

Univerza v Ljubljani  
Fakulteta za elektrotehniko

Nives Klopčar

**KINEMATIČNI MODEL RAMENSKEGA  
SKLOPA IN DOSEGLJIVI DELOVNI  
PROSTOR ROKE PRI ČLOVEKU**

DOKTORSKA DISERTACIJA

Mentor: prof. dr. Jadran Lenarčič

Ljubljana, 2005

## **Zahvala**

Zahvaljujem se mentorju prof. dr. Jadranu Lenarčiču za oblikovanje teme doktorske disertacije in za napotke med raziskovalnim delom.

Zahvala gre tudi Ministrstvu za šolstvo, znanost in šport, ki mi je finančno omogočilo disertacijo, Institutu "Jožef Stefan", da mi je omogočil raziskovalno delo, Fakulteti za elektrotehniko za izposajo merilne opreme in Inštitutu Republike Slovenije za rehabilitacijo za sodelovanje.

Najlepše pa se zahvaljujem mojim bližnjim in vsem, ki so me na poti podpirali in učili, da je znanje največje bogastvo.

# Povzetek

V doktorski disertaciji smo izpeljali kinematični model ramenskega sklopa, ki je primeren za izračun dosegljivega delovnega prostora roke. Model ne opisuje gibanja posameznih kosti, ampak prostorsko gibanje točke v središču komolca. Tako smo znižali računsko zahtevnost modela. Zaradi zapletenosti sestave ramenskega sklopa ga večinoma v modelih poenostavimo le na tri paroma pravokotne rotacije v glenohumeralnem sklepu. Z upoštevanjem funkcionalnosti ramenskega obroča in nezahtevnostjo izračunavanja modela smo v tem delu ramenski sklop obravnavali kot povezavo dveh funkcionalnih sklepov. Notranji ramenski sklep zajema funkcijo ramenskega obroča. Vključuje rotaciji depresije/elevacije in retrakcije/protrakcije ter eno translacijo, ki ponazarja spreminjanje razdalje med trupom in glenohumeralnim sklepom. Zunanji ramenski sklep ima funkcijo glenohumeralnega sklepa pri človeku. Vključuje tri paroma pravokotne rotacije: adukcijo/abdukcijo, retrofleksijo/fleksijo in notranjo/zunanjo rotacijo. V kinematičnem modelu ramenskega sklopa je funkcionalno delovanje notranjega ramenskega sklepa matematično odvisno od funkcionalnega delovanja zunanjega ramenskega sklepa, ki opravlja primarno nalogo ramenskega sklopa - orientacijo nadlakti v prostoru.

Matematične odvisnosti funkcionalnega delovanja notranjega sklepa smo dobili iz meritev pri petih moških in petih ženskih zdravih osebah. Meritve kinematike ramenskega obroča smo izvedli v štirih anatomskih ravninah, ki so pokrivalo celoten dosegljivi prostor roke. Za izvedbo meritev smo uporabili optični merilni sistem z aktivnimi označevalci. Te smo merjenim osebam nalepili na kožo - na vnaprej določene referenčne točke ramenskega sklopa. Analizirali smo depresijo, elevacijo, retrakcijo, protrakcijo in spreminjanje dolžine segmenta ramenskega obroča med elevacijo nadlakti. V merjenih ravninah smo izvedli tudi meritve lastnega gibanja ramenskega obroča glede na orientacijo nadlakti. V dosegljivem prostoru roke smo na vsakih 45° izmerili obseg depresije, elevacije, retrakcije in protrakcije pri dani orientaciji nadlakti. Iz izmerjenih trajektorij označevalcev smo izpeljali matematične povezave med koordinatami notranjega in zunanjega ramenskega sklepa.

Rezultati meritev v vseh merjenih ravninah so pokazali kinematične značilnosti elevacije in retrakcije ramenskega obroča pri elevaciji nadlakti, ki se skladajo s predhodnimi študijami ramenskega ritma. Ramenski obroč, opazovan kot vektor med točko vpetja na trup in središčem

glenohumeralnega sklepa, spreminja dolžino med gibanjem. Ramenski obroč se linearno podaljšuje pri depresiji in protrakciji ter linearno krajša pri elevaciji in retrakciji. Med elevacijo nadlakti se ramenski obroč vedno krajša s kvadratno funkcijo. Lastno gibanje ramenskega obroča glede na orientacijo nadlakti je največje pri položaju nadlakti ob telesu, zmanjšuje se z elevacijo nadlakti in se razpolovi v položaju njene največje elevacije. Med spoloma ni opaznih razlik v kinematiki ramenskega obroča, pokazala pa se je razlika med unilateralno in bilateralno elevacijo nadlakti pri vseh merjenih osebah. Pri bilateralni elevaciji nadlakti ima ramenski obroč manjše delovno območje in večje deleže krčenja dolžine.

Rezultate kinematike ramenskega obroča smo matematično opredelili kot funkcije kota elevacije nadlakti in jih uporabili v kinematičnem modelu ramenskega sklopa. Izpopolnjenemu kinematičnemu modelu ramenskega sklopa smo dodali še komolčni sklep. Pri izpeljavi kinematičnega modela roke smo tako uporabili rezultate lastnih meritev kakor tudi rezultate meritev ramenskega in komolčnega sklopa, ki jih je moč dobiti v literaturi. Kinematični model roke, namenjen izračunu dosegljivega delovnega prostora, ima serijsko kinematično strukturo. Vsebuje pet rotacijskih in eno translacijsko stopnjo prostosti v ramenskem sklopu ter v komolčnem sklepu eno rotacijsko stopnjo prostosti, ki ponazarja gib fleksije/ekstenzije komolca. Supinacijo/pronacijo v model nismo vključili, ker ta ne vpliva na prostorsko pozicijo zapestja.

Na osnovi kinematičnega modela roke smo razvili algoritem za izračun dosegljivega delovnega prostora roke. Ta vsebuje vgnezdene zanke, v katerih poteka preračunavanje direktne kinematike, in sicer tako, da je s preračunavanjem pozicij zapestja pri vseh vrednostih koordinat kotov v sklepih zajetih čim manj aritmetičnih operacij. Položaji zapestja določajo dosegljivi delovni prostor roke, ki smo ga ovrednotili s prostornino, grafično obliko in lego glede na telo.

Natančnost izračunanega dosegljivega delovnega prostora roke smo ocenili s primerjavo z izmerjenim dosegom zapestja merjene osebe v frontalni, sagitalni in horizontalni ravnini. Superiorni, anteriorni, inferiorni predel in oba lateralna predela izračunanega dosegljivega delovnega prostora se popolnoma ujemajo z izmerjenim dosegom zapestja. Izračunani dosegljivi delovni prostor roke se tako ujema s trajektorijo dosegljivosti zapestja v frontalni in horizontalni ravnini. Izračunani dosegljivi delovni prostor roke ima večji obseg kot izmerjeni le

v posteriornem predelu sagitalne ravnine. Vzrok za to je, da je meritev v sagitalni ravnini potekala na ravnini, kjer pozicioniranje komolca na drugo stran te ravnine ni bilo mogoče.

Primerjava prostornine in oblike dosegljivega delovnega prostora z rezultati predhodnih študij kaže, da ima dosegljivi delovni prostor roke pri upoštevanju le treh rotacij v ramenskem sklopu in ene rotacije v komolčnem sklepu manjšo prostornino in obliko preveč sferično. Model roke, ki vključuje še dodatni rotaciji ramenskega obroča, kjer je obseg njegovega gibanja v celotnem delovnem območju upoštevan s konstantno vrednostjo, daje preveliko prostornino. Oblika tega dosegljivega delovnega prostora ima presežek v predelu zunanje lupine prostora. V tem delu smo kinematični model roke izpopolnili s kinematiko ramenskega obroča. Rezultati kažejo, da ima ramenski obroč kot prvi člen serijskega mehanizma roke velik vpliv na eksaktnost oblike dosegljivega delovnega prostora roke. Prostornina dosegljivega delovnega prostora, izračunana po predstavljenem kinematičnem modelu roke, je med obema predhodnima aproksimacijama.

Uporabnost razvitega kinematičnega modela roke in algoritma za določanje dosegljivega delovnega prostora človeške roke smo ovrednotili tudi z obravnavo nekaj primerov pacientov s patologijo ramenskega sklopa. Razvili smo program DePro za uporabo na osebнем računalniku, ki vključuje opisani kinematični model roke. Vhodni podatki za program DePro so identični podatkom za obseg gibanja ramenskega sklopa, ki jih na Inštitutu Republike Slovenije za rehabilitacijo rutinsko merijo in dokumentirajo pri ocenjevanju rehabilitacije pacienta s patologijo ramenskega sklopa. Program DePro daje numeričen in grafičen prikaz dosegljivega delovnega prostora roke ter tako omogoča bolj razumljivo, enovito in objektivno evalvacijo pacienta med zdravljenjem. S prostornino, obliko in lego dosegljivega delovnega prostora pacientove roke glede na telo lahko terapevt sledi pacientovemu okrevanju, ovrednoti končno stanje, napove funkcionalnost roke za uspešno vrnitev v normalno delovanje ali določeno delovno mesto in objektivno primerja tudi različne paciente.

# Abstract

The aim of this dissertation was to develop a kinematic shoulder complex model, which could be used for the prediction of an arm reachable workspace. The proposed model does not describe the movement of a particular bone, but the movement of a reference point positioned at the center of the elbow. As a result, a significant decrease in the computational complexity of the model was achieved. Due to the complex nature of the shoulder complex, most models assume only three perpendicular rotations in the glenohumeral joint. In the present thesis the shoulder complex is considered as a connection of two functional joints. The inner shoulder joint represents the shoulder girdle. It includes rotations of depression/elevation and retraction/protraction and one translation that imitates the changes in distance between the trunk and glenohumeral joint. The outer shoulder joint represents the human glenohumeral joint. It includes three perpendicular rotations: adduction/abduction, retroflexion/flexion and inner/outer rotation. In the kinematic shoulder complex model the functioning of the inner shoulder joint mathematically depends on the function of the outer shoulder joint, which performs the primary shoulder complex function – humerus orientation in space.

The inner shoulder joint functional dependencies were measured on 10 healthy subjects (5 males, 5 females). Measurements of the shoulder girdle kinematics were performed in four anatomical planes that covered the whole arm reachable space. An optical system for spatial position recognition of active markers was used. The markers were attached to the shoulder complex reference points on the subjects' skin. Shoulder girdle depression, elevation, retraction, protraction and length changes during humerus elevation were analyzed. The shoulder girdle self motion with respect to humerus orientation in all four planes were also measured. For every 45° inside the arm reachable space the range of shoulder girdle depression, elevation, retraction and protraction with respect to the humerus orientation were measured. The optical markers allowed the measurement of spatial trajectories and the determination of the correlation between the outer and inner shoulder joints.

The results in all measured planes demonstrated kinematical characteristics of the shoulder girdle elevation and retraction during humerus elevation, which are in general agreement with previous shoulder rhythm studies. The shoulder girdle vector between points on the trunk and

the glenohumeral joint changes its length during movement. It contracts linearly with elevation and retraction and elongates linearly with depression and protraction. During humerus elevation it always contracts as a quadratic function. Shoulder girdle self motion with respect to humerus orientation is the largest when the humerus is beside the body, as it decreases with humerus elevation and halves at its maximal elevation. There appears to be no essential difference between gender. There is a substantial degree of variation in shoulder girdle kinematics for unilateral, compared to bilateral humerus elevation. Bilateral humerus elevation results in smaller shoulder girdle workspace and bigger contractions.

The results of the shoulder girdle kinematics were mathematically defined as functional dependence of humerus elevation angle and were included in the kinematic shoulder complex model. Furthermore, the elbow joint was added to this shoulder complex model to improve the kinematics of the upper arm model. Thus, the upper arm model includes results derived in the present thesis and also the results of the shoulder and elbow kinematics taken from the literature. The kinematic upper arm model is designed as a serial mechanism for arm reachable workspace calculation. It consist of five rotational and one translational degree of freedom in the shoulder complex and one rotational degree of freedom in the elbow joint that represents elbow flexion/extension. Forearm supination/pronation is not included in the model, because it has no influence on wrist positioning in space.

An algorithm was derived to predict the arm reachable workspace, based on the kinematic upper arm model. It has nested loops where the direct kinematic calculation for wrist position in space is performed. All calculated wrist positions determine the arm reachable workspace that was valued with its volume, graphics and orientation regarding to the body.

The accuracy of the prediction of the arm reachable workspace was assessed by comparing the model predictions with observations of wrist reach of healthy subject in the frontal, sagittal and horizontal plane. The superior, anterior, inferior and both lateral regions are in accordance with the observed wrist reaching. The calculated arm reachable workspace is in agreement with the wrist reach in the frontal and horizontal plane. It has some deviations in the posterior region of the sagittal plane only. The reason is the performance of the measurement where the elbow positioning on the other side of the solid measuring plane was not possible.

Comparison of the upper arm reachable volumes determined in the present study with those of previous studies reveals that the arm reachable workspace volume calculated with the arm

model incorporating three rotations in the glenohumeral joint and one rotation in the elbow, gives smaller values of volume and predicts a shape that is too spherical. The arm model composed of two additional rotations in the shoulder girdle, where its self motion is considered as a constant, predicts larger volume values and its shape is exceeding with a bigger outside peel. The derived kinematic upper arm model was improved with exact shoulder girdle kinematics and gives the calculated volume value between both approximations while the shape correctness was confirmed with the measurement. The results demonstrate that the shoulder girdle, as the first segment of the serial arm mechanism, has an important influence on the exactness of an arm reachable workspace.

The applicability of the developed kinematic upper arm model and arm reachable workspace calculation algorithm was also demonstrated on patients with shoulder pathologies. For this purpose an ARW (arm reachable workspace) program was developed, which can be used on a personal computer. Input data to the ARW program are subject's height and ranges of shoulder motion. They are taken from a standard evaluation procedure in physiotherapy used at the Rehabilitation Institute of the Republic of Slovenia. ARW program gives numerical and graphical results of arm reachable workspace, which enables understandable, uniform and objective patient's arm functionality evaluation during treatment. Therefore, based on arm reachable workspace volume, graphics and orientation with respect to the body, the therapist can observe patient's improvement, evaluate recovery, predict the arm's functionality for normal life or work, and also objectively compare different patients.

## **Kazalo**



|  |    |
|--|----|
| <b>1 Uvod</b> .....  | 1  |
| <b>2 Meritve kinematike ramenskega sklopa</b> .....  | 7  |
| 2.1 Merilni postopek .....   | 7  |
| 2.2 Ramenski ritem .....   | 10 |
| 2.3 Dolžina segmenta ramenskega obroča .....   | 15 |
| 2.4 Lastno gibanje segmenta ramenskega obroča glede na orientacijo nadlakti .....                              | 18 |
| 2.5 Obseg gibanja ramenskega sklopa .....  | 21 |
| <b>3 Kinematični model ramenskega sklopa</b> .....   | 24 |
| 3.1 Osnove kinematike ramenskega sklopa .....  | 25 |
| 3.2 Meje in medsebojna odvisnost kotov v sklepkih .....  | 27 |
| <b>4 Dosegljivi delovni prostor roke</b> .....   | 33 |
| 4.1 Kinematični model roke .....   | 33 |
| 4.2 Izračun dosegljivega delovnega prostora roke .....   | 35 |
| 4.3 Izračun prostornine dosegljivega delovnega prostora roke .....   | 38 |
| 4.4 Grafični prikaz dosegljivega delovnega prostora roke .....   | 40 |
| 4.5 Primerjava izračunanega dosegljivega delovnega prostora roke z izmerjenim ..                               | 43 |
| 4.6 Primerjava dosegljivega delovnega prostora roke, izračunanega z različnimi kinematičnimi modeli roke ..... | 45 |
| <b>5 Možnosti uporabe dosegljivega delovnega prostora roke v rehabilitaciji</b> .....                          | 48 |
| 5.1 Dosegljivi delovni prostor roke pacientke s patologijo ramenskega sklopa med zdravljenjem .....            | 50 |
| 5.2 Primerjava pasivnega in aktivnega dosegljivega delovnega prostora roke .....                               | 54 |
| 5.3 Dosegljivi delovni prostor roke za statistično obravnavo pacientov .....                                   | 56 |
| 5.4 Program DePro .....  | 59 |
| <b>6 Zaključek</b> .....   | 62 |
| <b>7 Literatura</b> .....  | 66 |

# 1 Uvod

S študijem gibanja, gibljivosti in dosegljivosti človeške roke ter z njenim modeliranjem se ukvarjajo mnoge raziskave v medicini (v protetiki, rehabilitaciji), ergonomiji (pri načrtovanju delovne površine, načrtovanju notranjosti vozil), računalniški grafiki (pri simulacijah gibanja človeške roke, v animiranih filmih), pri športu in v humanoidni robotiki. Pod besedo roka v tem delu razumemo zgornjo ekstremiteto od vključno ramenskega sklopa do zapestja, brez upoštevanja funkcije dlani. Dosegljivost roke se v robotiki razume kot dosegljivi delovni prostor roke, ki je množica točk, katere zapestje lahko doseže v poljubni orientaciji dlani. Izračun dosegljivega delovnega prostora roke je glede na kinematično strukturo mehanizma roke pri človeku izredno težaven in zahteva veliko računalniškega časa. Zato mora biti kinematični model roke, ki ga uporabljamo za določitev dosegljivega delovnega prostora, čim bolj preprost.

Največji delež h gibljivosti roke prispeva ramenski sklop, ki je sestavljen iz ramenskega obroča in ramenskega oz. glenohumeralnega sklepa. Ramenski obroč tvorita ključnica in lopatica, ki sta povezani z akromioklavikularnim sklepom Ak (slika 1.1a). Ključnica je vpeta na telo s sternoklavikularnim sklepom Sk, lopatica pa drsi po prsnem košu s skapulotorakalnim sklepom St. Glenohumeralni sklep Gh povezuje lopatico in nadlaket. Glenohumeralni sklep sicer največ prispeva k obsegu gibanja v ramenskem sklopu, vendar pa je zelo pomemben tudi majhen obseg gibanja ramenskega obroča, ki je prvi člen kinematične verige. Tako se nadlaket lahko izogiba trupu, kar povečuje delovni prostor roke, z dodatnimi prostostnimi stopnjami v ramenskem obroču pa omogoča roki tudi lažje prilagajanje zahtevam različnih opravil.

Premiki v ramenskem obroču in glenohumeralnem sklepu so soodvisni. Medsebojno delovanje posameznih delov ramenskega sklopa, imenovano tudi skapulohumeralni oz. ramenski ritem, je kot funkcijo elevacije nadlakti raziskal Inman s sodelavci že leta 1944 [1]. Meritve z rentgensko analizo so pokazale, da sta giba elevacije nadlakti pri abdukciji in fleksiji razdeljena na tri faze. V prvi ima največji delež giba glenohumeralni sklep. V drugi fazi giba je razmerje med prispevkom odklona elevacije v glenohumeralnem sklepu in sklepih ramenskega obroča približno 2:1. V tretji fazi se pri istem razmerju priključi tudi rotacija ključnice okoli

lastne osi. Ti rezultati kažejo, da je ramenski sklop sestavljen iz dveh soodvisnih funkcionalnih sklepov.

Za opazovanje gibanja kosti v ramenskem sklopu je treba uporabiti metode rentgenskega slikanja ali pa meritve izvajati na kadavrih. Nekaj takšnih meritev značilnih ramenskih gibov, kot so abdukcija in fleksija, najdemo v literaturi [1-12]. Te meritve so po eni strani preobsežne, saj nas z vidika računanja dosegljivega delovnega prostora roke gibanje posameznih kosti ne zanima, po drugi strani pa se nanašajo le na majhen nabor ravninskih gibov. Za razvoj kinematičnega modela ramenskega sklopa je namreč treba izvesti meritve kinematike ramenskega obroča in nadlakti v več ravninah, ki pokrivajo celotni dosegljivi prostor roke.

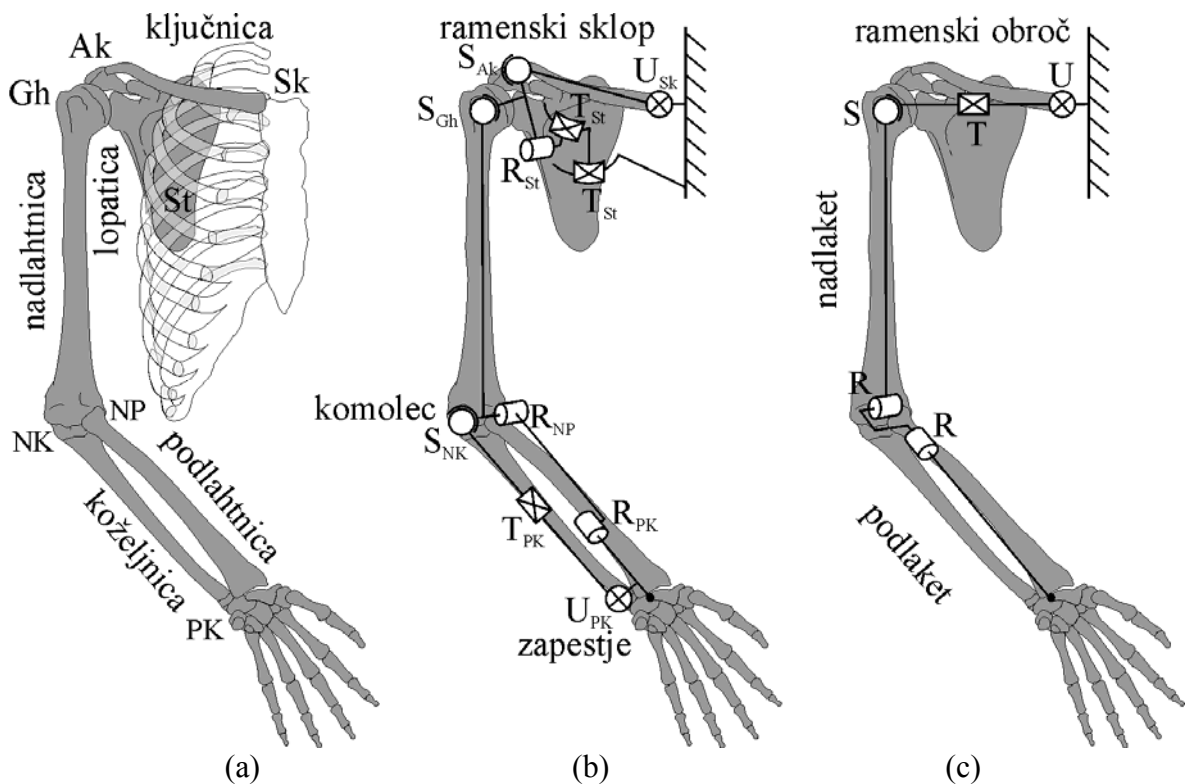
Začetna lega ramenskega obroča je med osebami različna [4, 6, 7, 13, 14], vendar pa so relativni pomiki med kostmi v ramenskem sklopu precej podobni [4, 7, 10, 15-21]. Dosedanje študije obravnavajo gibanje nadlakti in ramenskega obroča v isti ravnini. Pri gibanju nadlakti v ravnini pa se ramenski obroč dejansko giblje prostorsko. Treba je ugotoviti, katere so rotacije ramenskega obroča pri gibanju roke v določeni ravnini, in določiti matematične povezave.

Dandanes obstaja več biomehanskih modelov ramenskega sklopa, kot so: planarni kinematični model [2], matematični model z obsegom gibanja posameznega funkcionalnega sklepa v ramenskem sklopu [22, 23], serijski [13, 24-29] ali vzporedni robotski modeli mehanizmov [30-35] in dinamični modeli, ki podajajo sile v mišicah ramenskega predela kot funkcije pozicije roke in zunanjih bremen [3-5, 36-44]. Na osnovi teh modelov ramenskega sklopa so raziskovalci poizkušali z različnimi metodami merjenja natančneje določiti ramenski ritem, vendar se njihovi zaključki o posameznih fazah elevacije roke bistveno ne razlikujejo. Večina teh modelov ima namreč namen predstaviti in posnemati določene gibe roke, medtem ko gibljivost v celotnem prostoru in dosegljivost nista dovolj raziskani, ker zahtevata preveč računalniškega časa.

Pri preučevanju gibljivosti roke moramo upoštevati kinematične lastnosti vsakega posameznega sklepa. Seveda se moramo tudi zavedati, da natančno posnemanje človeških sklepov, ki iz mehničnega stališča niso idealni, prispeva veliko dodatnih prostostnih stopenj. Nekatero prostostno stopnjo, ki nimajo velikega vpliva na primarno funkcijo roke, lahko tako smiselno zanemarimo. Roka je tako modelirana kot veriga togih segmentov, ki so povezani z rotacijskimi in translacijskimi sklepi. Kinematični model roke z geometrijskimi razmerji opisuje njeno gibanje.

Kot primer kinematičnega modela roke lahko v ramenskem obroču kinematiko sternoklavikularnega  $S_k$  in akromioklavikularnega  $A_k$  sklepa modeliramo z univerzalnima sklepoma. Med njima postavimo še eno rotacijo, ki modelira rotacijo ključnice okoli lastne osi [29]. Na sliki 1.1b je ta sistem modeliran z univerzalnim sklepom  $U_{Sk}$ , ki povezuje ključnico na trup, in s sferičnim sklepom  $S_{Ak}$ , ki povezuje ključnico in lopatico. Gibanje lopatice po površini prsnega koša je kompleksnejše gibanje s spreminjajočim se centrom rotacije. Kinematiko skapulotorakalnega sklepa  $S_t$  lahko približno modeliramo z dvema translacijama  $T_{St}$  in eno rotacijo  $R_{St}$  (slika 1.1b). Seštevek prostostnih stopenj vseh sklepov modela ramenskega obroča je 8, število gibajočih segmentov je 4 in število sklepov je 5, kar daje ramenskemu obroču po Grübler/Kutzbach-ovi formuli [45] le dve neodvisni prostostni stopnji [29, 33]. Ker se kosti ramenskega obroča gibljejo usklajeno, si ga lahko predstavljamo z vzporednim mehanizmom, kjer je lopatica premikajoča se ploščad in trup osnovna ploščad [33]. Ti dve neodvisni prostostni stopnji ramenskega obroča tako pomenita relativno rotacijsko gibanje jamice lopatice glede na telo. To gibanje je zato poenostavljeno modelirano z univerzalnim sklepom  $U$  na segmentu ramenskega obroča, kot prikazuje slika 1.1c. Vendar pa ima ramenski obroč pri človeku lastnosti zaprte kinematične verige. Pri poenostavitvi na odprto kinematično verigo je treba uvesti še translacijski sklep  $T$  (slika 1.1c), ki modelira spreminjanje razdalje med trupom in glenohumeralnim sklepom. Ta razdalja se namreč spreminja in je pri taki poenostavitvi odvisna od odklonov v sklepih. Pri elevaciji nadlakti se dolžina segmenta ramenskega obroča krajša, kar je za elevacijo nadlakti z meritvami položaja akromiona v frontalni ravnini že obravnavano [2, 10, 13, 20, 21, 46, 47]. To spreminjanje dolžine segmenta ramenskega obroča je treba raziskati tudi v drugih ravninah.

