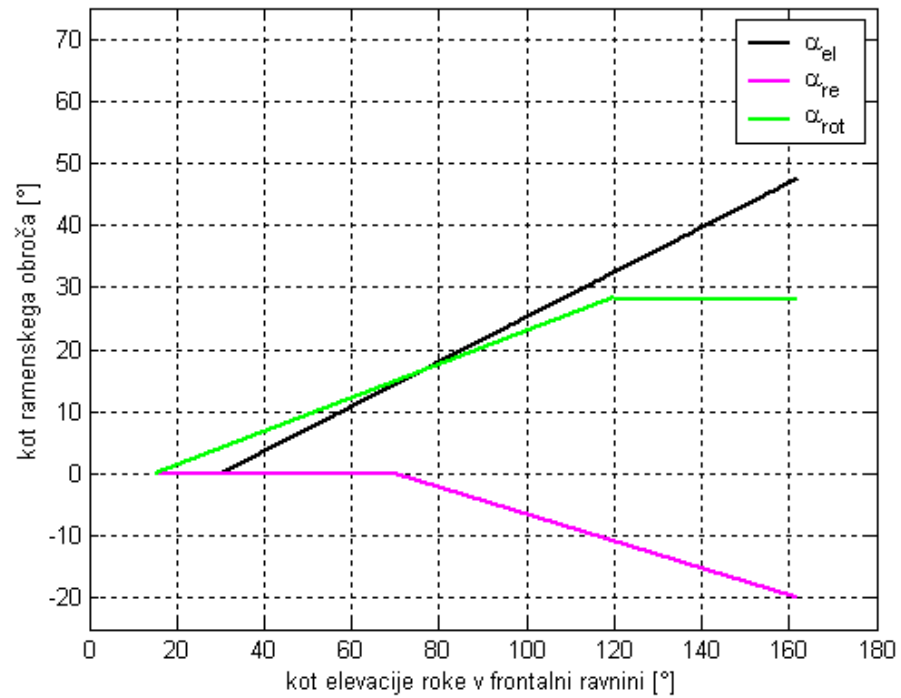
$$\alpha_{el} = 0,31 \beta - 6,2^\circ, \quad \beta > 20^\circ. \quad (C.7)$$

Pri simetrični fleksiji obeh rok do 60° se ramenski obroč odklanja naprej (protrakcija), nad 60° pa nazaj (retrakcija) (4.26). Ves čas fleksije rok lateralni konec ramenskega obroča tudi rotira

$$\begin{aligned} \alpha_{rot} &= 0,21 \beta, & \beta < 120^\circ \\ \alpha_{rot} &= 0,5 \beta - 35^\circ, & 120^\circ < \beta < 155^\circ. \end{aligned} \quad (C.8)$$

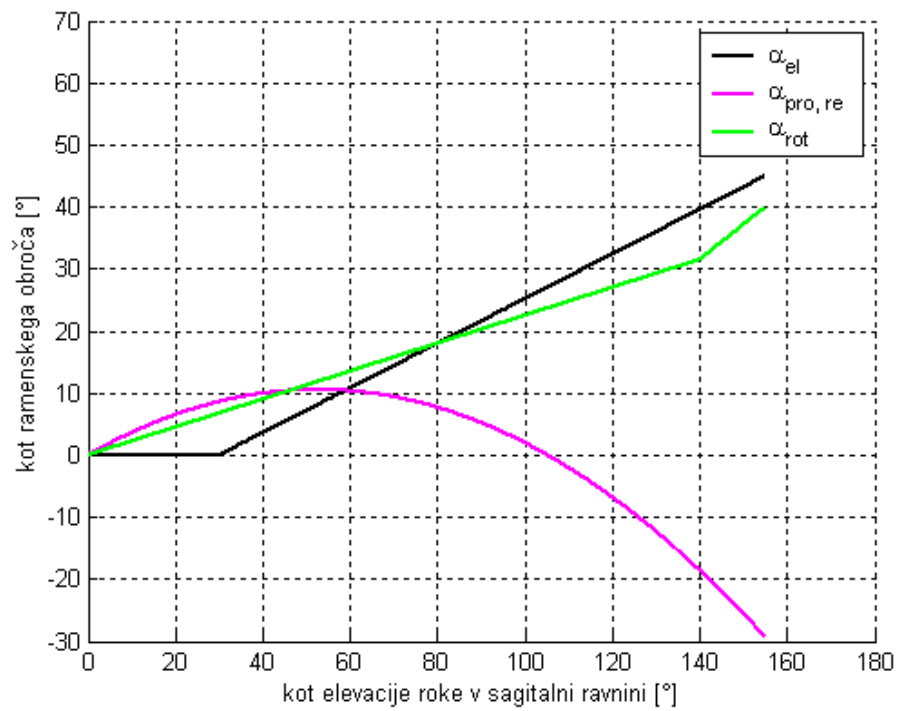


(a)

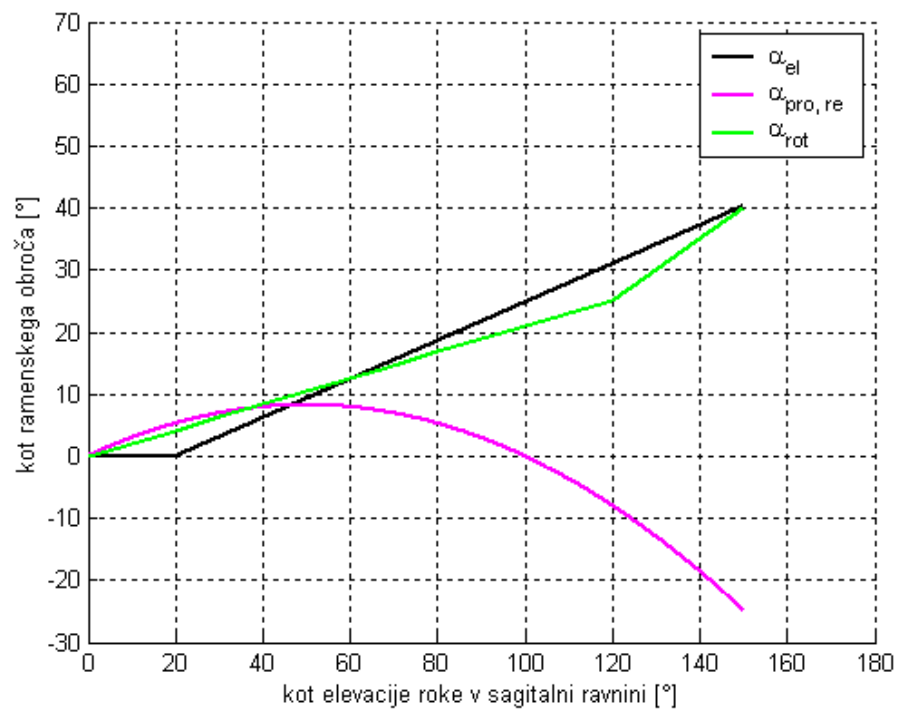


(b)

Slika C.1: Odkloni ramenskega obroča α_{el} , α_{re} in α_{ro} glede na začetno lego v odvisnosti od abdukcije β ene roke (a) in simetrično obeh (b).



(a)



(b)

Slika C.2: Odkloni ramenskega obroča α_{el} , α_{pro-re} in α_{ro} glede na začetno lego v odvisnosti od fleksije β ene roke (a) in simetrično obeh rok (b).

V položaju simetrične maksimalne fleksije rok je ramenski obroč dvignjen za 40° v frontalni ravnini, odklonjen za -25° v horizontalni ravnini in rotiran za 40° v sagitalni ravnini glede na začetno lego.

Ramenski obroč se pri hiperekstenziji roke stalno dviguje (slika C.3.a)

$$\alpha_{el} = -0,23 \beta \quad (C.9)$$

in odklanja nazaj (retrakcija) (4.31), hkrati pa se lateralni konec obroča suka v negativni smeri

$$\alpha_{rot} = 0,2 \beta . \quad (C.10)$$

V skrajni legi hiperekstenzije roke pri -65° je ramenski obroč dvignjen za 15° v frontalni ravnini, odklonjen za -23° v horizontalni ravnini in rotiran za -13° v sagitalni ravnini glede na začetno lego.