Glenohumeralni sklep  $G_h$  pritrjuje nadlaket na ramenski obroč. To je sferični sklep  $S_{Gh}$  med jamico lopatice in glavico nadlakti (slika 1.1b). Stikajoča površina je skladna in ima podobna radija, kar daje nadlakti večinoma rotacijsko gibanje. Glenohumeralni sklep ima velik obseg gibanja, ker je jamica sklepa majhna. To gibanje lahko poenostavimo na tri rotacijske prostostne stopnje v sferičnem sklepu  $S$ , s centrom rotacije v središču glavice nadlakti (slika 1.1c). Skupaj ima ramenski sklop 6 prostostnih stopenj. Mehanično je tako ramenski sklop sistem z dvema funkcionalnima sklepoma: univerzalni-translacijski  $U-T$  in sferični sklep  $S$  (slika 1.1c), ki skupaj izvajata orientacijo nadlakti v prostoru.



**Slika 1.1:** Okostje (a), kinematika posameznih sklepov (b) in poenostavitev prostostnih stopenj (c) roke

Enako lahko pri kinematičnem modeliranju roke poenostavimo tudi komolčni sklep in distalne sklepe podlakti. Tu imamo sistem sklepov med tremi kostmi: nadlahtnico, podlahtnico in koželjnico. Komolčni sklep vsebuje sklep med nadlahtnico in podlahtnico NP ter sklep med nadlahtnico in koželjnico NK. Sklep med nadlahtnico in podlahtnico je rotacijski sklep  $R_{NP}$  (slika 1.1b) [29]. Sklep med nadlahtnico in koželjnico pa je sferični sklep  $S_{NK}$  z jamico na nadlahtnici in glavico na koželjnici. Sistem podlakti je vzporedni mehanizem, poenostavljeno predstavljen na sliki 1.1b. Poleg rotacij v komolčnem sklepu sta podlahtnica in koželjnica povezani tudi na distalnem delu z rotacijo  $R_{PK}$ , translacijo  $T_{PK}$  in univerzalnim sklepom  $U_{PK}$ , ki dovoljujejo koželjnici rotacijo okoli podlahtnice. Ta mehanizem ima 4 gibajoče segmente, 5 sklepov in skupaj 8 prostostnih stopenj. V skladu z Grüber/Kutzbach-ovo formulo [45] ima ta mehanizem dve neodvisni prostostni stopnji [29]. Ti lahko nadomestimo z dvema enostavnima rotacijama R (slika 1.1c). Ena rotacija je fleksija/ekstenzija v komolčnem sklepu, druga rotacija pa je pronacija/supinacija podlakti.

Z globografsko predstavitvijo kot projekcijo točke komolca na sfero je prostorsko gibljivost ramenskega sklopa predstavil Engin s sodelavci [14, 48, 49]. Obseg sestavljenega gibanja, ki ga omogoča ramenski sklop, ni simetričen. Večji obseg je anteriorno in superiorno glede na telo [6, 13, 24, 25, 26, 50]. Če sestavljeno gibanje ramenskega sklopa razčlenimo na posamezne rotacije okoli treh pravokotnih anatomskih osi (adukcija/abdukcija, retrofleksija/fleksija in notranja/zunanja rotacija), se ta nesimetričnost izraža v medsebojni odvisnosti posameznih rotacij v ramenskem sklopu [13, 25, 26, 50, 51].

Pri izračunavanju dosegljivega delovnega prostora človeške roke pri dosedanjih raziskavah večinoma ni vključen ramenski obroč. Razloga za to sta zapletenost njegove anatomske zgradbe in pomanjkanje tridimenzionalnih podatkov gibanja tega predela. Rama je poenostavljena in obravnavana le kot tri paroma pravokotne zaporedne rotacije, ki imajo predvsem vlogo glenohumeralnega sklepa [24, 28]. S takšnim sklepom je nemogoče oponašati človeške gibe in ocenjevati dosegljivost. Treba je dodati segment in prostostne stopnje ramenskega obroča. Ta pri človeku namreč občutno poveča delovni prostor roke [13, 25, 26, 52, 53].

V kinematičnem modelu ramenskega sklopa, ki ga bomo uporabili v našem delu, smo zato poleg zunanjega ramenskega sklepa (tri rotacije) s funkcijo glenohumeralnega sklepa zajeli tudi notranji ramenski sklep (dve rotaciji in ena translacija), ki ima približno funkcijo sternoklavikularnega sklepa. Za primarno nalogo ramenskega sklopa, ki je orientacija nadlakti v prostoru, bi zadostovale le tri rotacije. Ravno dve odvečni stopnji prostosti v notranjem ramenskem sklepu, ki omogočata lastno gibanje ramenskega obroča, imata pomemben vpliv na natančnost velikosti in oblike dosegljivega delovnega prostora roke. Kinematika lastnega gibanja ramenskega obroča v celotnem dosegljivem prostoru roke v dosedanjih študijah še ni podana.

Kinematični model ramenskega sklopa je uporaben v humanoidni robotiki za načrtovanje in vodenje mehanizmov, v računalniški grafiki za enostavno posnemanje gibov, v ergonomiji za načrtovanje posameznikove delovne površine, v našem delu pa predstavljamo predvsem njegovo uporabo na področju ocenjevanja gibalnih sposobnosti roke v rehabilitaciji. V zadnjem času se na področju ramenskega sklopa v rehabilitaciji razvijajo in pripravljajo robotske podporne naprave za pomoč pri razgibavanju pacientove rame [47]. Namen našega prispevka k rehabilitaciji pa je pacientom na razumljiv način predstaviti funkcionalnost njihove roke kot

numerični in grafični prikaz dosegljivega delovnega prostora. Poleg tega pa je dosegljivi delovni prostor roke lahko v pomoč tudi terapevtom pri evalvaciji pacientovega okrevanja in končnega stanja. V praksi pacientu z goniometrom izmerijo le obsege gibanja: fleksije, retrofleksije, abdukcije, adukcije, notranje in zunanje rotacije. Kinematični model ramenskega sklopa more zato vključevati le koordinate, ki opisujejo te gibe.

V prvem delu disertacije je opisana izvedba prostorskih meritev kinematike ramenskega sklopa. Rezultati meritev so bili analizirani in matematično ovrednoteni. Ramenski ritem, dolžino in lastno gibanje segmenta ramenskega obroča smo matematično opredelili kot funkcije elevacije nadlakti. Opisali smo tudi izvedbo meritev obsega gibanja ramenskega sklopa in podali vrednosti za zdravo osebo.

V drugem delu smo izpeljali kinematični model ramenskega sklopa, ki glede na predhodne modele omogoča natančnejši izračun dosegljivega delovnega prostora človeške roke. Ta povezuje gibanje zunanjega in notranjega ramenskega sklepa. V kinematiko notranjega sklepa smo vpeljali matematične odvisnosti segmenta ramenskega obroča od elevacije nadlakti.

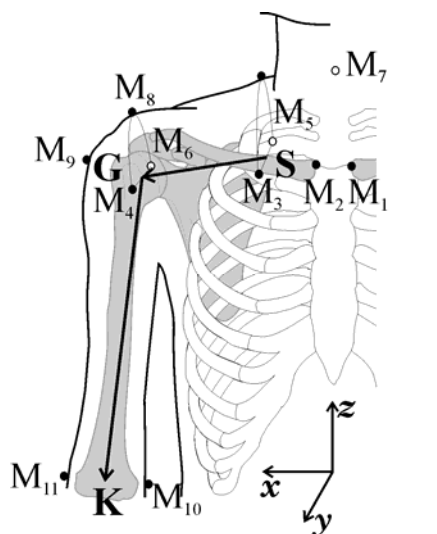
V naslednjem poglavju smo kinematičnemu modelu ramenskega sklopa dodali še komolčni sklep. Na osnovi kinematičnega modela roke s preračunavanjem pozicij zapestja pri vseh vrednostih koordinat kotov v sklepih smo določili dosegljivi delovni prostor roke. Za ocenjevanje dosegljivega delovnega prostora smo uporabili matematična merila: prostornino, obliko in lego glede na telo. Za ovrednotenje izpeljanega kinematičnega modela roke smo primerjali izračunani dosegljivi delovni prostor roke z izmerjenim dosegom zapestja v treh anatomskih ravninah. Za ocenitev izboljšave kinematičnega modela roke smo tudi primerjali izračune dosegljivega delovnega prostora roke s predhodnimi modeli roke.

Na koncu smo predstavili možnost uporabe dosegljivega delovnega prostora roke za evalvacijo v rehabilitaciji. S prostornino, obliko in lego dosegljivega delovnega prostora smo obravnavali nekaj konkretnih pacientov s patologijo ramenskega sklopa. Pri tem smo uporabili rezultate meritev obsega gibanja ramenskega sklopa, ki jih rutinsko izvajajo na Inštitutu Republike Slovenije za rehabilitacijo v Ljubljani.

## 2 Meritve kinematike ramenskega sklopa

### 2.1 Merilni postopek

Za meritve kinematike v ramenskem sklopu smo uporabili optični merilni sistem Optotrak (Northern Digital Inc., Waterloo [54]), ki meri koordinate aktivnih markerjev. Merjeni osebi smo na anatomske točke desnega ramenskega sklopa nalepili 11 aktivnih markerjev (slika 2.1): 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 [55], razpoznavne skozi kožo merjene osebe. Markerje smo namestili še na zunanji rob glave nadlakti (*sulcus intertubercularis*,  $M_9$ ), na medialni (*epicondylus medialis*,  $M_{10}$ ) in na lateralni epikondil nadlakti (*epicondylus lateralis*,  $M_{11}$ ). Roka je bila togo iztegnjena in v komolčnem sklepu stabilizirana z opornico.



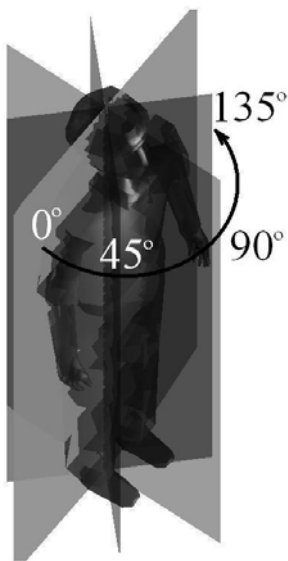
**Slika 2.1:** Markerji (od  $M_1$  do  $M_{11}$ ) na desnem ramenskem sklopu; Izračunani vektor ramenskega obroča  $\overline{SG}$  in vektor nadlakti  $\overline{GK}$  v referenčnem položaju



Meritve smo izvajali na desnem ramenskem sklopu desetih merjenih oseb, petih moških (višina  $(181 \pm 5,3)$  cm; masa  $(78,2 \pm 2,5)$  kg) in petih ženskah (višina  $(166,2 \pm 4,9)$  cm; masa  $(50,6 \pm 1,7)$  kg), starih med 22 in 27 let ( $24,8$  let  $\pm 1,4$  let). Vsi so bili desničarji, z običajnimi aktivnostmi roke in tudi niso imeli predhodnih obolenj ali poškodb v območju ramenskega sklopa.

Med meritvijo je oseba sedela, s trupom oprta na naslonjalo, da smo izločili gibanje zgornjega dela trupa - predvsem rotacije hrbtenice. Referenčni položaj roke je bila začetna lega, kjer je bila rama sproščena in roka iztegnjena ob trupu z dlanjo, obrnjeno proti telesu (slika 2.2). Elevacijo (to je dvigovanje) roke smo izmerili v štirih anatomskih ravninah, v vsaki ravnini glede na telo najprej anteriorno (pred telo) in nato posteriorno (za telo). Merjene ravnine so bile (slika 2.2): frontalna ravnina ( $0^\circ$  - osnovna ravnina, elevacija skozi abdukcijo in adukcijo), ravnina, zasukana za  $45^\circ$  pred telo, sagitalna ravnina ( $90^\circ$ , elevacija skozi fleksijo in retrofleksijo) in ravnina, zasukana za  $135^\circ$  pred telo. Za meritve ramenskega ritma so merjene osebe v vsaki ravnini izvedle unilateralno elevacijo (dvigovanje ene roke) in nato bilateralno (simetrično dvigovanje obeh rok). Pri meritvah rotacija nadlakti ni bila vključena, tako da je imela iztegnjena roka med izvajanjem palec na dlani obrnjen naprej v smeri pogleda. Lastno gibanje ramenskega obroča glede na orientacijo nadlakti smo izmerili tako, da je bila iztegnjena roka pri določeni orientaciji podprta. Tudi meritve lastnega gibanja smo izvedli v vseh štirih ravninah, v določeni ravnini pri orientaciji nadlakti vsakih  $45^\circ$  (slika 2.3). Meritve kinematike ramenskega obroča smo po opisanem protokolu izvedli v celotnem dosegljivem prostoru roke.

Natančnost zajemanja koordinat markerjev sistema Optotrak je bila 0,3 mm. Pri meritvah z markerji, ki smo jih nalepili na kožo, smo imeli tudi težave zaradi raztezanja kože med izvajanjem gibov. Napaka zaradi deformacije kože je ocenjena v intervalu  $\pm 2$  mm. Podatke meritev smo filtrirali z nizkopasovnim Butterworthovim filtrom, za obdelavo in analizo pa smo uporabili programski paket Matlab (The MathWorks, Inc.). Iz trajektorij markerjev smo izračunali njihove pravokotne projekcije na anatomske ravnine (slika 2.1): frontalna ( $xz$ ), sagitalna ( $yz$ ) in horizontalna ( $xy$ ) ravnina. Te projekcije so bile osnova za izpeljavo matematičnih zvez. Opazovali smo segment ramenskega obroča kot vektor  $\overline{SG}$ , izračunan z aritmetično sredino med medialnima ( $M_3$  in  $M_5$ ) in lateralnima



**Slika 2.2:** Štiri anatomske ravnine ( $0^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $90^\circ$  in  $135^\circ$ ) okoli telesa



**Slika 2.3:** Meritev lastnega gibanja ramenskega obroča glede na orientacijo nadlakti:  $0^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $135^\circ$  in  $180^\circ$ ; v ravnini, zasukani za  $45^\circ$  pred telo

markerjema ( $M_4$  in  $M_6$ ) na ramenskem obroču (slika 2.1). Izračunani odkloni depresije/elevacije  $\varphi_{de}$  so koti med projekcijo vektorja ramenskega obroča v frontalni ravnini pri gibanju in njegovo projekcijo v referenčnem položaju. Izračunani odkloni retrakcije/protrakcije  $\varphi_{rp}$  so koti med projekcijama vektorja ramenskega obroča v horizontalni ravnini pri gibanju in v referenčnem položaju. Dolžina ramenskega obroča  $d$  je izračunana dolžina vektorja ramenskega obroča med gibanjem, izražena relativno glede na njegovo začetno dolžino  $d_0$  v referenčnem položaju. Segment nadlakti je vektor  $\overline{GK}$  med točko G in K. Točka K je aritmetična sredina markerjev medialnega ( $M_{10}$ ) in lateralnega ( $M_{11}$ ) epikondila

nadlakti. Odklon elevacije nadlakti  $\varphi$  je kot med vektorjem nadlakti in vertikalno osjo telesa. Koti so izraženi v stopinjah.

Referenčni položaj ramenskega obroča se med osebami malo razlikuje, sčasoma pa se z utrujanjem ali pa z razpoloženjem tudi spreminja pri isti osebi. Kljub temu je relativno gibanje med segmentoma ramenskega obroča in nadlaktjo ponovljivo na enak način. Razlik med spoloma v kinematiki ramenskega obroča nismo opazili, zato so rezultati predstavljeni kot povprečna vrednost (izračunana po metodi najmanjših kvadratov) vseh merjenih oseb z upoštevanjem začetnih pogojev kinematike ramenskega obroča (slika 2.1)

$$\begin{aligned}\varphi_{de}(\varphi = 0^\circ) &= 0^\circ, \\ \varphi_{tp}(\varphi = 0^\circ) &= 0^\circ \text{ in} \\ d(\varphi = 0^\circ) &= d_0 = 1.\end{aligned}\tag{2.1}$$

v referenčnem položaju nadlakti ob telesu ( $\varphi = 0^\circ$ ). Pri vseh merjenih osebah je bila opazna razlika v kinematiki ramenskega obroča pri unilateralni in bilateralni elevaciji roke. Namen analize kinematike ramenskega obroča v celotnem dosegljivem prostoru roke je izpeljava kinematičnih soodvisnosti in prispevek k razumevanju karakteristike gibanja v ramenskem sklopu.

## 2.2 Ramenski ritem

Med elevacijo nadlakti sta najbolj očitni rotaciji ramenskega obroča v frontalni ravnini, imenovani depresija/elevacija  $\varphi_{de}$ , in v horizontalni ravnini, imenovana retrakcija/ protrakcija  $\varphi_{tp}$ . V zadnji fazi elevacije nadlakti je bila opazna tudi rotacija okoli lastne osi ramenskega obroča, vendar pa ta neposredno ne vpliva na pozicioniranje zapestja, zato smo jo zanemarili.

V povprečju desetih merjenih oseb je največja unilateralna elevacija nadlakti  $155^\circ$  anteriorno glede na telo. Do  $30^\circ$  elevacije nadlakti ramenski obroč nima nobenega prispevka k elevaciji nadlakti (slika 2.4a, izrez), kar predhodne študije poimenujejo pripravljalna faza ramenskega ritma. Po tej fazi je anteriorno glede na telo prispevek elevacije nadlakti v glenohumeralnem sklepu  $80^\circ$  in prispevek elevacije ramenskega obroča  $45^\circ$  k sestavljenemu gibanju ramenskega

sklopa. Njun kvocient je razmerje ramenskega ritma, ki je 1,8. Ta rezultat se ujema z doslej objavljenimi raziskavami ramenskega ritma v frontalni, medialni in sagitalni ravnini [1-12], kjer je ocenjeno razmerje ramenskega ritma 2. Pri naših meritvah smo opazovali tudi elevacijo nadlakti posteriorno glede na telo, kjer je ocenjeno razmerje ramenskega ritma 2,4.

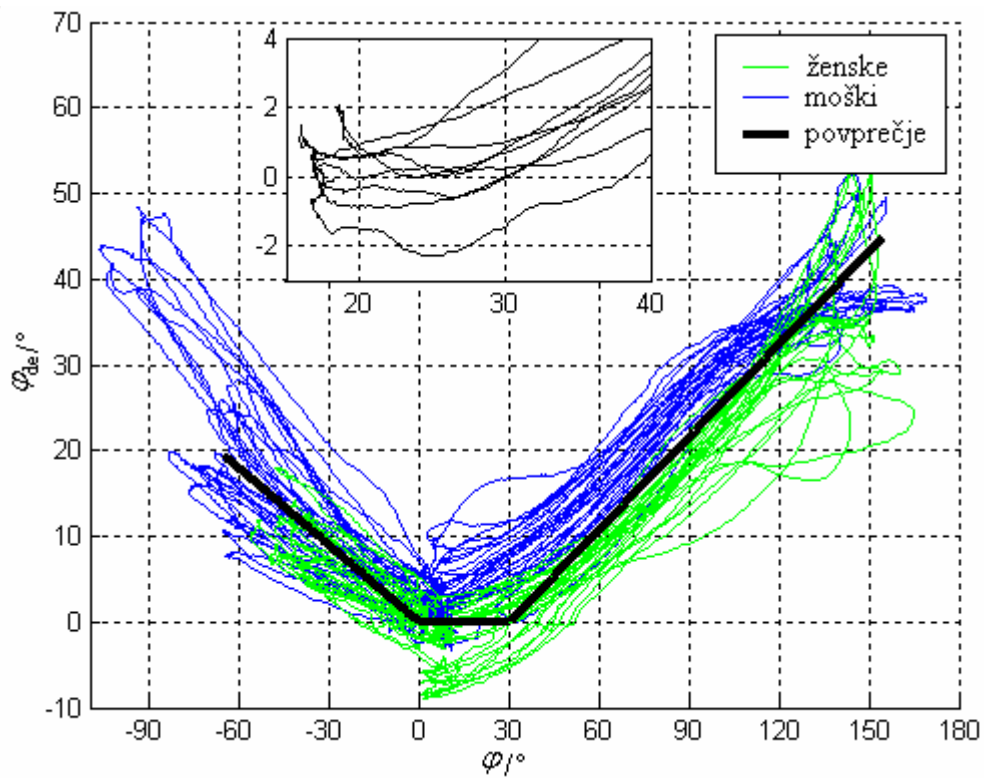
Pri elevaciji nadlakti v določeni ravnini se ramenski obroč giblje prostorsko. Poleg elevacije ramenskega obroča v frontalni ravnini je prisotna tudi retrakcija v horizontalni ravnini (slika 2.4b). Retrakcija ramenskega obroča se začne po pripravljalni fazi  $70^\circ$  elevacije nadlakti, anteriorno glede na telo. Pri elevaciji nadlakti  $155^\circ$  anteriorno glede na telo je retrakcija ramenskega obroča  $18^\circ$ . Pri elevaciji nadlakti  $65^\circ$  posteriorno glede na telo pa je retrakcija ramenskega obroča  $23^\circ$  v povprečju merjenih oseb.

Meritve so pokazale, da je vzorec odklanjanja ramenskega obroča med elevacijo nadlakti v vseh štirih anatomskih ravninah zelo podoben. Za depresijo/elevacijo in retrakcijo/protrakcijo ramenskega obroča pri elevaciji nadlakti anteriorno ( $\varphi \geq 0^\circ$ ) in posteriorno ( $\varphi < 0^\circ$ ) glede na telo smo s povprečenjem ovrednotili matematične zveze. Rezultat depresije/elevacije ramenskega obroča (slika 2.4a) v odvisnosti od unilateralne elevacije nadlakti je

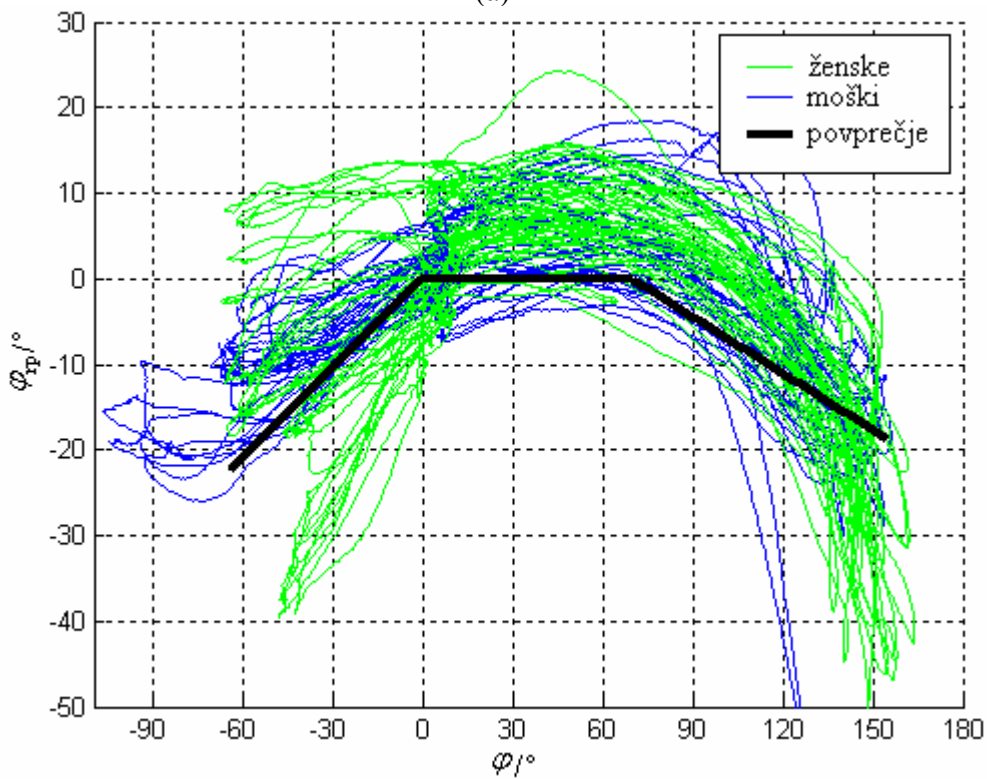
$$\varphi_{de} = \begin{cases} -0,3\varphi & , \text{ ko je } \varphi < 0^\circ \\ 0^\circ & , \text{ ko je } 0^\circ \leq \varphi \leq 30^\circ \\ 0,36\varphi - 10,8^\circ & , \text{ ko je } 30^\circ < \varphi \end{cases} \quad (2.2)$$

in retrakcije/protrakcije ramenskega obroča (slika 2.4b)

$$\varphi_{rp} = \begin{cases} 0,35\varphi & , \text{ ko je } \varphi < 0^\circ \\ 0^\circ & , \text{ ko je } 0^\circ \leq \varphi \leq 70^\circ \\ -0,22\varphi + 15,4^\circ & , \text{ ko je } 70^\circ < \varphi \end{cases} \quad (2.3)$$



(a)



(b)

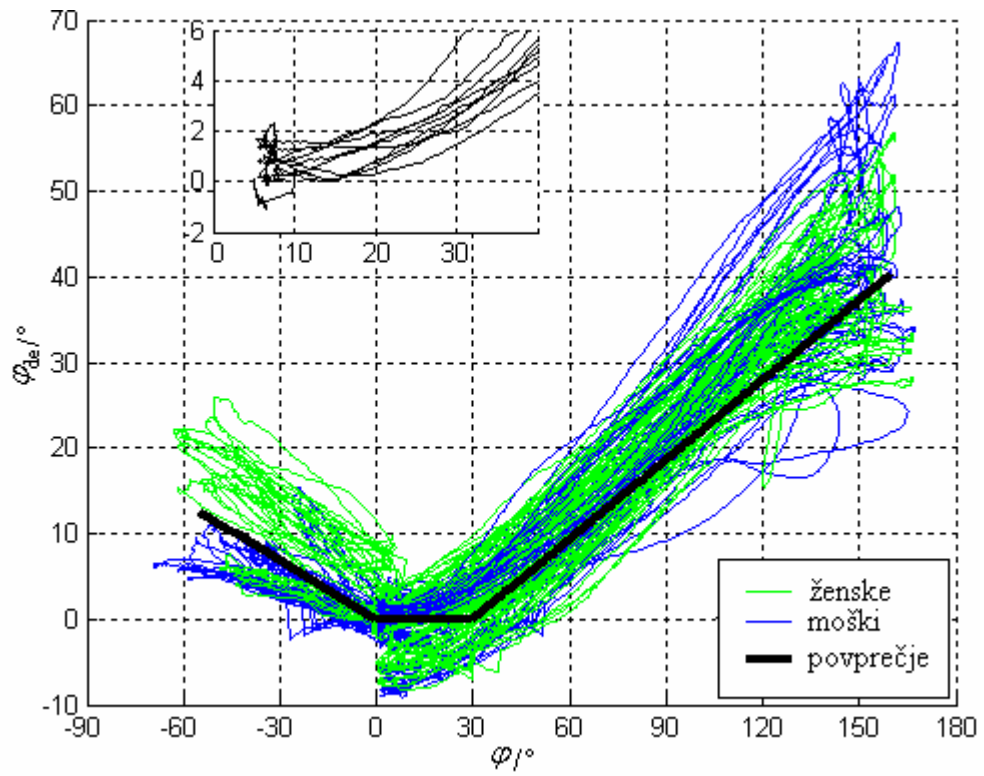
**Slika 2.4:** Odklon depresije/elevacije (a) in retrakcije/protrakcije (b) ramenskega obroča v odvisnosti od unilateralne elevacije nadlakti v štirih anatomskih ravninah

Pri bilateralni elevaciji nadlakti je v povprečju desetih oseb anteriorno glede na telo največji odklon  $160^\circ$ . V pripravljalni fazi do  $30^\circ$  elevacije nadlakti ramenski obroč ostaja v začetni legi (slika 2.5a, izrez). V naslednji fazi elevacije nadlakti je anteriorno glede na telo razmerje med elevacijo nadlakti v glenohumeralnem sklepu z elevacijo ramenskega obroča enako 2,3. V položaju največje elevacije nadlakti  $160^\circ$  namreč elevacija ramenskega obroča prispeva  $40^\circ$  in elevacija nadlakti  $90^\circ$  k sestavljenemu gibanju ramenskega sklopa po pripravljalni fazi. Matematična funkcija depresije/elevacije ramenskega obroča v odvisnosti od bilateralne elevacije nadlakti je (slika 2.5a)

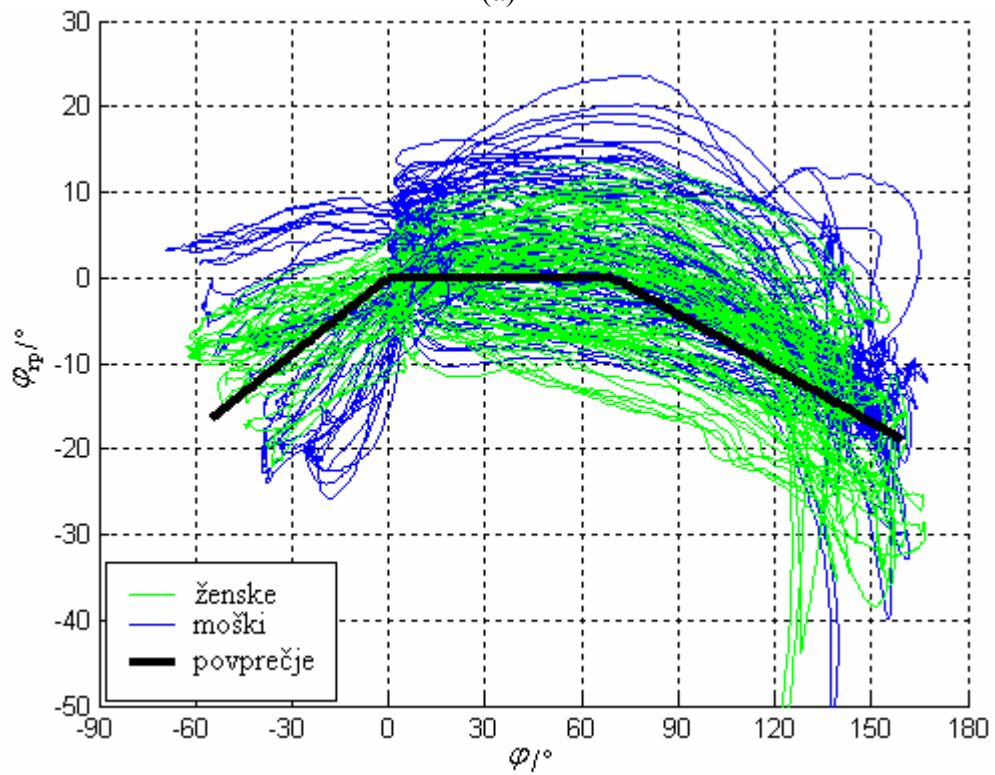
$$\varphi_{de} = \begin{cases} -0,23\varphi & , \text{ ko je } \varphi < 0^\circ \\ 0^\circ & , \text{ ko je } 0^\circ \leq \varphi \leq 30^\circ \\ 0,31\varphi - 9,3^\circ & , \text{ ko je } 30^\circ < \varphi \end{cases} \quad (2.4)$$

in retrakcije/protrakcije ramenskega obroča (slika 2.5b)

$$\varphi_{rp} = \begin{cases} 0,3\varphi & , \text{ ko je } \varphi < 0^\circ \\ 0^\circ & , \text{ ko je } 0^\circ \leq \varphi \leq 70^\circ \\ -0,21\varphi + 14,7^\circ & , \text{ ko je } 70^\circ < \varphi . \end{cases} \quad (2.5)$$



(a)



(b)

**Slika 2.5:** Odklon depresije/elevacije (a) in retrakcije/protrakcije (b) ramenskega obroča v odvisnosti od bilateralne elevacije nadlakti v štirih anatomskih ravninah

## 2.3 Dolžina segmenta ramenskega obroča

Rezultati meritev, ki smo jih izvedli v magistrskem delu [56], so pokazali da segment ramenskega obroča spreminja dolžino  $d$  med gibanjem. Pri položaju rok ob telesu se dolžina vektorja ramenskega obroča linearno krajša med elevacijo in retrakcijo, medtem ko se linearno daljša med depresijo in protrakcijo rame (slika 2.6).

Med elevacijo ene ali simetrično obeh rok se dolžina segmenta ramenskega obroča vedno krajša po kvadratni funkciji. Pri unilateralni elevaciji nadlakti je relativno spreminjanje dolžine vektorja ramenskega obroča glede na začetno dolžino (slika 2.7a)

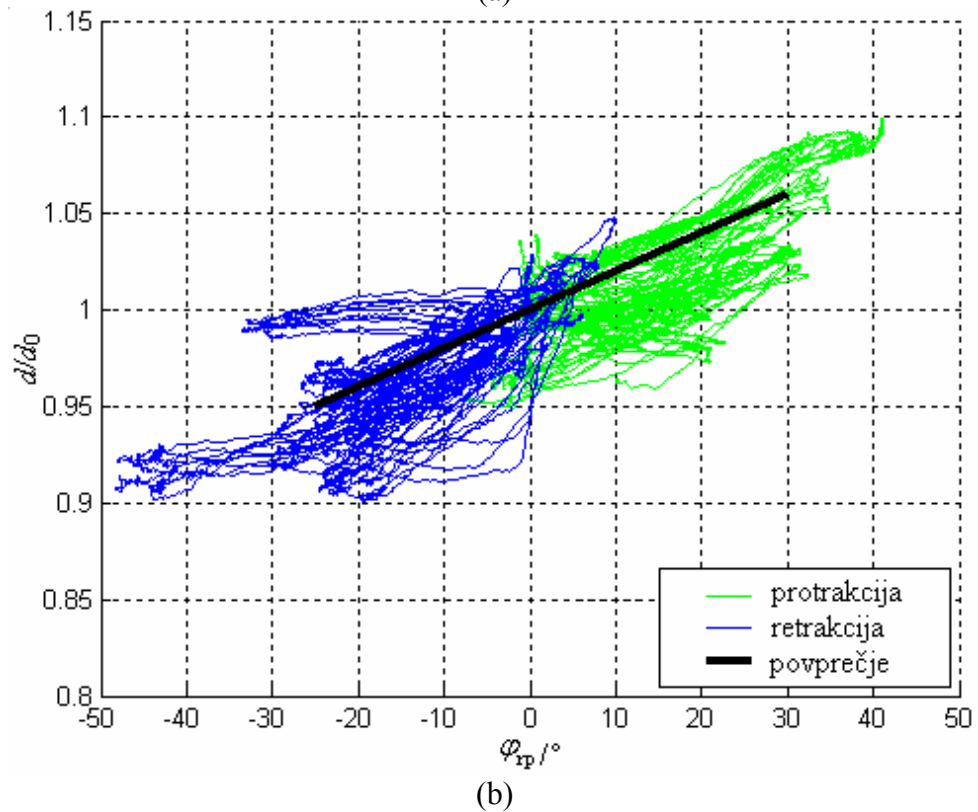
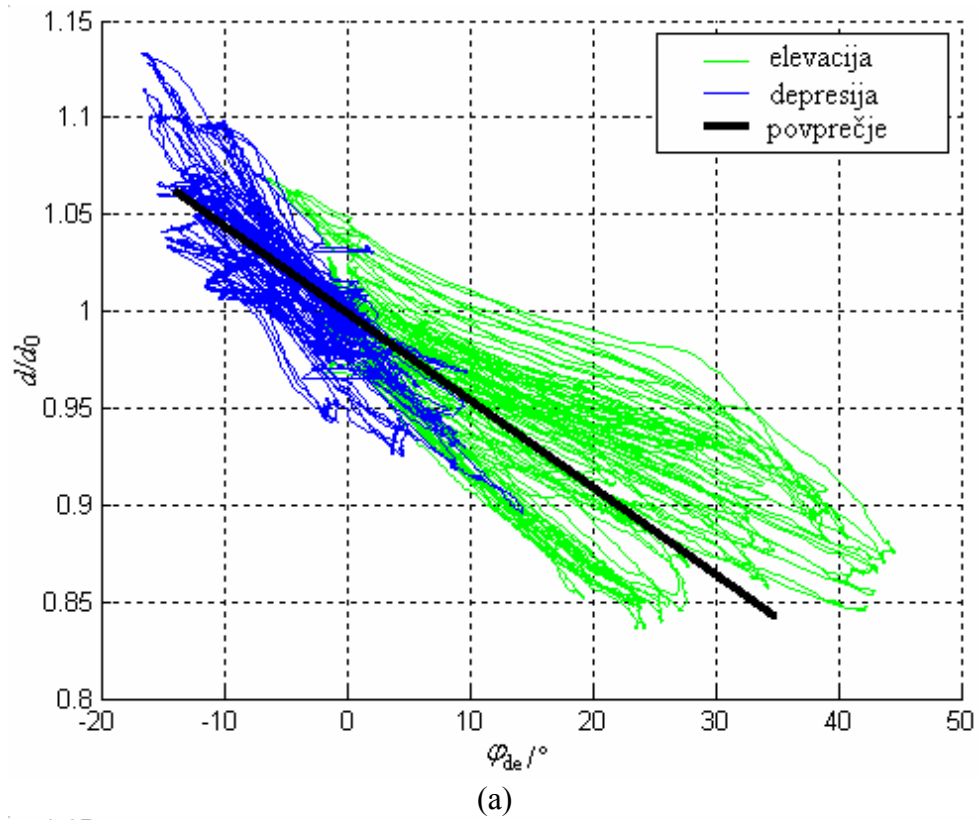
$$d/d_0 = -1,6 \cdot 10^{-5} \varphi^2 + 3 \cdot 10^{-4} \varphi + 1 \quad (2.6)$$

in pri bilateralni elevaciji nadlakti (slika 2.7b)

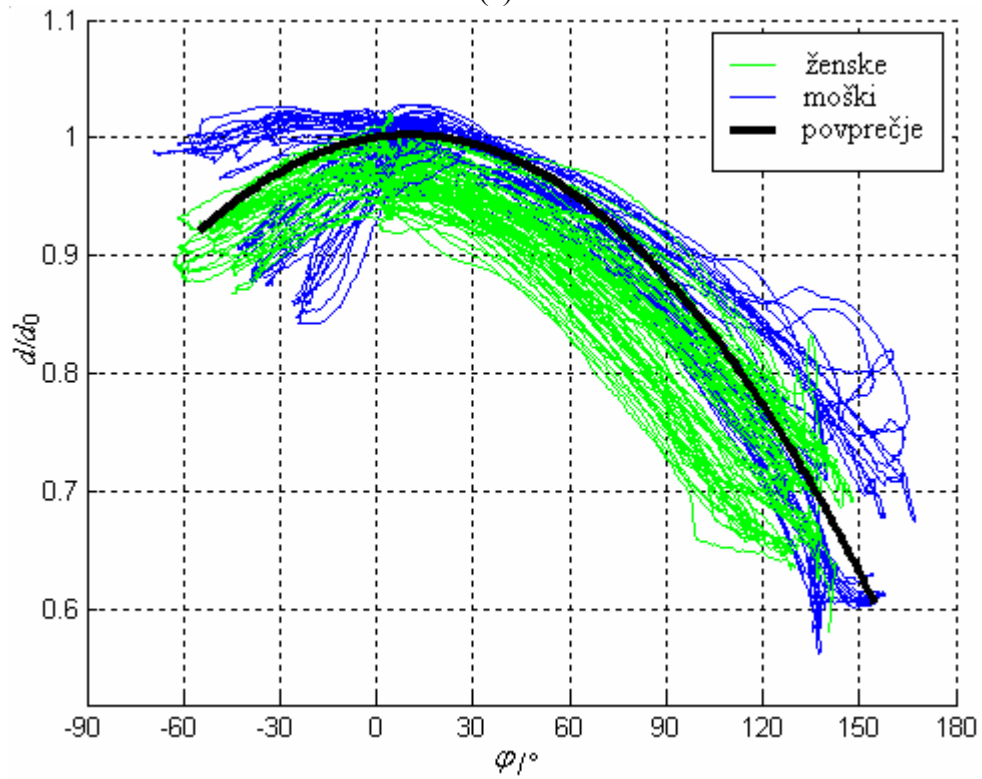
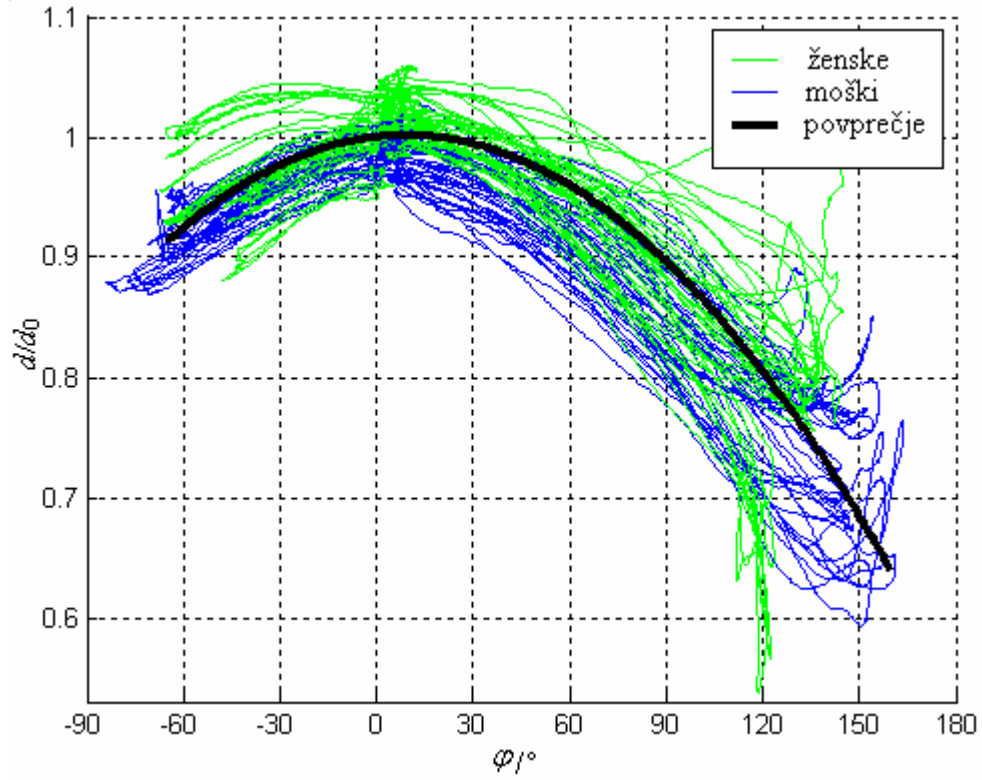
$$d/d_0 = -1,9 \cdot 10^{-5} \varphi^2 + 4 \cdot 10^{-4} \varphi + 1. \quad (2.7)$$

Spreminjanje dolžine segmenta ramenskega obroča ponazarja spreminjanje razdalje med trupom in središčem glenohumeralnega sklepa. Predvidevamo, da so vzroki spreminjajoči se centri rotacije posameznih sklepov ramenskega sklopa, napaka zaradi deformacije kože in lastnost anatomske strukture ramenskega obroča. Struktura ramenskega obroča ima lastnost zaprte kinematične verige, kjer poljubna povezava med izhodiščnimi in končnimi točkami verige, ki ni centralna ali pa enaka členom verige, spreminja dolžino med gibanjem. Spreminjanja dolžine segmenta ramenskega obroča ne moremo zanemariti, ker se razdalja med trupom in glenohumeralnim sklepom skrči tudi do 38 % v položaju največje bilateralne elevacije rok. Omenimo naj, da relativno spreminjanje dolžine nadlakti in podlakti ni tako opazno, kljub majhnim premikom rotacij v posameznih sklepih in lastnosti zaprte kinematične verige podlakti, zato sta v kinematičnem modelu zanemarjeni. Spreminjanje dolžine segmenta ramenskega obroča pa je pomembna informacija, ki jo je treba upoštevati v kinematičnem modelu ramenskega sklopa.





**Slika 2.6:** Relativno spreminjanje dolžine vektorja ramenskega obroča glede na začetno dolžino pri unilateralnih odklonih rame v frontalni ravnini - depresija/elevacija (a) in v horizontalni ravnini - retrakcija/protrakcija (b) [56]



**Slika 2.7:** Relativno spreminjanje dolžine vektorja ramenskega obroča glede na začetno dolžino med unilateralno (a) in bilateralno (b) elevacijo nadlakti [56]

## 2.4 Lastno gibanje segmenta ramenskega obroča glede na orientacijo nadlakti

Primarna naloga ramenskega sklopa je orientacija nadlakti. Ker bi za to nalogo potrebovali le tri rotacije je ramenski sklop redundaten mehanizem. Odvečne stopnje prostosti tako omogočajo lastno gibanje ramenskega obroča glede na orientacijo nadlakti. Lastno gibanje smo merili z največjimi odkloni segmenta ramenskega obroča depresije ( $\Delta\varphi_d$ ), elevacije ( $\Delta\varphi_e$ ), retrakcije ( $\Delta\varphi_r$ ) in protrakcije ( $\Delta\varphi_p$ ) glede na izbrano orientacijo nadlakti. Rezultati teh meritev so pokazali, da je obseg odklonov ramenskega obroča največji, ko je nadlaket ob telesu (ni elevacije nadlakti). Obseg odklonov segmenta ramenskega obroča se zmanjšuje z elevacijo nadlakti in se v položaju največje elevacije nadlakti razpolovi (slika 2.8). Največji obseg lastnega gibanja ramenskega obroča je v sagitalni ravnini anteriorno glede na telo. V povprečju vseh merjenih ravnin so obsegi odklonov segmenta ramenskega obroča v odvisnosti od unilateralne elevacije nadlakti naslednji

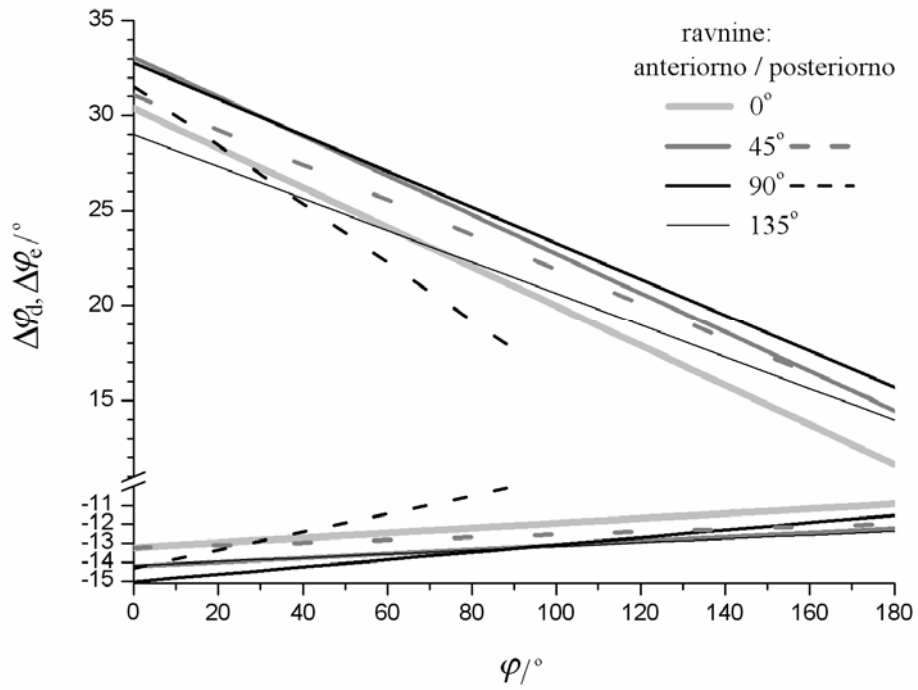
$$\begin{aligned}\Delta\varphi_d &= 0,01 \varphi - 14^\circ, \\ \Delta\varphi_e &= -0,1 \varphi + 30^\circ, \\ \Delta\varphi_r &= 0,07 \varphi - 26^\circ \text{ in} \\ \Delta\varphi_p &= -0,09 \varphi + 30^\circ.\end{aligned}\tag{2.8}$$

Pri upoštevanju ramenskega ritma med elevacijo nadlakti lahko lastno gibanje segmenta ramenskega obroča glede na stalno orientacijo nadlakti zapišemo z območjem znotraj mej. Meje lastnega gibanja smo matematično zapisali s kvadratno odvisnostjo od elevacije nadlakti. Pri unilateralni elevaciji nadlakti je območje gibanja segmenta ramenskega obroča v frontalni ravnini (slika 2.9a)

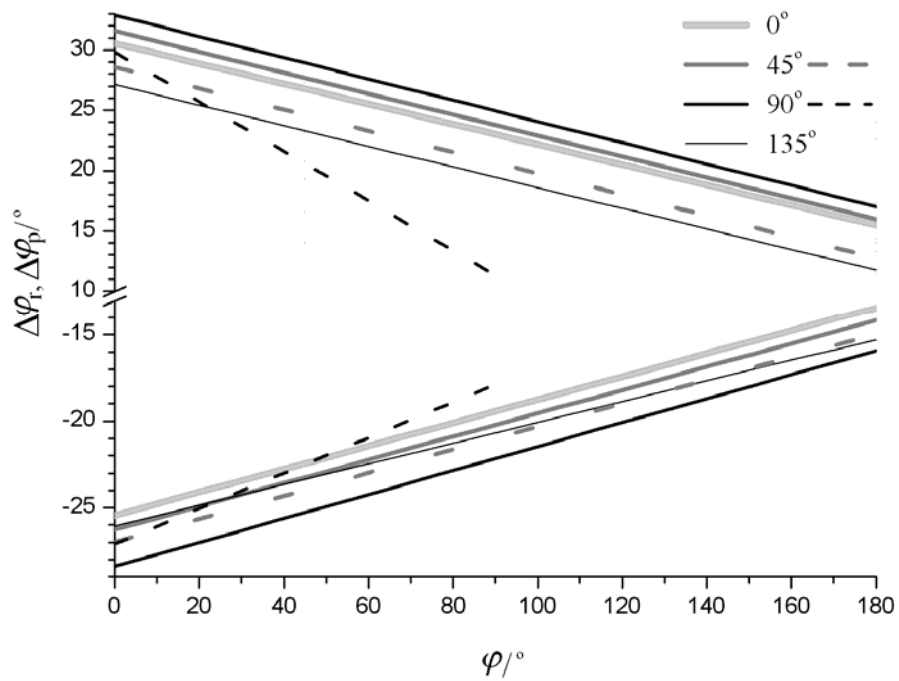
$$\Delta\varphi_{de} = [0,0021 \varphi^2 - 0,04 \varphi - 14^\circ, \quad 0,0013 \varphi^2 - 0,03 \varphi + 30^\circ]\tag{2.9}$$

in v horizontalni ravnini (slika 2.9b)

$$\Delta\varphi_{rp} = [-0,0012 \varphi^2 + 0,15 \varphi - 26^\circ, \quad -0,0022 \varphi^2 + 0,15 \varphi + 30^\circ].\tag{2.10}$$

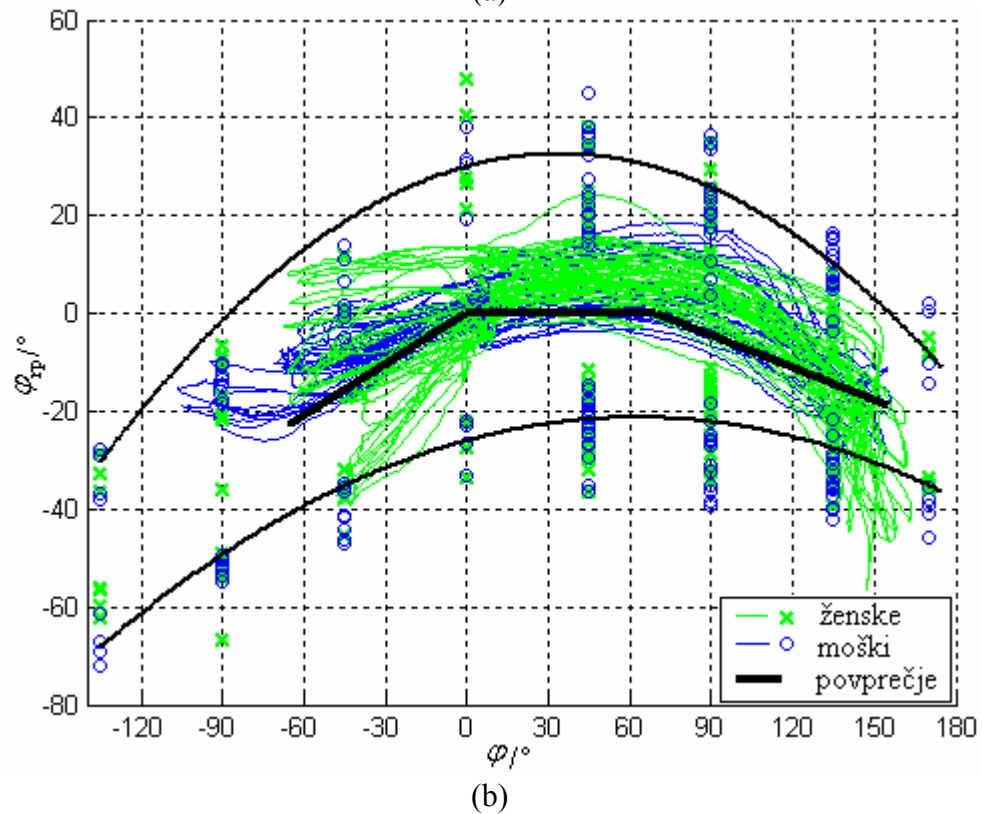
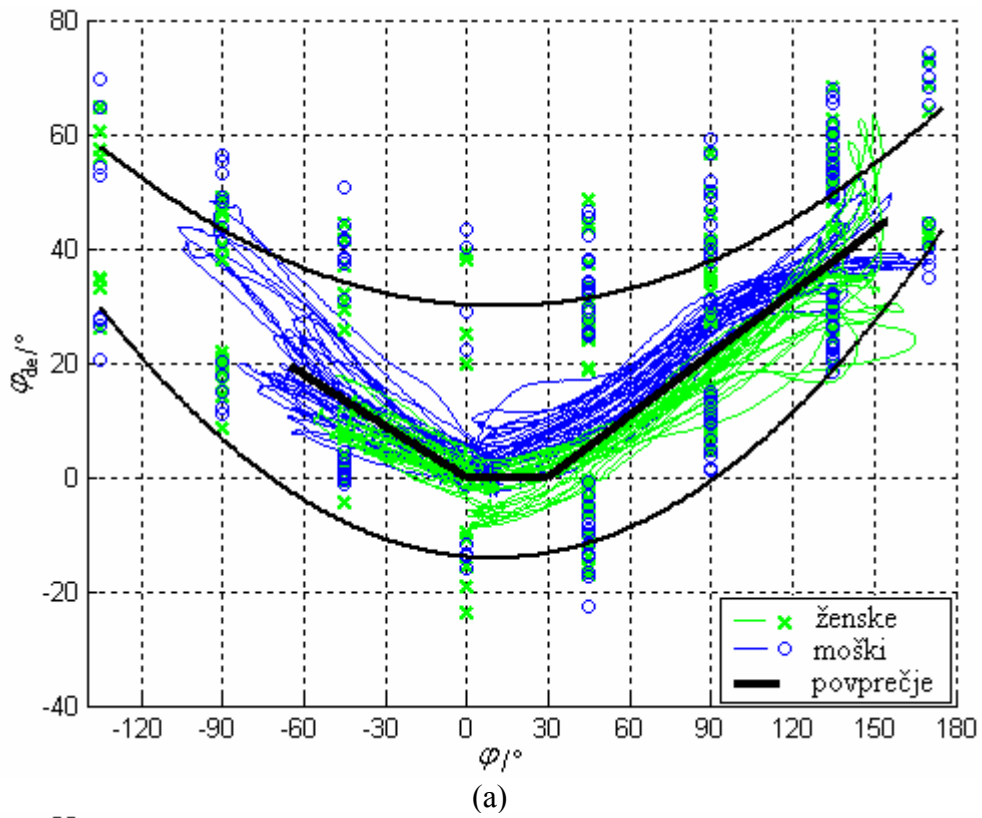