Pri simetrični hiperekstenziji obeh rok se ramenski obroč dviguje (slika C.3.b) po linearni enačbi

$$\alpha_{el} = 0,3 \beta , \quad (C.11)$$

in odklanja nazaj po kvadratni enačbi (3.32), medtem pa lateralni konec rotira

$$\alpha_{rot} = 0,26 \beta . \quad (C.12)$$

V položaju maksimalne hiperekstenzije obeh rok pri -50° je ramenski obroč dvignjen za 15° v frontalni ravnini, odklonjen nazaj za -15° v horizontalni ravnini in rotiran za -13° v sagitalni ravnini glede na začetno lego.

Med horizontalnim gibanjem rok se ramenski obroč ne dviguje (slika C.4.a)

$$\alpha_{el} = 0 . \quad (C.13)$$

Pri horizontalni fleksiji do 90° se ramenski obroč odklanja naprej (protrakcija) (4.37). Nad 35° horizontalne fleksije začne lateralni konec ramenskega obroča rotirati v pozitivni smeri po zvezi

$$\alpha_{rot} = 0,09 \beta_H - 3,15^\circ , \quad \beta_H > 35^\circ . \quad (C.14)$$

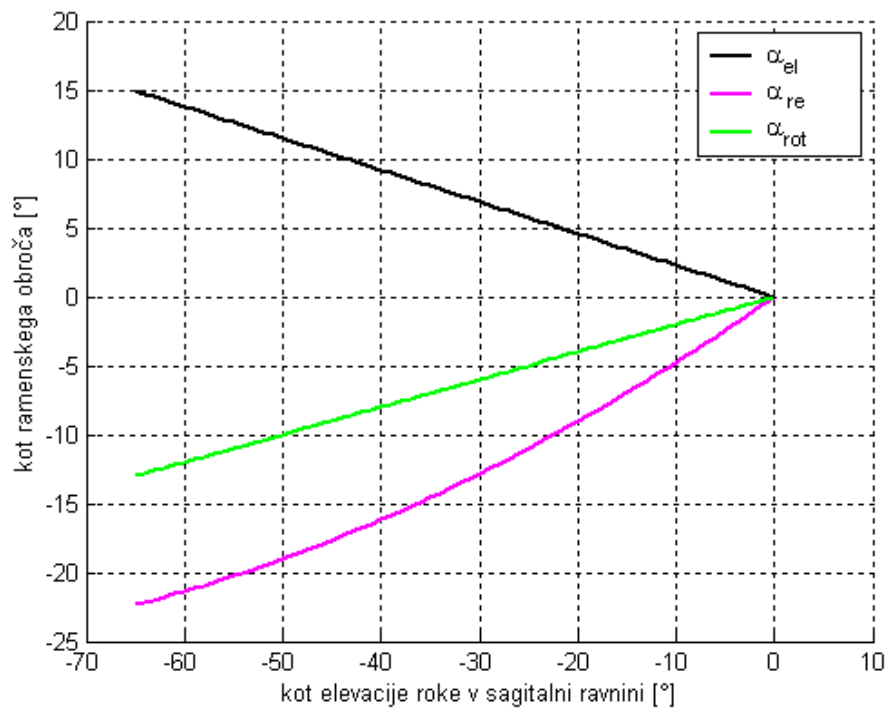
V položaju roke pri 90° je obroč odklonjen za 30° v horizontalni ravnini, lateralni konec je rotiran za -5° v sagitalni ravnini glede na začetno lego.

Simetrična horizontalna fleksija obeh rok ne dviguje ramenskega obroča (slika C.4.b)

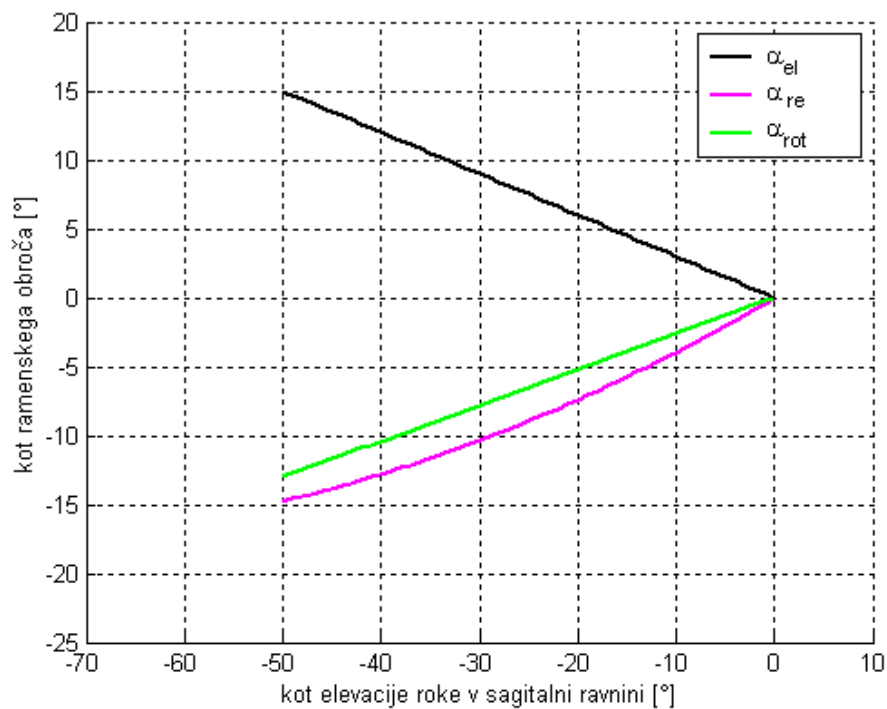
$$\alpha_{el} = 0 . \quad (C.15)$$

Ramenski obroč se odklanja naprej (protrakcija) po kvadratni enačbi (4.38) in od 30° horizontalne fleksije roke lateralni konec ramenskega obroča rotira

$$\alpha_{rot} = 0,167 \beta_H - 5^\circ , \quad \beta_H > 30^\circ . \quad (C.16)$$

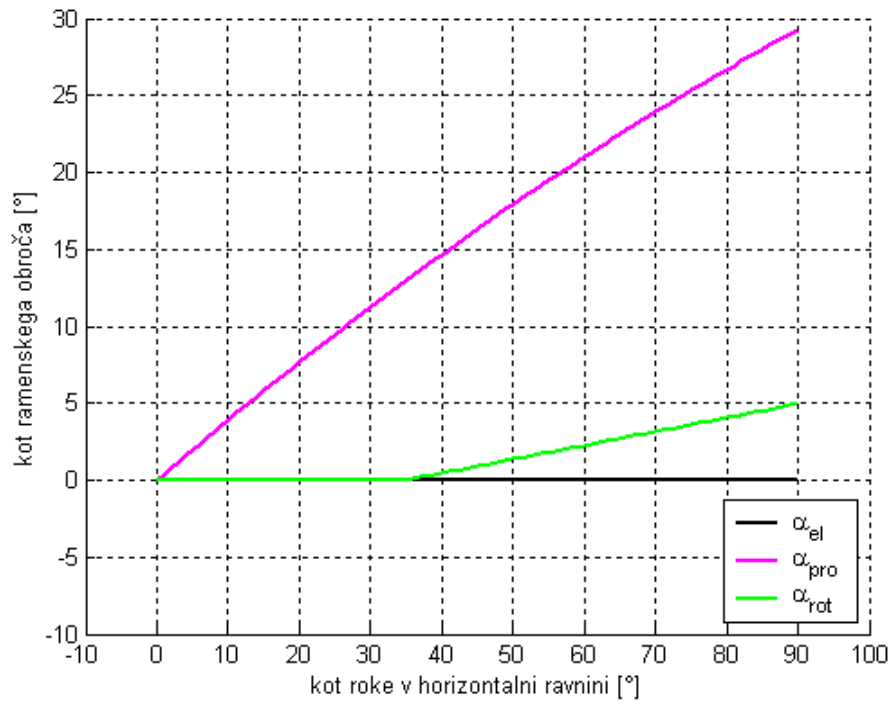


(a)