(a)



(b)

**Slika 2.8:** Največji odkloni depresije, elevacije (a), retrakcije in protrakcije (b) v odvisnosti od unilateralne elevacije nadlakti v določeni ravnini [56]



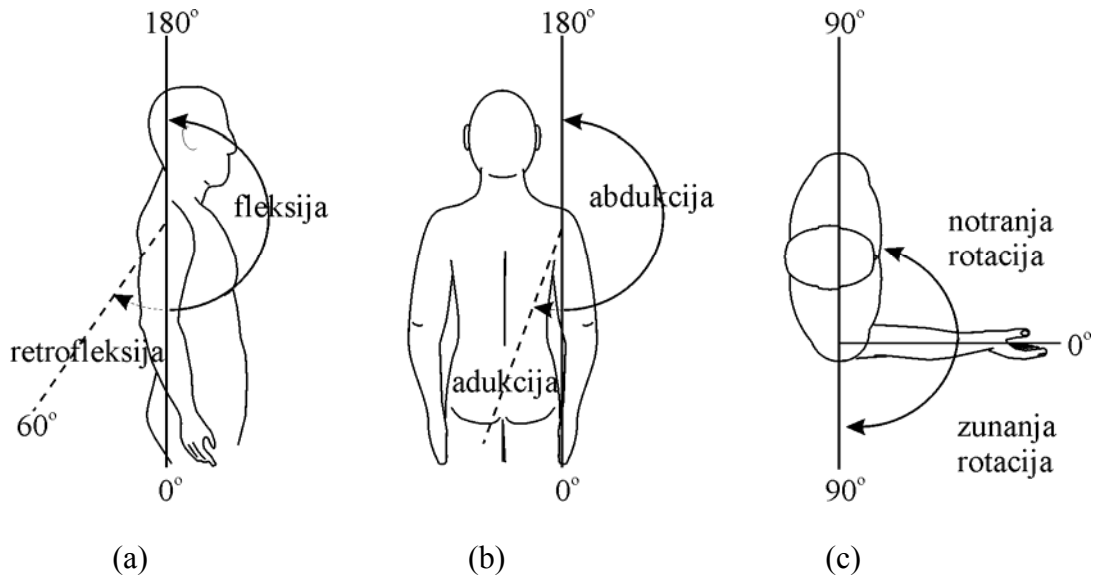
**Slika 2.9:** Območje lastnega gibanja ramenskega obroča glede na stalno orientacijo nadlakti za depresijo/elevacijo (a) in retrakcijo/protrakcijo (b) v odvisnosti od unilateralne elevacije nadlakti

Razpršenost meritev ramenskega obroča pri ponovitvah ene osebe je bila okrog  $5^\circ$  (slika 2.4-5, izrez). Razpršenost meritev med osebami je bila večja:  $15^\circ - 20^\circ$  (slika 2.4-7). Kljub temu je končni rezultat ramenskega ritma (enačbe 2.4-5) v mejah območja lastnega gibanja ramenskega obroča glede na orientacijo nadlakti (slika 2.9). Pri dosegu največje elevacije nadlakti je standardna deviacija pri eni osebi  $3^\circ$  in med različnimi osebami okrog  $7^\circ$  (slika 2.4-7). Obseg lastnega gibanja ramenskega obroča pa ima standardno deviacijo od  $5^\circ$  do  $15^\circ$  (slika 2.9). Ta je rahlo večja, kar si razlagamo s problematiko referenčnega položaja ramenskega obroča in zaradi redundance ramenskega sklopa. Razlika med fazo dvigovanja in fazo spuščanja nadlakti je znotraj razpršenosti meritve pri eni osebi, zato ti dve fazi v študiji nista obravnavani ločeno. Primerjava kinematike ramenskega obroča pri moških in ženskih merjenih osebah ni pokazala bistvenih razlik, saj so bile te razlike naključno porazdeljene. Najočitnejša razlika v kinematiki ramenskega obroča se je pokazala med unilateralno (slika 2.4, 2.7a) in bilateralno (slika 2.5, 2.7b) elevacijo nadlakti. Bilateralno gibanje daje manjše delovno območje in večje deleže krčenja ramenskega obroča. Predpostavljamo, da je to posledica delovanja mišic tega predela.

## 2.5 Obseg gibanja ramenskega sklopa

Med zdravljenjem pacientovega ramenskega sklopa terapevt spremlja gibljivost roke z meritvami. Meritve obsega gibanja ramenskega sklopa se izvaja po določenem protokolu [57], kjer se največje obsege gibanja meri v določeni anatomski ravnini okoli določene osi. Te se izvajajo glede na referenčni položaj roke, ki je iztegnjena z dlanjo, obrnjeno proti telesu. Izmera obsega določenega giba se začne iz referenčnega položaja roke  $0^\circ$  in narašča proti  $180^\circ$  do največje možne elevacije iztegnjene roke, ki jo lahko izvede merjena oseba. Meritve se izvajajo unilateralno. Elevacija z retrofleksijo ( $\varphi_{Fm}$ ) in fleksijo ( $\varphi_{FM}$ ) se meri v sagitalni ravnini okoli frontalne osi (slika 2.10a), elevacija z adukcijo ( $\varphi_{Am}$ ) in abdukcijo ( $\varphi_{AM}$ ) se meri v frontalni ravnini okoli sagitalne osi (slika 2.10b), obe s središčem osi v glenohumeralnem sklepu. Notranja ( $\varphi_{Rm}$ ) in zunanja ( $\varphi_{RM}$ ) rotacija pa se meri v horizontalni ravnini okoli vertikalne osi (slika 2.10c), lahko pa tudi v sagitalni ravnini pri  $90^\circ$  abdukcije nadlakti. V sklopu protokola fizioterapevt pomeri tudi obseg gibanja komolčnega sklepa. Glavni gibanji

komolčnega sklepa sta fleksija ( $\varphi_{\text{KFM}}$ ) in ekstenzija ( $\varphi_{\text{KFM}}$ ), ki se merita v sagitalni ravnini okoli anteriorno-posteriorne osi s središčem v komolčnem sklepu. Te meritve gibljivosti fizioterapevti izvajajo ročno z goniometrom, kjer določijo največji obseg določenega giba z obsegom kota (slika 2.11), ki je izražen v stopinjah, z natančnostjo na  $5^\circ$ . Na sliki 2.11 je predstavljen obseg gibanja pacientove roke med zdravljenjem. Unilateralno elevacijo roke se lahko meri pasivno (fizioterapevt vodi gib pacientove roke) ali pa aktivno (pacient sam izvaja gib). Rezultat obsega pasivnega gibanja je v splošnem večji kot obseg aktivnega, zato je treba pri rezultatih meritve navesti tudi način izvedbe. V tabeli 2.1 je predstavljena pasivna gibljivost ramenskega sklopa zdrave osebe [57].



**Slika 2.10:** Goniometrične meritve obsega gibanja ramenskega sklopa: elevacija z retrofleksijo/fleksijo (a), elevacija z adukcijo/abdukcijo (b) in notranja/zunanja rotacija nadlakti (c)

Meritve obsega gibanja med zdravljenjem nameravamo predstaviti na vzorcu 35 pacientov s patologijo ramenskega sklopa (poškodbo ali obolenjem). Te smo dobili iz rednih pregledov pacientov Inštituta Republike Slovenije za rehabilitacijo. Pacienti so bili stari med 41 in 86 let ( $57,7 \text{ let} \pm 11,7 \text{ let}$ ), moškega in v večini ženskega spola. V vzorcu je bilo 43 % obolenj ramenskega obroča (*peri arthritis humero scapularis*), 9 % obolenj "zamrznjena rama", 14 % raztrganin rotatorne manšete, 14 % izpahov, 9 % zlomov nadlakti in drugo. Te patologije so največkrat posledica težjih ali neergonomskih življenjsko-delovnih opravil z rokami, lahko pa so bili tudi posledica neustreznega giba.

175 cm

## FUNKCIONALNO TESTIRANJE MIŠIČNO-SKELETNEGA SISTEMA

|   |                                      |                   |
|---|--------------------------------------|-------------------|
| Ime in priimek:<br><b>moški</b>                     | Datum rojstva:<br><b>27. 4. 1951</b> | Matična številka: |
| Diagnoza:<br><b>St. p. Inve. scap. et clav. dex</b> |                                      |                   |

### MERITVE GIBLJIVOSTI

| Datum     | Levo <i>PAMA - PASIVNO</i> |       |      |      |        |        | Desno <i>PAMA - PASIVNO</i> |       |      |      |        |        |
|-----------|----------------------------|-------|------|------|--------|--------|-----------------------------|-------|------|------|--------|--------|
|           | Fl.                        | R.Fl. | Abd. | Add. | Ext.r. | Int.r. | Fl.                         | R.Fl. | Abd. | Add. | Ext.r. | Int.r. |
| 1. 4. 04  | 170°                       | 65°   | 120° | 10°  | 80°    | 75°    | 100°                        | 45°   | 75°  | 5°   | 10°    | 25°    |
| 8. 4. 04  |                            |       |      |      |        |        | 130°                        | 50°   | 90°  | 10°  | 20°    | 40°    |
| 19. 4. 04 |                            |       |      |      |        |        | 160°                        | 50°   | 105° | 10°  | 20°    | 55°    |
| 23. 4. 04 |                            |       |      |      |        |        | 145°                        | 50°   | 110° | 10°  | 25°    | 55°    |
|           |                            |       |      |      |        |        |                             |       |      |      |        |        |
|           |                            |       |      |      |        |        |                             |       |      |      |        |        |

**Slika 2.11:** Obrazec Inštituta Republike Slovenije za rehabilitacijo obsega gibanja ramenskega sklopa za pacienta

**Tabela 2.1:** Obseg pasivnega gibanja ramenskega sklopa zdrave osebe

|                |                |                |                |                |                |
|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|
| $\varphi_{Fm}$ | $\varphi_{FM}$ | $\varphi_{Am}$ | $\varphi_{AM}$ | $\varphi_{Rm}$ | $\varphi_{RM}$ |
| -60°           | 170°           | -10°           | 170°           | -90°           | 60°            |

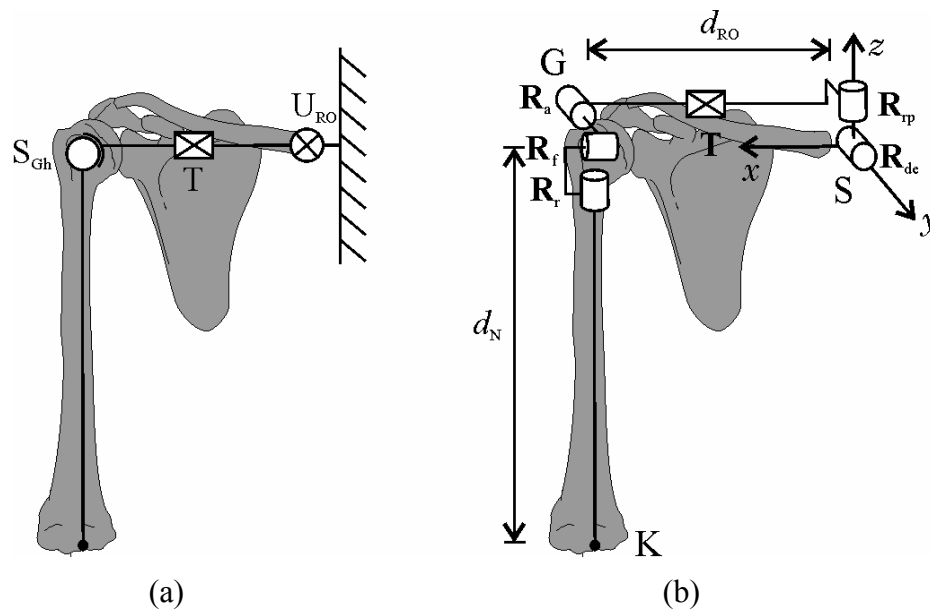
Predstavljeni rezultati kotov gibljivosti ramenskega sklopa (slika 2.11, tabela 2.1) so težje razumljivi nekaterim uporabnikom (pacientom, zaposlenim na ustanovah za zdravstveno in invalidsko zavarovanje), ki niso dobro seznanjeni z meritvenim protokolom. Ti koti v posamezni ravnini namreč ne predstavljajo enovitega vpogleda v omejitve gibljivosti, kot so funkcionalnost ali pa delazmožnost roke. Rezultate obsega gibanja v tem delu uporabimo v kinematičnem modelu roke, s katerim izračunamo njen dosegljivi delovni prostor in tako bolj predstavljivo interpretiramo funkcionalnost roke.



### 3 Kinematični model ramenskega sklopa

V delu [24] je ramenski sklop poenostavljeno modeliran le kot tri paroma pravokotne rotacije s središčem v glenohumeralnem sklepu. Vendar pa nam tak model ne daje natančnega izračuna dosegljivega delovnega prostora roke. Primerjava s tem modelom izračunane in izmerjene elevacije roke v sagitalni ravnini namreč pokaže [24, 25], da je zaradi razpotegnjenosti trajektorije sestavljenega gibanja ramenskega sklopa potrebno dodati še dve rotaciji v ramenskem obroču [25]. Nasprotno pa so dandanašnji modeli ramenskega sklopa [3-5, 36-44] preveč eksaktni, saj vključujejo do 12 rotacijskih ali translacijskih sklepov. Za izračun dosegljivega delovnega prostora roke na osebem računalniku v razumljivem času pa so taki modeli prezahtevni. Glavni težavi pri modeliranju ramenskega sklopa sta tako natančnost in učinkovitost, ker je izračunavanje dosegljivega delovnega prostora časovno zelo zahteven postopek. Za uporabnost in izvršilnost na osebem računalniku mora biti kinematični model ramenskega sklopa koncizen.

Z namenom upoštevanja funkcionalnosti ramenskega obroča in nezahtevnosti izračunavanja modela za učinkovit izračun dosegljivega delovnega prostora roke smo v tej študiji ramenski sklop modelirali z dvema funkcionalnima sklepoma (slika 3.1). Notranji ramenski sklep je univerzalni sklep  $U_{RO}$ , ki zajema funkcijo ramenskega obroča, zunanji ramenski sklep je sferični sklep  $S_{Gh}$ , ki ima funkcijo glenohumeralnega sklepa pri človeku. Sklepa sta povezana s translacijo  $T$ , ki ponazarja spreminjanje razdalje med notranjim in zunanjim sklepom. Za poenostavitev pri izračunavanju smo univerzalni sklep  $U_{RO}$  nadomestili z dvema pravokotnima rotacijama  $R_{de}$  in  $R_{tp}$ , s središčem v presečišču posterior-anteriorne osi skozi sternoklavikularni sklep in medial-lateralne osi skozi glenohumeralni sklep. Sferični sklep  $S_{Gh}$  pa smo za izračunavanje poenostavili na tri paroma pravokotne rotacije  $R_a$ ,  $R_f$  in  $R_r$  s središčem v glenohumeralnem sklepu. Za primarno nalogo ramenskega sklopa, ki je orientacija nadlakti v prostoru, bi zadostovale le tri rotacije. Tako odvečne stopnje prostosti v notranjem ramenskem sklepu omogočajo lastno gibanje ramenskega obroča. V modelu ramenskega sklopa je zato funkcionalno delovanje notranjega ramenskega sklepa matematično odvisno od funkcionalnega delovanja zunanjega ramenskega sklepa.



**Slika 3.1:** Kinematični model ramenskega sklopa (a) in poenostavitev na posamezne rotacije (b)

### 3.1 Osnove kinematike ramenskega sklopa

Kinematični model ramenskega sklopa, ki ga uporabljamo v tem delu, ne posnema anatomske strukture rame, ampak gibalne značilnosti točke komolca K - središče med lateralnim in medialnim epikondilom nadlakti (slika 3.1b). Model ima dva segmenta: ramenski obroč  $d_{RO}$  (ta pomeni ključnico in lopatico skupaj) in nadlaket  $d_N$ . Ramenski obroč je z notranjim ramenskim sklepom povezan na trup. Rotacija  $\mathbf{R}_{de}$  v modelu pomeni depresijo/elevacijo ramenskega obroča za kot  $\varphi_{de}$ , rotacija  $\mathbf{R}_{rp}$  pa retrakcijo/protrakcijo ramenskega obroča za kot  $\varphi_{rp}$ . Nadlaket je povezana na ramenski obroč z zunanjim ramenskim sklepom. V tem sklepu je  $\mathbf{R}_a$  rotacija za kot adukcije/abdukcije nadlakti  $\varphi_a$ ,  $\mathbf{R}_f$  rotacija za kot retrofleksije/fleksije nadlakti  $\varphi_f$  in  $\mathbf{R}_r$  rotacija za kot notranje/zunanje rotacije nadlakti  $\varphi_r$ .

Translacija T ne pomeni anatomskega gibanja, ampak spreminjanje razdalje  $d/d_0$  med notranjim in zunanjim ramenskim sklepom kot funkcija njunih koordinat. Dolžina segmentov ramenskega sklopa je izračunana po antropometrični tabeli [58] glede na višino osebe  $H$ .

Dolžina ramenskega obroča je razdalja med središčem notranjega in zunanjega ramenskega sklepa

$$d_{RO} = 0,129 H \quad (3.1)$$

v referenčnem položaju, ko je  $d/d_0 = 1$ . Dolžina nadlakti je razdalja med središčem zunanjega ramenskega sklepa in komolčnega sklepa

$$d_N = 0,185 H. \quad (3.2)$$

Izhodišče koordinatnega sistema je v presečišču posterior-anteriorne osi, ki gre skozi središče sternoklavikularnega sklepa, in medial-lateralne osi, ki gre skozi središče glenohumeralnega sklepa (slika 3.1b). V referenčnem položaju, ko so vsi koti odklonov enaki nič stopinj ( $\varphi_{de} = \varphi_{rp} = \varphi_a = \varphi_f = \varphi_r = 0$ ), je:  $\mathbf{R}_{de}$  rotacija okoli osi  $y$ ,  $\mathbf{R}_{rp}$  rotacija okoli osi  $z$ ,  $\mathbf{T}$  translacija v smeri  $x$ ,  $\mathbf{R}_a$  rotacija okoli osi  $y$ ,  $\mathbf{R}_f$  rotacija okoli osi  $x$  in  $\mathbf{R}_r$  rotacija okoli osi  $z$ . V referenčnem položaju ramenskega sklopa je tako vektor ramenskega obroča ( $\mathbf{r}_{RO}$ ) v smeri osi  $x$  in vektor nadlakti ( $\mathbf{r}_N$ ) v smeri osi  $z$ .

Glede na koordinatno izhodišče in definirani referenčni položaj ramenskega sklopa izračunamo položaj komolca K po enačbi

$$\mathbf{r}_K = \mathbf{R}_{de} \mathbf{R}_{rp} (\mathbf{r}_{RO} + \mathbf{R}_a \mathbf{R}_f \mathbf{R}_r \mathbf{r}_N). \quad (3.3)$$

Vektor (desnega/levega) ramenskega obroča je definiran

$$\mathbf{r}_{RO} = (\pm d_{RO} (d/d_0), 0, 0)^T \quad (3.4)$$

in vektor nadlakti

$$\mathbf{r}_N = (0, 0, -d_N)^T, \quad (3.5)$$

medtem ko so  $\mathbf{R}_i$  naslednje rotacijske matrike

$$\mathbf{R}_{de} = \begin{bmatrix} \cos \varphi_{de} & 0 & \sin \varphi_{de} \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \varphi_{de} & 0 & \cos \varphi_{de} \end{bmatrix}, \quad (3.6)$$

$$\mathbf{R}_{rp} = \begin{bmatrix} \cos \varphi_{rp} & -\sin \varphi_{rp} & 0 \\ \sin \varphi_{rp} & \cos \varphi_{rp} & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad (3.7)$$

$$\mathbf{R}_a = \begin{bmatrix} \cos \varphi_a & 0 & \sin \varphi_a \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \varphi_a & 0 & \cos \varphi_a \end{bmatrix}, \quad (3.8)$$

$$\mathbf{R}_f = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \varphi_f & -\sin \varphi_f \\ 0 & \sin \varphi_f & \cos \varphi_f \end{bmatrix} \text{ in} \quad (3.9)$$

$$\mathbf{R}_r = \begin{bmatrix} \cos \varphi_r & -\sin \varphi_r & 0 \\ \sin \varphi_r & \cos \varphi_r & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (3.10)$$

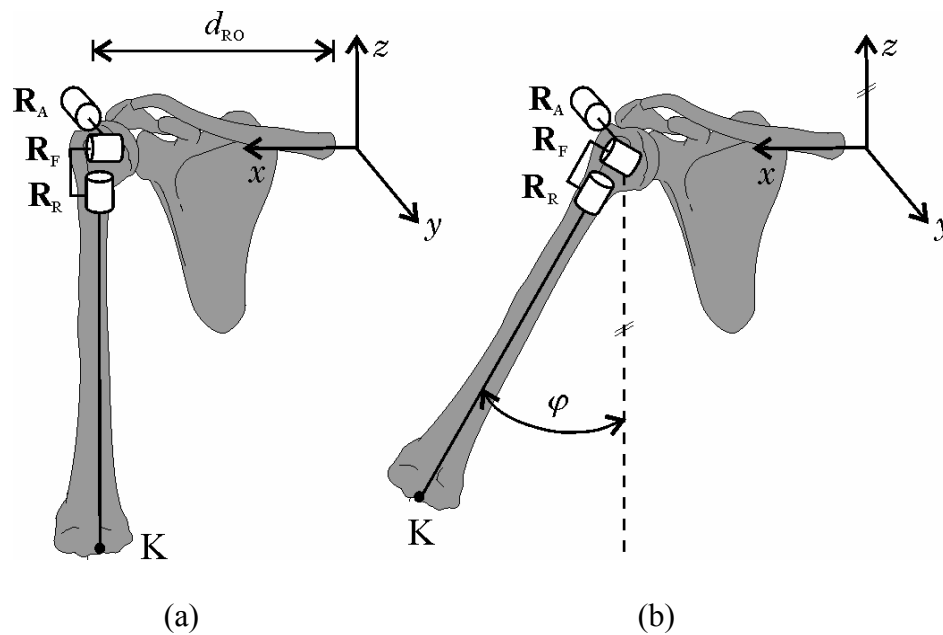
### 3.2 Meje in medsebojna odvisnost kotov v sklepih

Za izračun vseh možnih položajev točke komolca  $\mathbf{r}_K$  potrebujemo meje (najmanjšo in največjo vrednost) kotov  $\varphi_{de}$ ,  $\varphi_{rp}$ ,  $\varphi_a$ ,  $\varphi_f$  in  $\varphi_r$  v posameznih sklepih. Ker pa je gibanje ramenskega sklopa prostorsko, je težje določiti meje teh kotov. Zaradi anatomskih značilnosti ramenskega sklopa (lastnosti sklepov, povezav mišic in ligamentov) se namreč meje v prostoru spreminjajo in so tudi medsebojno odvisne. Za razreševanje tega problema smo uporabili poenostavljeni model ramenskega sklopa, ki posnema standardno definirane gibe in se že ustaljeno uporablja pri fizioterapevtskih pregledih. Poenostavljeni model ima le tri med seboj pravokotne rotacije, ki opisujejo sestavljene gibe ramenskega sklopa (slika 3.2a). Gibi ramenskega sklopa so tako sestavljeni iz prispevka gibov v ramenskem obroču in glenohumeralnem sklepu. V tem modelu je  $\mathbf{R}_A$  elevacija z adukcijo/abdukcijo nadlakti,  $\mathbf{R}_F$  elevacija z retrofleksijo/fleksijo nadlakti in  $\mathbf{R}_R$  notranja/zunanja rotacija nadlakti. Iz tega sledi, da  $\mathbf{R}_A$ ,  $\mathbf{R}_F$  in  $\mathbf{R}_R$  dajejo enak rezultat orientacije nadlakti (slika 3.2b) kot sestavljeno gibanje rotacij notranjega ( $\mathbf{R}_{de}$  in  $\mathbf{R}_{rp}$ ) in zunanjega ( $\mathbf{R}_a$ ,  $\mathbf{R}_f$  in  $\mathbf{R}_r$ ) ramenskega sklepa. Koordinate  $\mathbf{R}_A$ ,  $\mathbf{R}_F$  in  $\mathbf{R}_R$  so koti  $\varphi_A$ ,  $\varphi_F$ , in  $\varphi_R$ , izraženi v stopinjah. Sestavljene rotacije ramenskega sklopa so naslednje

$$\mathbf{R}_A = \begin{bmatrix} \cos \varphi_A & 0 & \sin \varphi_A \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \varphi_A & 0 & \cos \varphi_A \end{bmatrix}, \quad (3.11)$$

$$\mathbf{R}_F = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \varphi_F & -\sin \varphi_F \\ 0 & \sin \varphi_F & \cos \varphi_F \end{bmatrix} \text{ in} \quad (3.12)$$

$$\mathbf{R}_R = \begin{bmatrix} \cos \varphi_R & -\sin \varphi_R & 0 \\ \sin \varphi_R & \cos \varphi_R & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (3.13)$$

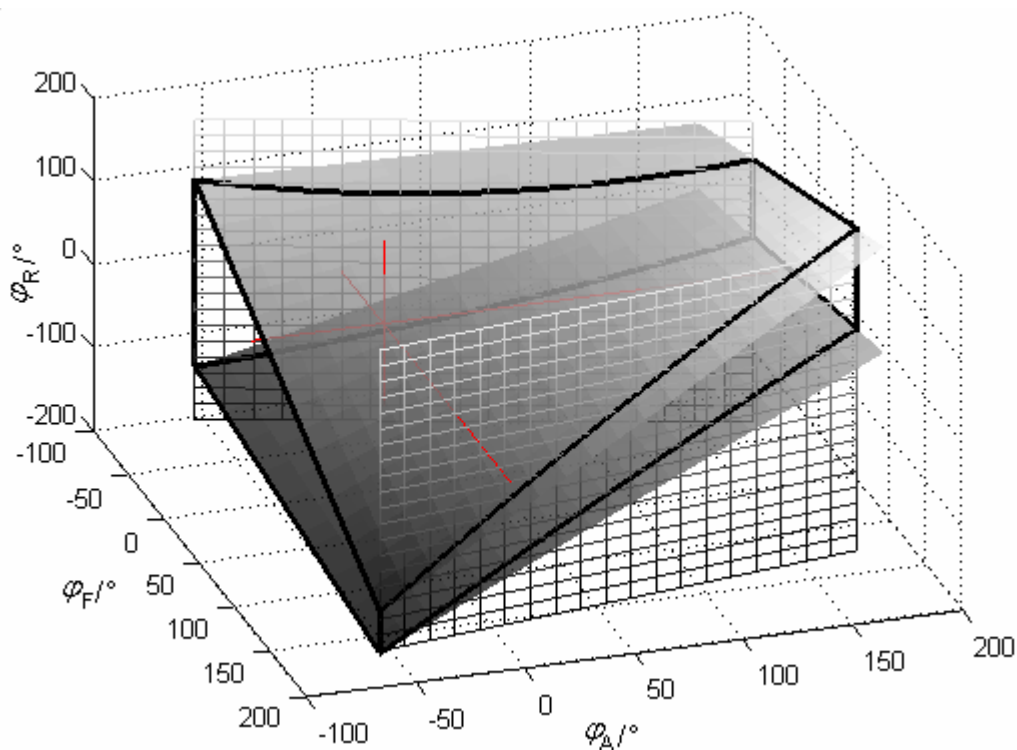


**Slika 3.2:** Poenostavljeni model ramenskega sklopa v referenčni legi (a) in v določenem položaju  $\varphi$  elevacije nadlakti (b)

Meje kotov  $\varphi_A$ ,  $\varphi_F$  in  $\varphi_R$  so obsegi gibanja ramenskega sklopa, ki so del standardnega kriterija evalvacije v fizioterapiji. Določujejo unilateralno gibljivost nadlakti v frontalni, sagitalni in horizontalni ravnini, kjer se sicer obravnavajo kot medsebojno neodvisne. Kote obsegov gibanja ramenskega sklopa se za določeno osebo izmeri z goniometrom po protokolu

[57], opisanem v poglavju 2.5. Obsegi gibanja se razlikujejo med osebami različnih starosti, življenjskih aktivnosti, morebitnih poškodb ali obolenj [57]. Poleg obsegov unilateralnega gibanja ramenskega sklopa:  $\varphi_{Am}$ ,  $\varphi_{Fm}$ ,  $\varphi_{Rm}$ ,  $\varphi_{AM}$ ,  $\varphi_{FM}$  in  $\varphi_{RM}$ , je vhodni podatek v poenostavljenem modelu ramenskega sklopa tudi višina osebe  $H$ .