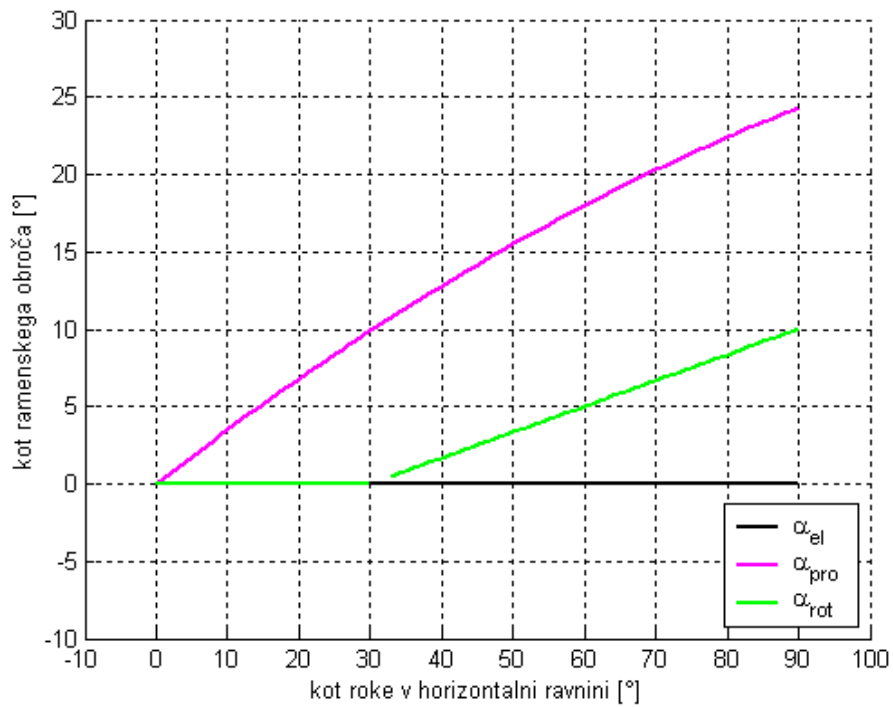


(b)

Slika C.3: Odkloni ramenskega obroča α_{el} , α_{re} in α_{ro} glede na začetno lego v odvisnosti od hiperekstenzije β ene roke (a) in simetrično obeh rok (b).



(a)



(b)

Slika C.4: Odkloni ramenskega obroča α_{el} , α_{pro} in α_{ro} glede na začetno lego v odvisnosti od horizontalne fleksije β_H ene roke (a) in simetrično obeh rok (b).

Pri simetrični horizontalni fleksiji obeh rok do 90° se ramenski obroč odklanja do 25° v horizontalni ravnini, lateralni konec pa rotira do -10° v sagitalni ravnini glede na začetno lego.

Med horizontalno hiperekstenzijo roke se ramenski obroč dviguje (slika C.5.a)

$$\alpha_{el} = 0,0017 \beta_H^2 - 0,22 \beta_H, \quad (C.17)$$

odklanja nazaj (retrakcija) po linearni zvezi (4.43), lateralni konec ramenskega obroča pa rotira v negativno smer

$$\alpha_{rot} = 0,2 \beta_H. \quad (C.18)$$

V položaju maksimalne horizontalne hiperekstenzije roke pri -50° je ramenski obroč dvignjen za 15° v frontalni ravnini, odklonjen za -31° v horizontalni ravnini, lateralni konec je okoli lastne osi rotiran za -10° v sagitalni ravnini glede na začetno lego.

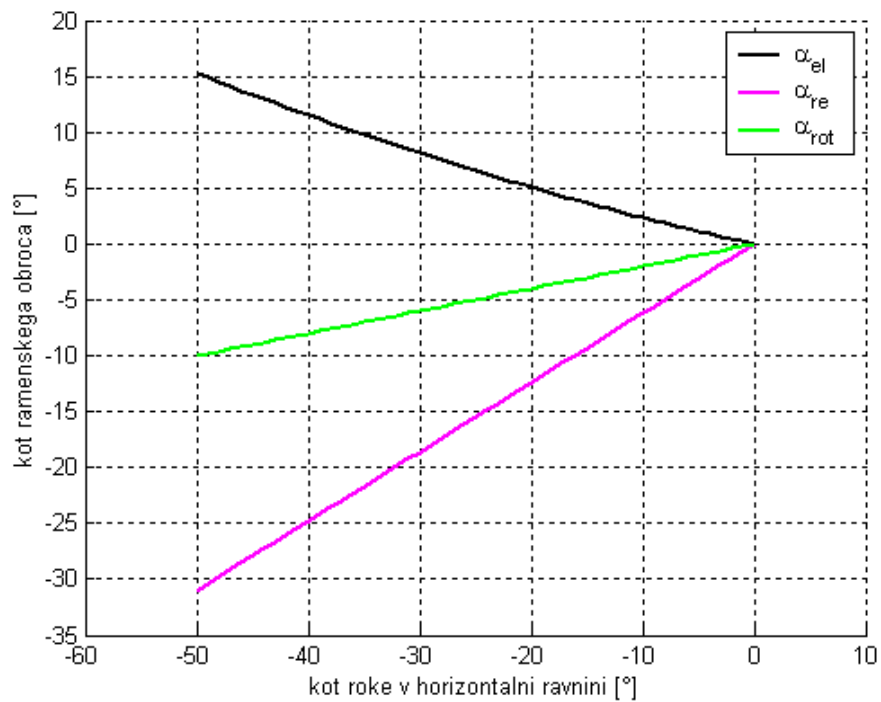
Pri simetrični hiperekstenziji obeh rok se ramenski obroč dviguje (slika C.5.b)

$$\alpha_{el} = 0,0033 \beta_H^2 - 0,067 \beta_H, \quad (C.19)$$

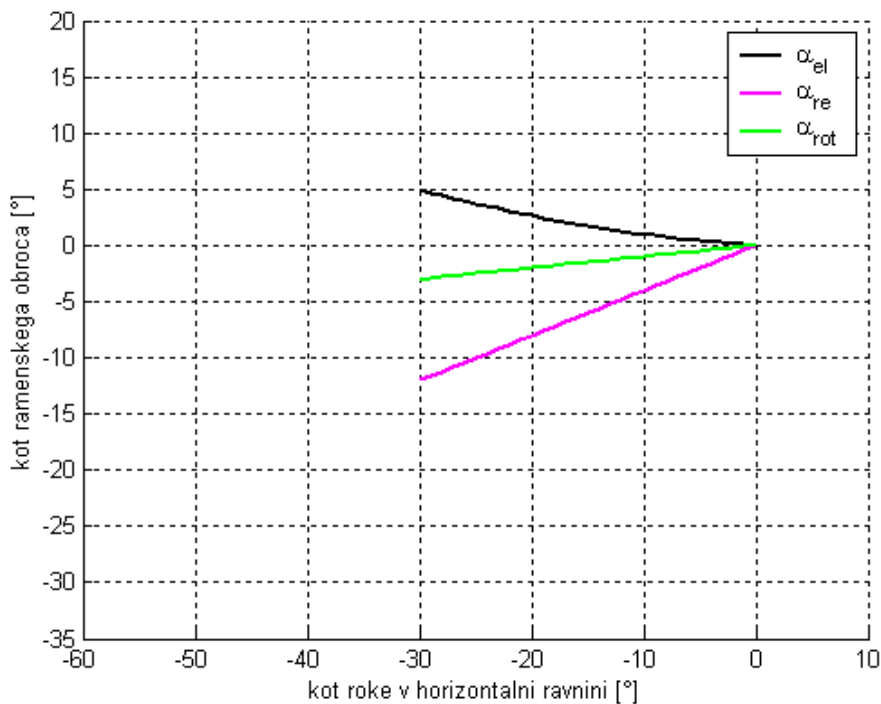
in odklanja nazaj (4.44). Lateralni konec rotira v negativni smeri

$$\alpha_{rot} = 0,1 \beta_H. \quad (C.20)$$

V položaju maksimalne horizontalne hiperekstenzije obeh rok pri -30° je ramenski obroč dvignjen za 5° v frontalni ravnini, odklonjen za -12° v horizontalni ravnini, lateralni konec je okoli lastne osi rotiran le za -3° v sagitalni ravnini glede na začetno lego.



(a)



(b)

Slika C.5: Odkloni ramenskega obroča α_{el} , α_{re} in α_{ro} glede na začetno lego v odvisnosti od horizontalne hiperekstenzije β_H ene roke (a) in simetrično obeh rok (b).