Postavitev posameznih rotacij okoli fiksnih osi v ramenskem sklopu se zaradi zapletenih anatomskih značilnosti ramenskega sklopa direktno ne ujema. Zato moramo v tak model vključiti soodvisnosti med rotacijami v sklepih. Te soodvisnosti mej rotacij ramenskega sklopa so na podlagi meritev zdravih oseb v predhodnih študijah že določili [25, 26, 50]. S ponovitvijo meritev se naši rezultati niso bistveno razlikovali (slika 3.3), zato te povzemamo iz literature [25, 26, 50].



**Slika 3.3:** Zgornje in spodnje meje kotov  $\varphi_A$ ,  $\varphi_F$  in  $\varphi_R$ , na podlagi katerih so določene soodvisnosti rotacij ramenskega sklopa

Spodnje in zgornje meje kotov določenega rotacijskega sklepa so odvisne od vrednosti kotov v drugih rotacijskih sklepih, kot prikazuje slika 3.3. V poenostavljenem modelu ramenskega sklopa je matematično privzeto, da sta meji kota elevacije z adukcijo/abdukcijo

ramenskega sklopa konstantni in neodvisni od kotov v drugih rotacijskih sklepkih. Območje elevacije z adukcijo/abdukcijo ramenskega sklopa je

$$\Delta\varphi_A = [\varphi_{Am}, \varphi_{AM}], \quad (3.14)$$

kjer je  $\varphi_{Am}$  največji unilateralni odklon adukcije in  $\varphi_{AM}$  največji unilateralni odklon abdukcije ramenskega sklopa. Izmerjena sta v frontalni ravnini iz referenčnega položaja nadlakti določene osebe pri  $\varphi_F = \varphi_R = 0^\circ$ . Elevacija z adukcijo/abdukcijo je modelirana kot rotacija okoli osi  $y$  ( $\mathbf{R}_A$ ). V vseh izrazih so koti izraženi v stopinjah.

Meji elevacije z retrofleksijo/fleksijo ramenskega sklopa sta linearni funkciji kota elevacije z adukcijo/abdukcijo. Območje elevacije z retrofleksijo/fleksijo ramenskega sklopa podaja izraz [26]

$$\Delta\varphi_F = [\varphi_{Fm} + \varphi_A/3, \varphi_{FM} - \varphi_A/6], \quad (3.15)$$

kjer je  $\varphi_{Fm}$  največji unilateralni odklon retrofleksije in  $\varphi_{FM}$  največji unilateralni odklon fleksije ramenskega sklopa. Izmerjena sta v sagitalni ravnini iz referenčnega položaja nadlakti določene osebe pri  $\varphi_A = \varphi_R = 0^\circ$ . Elevacija z retrofleksijo/fleksijo je modelirana kot rotacija okoli osi  $x$  ( $\mathbf{R}_F$ ).

Meji notranje in zunanje rotacije ramenskega sklopa sta kvadratno odvisni od kotov elevacije z adukcijo/abdukcijo in retrofleksijo/fleksijo. Območje notranje/zunanje rotacije ramenskega sklopa se spreminja po enačbi [26]

$$\Delta\varphi_R = [\varphi_{Rm} + 7\varphi_A/9 - \varphi_F/9 + 2\varphi_A\varphi_F/810, \varphi_{RM} + 4\varphi_A/9 - 5\varphi_F/9 + 5\varphi_A\varphi_F/810], \quad (3.16)$$

kjer je  $\varphi_{Rm}$  največji unilateralni odklon notranje rotacije in  $\varphi_{RM}$  največji unilateralni odklon zunanje rotacije ramenskega sklopa. Izmerjena sta v horizontalni ravnini iz referenčnega položaja nadlakti pri  $\varphi_A = \varphi_F = 0^\circ$ . V modelu ta pomeni rotacijo okoli osi  $z$  ( $\mathbf{R}_R$ ).

V poenostavljenem modelu [26] je enačba za izračun položajev komolca

$$\mathbf{r}'_K = \mathbf{r}'_{RO} + \mathbf{R}_A \mathbf{R}_F \mathbf{R}_R \mathbf{r}_N, \quad (3.17)$$

kjer je vektor (desnega/levega) ramenskega obroča

$$\mathbf{r}'_{RO} = (\pm d_{RO}, 0, 0)^T, \quad (3.18)$$

Nasprotno od  $\mathbf{r}_K$  v enačbi 3.3 v poenostavljenem modelu ramenskega sklopa  $\mathbf{r}'_K$  ni upoštevana kinematika notranjega ramenskega sklepa.

Za upoštevanje notranjega ramenskega sklepa smo izvedli meritve kinematike ramenskega obroča, opisane v poglavju 2. Rezultati so pokazali, da pri zdravih osebah obstajajo zakonitosti

ramenskega ritma (enačbi 2.2-3) in da lahko meje odklonov notranjega sklepa  $\varphi_{de}$  in  $\varphi_{rp}$  zapišemo kot funkcijo kota elevacije vektorja nadlakti  $\varphi$  (enačba 2.9-10). V kinematičnem modelu ramenskega sklopa je kot elevacije nadlakti  $\varphi$  sestavljen iz rotacije okoli osi  $y$  ( $\mathbf{R}_A$ ) in  $x$  ( $\mathbf{R}_F$ ) v ramenskem sklopu po naslednji enačbi

$$\varphi = \text{acos}(\cos\varphi_A \cdot \cos\varphi_F). \quad (3.19)$$

Kot elevacije nadlakti je dobro definiran od  $0^\circ$  do  $180^\circ$  pri gibanju nadlakti pred telesom (anteriorno  $\varphi \geq 0^\circ$ ), medtem ko moramo enačbi 3.19 zaradi gibanja nadlakti za telesom (posteriorno  $\varphi < 0^\circ$ ) dodati še pogoj:

$$\text{če je } \varphi_F < 0^\circ, \text{ potem je } \varphi < 0^\circ.$$

V kinematičnem modelu ramenskega sklopa je tako primarna funkcija orientacija nadlakti v prostoru  $\varphi$ , ki je sestavljena iz gibanja notranjega in zunanega ramenskega sklepa. Meje lastnega gibanja ramenskega obroča glede na orientacijo nadlakti v notranjem ramenskem sklepu so kvadratno odvisne od kota elevacije nadlakti  $\varphi$ . To območje je za rotacijo depresije/elevacije vektorja ramenskega obroča

$$\Delta\varphi_{de} = [0,0021 \varphi^2 - 0,04 \varphi + \varphi_d, \quad 0,0013 \varphi^2 - 0,03 \varphi + \varphi_e], \quad (3.20)$$

kjer je  $\varphi_d$  največji unilateralni odklon depresije in  $\varphi_e$  največji unilateralni odklon elevacije ramenskega obroča. Izmerjena sta v frontalni ravnini iz referenčnega položaja ramenskega obroča določene osebe ( $\varphi_r = \varphi_p = 0^\circ$ ) in nadlakti ( $\varphi_A = \varphi_F = \varphi_R = 0^\circ$ ). Rotacija depresije/elevacije ramenskega obroča ( $\mathbf{R}_{de}$ ) je modelirana kot rotacija okoli osi  $y$ .

Za rotacijo retrakcije/protrakcije vektorja ramenskega obroča je območje definirano

$$\Delta\varphi_{rp} = [-0,0012 \varphi^2 + 0,15 \varphi + \varphi_r, \quad -0,0022 \varphi^2 + 0,15 \varphi + \varphi_p], \quad (3.21)$$

kjer je  $\varphi_r$  največji unilateralni odklon retrakcije in  $\varphi_p$  največji unilateralni odklon protrakcije ramenskega obroča. Izmerjena sta v horizontalni ravnini iz referenčnega položaja ramenskega obroča določene osebe ( $\varphi_d = \varphi_e = 0^\circ$ ) pri kotih nadlakti ( $\varphi_A = \varphi_F = \varphi_R = 0^\circ$ ). Rotacija retrakcije/protrakcije ramenskega obroča ( $\mathbf{R}_{rp}$ ) je modelirana kot rotacija okoli osi  $z$ .

Po tej izpeljavi mora veljati, da iz razmerij kotov  $\varphi_{de}$ ,  $\varphi_{rp}$ ,  $\varphi_a$ ,  $\varphi_f$  in  $\varphi_r$  ter iz razmerij kotov  $\varphi_A$ ,  $\varphi_F$  in  $\varphi_R$  dobimo enako orientacijo nadlakti v prostoru, zato velja zveza

$$\mathbf{R}_{de} \mathbf{R}_{rp} \mathbf{R}_a \mathbf{R}_f \mathbf{R}_r = \mathbf{R}_A \mathbf{R}_F \mathbf{R}_R. \quad (3.22)$$

Ta zveza nam omogoča, da enačbo 3.3 za pozicioniranje komolca napišemo



$$\mathbf{r}_K = \mathbf{R}_{de} \mathbf{R}_{rp} \mathbf{r}_{RO} + \mathbf{R}_A \mathbf{R}_F \mathbf{R}_R \mathbf{r}_N, \quad (3.23)$$

kjer vsi  $\mathbf{R}$ -i pomenijo rotacijske matrike okoli določene osi za določen kot (enačbe 3.6-13), v vektorju ramenskega obroča  $\mathbf{r}_{RO}$  (enačba 3.4) pa je izražena tudi translacija (enačba 2.6) med notranjim in zunanjim ramenskim sklepom. V enačbi 3.23 je  $\mathbf{r}_K$  neodvisen od koordinat  $\varphi_a$ ,  $\varphi_f$  in  $\varphi_r$ , tako da teh pri izračunu pozicioniranja točke komolca v prostoru ne potrebujemo. Lahko bi vrednosti  $\varphi_a$ ,  $\varphi_f$  in  $\varphi_r$  izračunali na podlagi znanih vrednosti  $\varphi_{de}$ ,  $\varphi_{rp}$ ,  $\varphi_A$ ,  $\varphi_F$ ,  $\varphi_R$  in  $\varphi$  npr. za boljše razumevanje delovanja sestavljenega gibanja v ramenskem sklopu ali za robotsko vodenje ramenskega sklopa.

V kinematičnem modelu ramenskega sklopa je funkcionalno delovanje notranjega ramenskega sklepa matematično odvisno od funkcionalnega delovanja zunanjega ramenskega sklepa. Prioritetna funkcija modela je sestavljeno gibanje ramenskega sklopa, ki v zunanjem ramenskem sklepu orientira nadlaket v prostoru. Odvečni stopnji prostosti v notranjem ramenskem sklepu omogočata lastno gibanje ramenskega obroča, določenega glede na orientacijo nadlakti, kar ima pomemben vpliv na velikost in obliko delovnega območja ramenskega sklopa. Za izračun vseh položajev točke komolca K, tako v enačbi 3.23 pri določeni orientaciji oz. elevaciji nadlakti notranji ramenski sklep prilagodi položaj z matematičnimi odvisnostmi spreminjanja dolžine (enačba 2.6) in območja lastnega gibanja ramenskega obroča (enačbi 3.20-21). Pri vsaki določeni orientaciji nadlakti ramenski obroč poveča delovno območje ramenskemu sklopu glede na skrajne meje depresije, elevacije, retrakcije in protrakcije.

## 4 Dosegljivi delovni prostor roke

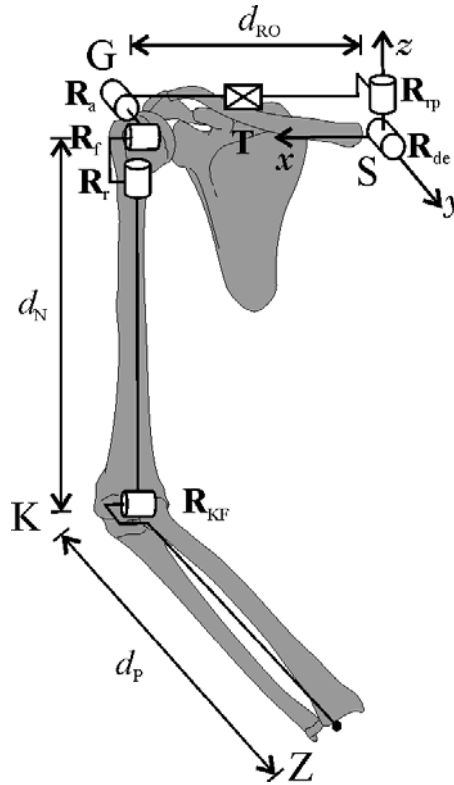
### 4.1 Kinematični model roke

Pri izpeljavi kinematičnega modela roke smo uporabili rezultate lastnih meritev kakor tudi rezultate meritev ramenskega in komolčnega sklopa, ki jih je moč dobiti v literaturi [13, 24, 25, 26, 46, 51, 58]. Kinematični model roke je namenjen za izračun dosegljivega delovnega prostora roke. Ima serijsko kinematično strukturo s sedmimi stopnjami prostosti (slika 4.1). Vsebuje kinematični model ramenskega sklopa s petimi rotacijskimi in eno translacijsko stopnjo prostosti, temu pa je dodan še komolčni sklep z eno rotacijsko stopnjo prostosti, ki modelira gib fleksije/ekstenzije v komolcu. Komolčni sklep je tako enoosni sklep, ki povezuje koželjnico in podlahtnico kot segment podlakti z nadlaktjo. Supinacija/pronacija podlakti v model ni vključena, ker ta ne vpliva na prostorsko pozicijo zapestja [13, 24, 25, 26, 52, 53].

Kinematični model roke ne posnema anatomske zgradbe, ampak značilnosti gibanja zapestja. Točka *Z* pomeni zapestje in je aritmetična sredina med distalnima koncema podlahtnice (*proces styloideus ulnae*) in koželjnice (*proces styloideus radii*). Model tako vključuje tri segmente: ramenski obroč  $d_{RO}$ , nadlaket  $d_N$  in podlaket  $d_P$ . Podlaket pomeni koželjnico in podlahtnico skupaj. Dolžina segmenta podlakti je v modelu izračunana iz antropometričnih podatkov [58]

$$d_P = 0,146 H \quad (4.1)$$

glede na višino osebe  $H$ . Koordinatno izhodišče je v presečišču posteriorno-anteriorne osi skozi sternoklavikularni sklep in medial-lateralne osi skozi glenohumeralni sklep (slika 4.1). V referenčnem položaju roke, kjer so vsi koti enaki  $0^\circ$ , je vektor ramenskega obroča ( $\mathbf{r}_{RO}$ ) vzporeden osi  $x$  (lateralna smer), vektor nadlakti ( $\mathbf{r}_N$ ) je vzporeden osi  $z$  (vertikalna smer) in vektor podlakti ( $\mathbf{r}_P$ ) je vzporeden osi  $y$  (anteriorna smer).



**Slika 4.1:** Kinematični model roke

Rotacija fleksije/ekstenzije v komolčnem sklepu ( $\mathbf{R}_{KF}$ ) je modelirana kot rotacija okoli osi  $x$  (slika 4.1). Za meje območja komolčnega sklepa privzamemo, da so neodvisne od drugih sklepov ramenskega sklopa

$$\varphi_{KF} = [\varphi_{KFm}, \varphi_{KFM}], \quad (4.2)$$

kjer je  $\varphi_{KFm}$  največji odklon ekstenzije podlakti  $-90^\circ$  in  $\varphi_{KFM}$  največji odklon fleksije podlakti  $60^\circ$  v komolčnem sklepu zdrave osebe. V vsaki skrajni legi (depresije, elevacije, retrakcije in protrakcije) ramenskega sklopa po enačbi 3.23 dobimo položaj točke komolca. Za izračun položaja zapestja v vsaki točki komolca nazadnje upoštevamo še vse rotacije komolčnega sklepa. Točko zapestja tako izračunamo po enačbi

$$\mathbf{r}_Z = \mathbf{R}_{de} \mathbf{R}_{tp} \mathbf{r}_{RO} + \mathbf{R}_A \mathbf{R}_F \mathbf{R}_R (\mathbf{r}_N + \mathbf{R}_{KF} \mathbf{r}_P), \quad (4.3)$$

kjer je rotacijska matrika fleksije/ekstenzije komolčnega sklepa

$$\mathbf{R}_{KF} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \varphi_{KF} & -\sin \varphi_{KF} \\ 0 & \sin \varphi_{KF} & \cos \varphi_{KF} \end{bmatrix} \quad (4.4)$$

in vektor podlakti

$$\mathbf{r}_p = (0, d_p, 0)^T. \quad (4.5)$$

Druge rotacije  $\mathbf{R}$ , vektorje  $\mathbf{r}$  in matematične odvisnosti v enačbi 4.3 upoštevamo po opisanem kinematičnem modelu ramenskega sklopa v poglavju 3.

## 4.2 Izračun dosegljivega delovnega prostora roke

Na osnovi kinematičnega modela roke je bil razvit algoritem za izračun njenega dosegljivega delovnega prostora. Vstopni podatki za algoritem so splošno uporabljane meritve v fizioterapiji. Vsebuje vgnezdene zanke, v katerih poteka preračunavanje direktne kinematike, in sicer tako, da je zajetih čim manj aritmetičnih operacij.

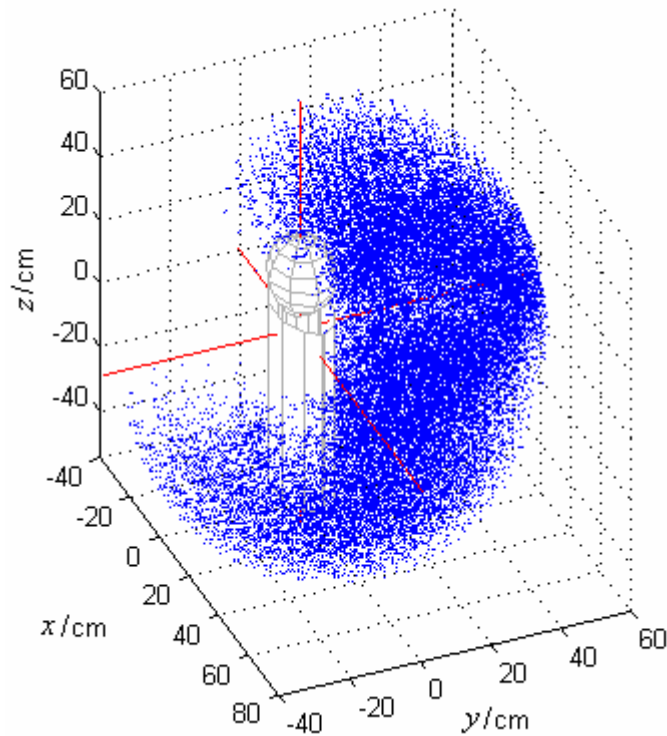
Vhodni podatki algoritma za izračun dosegljivega delovnega prostora roke so višina osebe  $H$  in izmerjeni obsegi gibanja ramenskega sklopa:  $\varphi_{Am}$ ,  $\varphi_{Fm}$ ,  $\varphi_{Rm}$ ,  $\varphi_{AM}$ ,  $\varphi_{FM}$  in  $\varphi_{RM}$  (tabela 2.1). Obsegi gibanja so dobljeni iz fizioterapevtskih meritev in prispevajo kar 40 % pri uporabi evalvacije po Curly-Murlyjevi lestvici [59] za oceno funkcionalnosti ramenskega sklopa. Za obseg gibanja komolčnega sklepa sta v modelu privzeti gibljivosti fleksije in ekstenzije za zdrav komolčni sklep:  $\varphi_{KFm} = -90^\circ$  in  $\varphi_{KFM} = 60^\circ$ . Tudi obseg gibanja ramenskega obroča je v modelu privzet za zdravo osebo:  $\varphi_d = -14^\circ$ ,  $\varphi_e = 30^\circ$ ,  $\varphi_r = -26^\circ$  in  $\varphi_p = 30^\circ$ . Ti obsegi gibanja v kinematičnem modelu roke so največji možni odkloni v posamezni ravnini, ki podajajo zgornjo in spodnjo mejo posamezne rotacije. Na podlagi vstopnega podatka višine osebe se v algoritmu po antropometričnih razmerjih izračunajo še dolžine segmentov roke.

V kinematičnem modelu roke ima prioriteto funkcijo sestavljeno gibanje ramenskega sklopa, ki v zunanjem ramenskem sklepu orientira nadlaket v prostoru. Za orientacijo nadlakti v algoritmu uporabimo tri vgnezdene zanke. Prva je zanka elevacije z adukcijo/abdukcijo nadlakti z neodvisno zgornjo ( $\varphi_{AM}$ ) in spodnjo ( $\varphi_{Am}$ ) mejo. Znotraj je zanka elevacije skozi retrofleksijo/fleksijo nadlakti, katere zgornja in spodnja meja sta odvisni (enačba 3.15) od izmerjenega obsega gibanja ( $\varphi_{Fm}$  in  $\varphi_{FM}$ ) in v zunanji zanki tekočega kota adukcije/abdukcije nadlakti ( $\varphi_A$ ). Tretja notranja zanka je notranja/zunanja rotacija nadlakti, katere zgornja in

spodnja meja sta odvisni (enačba 3.16) od izmerjenega obsega gibanja ( $\varphi_{Rm}$  in  $\varphi_{RM}$ ) in v zunanjih zankah tekočega kota adukcije/abdukcije ( $\varphi_A$ ) in retrofleksije/fleksije ( $\varphi_F$ ) nadlakti. V vsaki zanki teče kot od najmanjše proti največji meji z določenim korakom. V algoritmu je izbran korak  $10^\circ$ , ker je natančnost meritve obsega gibanja z goniometrom  $\pm 5^\circ$ . Z izračunom po vseh zankah ramenskega sklopa dobimo vse kombinacije orientacij nadlakti v njenem dosegljivem delovnem prostoru.

Pri vsaki orientaciji vektorja nadlakti algoritem izračuna kot elevacije nadlakti  $\varphi$  iz sestavljenega gibanja rotacije adukcije/abdukcije in retrofleksije/fleksije po enačbi 3.19. Vsaki orientaciji nadlakti nato algoritem doda položaj vektorja ramenskega obroča. Vektorju ramenskega obroča so zaradi lastnega gibanja dovoljeni vsi položaji znotraj mejnih odklonov (slika 2.9). Za izračun dosegljivega delovnega prostora roke nas zanimajo le skrajne lege vektorja ramenskega obroča, zato v algoritmu izračunamo le mejne odklone (enačbi 3.20-21). To so skrajne lege: depresije, elevacije, retrakcije in protrakcije ramenskega obroča. Znotraj zank ramenskega sklopa algoritem tako v vsakem koraku izračuna vektor ramenskega obroča v skrajni legi in njegovo spremembo dolžine (enačba 2.6) v odvisnosti od kota elevacije nadlakti. V vsaki od skrajnih leg ramenskega obroča nato algoritem v notranji četrti zanki preteče še kote rotacije komolčnega sklepa, kjer se po enačbi 4.3 izračuna položaj zapestja. V vsakem koraku štirih vgnazdenih zank algoritem izračuna položaj zapestja, ki ga shrani kot tridimenzionalni vektor in postopek ponavlja, dokler koti ne pretečejo obsegov gibanja vseh sklepov.

V prvi fazi algoritma se tako znotraj treh zank ramenskega sklopa, štirih skrajnih leg vektorja ramenskega obroča in ene zanke komolčnega sklepa izračuna vse možne točke zapestja. Na dosegljivost roke pri človeku pa vpliva tudi oviranje telesa. V naslednji fazi algoritem izloči vse položaje zapestja, kjer pride do trkov ali pa prekrivanja segmentov roke (nadalakti in podlakti) s telesom (glava, vrat in trup). Če torej med izračunom točke zapestja segment roke seka telo, algoritem ta položaj zapestja izloči kot nemogoč in ga ne šteje med točke dosegljivega delovnega prostora roke (slika 4.2). Kot telo v algoritmu uporabimo eliptični valj s širino  $0,174 H$  v frontalni ravnini in  $0,089 H$  v sagitalni ravnini, kot glavo pa kroglo z radijem  $0,065 H$  [58, 60].