7. Literatura

- [1] V. T. Inman, M. Saunders, L. C. Abbott, Observations on the Function of the Shoulder Joint, *The Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 26, No. 1, str. 1-30, 1944.
- [2] Z. Dvir, N. Berme, The Shoulder Complex in Elevation of the Arm: A Mechanism Approach, *Journal of Biomechanics*, Vol. 11, str. 219-225, 1978.
- [3] C. Högfors, G. Sigholm, P. Herberts, Biomechanical Model of the Human Shoulder – I. Elements, *Journal of Biomechanics*, Vol. 20, No. 2, str. 157-166, 1987.
- [4] C. Högfors, B. Peterson, G. Sigholm, P. Herberts, Biomechanical Model of the Human Shoulder Joint – II. The Shoulder Rhythm, *Journal of Biomechanics*, Vol. 24, No. 8, str. 699-709, 1991.
- [5] D. Karlsson, B. Peterson, Towards a Model for Force Predictions in the Human Shoulder, *Journal of Biomechanics*, Vol. 25, No. 2, str. 189-199, 1992.
- [6] C. Högfors, D. Karlsson, B. Peterson, Structure and Consistency of a Shoulder Model, *Journal of Biomechanics*, Vol. 28, No. 7, str. 767-777, 1995.
- [7] F. C. T. Van der Helm, H. E. J. Veeger, G. M. Pronk, L. H. V. Van der Woude, R. H. Rozendal, Geometry Parameters for Musculoskeletal Modelling of the Shoulder System, *Journal of Biomechanics*, Vol. 25, No. 2, str. 129-144, 1992.
- [8] F. C. T. Van der Helm, Analysis of the Kinematic and Dynamic Behavior of the Shoulder Mechanism, *Journal of Biomechanics*, Vol. 27, No. 5, str. 527-550, 1994.
- [9] T. M. Khaled, S. A. Shihab, A. M. Mohmoud, H. A. Elgamal, A Computerized Dynamic Biomechanical Model of the Human Shoulder Complex, 19th Int. Conf. on Computers and Industrial Engineering, Vol. 31, No. 1/2, str. 503-406, 1996.
- [10] W. T. Dempster, Mechanisms of Shoulder Movement, *Archives of Physical and Medical Rehabilitation*, Vol. 46, str. 49-70, 1965.
- [11] A. E. Engin, S. T. Tümer, Three-Dimensional Kinematic Modelling of the Human Shoulder Complex – Part I: Physical Model and Determination of Joint Sinus Cones, *Journal of Biomechanical Eng.*, Vol. 111, str. 107-111, May 1989.
- [12] S. T. Tümer, A. E. Engin, , Three-Dimensional Kinematic Modelling of the Human Shoulder Complex – Part II: Mathematical Modelling and Solution Via Optimization, *Journal of Biomechanical Eng.*, Vol. 111, str. 113-121, May 1989.

- [13] A. E. Engin, On the Biomechanics of the Shoulder Complex, *Journal of Biomechanics*, Vol. 13, str. 575-590, 1980.
- [14] A. E. Engin, S. M. Chen, Statistical Data Base for the Biomechanical Properties of the Human Shoulder Complex – I: Kinematics of the Shoulder Complex, (Transactions of the ASME), *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 108, str. 215-227, 1986.
- [15] A. E. Engin, S. M. Chen, Statistical Data Base for the Biomechanical Properties of the Human Shoulder Complex – II: Passive Resistive Properties Beyond the Shoulder Complex Sinus, (Transactions of the ASME), *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 108, str. 222-227, 1986.
- [16] A. E. Engin, R. D. Peindl, On the Biomechanics of Human Shoulder Complex – I. Kinematics for Determination of the Shoulder Complex Sinus, *Journal of Biomechanics*, Vol. 20, No. 2, str. 103-117, 1987.
- [17] R. D. Peindl, A. E. Engin, On the Biomechanics of Human Shoulder Complex – II. Passive Resistive Properties Beyond the Shoulder Complex Sinus, *Journal of Biomechanics*, Vol. 20, No. 2, str. 103-134, 1987.
- [18] S. Savić, Matematični model kinematike in delovni prostor človeške roke – študija možnosti za uporabo v rehabilitaciji, Univerza Edvarda Kardelja v Ljubljani, Fakulteta za elektrotehniko in računalništvo, magistrska naloga, Ljubljana, 1990.
- [19] A. Umek, Kinematična analiza gornje ekstremitete pri človeku in ocenitev delovnega prostora z uporabo računalniške grafike, Univerza v Ljubljani, Fakulteta za elektrotehniko in računalništvo, magistrsko delo, 1992.
- [20] X. Wang, M. Maurin, F. Mazet, N. C. Maia, K. Voinot, J. P. Verriest, Three-Dimensional Modelling of the Motion Range of Axial Rotation of the Upper Arm, *Journal of Biomechanics*, Vol. 31, str. 899-908, 1998.
- [21] A. Umek-Venturini, Kinematika elevacije človeške roke, Univerza v Ljubljani, Fakulteta za računalništvo in informatiko, doktorska disertacija, 1996.
- [22] Domača stran: <http://www.ai.mit.edu/projects/humanoid-robotics-group/>
(MIT Artificial Intelligence Laboratory, Humanoid Robotics Group, Cambridge, ZDA)
- [23] Domača stran: <http://robot0.ge.uiuc.edu/~spong/ge393/hondabot.html>
(College of Engineering, University of Illinois, Urbana-Champaign, ZDA)
- [24] C. G. Atkeson, J. G. Hale, F. Pollick, M. Riley, S. Kotosaka, S. Schaal, T. Shibata, G. Tevatia, A. Ude, S. Vijayakumar, M. Kawato, *IEEE Intelligent Systems & their Applications, Humanoid Robotics*, Vol. 15, No. 4, str. 46-55, 2000.

- [25] J. Lenarčič, A. Umek, Simple Model of Human Arm Reachable Workspace, IEEE Transactions on System, Man and Cybernetics, Vol. 24, No. 8, str. 1239-1246, 1994.
- [26] J. Lenarčič, M. M. Stanišić, V. Parenti-Castelli, Kinematic Design of a Humanoid Robotic Shoulder Complex, Proc. IEEE Int. Conf. On Robotics and Automation, San Francisco, USA, 2000.
- [27] J. Lenarčič, M. M. Stanišić, V. Parenti-Castelli, A 4-DOF Parallel Mechanism Simulating the Movement of the Human Sternum-Clavicle-Scapula Complex, Advances in Robot Kinematics, Portorož, Slovenia 2000.
- [28] N. K. Poppen, P. S. Walker, Normal and Abnormal Motion of the Shoulder, The Journal of Bone and Joint Surgery, Vol. 58-A, No. 2, str. 195-201, 1976.
- [29] S. D. Bagg, W. J. Forrest, A Biomechanical Analysis of Scapular Rotation during Arm Abduction in the Scapular Plane, American Journal of Physical medicine & Rehabilitation, Vol. 67, No. 6, str. 238-245, 1988.
- [30] V. M. Zlatsiorsky, Kinematics of Human Motion, Human Kinetics, USA, str. 337-354, 1998.
- [31] Northern Digital Inc.: Optotrak (3010) Getting started guide, Version 0.8; Northern Digital Inc., Waterloo, 1991.
- [32] F. C. T. van der Helm, A Standardized Protocol for Motion Recordings of the Shoulder, Proceedings of the First Conference of the International Shoulder Group, Maastricht, Netherlands, 1996.
- [33] A. Umek Venturini, J. Lenarčič, The Kinematics of the Human Arm Elevation in the Frontal Plane, 11th Int. Symp. on Biomedical Engineering '96, Croatia, Zagreb, str. 105-108, 1996.
- [34] M. P. Murray, D. R. Gore, G. M. Gardner, L. A. Mollinger, Shoulder Motion and Muscle Strength of Normal Men and Women in Two Age Groups, Clinical Orthopaedics and Related Research, No. 192, str. 268-273, 1985

Izjava

Izjavljam, da sem magistrsko delo izdelala samostojno pod vodstvom mentorja prof. dr. Jadrana Lenarčiča. Izkazano pomoč drugih sodelavcev sem v celoti navedla v zahvali. Že objavljeni dosežki drugih avtorjev so navedeni v literaturi.

Nives Klopčar