**Slika 4.2:** Izračunane točke zapestja za dosegljivi delovni prostor roke in prepovedano območje telesa

Za določitev dosegljivega delovnega prostora roke nameravamo algoritem v nadaljevanju grafično predstaviti glede na telo in podati njegovo prostornino. Najbolj primerno matematično merilo za evalvacijo dosegljivega delovnega prostora roke je prostornina. Zdi se naravno, da je dosegljivi delovni prostor z večjo prostornino boljši. Seveda pa moramo upoštevati tudi dejstvo, da je prostornina dosegljivega delovnega prostora roke odvisna od višine osebe. Poleg prostornine se moramo zavedati, da sta zelo pomembni tudi oblika in lega dosegljivega delovnega prostora roke glede na telo. Dosegljivi delovni prostor roke anteriorno glede na telo (pred telesom) je iz stališča delazmožnosti bolj pomemben kot posteriorno (za telesom). Dosegljivi delovni prostor anteriorno, lateralno (ob strani) in superiorno (nad glavo) glede na telo pa je s stališča funkcionalnosti roke v splošnem človeku bolj uporaben.

## 4.3 Izračun prostornine dosegljivega delovnega prostora roke

Pri izračunu prostornine diskretne množice točk so znane metode za izračun prostornine teles s konveksnimi površinami [61], medtem ko so problematične konkavne površine. V primeru izračuna prostornine dosegljivega delovnega prostora roke je ta kombinacija konveksnih in konkavnih površin. Pri povezovanju točk površine in glajenju površine telesa je postopek ocenjevanja napake zahtevnejši. Algoritem izračuna prostornine je zato poenostavljeno zasnovan na deljenju prostora v ekvidistančne enote oz. kocke. S tem algoritmom je mogoče spreminjati resolucijo računanja in slediti numerični napaki.

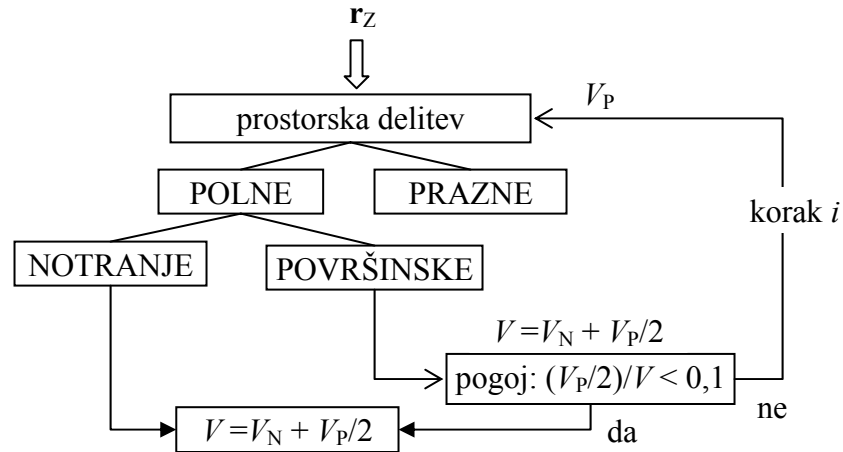
Osnova za izračun prostornine je množica izračunanih točk zapestja  $\mathbf{r}_Z$ . Očrtano kocko množice točk zapestja, katere največja dolžina je

$$2(d_{RO} + d_N + d_P), \quad (4.6)$$

se v prvi fazi razdeli na  $n^3$  manjših kock, kjer je  $n$  primerno izbrana resolucija. Kocke, ki ne vsebujejo vsaj ene točke zapestja, izločimo kot prazne. Kocke, ki vsebujejo vsaj eno točko zapestja, pa označimo za polne. Prostornina polnih kock je prvi približek rezultata prostornine dosegljivega delovnega prostora roke  $V$ .

Z namenom, da bi povečali natančnost prostornine v naslednji fazi polne kocke razdelimo na notranje  $V_N$  (vse okoliške kocke so polne) in površinske kocke  $V_P$  (vsaj ena okoliška kocka je prazna). Notranje kocke vedno postanejo del prostornine dosegljivega delovnega prostora roke, medtem ko površinske kocke razdelimo na manjše s polovično dolžino roba. Te ponovno pregledamo, katere so polne in prazne, ter nato še notranje in površinske (slika 4.3). Tako se v vsakem iteracijskem koraku  $i$  tanjša površinska prostornina, ki v izračunu prostornine določa napako izračuna. V površinskih kockah namreč leži nezanesljivost izračuna, ker ni znano, kje in v kolikšni meri so v površinski kocki točke zapestja zastopane. Absolutna napaka izračuna prostornine dosegljivega delovnega prostora roke je tako polovica prostornine površinskih kock.

V vsakem iteracijskem koraku se izračuna prostornina  $V$  kot vsoto prostornine kock v notranjosti  $V_N$  in polovico prostornine površinskih kock  $V_P/2$  dosegljivega delovnega prostora roke. Iteracijski postopek tanjšanja površine se konča s pogojem, ko je relativna napaka ( $V_P/2V$ )



**Slika 4.3:** Iteracijski postopek tanjšanja površinske prostornine dosegljivega delovnega prostora roke

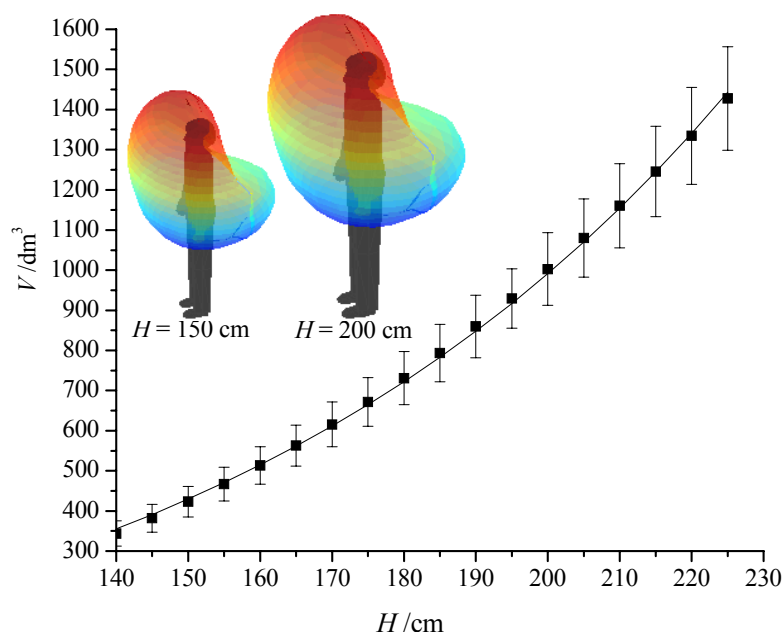
manjša od izbrane vrednosti (0,1). Ta je primerno izbrana glede na natančnost meritve obsega gibanja sklepov in porazdelitev točk. Izračunana prostornina dosegljivega delovnega prostora roke osebe, visoke 170 cm, z obsegi gibanja zdrave roke (tabela 2.1) je tako enaka  $615,7 \text{ dm}^3 \pm 55,65 \text{ dm}^3$ , če jo izrazimo z absolutno napako, ali pa  $615,7 (1 \pm 0,09) \text{ dm}^3$ , če jo izrazimo z relativno napako.

Prostornina dosegljivega delovnega prostora roke je poleg parametrov obsega gibanja ramenskega sklopa in komolčnega sklepa zelo odvisna tudi od višine osebe. Za obsege gibanja zdrave roke (tabela 2.1) izračun pokaže, da je rezultat dosegljivega delovnega prostora roke eksponentna funkcija v odvisnosti od višine osebe (slika 4.4)

$$V = 177,9 \text{ dm}^3 + 85,3 \text{ dm}^3 \cdot \exp(H/76,4 \text{ cm}). \quad (4.7)$$

Ta podatek o dosegljivem delovnem prostoru človeške roke je lahko koristna informacija za ergonomsko oblikovanje delovnih površin za osebe z različnimi višinami.





**Slika 4.4:** Prostornina dosegljivega delovnega prostora roke v odvisnosti od višine osebe

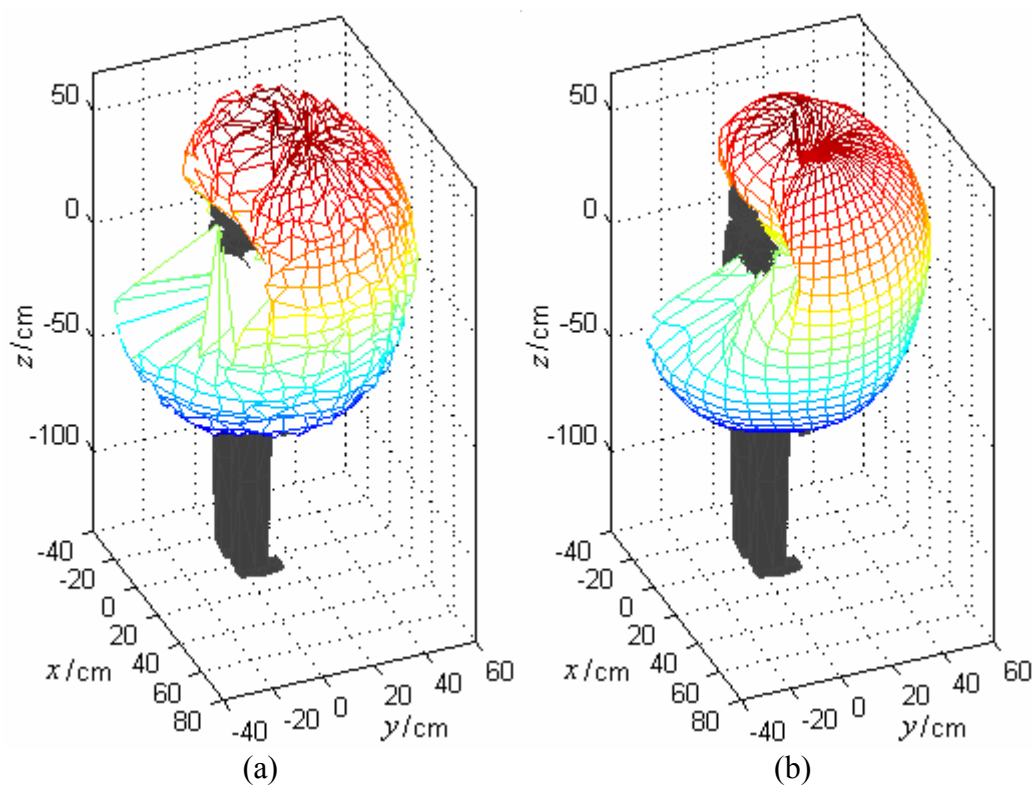
## 4.4 Grafični prikaz dosegljivega delovnega prostora roke

Za vizualizacijo dosegljivega delovnega prostora roke smo posegli po poznanih metodah grafičnih predstavitev. Pri algoritmu grafičnega prikaza so tako uporabljene namenske grafične in optimizacijske knjižnice programskega paketa Matlab (The MathWorks, Inc.). V teh je treba zapisati površino v matrični obliki, v kateri je vsako polje povezano s štirimi sosednjimi: zgoraj, spodaj, levo in desno.

Iz množice točk zapestja  $\mathbf{r}_z$  je zato določena ovojnica dosegljivega delovnega prostora roke kot štirikotna povezava površinskih točk. Algoritem za novo koordinatno izhodišče v množici točk zapestja poišče središče. To je presečišče med aritmetično sredino največje in najmanjše točke v smeri osi  $x$ ,  $y$  in  $z$ . V sferičnih koordinatah se nato z določenim korakom prostor razdeli v ekvidistančna sferična polja po vertikalnem kotu  $\Theta$ , ki teče od  $0^\circ$  do  $180^\circ$ , in horizontalnem kotu  $\Phi$ , ki teče od  $0^\circ$  do  $360^\circ$ . V vsakem določenem sferičnem polju nato algoritem poišče točko zapestja z največjo razdaljo od novega koordinatnega izhodišča, ki postane del površine,

zapisane v to, določeno polje. Izjemoma se postopa le na polju vrha ( $\Theta = 0^\circ$ ) in dna ( $\Theta = 180^\circ$ ), kjer se poišče eno samo točko zapestja z največjo razdaljo od izhodišča in se jo zapiše v vsa polja po  $\Phi$ . Tako se ovojnica dosegljivega delovnega prostora roke začne v vrhni točki, se nadaljuje ekvidistančno po  $\Phi$  v osrednjem delu in se konča v točki dna, kar daje smiseln zapis površine s štirikotnimi povezavami (slika 4.5a).

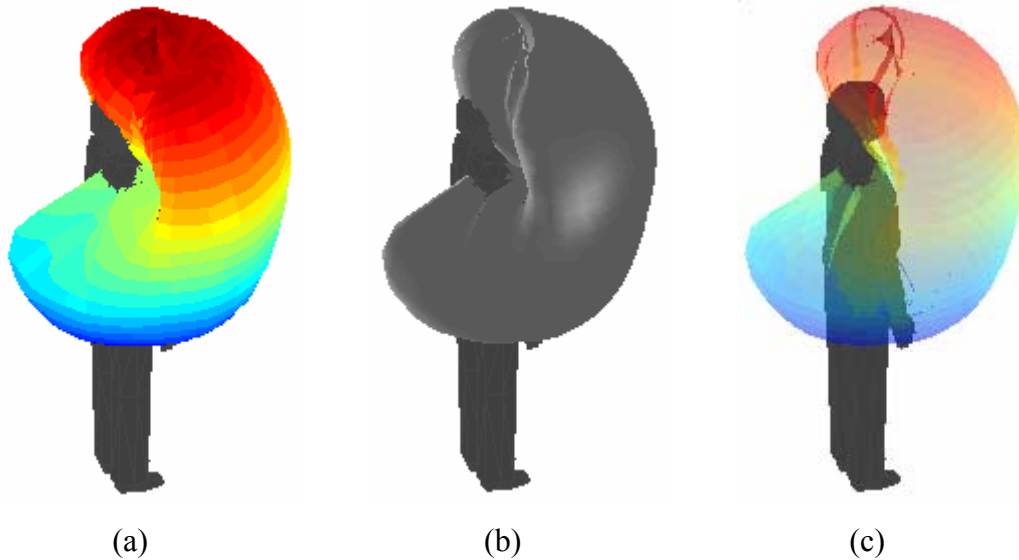
Površina dosegljivega delovnega prostora je nagubana, zato jo je treba dodatno numerično zgladiti. Za glajenje površine algoritem uporabi Bezier-jevo interpolacijo [61]. Ta metoda pri vsakem popravku površinske točke zapestja pregleda 16 njenih sosedov, s tem da imajo bližnje 4 sosedne točke večjo prioriteto. Tako metoda zgladi konveksne in konkavne površine, medtem ko ostrih robov ne zaobli (slika 4.5b). Pri glajenju površine se lahko Bezier-jevo interpolacijo večkrat ponovi, s tem da se moramo zavedati, da prevečkratna interpolacija lahko tudi pokvari pristnost površine.



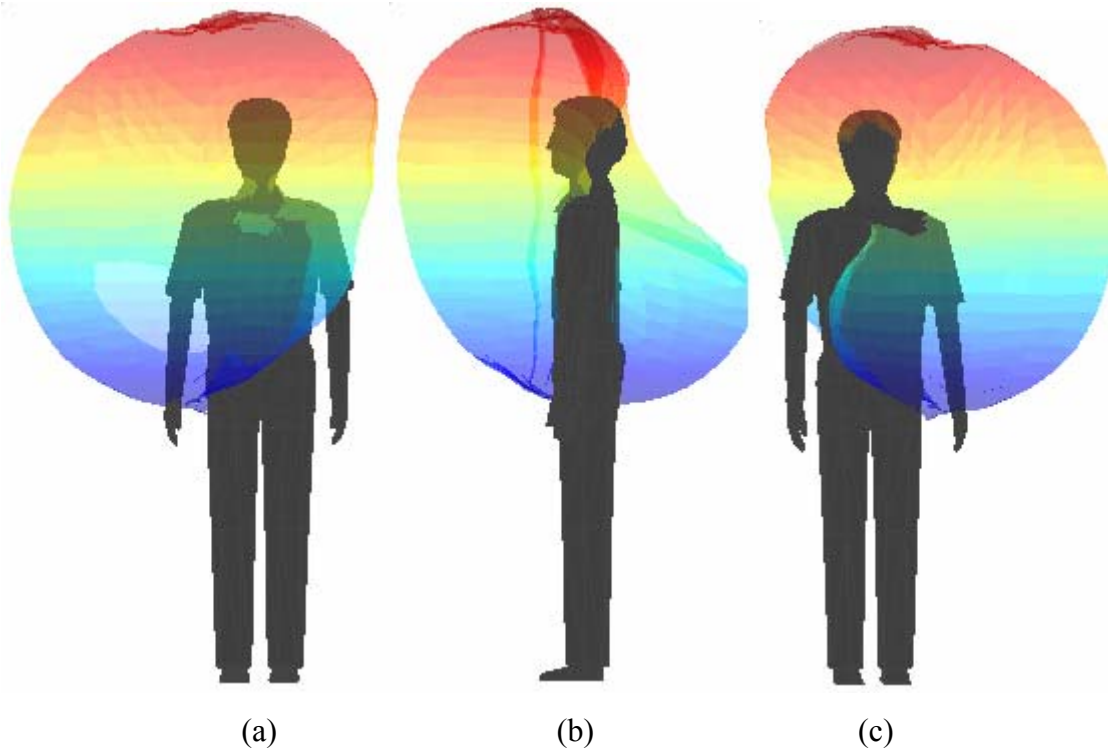
**Slika 4.5:** Izračunana ovojnica dosegljivega delovnega prostora roke ( $H = 170$  cm) (a) in interpolirana ovojnica (b)

Interpolirano površino se nato lahko prevleče z različno obarvanimi teksturami (slika 4.6a), osvetli z različno postavitvijo luči (slika 4.6b) ali pa naredi prosojno (slika 4.6c). Z rotacijo

slike dosegljivega delovnega prostora roke se nato opazuje in natančneje preučuje površino (slika 4.7).



**Slika 4.6:** Dosegljivi delovni prostor roke ( $H = 170$  cm), prikazan z barvno teksturo (a), osvetljeno površino (b) in prosojno površino (c)



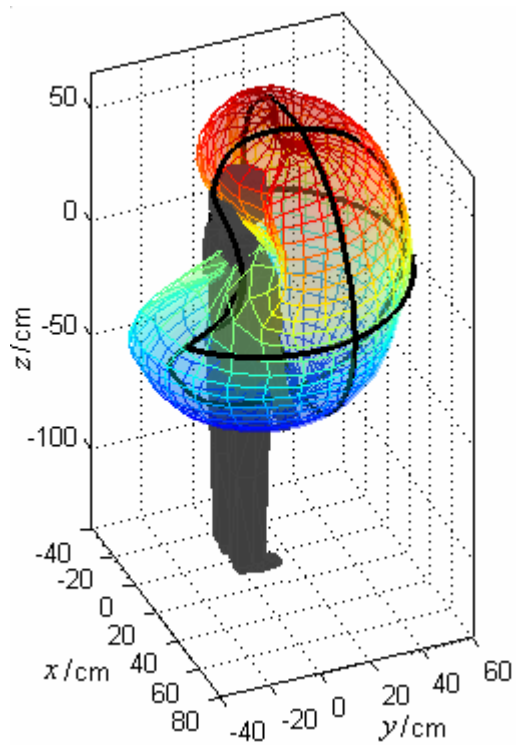
**Slika 4.7:** Anteriorni (a), lateralni (b) in posteriorni (c) pogled na dosegljivi delovni prostor roke

## 4.5 Primerjava izračunanega dosegljivega delovnega prostora roke z izmerjenim

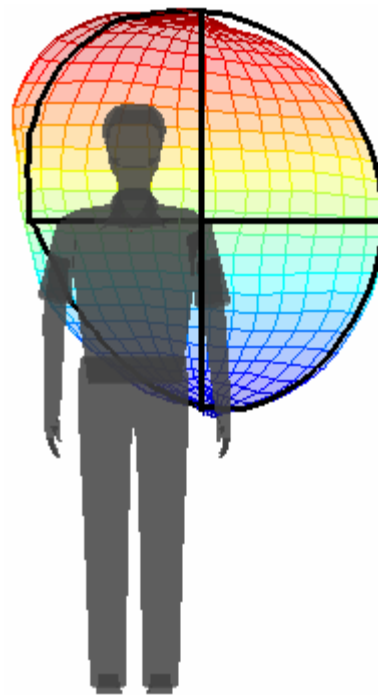
Dosegljivi delovni prostor roke smo izmerili na desni roki 25-letne ženske ( $H = 170$  cm). Merjena oseba je risala trajektorijo zapestja na tri anatomske ravnine: frontalno, sagitalno in horizontalno ravnino. Meritev največje dosegljivosti roke je bila izvedena s poudarkom na skrajnih odklonih v ramenskem obroču, vendar brez prispevkov rotacij hrbtenice. Trajektorije zapestja smo uporabili za primerjavo z dosegljivim prostorom roke, izračunanim po kinematičnem modelu roke.

Izmerjeni dosegljivi delovni prostor roke je narisana na sliki 4.8 kot trajektorija zapestja v treh anatomskih ravninah. V določenih smereh je dosegljivi delovni prostor roke eliptično razpotegnjen. V frontalni ravnini (slika 4.8b) ima trajektorija zapestja največji obseg v superiornem predelu glede na telo, medtem ko ima najmanjši obseg v anteriorno-inferiornem področju glede na telo, na nasprotni strani roke. V sagitalni (slika 4.8c) in horizontalni (slika 4.8d) ravnini je obseg največji v anteriornem predelu glede na telo, medtem ko je dosegljivost zelo omejena v posteriornem predelu. Posteriorno področje glede na telo je namreč roki dosegljivo le s prispevkom rotacij v hrbtenici.

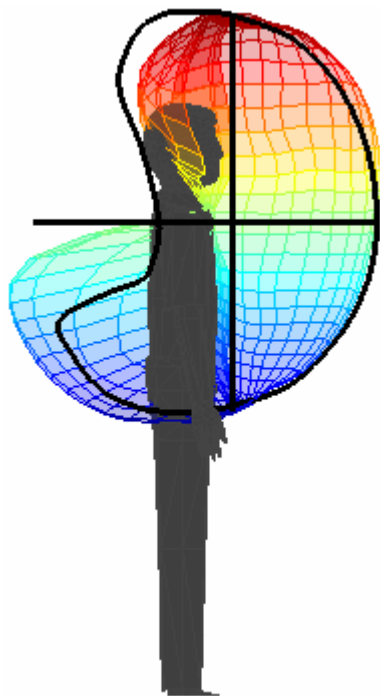
Izračunani dosegljivi delovni prostor se v splošnem ujema z izmerjenim (slika 4.8). Na superiorni, anteriorni, inferiorni in obeh lateralnih straneh glede na telo se ujema v celoti. Prilega se s trajektorijo zapestja v frontalni in horizontalni ravnini. Izračunani dosegljivi delovni prostor ima večji obseg kot izmerjeni le v posteriornem področju telesa v sagitalni ravnini. Vzrok je način meritve, ki je bila izvedena kot risanje trajektorije na ravno površino, kjer pozicioniranje komolca na drugo stran te ravnine ni bilo mogoče.



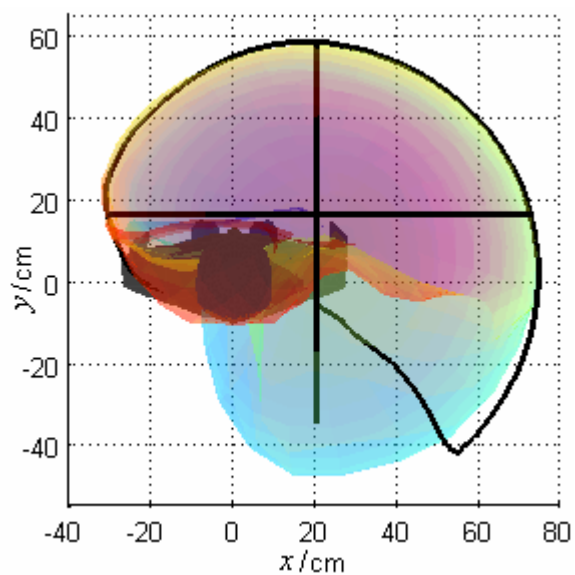
(a)



(b)



(c)

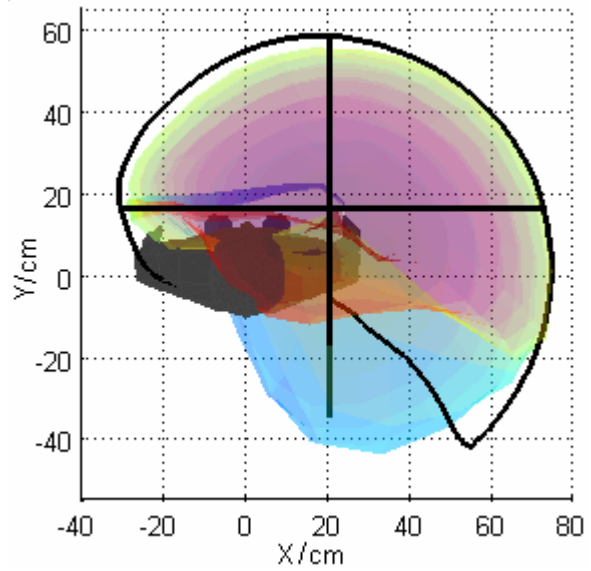
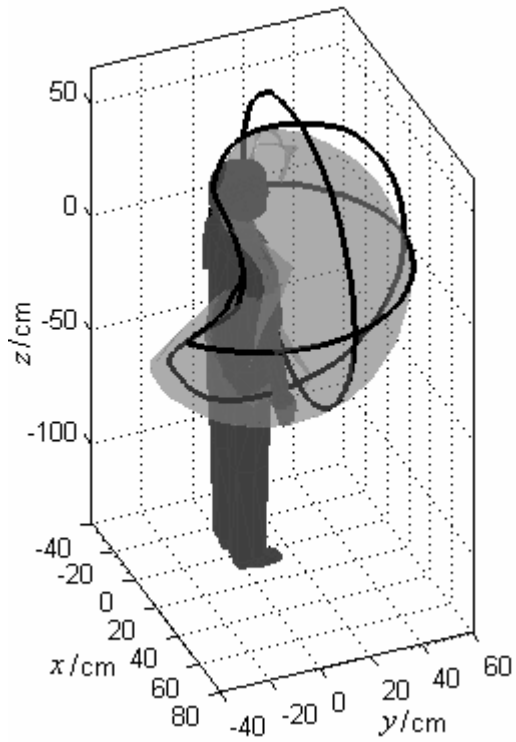


(d)

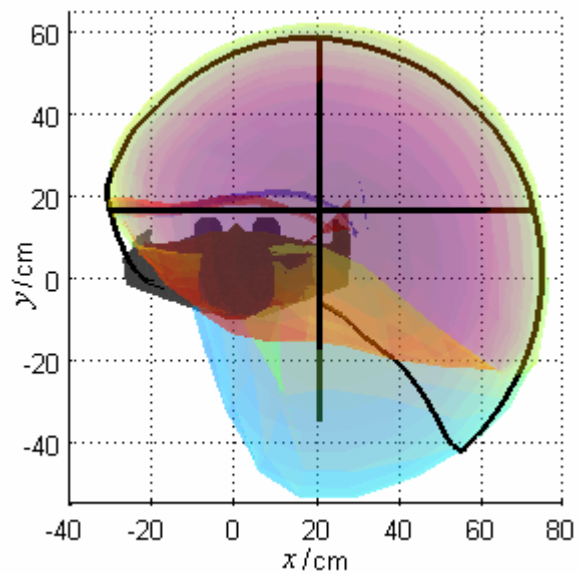
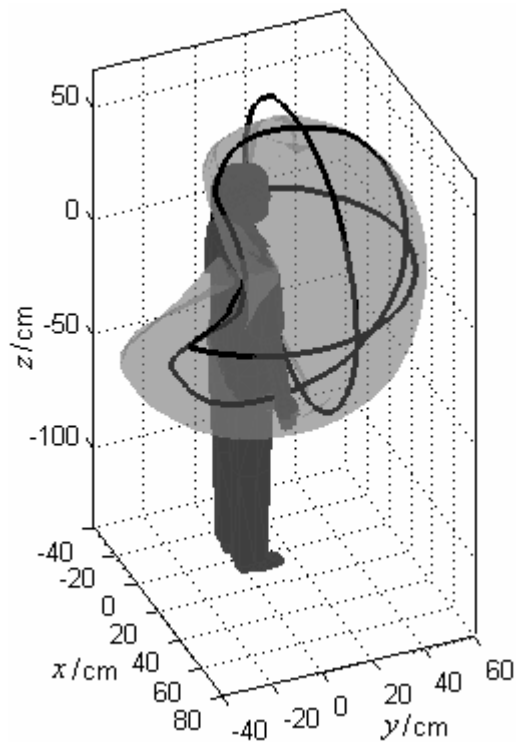
**Slika 4.8:** Izmerjeni in izračunani dosegljivi delovni prostor roke (a) za osebo višine 170 cm; Prerez dosegljivega delovnega prostora roke v frontalni (b), sagitalni (c) in horizontalni ravnini (d)

## **4.6 Primerjava dosegljivega delovnega prostora roke, izračunanega z različnimi kinematičnimi modeli roke**

Namen izpeljave kinematičnega modela roke z upoštevanjem kinematike ramenskega obroča je natančnejši izračun dosegljivega delovnega prostora roke. Primerjava rezultatov prostornine z modeli iz predhodnih študij kaže, da ima dosegljivi delovni prostor roke, izračunan za osebo višine 170 cm, po modelu s tremi rotacijami v glenohumeralnem sklepu in eno v komolčnem sklepu [24] manjšo prostornino ( $503,1 \text{ dm}^3$ ). Oblika tega dosegljivega delovnega prostora roke je preveč sferična (slika 4.9a in 4.10a) in je le približek. Model z dodatnima rotacijama v ramenskem obroču [25] daje preveliko prostornino ( $690,5 \text{ dm}^3$ ), ker je kinematika ramenskega obroča poenostavljena. Lastno gibanje ramenskega obroča je v tem modelu namreč upoštevano s konstantnim območjem v celotnem prostoru orientacije roke. Oblika tega dosegljivega delovnega prostora roke zato daje presežek v predelu zunanje lupine prostora (slika 4.9b in 4.10b). V tem delu je poudarek kinematičnega modela roke na natančni kinematiki ramenskega obroča. Prostornina dosegljivega delovnega prostora roke po tem modelu ( $615,7 \text{ dm}^3$ ) je med obema približkoma predhodnih modelov. Pravilnost oblike smo preverili z meritvijo (slika 4.8), predstavljeno v prejšnjem razdelku.

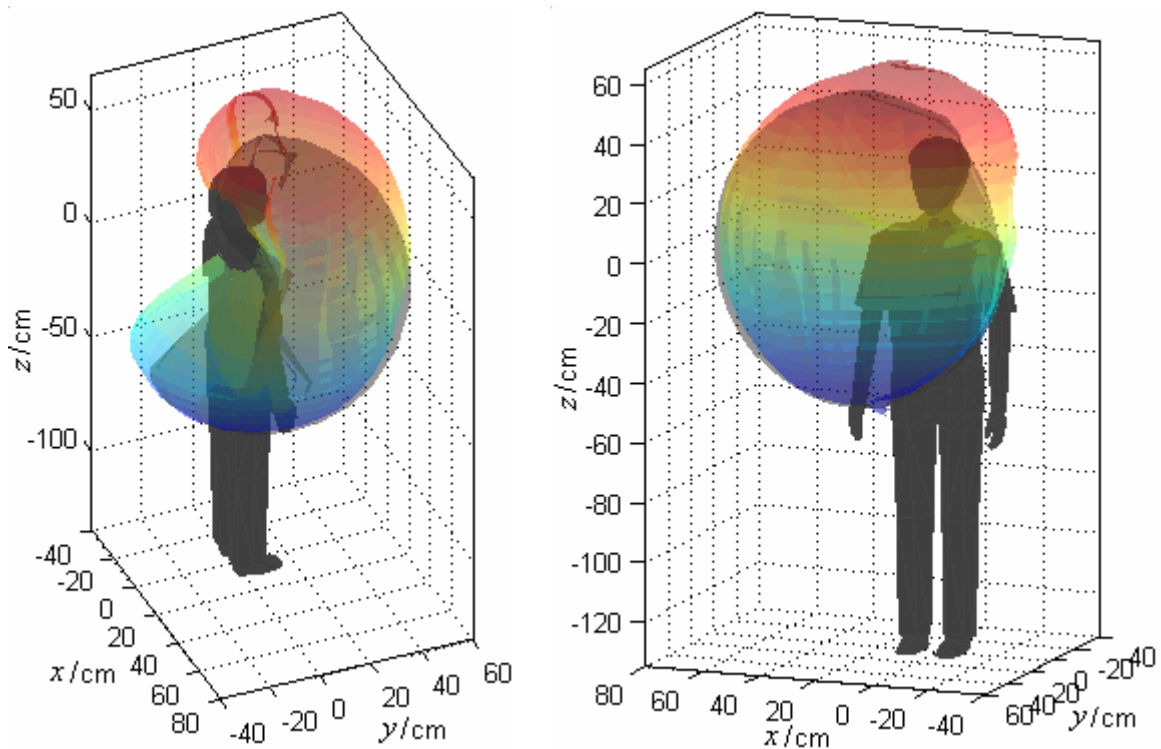


(a)

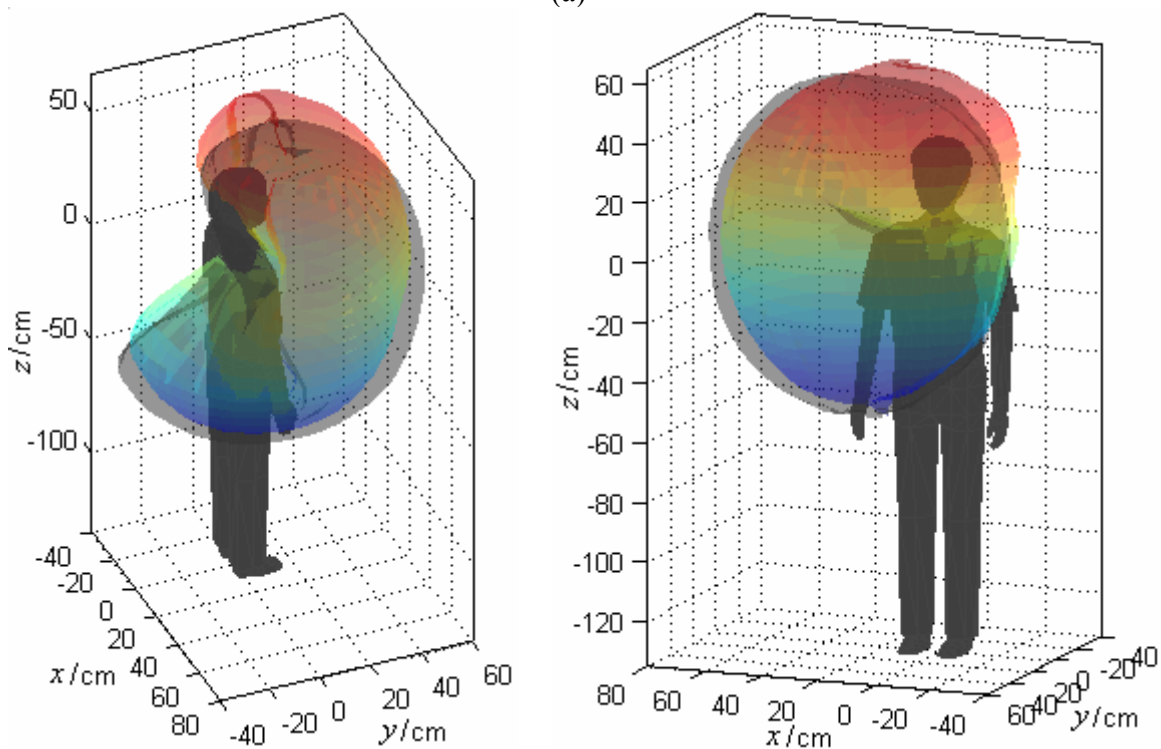


(b)

**Slika 4.9:** Izračunani dosegljivi delovni prostor roke po modelu s štirimi rotacijami [24] (a), šestimi rotacijami [25] (b) za osebo višine 170 cm



(a)



(b)

**Slika 4.10:** Primerjava izračunanega dosegljivega delovnega prostora roke po modelu s štirimi rotacijami (siva površina) [24] (a) in šestimi rotacijami (siva površina) [25] (b) s kinematičnim modelom roke (barvna površina)



## **5 Možnosti uporabe dosegljivega delovnega prostora roke v rehabilitaciji**

Obsege gibanja v ramenskem sklopu uporabljajo v fizioterapiji. Kote v sklepih pomerijo z goniometrom in jih nato dokumentirajo v standardnih tabelah v stopinjah [57]. Oceno delovne zmožnosti roke izpeljejo na osnovi Constant-Murleyjeve lestvice [59], v kateri se uporabljajo različna ocenjevalna merila. Med temi obsegi gibanja prispevajo kar 40 %. Podatke o obsegih gibanja uporabljajo predvsem terapevti v rehabilitaciji, in sicer pri postavitvi ciljev nekega rehabilitacijskega postopka, pri izbiri postopka zdravljenja in ocenjevanju okrevanja, pri motivaciji pacienta ter pri izdelavi končnega poročila o stanju pacienta po izpeljani rehabilitaciji. Drugi uporabniki v zdravstvu in zavarovalništvu pa si s podatki o obsegih gibanja v sklepih prav dosti ne morejo pomagati, saj ti ne podajajo informacije o dejanski funkcionalnosti roke ter o nivoju njene prizadetosti oziroma nezmožnosti. V ta namen bi morali uporabiti bolj razumljiva prostorska merila.

V doktorski disertaciji smo razvili kinematični model roke za izračun dosegljivega delovnega prostora roke. Prednost tega modela je, da upošteva kinematiko ramenskega obroča pri človeku, ki kot prvi člen roke daje natančnejši izračun dosegljivega delovnega prostora roke od predhodnih. Kinematiko ramenskega obroča smo dobili iz meritev zdravih oseb. Za uporabo tega modela pri pacientih s patologijo ramenskega sklopa privzemamo enako kinematiko. Vzrok za tak privzetek je pomanjkanje tovrstnih podatkov v literaturi, velika raznolikost patologij ramenskega sklopa in težja izvedljivost meritev pri pacientih. Tudi uporaba rezultatov meritev obsega gibanja za evalvacijo funkcionalnosti roke je pravzaprav enak približek.

Dosegljivi delovni prostor bi radi vpeljali kot prostorsko merilo funkcionalnosti roke, saj se le-ta nanaša na prostornino, v kateri so dosegljive vse točke z zapestjem roke. Z vpeljavo matematičnih meril dosegljivega delovnega prostora roke: velikosti, oblike in položaja glede na telo, je tak prikaz funkcionalnosti roke bolj razumljiv, enovit in objektivni. S prostornino, obliko in lego dosegljivega delovnega prostora roke lahko spremljamo in ocenjujemo pacientovo okrevanje. Objektivno lahko primerjamo začetno stanje z vmesnimi in končnim

stanjem obravnavane pacientove roke. Primerjamo lahko tudi obravnavano roko z zdravo. Pri tej primerjavi lahko uporabimo poleg funkcionalnosti tudi primanjkljaj in nezmožnost [62]. Za končno stanje rehabilitiranega pacienta lahko obravnavamo funkcionalnost obeh rok. To je lahko v pomoč terapevtu pri svetovanju pacientu o zaposlitvi ali pa pri ergonomskem načrtovanju delovne površine določenega posameznika.

Evalvacija s prostornino, obliko in lego dosegljivega delovnega prostora se lahko uporabi tudi v raziskovalne namene. Primerja se lahko dosegljivi delovni prostor roke pasivnih in aktivnih meritev obsega gibanja ramenskega sklopa. Pasivni obseg gibanja ramenskega sklopa je večji kot aktivni. Dandanes se večinoma izvaja pasivne meritve, s tem da aktivni obseg gibanja roke pristneje poroča o funkcionalnosti roke. Zanimivo raziskovalno področje se odpira tudi v primerjavi dosegljivega delovnega prostora roke v odvisnosti od starosti osebe, spola, različnih športnih in tudi drugih za roko obremenilnih delovnih aktivnosti. Ravno tako bi dosegljivi delovni prostor roke lahko pripomogel pri kliničnih raziskavah funkcionalnosti roke pacientov različnih patologij.

Orodje evalvacije dosegljivega delovnega prostora roke omogoča objektivno primerjavo med različnimi pacienti z enako ali različno diagnozo. Zato lahko dosegljivi delovni prostor roke uporabimo tudi za statistično obravnavo pacientov. Lahko pa bi funkcionalnost ali pa primanjkljaj dosegljivega delovnega prostora roke uporabili tudi za normative v zavarovalniških in invalidskih institucijah.

Za uporabo dosegljivega delovnega prostora roke v rehabilitaciji smo naredili program DePro. Dandanes je osebni računalnik lahko dostopen. Programska oprema in tridimenzionalna grafika sta dobro razviti in delujeta v realnem času. Vhodni podatki so enaki standardnim fizioterapevtskim meritvam obsega gibanja ramenskega sklopa. Na osnovi kinematičnega modela roke program DePro izračuna prostornino dosegljivega delovnega prostora roke. Glavna prednost programa pa je vizualizacija dosegljivega delovnega prostora obravnavane roke. Rezultati se tako lahko uporabijo za numerično in grafično primerjavo v različnih fazah zdravljenja pacienta ali pa za objektivno primerjavo med pacienti. Program DePro smo razvili z namenom, da bi ga uporabili kot pomožno orodje pri evalvaciji pacientov s patologijo ramenskega sklopa.

## 5.1 Dosegljivi delovni prostor roke pacientke s patologijo ramenskega sklopa med zdravljenjem

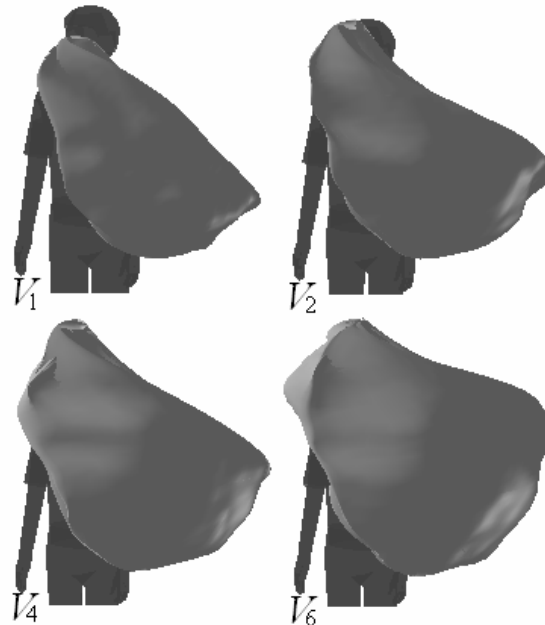
Kot primer je predstavljeno zdravljenje 43-letne pacientke z diagnozo "zamrznjena rama". Meritve obsega gibanja ramenskega sklopa in izračunana prostornina dosegljivega delovnega prostora so prikazane v tabeli 5.1. Izračunana prostornina dosegljivega delovnega prostora obravnavane roke je bila na začetku  $95,5 \text{ dm}^3$ , medtem ko je imela zdrava roka  $615,7 \text{ dm}^3$  (tabela 5.1, slika 5.1-2). Med zdravljenjem se je dosegljivi delovni prostor obravnavane roke povečeval proporcionalno glede na vse obsege gibanja ramenskega sklopa. Evalvacija z dosegljivim delovnim prostorom roke tako daje bolj enovit vpogled v pacientkino okrevanje. Po dveh tednih zdravljenja je bila prostornina  $154,7 \text{ dm}^3$ , po dveh mesecih  $231,2 \text{ dm}^3$  in po desetih mesecih  $335,4 \text{ dm}^3$ . Razlika med začetnim in končnim stanjem dosegljivega delovnega prostora pacientkine roke je pokazal izboljšavo za  $240 \text{ dm}^3$ .

**Tabela 5.1:** Izmerjeni pasivni obsegi gibanja ramenskega sklopa in izračunana prostornina dosegljivega delovnega prostora roke ( $H = 170 \text{ cm}$ , 43-letna ženska, diagnoza: "zamrznjena rama")

|    |          | $\varphi_{FM}$ | $\varphi_{Fm}$ | $\varphi_{AM}$ | $\varphi_{Am}$ | $\varphi_{Rm}$ | $\varphi_{RM}$ |                 |
|----|----------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|-----------------|
|    | datum    | fleksija       | retrofle.      | adbukcija      | adukcija       | z. rotacija    | n. rotacija    | $V/\text{dm}^3$ |
| 1. | 08.01.02 | $105^\circ$    | $30^\circ$     | $50^\circ$     | $0^\circ$      | $5^\circ$      | $35^\circ$     | 95,5            |
| 2. | 22.01.02 | $110^\circ$    | $35^\circ$     | $60^\circ$     | $0^\circ$      | $5^\circ$      | $45^\circ$     | 154,7           |
| 3. | 11.03.02 | $115^\circ$    | $40^\circ$     | $65^\circ$     | $0^\circ$      | $5^\circ$      | $50^\circ$     | 160,5           |
| 4. | 25.03.02 | $125^\circ$    | $45^\circ$     | $75^\circ$     | $5^\circ$      | $5^\circ$      | $60^\circ$     | 231,2           |
| 5. | 29.10.02 | $135^\circ$    | $55^\circ$     | $95^\circ$     | $5^\circ$      | $15^\circ$     | $70^\circ$     | 313,6           |
| 6. | 06.11.02 | $135^\circ$    | $55^\circ$     | $95^\circ$     | $5^\circ$      | $20^\circ$     | $70^\circ$     | 335,4           |
| Z. | zdrava   | $170^\circ$    | $60^\circ$     | $170^\circ$    | $10^\circ$     | $90^\circ$     | $60^\circ$     | 615,7           |

Za objektivno evalvacijo smo primerjali dosegljivi delovni prostor obravnavane in zdrave roke (tabela 5.1). Funkcionalnost obravnavane roke je izračunana s kvocientom prostornine dosegljivega delovnega prostora obravnavane glede na zdravo roko in je izražena v odstotkih. Razlika prostornin dosegljivega delovnega prostora zdrave in obravnavane roke daje vrednost primanjkljaja. Nezmožnost pa je v odstotkih izražen kvocient med primanjkljajem in

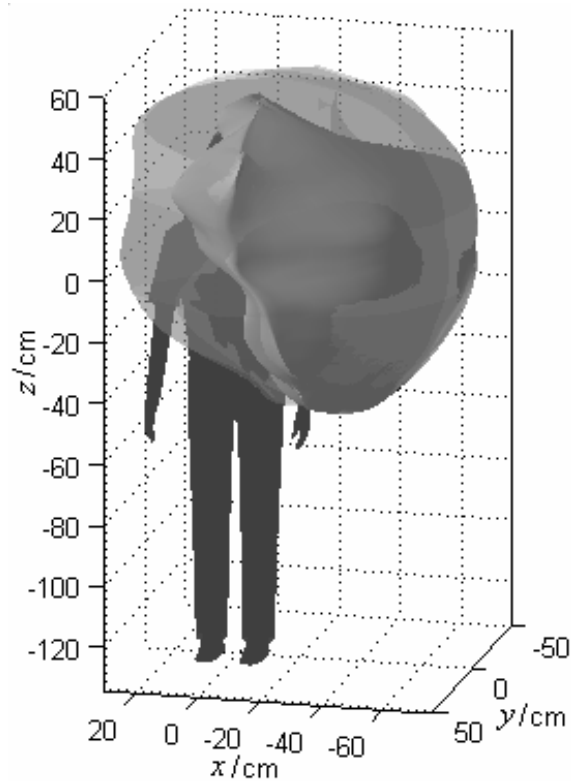
prostornino dosegljivega delovnega prostora zdrave roke. Na začetku je bila pri pacientki funkcionalnost obravnavane roke 15,5-odstotna, medtem ko je bila nezmožnost 84,5-odstotna. Izboljšava funkcionalnosti ali pa zmanjšanje nezmožnosti po zdravljenju je bila 39-odstotna. Rehabilitirana funkcionalnost obravnavane roke je bila 54,5-odstotna ali nezmožnost 45,5-odstotna. Evalvacija s prostornino dosegljivega delovnega prostora roke pa je le eno od orodij, saj sta oblika dosegljivega delovnega prostora roke in lega glede na telo tudi pomembna.



**Slika 5.1:** Dosegljivi delovni prostor obravnavane roke pacientke z diagnozo "zamrznjene rame" na začetku ( $V_1$ ), med zdravljenjem ( $V_2$ ,  $V_4$ ) in po njem ( $V_6$ )

Na sliki 5.1 so prikazani dosegljivi delovni prostori pred ( $V_1$ ) zdravljenjem, med ( $V_2$ ,  $V_4$ ) njim in na koncu ( $V_6$ ). Funkcionalnost roke lahko tako opazujemo z obliko dosegljivega delovnega prostora roke, ki jo z vrtenjem slike lahko natančneje preučujemo. Prednost uporabe vizualizacije je tudi direktno opazovanje prostora v prostoru. Za primerjavo lahko dosegljivi delovni prostor zdrave roke prezrcalimo na stran obravnavane roke. Dosegljivi delovni prostor zdrave roke pri tem narišemo prosojno (slika 5.2), kar nam omogoči direkten prostorski vpogled primanjkljaja obravnavane roke. Opazujemo lahko razlike tudi med različnimi fazami rehabilitacije pacientke. Slika 5.3 prikazuje primerjavo med dosegljivim delovnim prostorom roke na začetku ( $V_1$ ) in ob koncu ( $V_6$ ) zdravljenja. Tako imamo direkten vpogled v pacientkino

okrevanje. Grafično orodje dosegljivega delovnega prostora roke tako omogoča terapevtu natančnejši in objektivni vpogled v ocenitev funkcionalnosti, primanjkljaja in okrevanje.



**Slika 5.2:** Primerjava dosegljivega delovnega prostora obravnavane roke ob koncu zdravljenja ( $V_6$ ) in prezrcaljen dosegljivi delovni prostor zdrave roke ( $V_Z$ )



**Slika 5.3:** Primerjava dosegljivega delovnega prostora obravnavane roke pred začetkom ( $V_1$ ) in ob koncu zdravljenja ( $V_6$ )

Za prikaz končnega stanja rehabilitirane pacientke lahko narišemo dosegljiva delovna prostora obeh rok (slika 5.4). Zanimivo je, da pri manipulaciji s predmeti leži skupni dosegljivi

delovni prostor obeh rok (oz. presek) večinoma pred telesom (anteriorno glede na telo). Za analizo oblikovanja delovne površine pri manipulaciji s predmeti je tako zanimiva informacija o preseku dosegljivega delovnega prostora zdrave in obravnavane roke. Pri zdravih osebah je samoumevno, da je presek dosegljivega delovnega prostora obeh rok anteriorno glede na telo, medtem ko pri pacientu ta ni tako očiten. Večinoma se skupni dosegljivi delovni prostor rok pri pacientih zmanjša in njegova usmerjenost glede na telo omeji. Tak vpogled v pacientino rehabilitirano stanje lahko terapevtu omogoči, da pacientki napove uspešno vrnitev v vsakodnevne aktivnosti in na delovno mesto ali pa ji lahko svetuje novo usmeritev v zaposlitvi, ki bi bolj ustrezala funkcionalnosti njenih rok.



**Slika 5.4:** Dosegljivi delovni prostor obravnavane ( $V_6$ ) in zdrave ( $V_h$ ) roke ob koncu zdravljenja

Objektivnost, matematična primerjava izmerjenih podatkov, učinkovita interpretacija, vizualizacija in evalvacija funkcionalnosti ali nezmožnosti so odločilnega pomena za napredno rehabilitacijsko in ergonomsko tehniko. Gibanje roke je namreč tridimenzionalno in zato je pri evalvaciji nujno potrebno uporabiti enovito prostorsko merilo.

## 5.2 Primerjava pasivnega in aktivnega dosegljivega delovnega prostora roke

Za evalvacijo v rehabilitaciji se večinoma uporablja meritve pasivnega obsega gibanja ramenskega sklopa, vendar pa so v nekaterih patologijah ramenskega sklopa aktivni obsegi gibanja zelo pomembni. Aktivni dosegljivi delovni prostor namreč lahko več in natančneje pove o pacientovi funkcionalnosti roke, predvsem za njegovo delovno usposobljenost v prihodnje. Kot primer je predstavljeno zdravljenje 53-letnega pacienta ( $H = 175$  cm) z diagnozo "St. p. proc. scap. et clav. dex". Izmerjeni so bili pasivni in aktivni obsegi gibanja ramenskega sklopa na začetku, med zdravljenjem in ob koncu zdravljenja (tabela 5.2) obolele desne roke ter zdrave leve roke.

**Tabela 5.2:** Pasivni in aktivni obsegi gibanja ramenskega sklopa in prostornina dosegljivega delovnega prostora roke

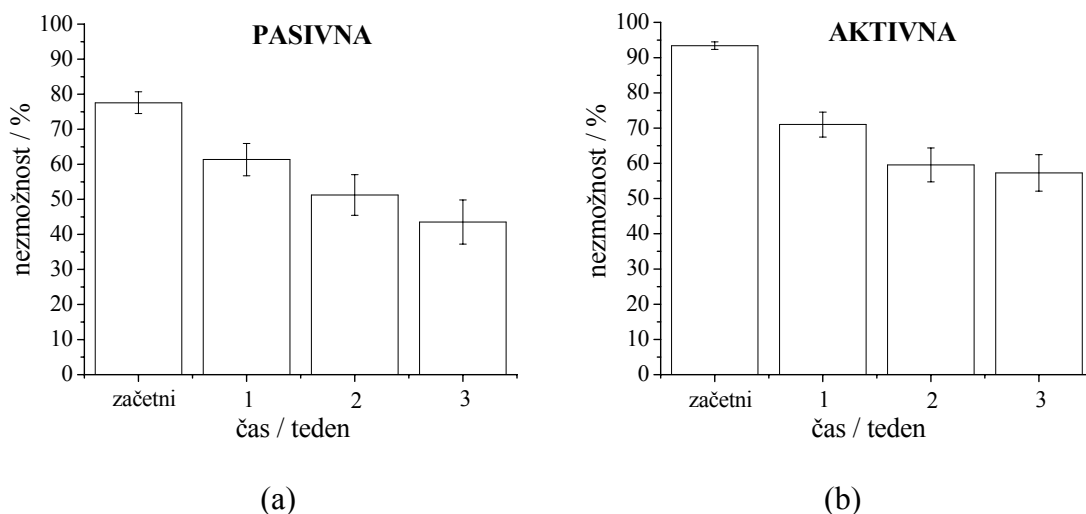
### PASIVNA MERITEV

|    | datum    | fleksija | retrofle. | adbukcija | adukcija | z. rotacija | n. rotacija | $V/\text{dm}^3$ |
|----|----------|----------|-----------|-----------|----------|-------------|-------------|-----------------|
| 1. | 01.04.03 | 100°     | 45°       | 75°       | 5°       | 10°         | 25°         | 124,9           |
| 2. | 08.04.03 | 130°     | 50°       | 90°       | 10°      | 20°         | 40°         | 215,3           |
| 3. | 19.04.03 | 140°     | 50°       | 105°      | 10°      | 20°         | 55°         | 271,5           |
| 4. | 22.04.03 | 145°     | 50°       | 110°      | 10°      | 25°         | 55°         | 314,4           |
| Z. | zdrava   | 170°     | 65°       | 120°      | 10°      | 80°         | 75°         | 556,9           |

### AKTIVNA MERITEV

|    | datum    | fleksija | retrofle. | adbukcija | adukcija | z. rotacija | n. rotacija | $V/\text{dm}^3$ |
|----|----------|----------|-----------|-----------|----------|-------------|-------------|-----------------|
| 1. | 01.04.03 | 95°      | 45°       | 65°       | 0°       | 0°          | 10°         | 33,1            |
| 2. | 08.04.03 | 105°     | 45°       | 80°       | 5°       | 15°         | 25°         | 145,0           |
| 3. | 19.04.03 | 135°     | 45°       | 90°       | 5°       | 20°         | 40°         | 202,3           |
| 4. | 22.04.03 | 135°     | 50°       | 90°       | 5°       | 20°         | 50°         | 213,6           |
| Z. | zdrava   | 165°     | 65°       | 115°      | 10°      | 60°         | 55°         | 500,1           |

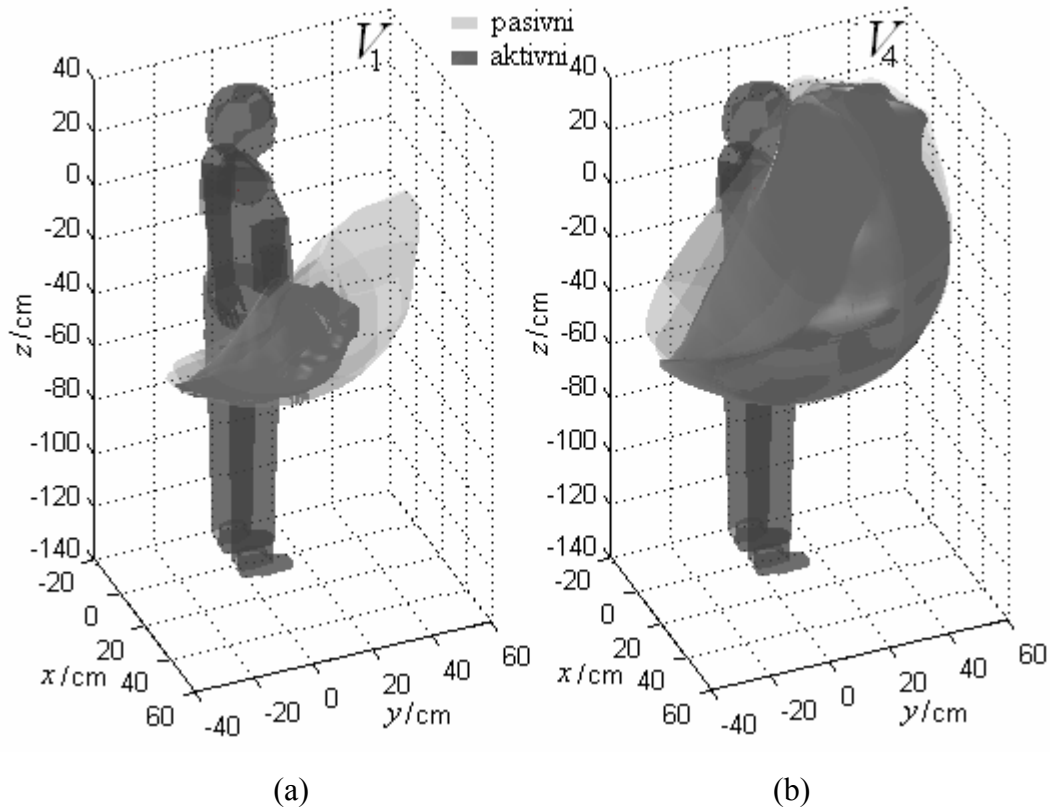
Evalvacija nezmožnosti obolele roke je pri pasivnih meritvah 77,6-odstotna (slika 5.5a), medtem ko je nezmožnost pri aktivnih meritvah večja, in sicer 93,4-odstotna (slika 5.5b). Med zdravljenjem se je stanje dosegljivega delovnega prostora obravnavane roke izboljšalo: pasivno za 34,1 % in aktivno za 36,1 %. Pri rehabilitiranem pacientu je bila tako nezmožnost obolele roke: pasivna 43,5 % (slika 5.5a) in aktivna 57,3 % (slika 5.5b).



**Slika 5.5:** Pasivna (a) in aktivna (b) ocena nezmožnosti roke

Na sliki 5.6 je grafično primerjano začetno ( $V_1$ ) in končno ( $V_4$ ) stanje dosegljivega delovnega prostora obravnavane roke za pasivni in aktivni primer. Oba dosegljiva delovna prostora sta se med zdravljenjem izboljšala, s tem da je pasivni dosegljivi delovni prostor obravnavane roke ob začetku in koncu zdravljenja večji od aktivnega. Oblika obeh kaže, da je ostala nezmožnost obravnavane roke v prostoru superiorno in anteriorno glede na telo (slika 5.6b), v nasprotni smeri obravnavane roke. Način grafičnega prikaza in primerjave lahko pomagajo terapevtu natančneje oceniti nezmožnost med zdravljenjem in rehabilitirano pacientovo stanje roke. Pacientov aktivni dosegljivi delovni prostor roke po rehabilitaciji je pomembna informacija za prilagoditev aktivnosti njegove roke v vsakdanjem življenju in pri zaposlitvi. Grafični prikaz in primerjava se lahko uporabi tudi pacientu za spodbudo.





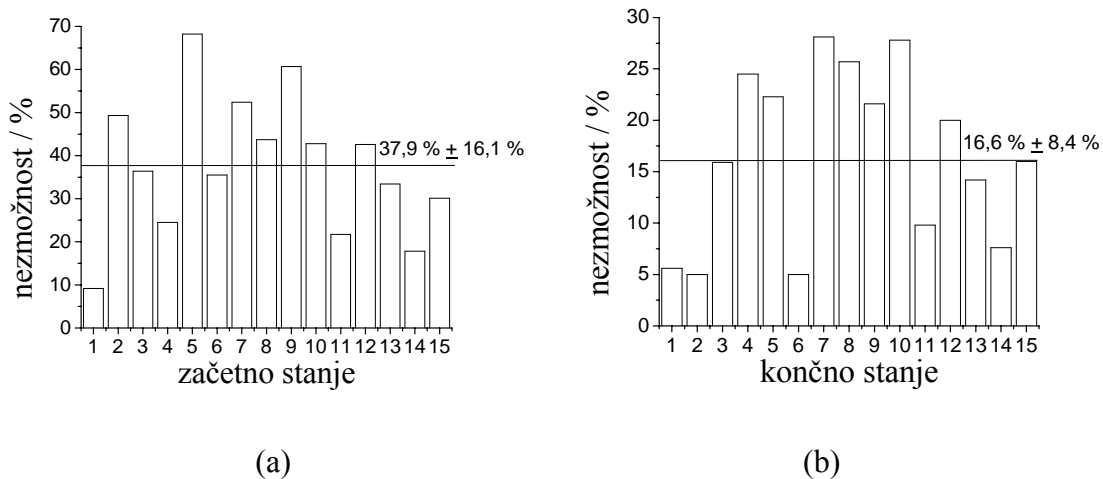
**Slika 5.6:** Primerjava pasivnega in aktivnega dosegljivega delovnega prostora roke ob začetku  $V_1$  (a) in ob koncu zdravljenja  $V_4$  (b)

### 5.3 Dosegljivi delovni prostor roke za statistično obravnavo pacientov

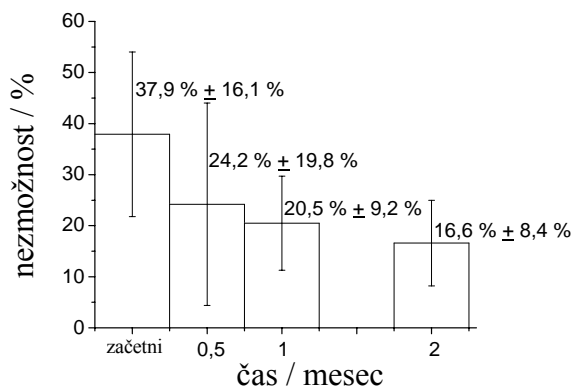
Pri nekaterih patologijah ramenskega sklopa se posledic ne da popolnoma odpraviti in nezmožnost ostane. Orodje opazovanja z dosegljivim delovnim prostorom roke lahko pomaga terapevtu pri raziskovanju določenih patologij in načrtovanju zdravljenja. Ta se lahko uporabi tudi za statistično obravnavo določenih patologij ali pa za postavitev normativov. Ti namreč omogočajo lažje posredovanje smiselnih zaključkov zdravljenja pri razlagi pacientu ali zdravstvenim in invalidskim zavarovalniškim ustanovam.

Za vzorec pacientov smo na Inštitutu Republike Slovenije za rehabilitacijo dobili 35 pasivnih meritev obsega gibanja med rehabilitacijo pacientov ramenskega sklopa. V vzorcu so naslednje diagnoze: 43 % obolenj ramenskega obroča (*peri arthritis humero scapularis* - PHS), 9 % "zamrznjene rame", 14 % raztrganin rotatorne manšete, 14 % izpahov in 9 % zlomov nadlakti. Te diagnoze so posledica poškodb ali pa degenerativnih obolenj. Na vzorcu pacientov nameravamo prikazati uporabo evalvacije dosegljivega delovnega prostora roke za statistično obravnavo, s tem da rezultati iz medicinskega stališča ne dajejo bistvenih zaključkov. Prednost uporabe dosegljivega delovnega prostora roke je namreč objektivna primerjava pacientov in enovitost merila prostornine.

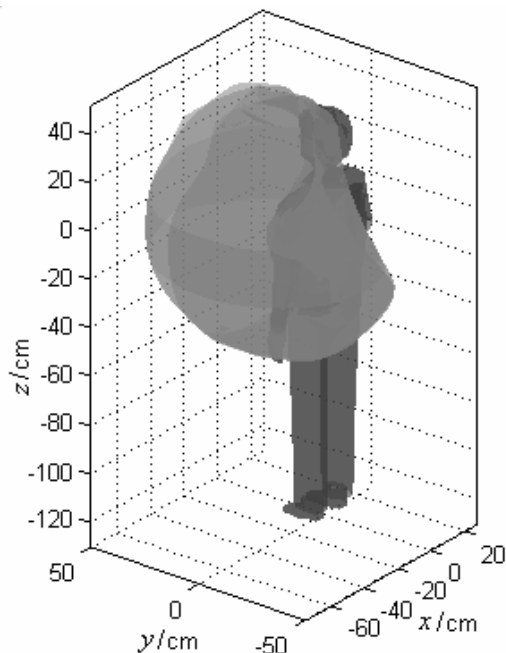
V vzorcu je 15 pacientov z diagnozo PHS. Od tega je 10 žensk in 5 moških s patologijo na desni (9 primerov) in levi (6 primerov) strani. Iz meritev pasivnega obsega gibanja je za paciente predstavljena nezmožnost roke ob začetku (slika 5.7a) in ob koncu zdravljenja (slika 5.7b). Rehabilitacija je trajala od 2 tednov do 2 mesecev, kar v povprečju nezmožnosti roke vseh 15 pacientov prikazuje slika 5.8.



**Slika 5.7:** Nezmožnost roke za 15 PHS-pacientov ob začetku (a) in ob koncu zdravljenja (b)



(a)

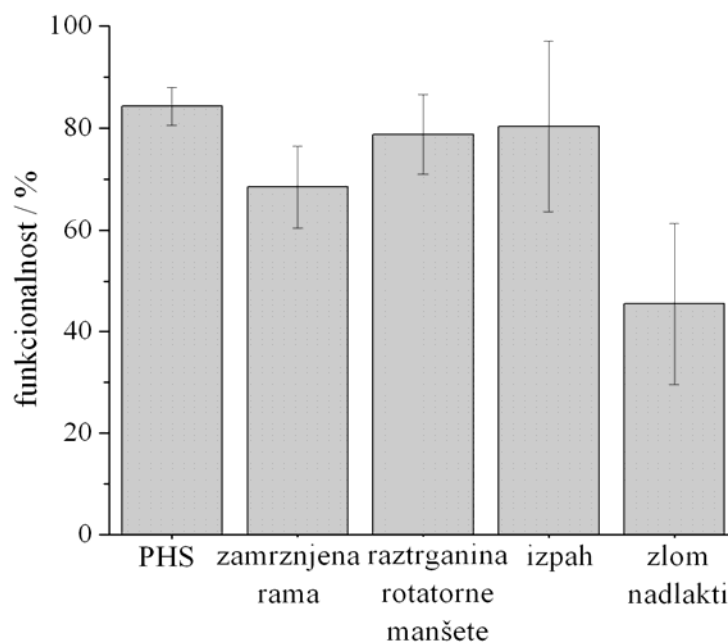


(b)

**Slika 5.8:** Nezmožnost roke 15 PHS-pacientov med zdravljenjem (a); Rehabilitirano stanje dosegljivega delovnega prostora roke za 3. PHS-pacienta (b)

V povprečju se nezmožnost roke po 2 mesečnem zdravljenju zniža za 21,3 % (slika 5.8a). Nezmožnost roke se v prvih dveh tednih zmanjša za 13,7 %, v naslednjih dveh tednih za 3,7 % in v nadaljnjih 4 tednih še za 3,9 %. Končno stanje nezmožnosti roke je 16,6-odstotno, ki pri PHS-pacientih torej še vedno ostane. V vseh primerih se popravi obseg gibanja fleksije, zunanje in notranje rotacije, medtem ko obseg gibanja abdukcije doseže vrednosti le med 100° in 130°. To se izraža v obliki dosegljivega delovnega prostora (slika 5.8b), kjer je največja nezmožnost roke v predelu nad glavo (superiorno glede na telo). Glavna prednost dosegljivega delovnega prostora roke je objektivnost merila, ki se lahko uporablja za primerjavo različnih oseb. Dosegljivi delovni prostor roke pri določeni diagnozi namreč značilno narašča med zdravljenjem in se za določeno diagnozo sčasoma značilno ustali.

Prostornina dosegljivega delovnega prostora roke je zaradi enovitosti in objektivnosti uporabna tudi za statistično obravnavo. Tako lahko prikažemo končno stanje zdravljenja pacientov z različnimi diagnozami. Na vzorcu 35 pacientov je prikazana funkcionalnost rehabilitirane roke (slika 5.9). Rezultati kažejo, da je okrevanje PHS-pacientov najboljše, medtem ko je za paciente z zlomi nadlakti najslabše.



**Slika 5.9:** Funkcionalnost rehabilitirane roke pacientov z različnimi diagnozami

## 5.4 Program DePro

Kinematični model roke in algoritmi za ovrednotenje dosegljivega delovnega prostora človeške roke so uporabljeni pri razvoju programa DePro. Napisan je v programskem okolju Matlab (The MathWorks, Inc.) in nato pretvorjen v avtonomno obliko. Program uporabniku omogoča numeričen in grafičen prikaz dosegljivega delovnega prostora roke. Vhodni podatki programa so identični tistim, ki jih rutinsko merijo in dokumentirajo pri ocenjevanju rehabilitacije pacienta s patologijo ramenskega sklopa na Inštitutu Republike Slovenije za rehabilitacijo. Program je namenjen za uporabo na osebem računalniku.

Program DePro odpre glavno okno v obliki standardnega obrazca (slika 2.11 in 5.10). Na začetku se za splošno kontrolo vpiše pacientove podatke: ime in priimek, datum rojstva, matična številka in diagnoza. Nad vhodno tabelo se vpiše višina pacienta in izbere obravnavano stran roke: leva/desna. V vhodno tabelo se vpisuje datum meritve in izmerjen obseg gibanja rame: elevacijo z fleksijo, retrofleksijo, abdukcijo, adukcijo, zunanjo in notranjo rotacijo. Po

izpolnitvi vrstice v tabeli se za izračun dosegljivega delovnega prostora roke vrstico označi. Program izračuna prostornino dosegljivega delovnega prostora roke, ki jo izpiše v desna okenca iste vrstice. Obenem poda tudi ovojnico dosegljivega delovnega prostora roke za grafičen prikaz. Ta se ob izbiri številke slike, meritve in načina prikaza izriše v dodatno okno. Sliko nato lahko obračamo, povečamo/pomanjšamo in natisnemo.



**FUNKCIONALNO TESTIRANJE MISICNO-SKELETNEGA SISTEMA**

Ime in priimek: zenska Datum rojstva: 1959 Maticna številka: /

Diagnoza: zamrznjena rama

**MERITVE GIBLJIVOSTI**

LEVA RAMA H = 170 cm

|        | Datum    | Fl. | R.Fl. | Abd. | Add. | Ext.r. | Int.r. |                          |
|--------|----------|-----|-------|------|------|--------|--------|--------------------------|
| 1.     | 8.1.02   | 105 | 30    | 50   | 0    | 5      | 35     | <input type="checkbox"/> |
| 2.     | 22.1.02  | 110 | 35    | 60   | 0    | 5      | 45     | <input type="checkbox"/> |
| 3.     | 11.3.02  | 115 | 40    | 65   | 0    | 5      | 50     | <input type="checkbox"/> |
| 4.     | 25.3.02  | 125 | 45    | 75   | 5    | 5      | 60     | <input type="checkbox"/> |
| 5.     | 29.10.02 | 135 | 55    | 95   | 5    | 15     | 70     | <input type="checkbox"/> |
| 6.     | 6.11.02  | 135 | 55    | 95   | 5    | 20     | 70     | <input type="checkbox"/> |
| zdrava | 170      | 60  | 170   | 10   | 90   | 60     |        | <input type="checkbox"/> |

**Izracun prostornine**

prostornina ± abs. napaka

V1 = 95.52 dm<sup>3</sup> ± 16.60 dm<sup>3</sup>

V2 = 154.7 dm<sup>3</sup> ± 21.88 dm<sup>3</sup>

V3 = 160.5 dm<sup>3</sup> ± 22.85 dm<sup>3</sup>

V4 = 231.2 dm<sup>3</sup> ± 29.90 dm<sup>3</sup>

V5 = 313.6 dm<sup>3</sup> ± 37.90 dm<sup>3</sup>

V6 = 335.4 dm<sup>3</sup> ± 39.26 dm<sup>3</sup>

Vz = 615.7 dm<sup>3</sup> ± 55.65 dm<sup>3</sup>

**Risanje grafov**

Slika: 1 Meritev: 1 **NARISI**

**Primerjava grafov**

Meritev: zdrava **NARISI**

**Primerjava prostornin**

V1 - Vz = -520.25 dm<sup>3</sup>

V1 / Vz = 16 %

(Vz - V1) / Vz = 84 %

**Slika 5.10:** Glavno okno programa DePro

Dodatne možnosti, ki jih omogoča program Depro, sta tudi numerična in grafična primerjava. Primerjamo lahko prostornine določenih meritev z razliko oz. primanjkljajem in v odstotkih izraženim kvocientom oz. funkcionalnostjo roke, na razpolago pa je tudi izračun

nezmožnosti roke. Grafična primerjava je mogoča z izrisom dveh dosegljivih delovnih prostorov roke na isto sliko, tako da je zunanji prostor prosojen. Z možnostjo izbire številke slike, meritve in načina prikaza lahko grafično primerjamo različne kombinacije dosegljivih delovnih prostorov roke med zdravljenjem in ob njegovem koncu za eno ali obe roki.

Program DePro omogoča tudi vse prednosti računalniškega dokumentiranja, kjer se lahko vsi pacientovi podatki shranijo, dodajajo ali natisnejo. Rezultati dosegljivega delovnega prostora roke se lahko tudi na enostaven način prikažejo, nazorno pojasnijo, statistično obdelajo in tudi elektronsko razpošljejo drugim uporabnikom.

To programsko orodje omogoča terapevtu natančno evalvacijo funkcionalnosti ali nezmožnosti roke, evidenco napredovanja med zdravljenjem in objektivno primerjavo. Razumljivost predstavitve z dosegljivim delovnim prostorom roke lahko pomaga tudi kot spodbuda pacientu. Tako imata terapevt in pacient direkten vpogled v stanje funkcionalnosti roke ter okrevanje. Lahko pa se to programsko orodje uporabi tudi za ergonomsko načrtovanje delovne površine za rehabilitiranega pacienta.

Program DePro je namenjen za uporabo na Inštitutu Republike Slovenije za rehabilitacijo. Program pod angleškim imenom ARW (arm reachable workspace) je bil predstavljen na mednarodni konferenci "5th International Shoulder Group Conference", kjer se je tudi pokazal interes za uporabo. Nameravamo ga objaviti na internetni strani "International Shoulder Group" za prosto uporabo.

## 6 Zaključek

V disertaciji smo predstavili kinematični model ramenskega sklopa pri človeku. Model smo razvili na osnovi optičnih meritev gibanja ramenskega sklopa v različnih ravninah elevacije roke pri moških in ženskih osebah. Cilj ni bil popisati gibanja posameznih kosti in natančno slediti anatomskim posebnostim v ramenskem sklopu, temveč smo želeli razviti kinematični model, ki predvsem opredeljuje značilnosti gibanja izbrane referenčne točke na komolcu glede na telo. Razviti kinematični model vključuje naslednje zaporedje gibov: depresijo/elevacijo in retrakcijo/protrakcijo ramenskega obroča, translacijo vzdolž ramenskega obroča, adukcijo/abdukcijo, retrofleksijo/fleksijo ter notranjo/zunanjo rotacijo nadlakti. Glavni namen tega modela je določevanje dosegljivega delovnega prostora roke, zato smo mu dodali tudi fleksijo/ekstenzijo podlakti v komolčnem sklepu.

Tridimenzionalne meritve kinematike ramenskega obroča v prostoru smo opravili z optičnim merilnim sistemom Optotrak. Izmerili smo elevacijo roke pri desetih merjenih osebah v štirih anatomskih ravninah. Rezultati so pri vseh merjenih osebah pokazali enake kinematične zakonitosti ramenskega obroča, ki smo jih matematično ovrednotili s povezavami med koordinatami ramenskega ritma in spreminjanjem dolžine ramenskega obroča. Zanimivo je, da je v vseh merjenih ravninah kinematika ramenskega obroča podobna. Med elevacijo roke poteka elevacija in retrakcija ramenskega obroča, dolžina vzdolž segmenta ramenskega obroča pa se krajša s kvadratno odvisnostjo od kota elevacije nadlakti. Izkazalo se je, da med spoloma ni bistvenih razlik v kinematiki ramenskega obroča, opazne pa so bile razlike med unilateralno in bilateralno elevacijo rok. Med unilateralno elevacijo roke so rezultati dali večje delovno območje ramenskega obroča in manjši delež krčenja ramenskega obroča.

Nadalje smo izmerili tudi lastno gibanje ramenskega obroča glede na orientacijo nadlakti v prostoru. V dosegljivem prostoru roke smo tako pri dani orientaciji nadlakti vsakih  $45^\circ$  izmerili odklone depresije, elevacije, retrakcije in protrakcije ramenskega obroča. Ugotovili smo, da je območje odklonov ramenskega obroča največje pri položaju nadlakti ob telesu, z elevacijo nadlakti se linearno zmanjšuje in se v položaju njene največje elevacije razpolovi. Rezultate spreminjanja območja odklonov depresije/elevacije in retrakcije/protrakcije ramenskega obroča

smo združili z rezultati ramenskega ritma in podali meje lastnega gibanja ramenskega obroča v kvadratni odvisnosti od elevacije nadlakti, česar v literaturi nismo zasledili.

Iz rezultatov kinematike ramenskega obroča, ovrednotenih v odvisnosti od elevacije nadlakti, smo izpeljali kinematični model ramenskega sklopa, ki ga tvorita dva soodvisna sklepa. Notranji ramenski sklep povezuje ramenski obroč na trup z dvema rotacijama in eno translacijo. Zunanji ramenski sklep povezuje nadlaket z ramenskim obročem s tremi paroma pravokotnimi rotacijami. Enačbe direktne kinematike modela ramenskega sklopa s šestimi prostostnimi stopnjami smo zapisali v obliki, primerni za računalniško obravnavo.

Namen kinematičnega modela ramenskega sklopa je izračun dosegljivega delovnega prostora roke, zato smo ga razširili z dodatnim segmentom podlakti in eno rotacijo v komolčnem sklepu. Kinematični model roke ima tako skupaj sedem prostostnih stopenj in opisuje gibanje zapestja v prostoru. Vhodni podatki so višina osebe in obsegi gibanja roke, ki jih v rehabilitaciji po ustaljenem protokolu merijo in uporabljajo za evalvacijo patologij ramenskega sklopa.

V nadaljevanju smo na osnovi kinematičnega modela roke razvili algoritem za izračun dosegljivega delovnega prostora roke. Da bi zmanjšali časovno zahtevnost, ta vsebuje minimalno število operacij za izračun vseh položajev zapestja v prostoru. V algoritmu smo vključili tudi postopek odkrivanja in izločanja nedovoljenih položajev zapestja, kjer pride do trkov med segmenti roke in telesom. Dosegljivi delovni prostor roke smo ovrednotili z matematičnimi merili: prostornino, obliko in lego glede na telo.

Natančnost izračunanega dosegljivega delovnega prostora roke smo ocenili z izmerjenim dosegom zapestja v treh anatomskih ravninah. Izračunani in izmerjeni dosegljivi delovni prostor roke se za zdravo osebo ujemata, razen v posteriornem območju v sagitalni ravnini. Vzrok je v izvedbi meritve, kjer smo doseg zapestja opazovali na ravnini, pozicioniranje komolca na drugo stran ravnine pa ni bilo mogoče. V ta namen bi morali imeti na razpolago primernejšo merilno opremo.

V delu smo tudi primerjali delovne prostore, ki smo jih določili z uporabo doslej poznanih kinematičnih modelov roke drugih avtorjev. Rezultati primerjave so pokazali, da daje model s štirimi prostostnimi stopnjami premajhno prostornino in preveč sferično obliko delovnega prostora, model s šestimi prostostnimi stopnjami pa preveliko prostornino in v zunanji lupini preveč razširjeno obliko. Prednost našega modela je, da upošteva značilnosti gibanja v



ramenskem obroču in je zato izračunani delovni prostor bolj natančen. Uporabnost tega modela vidimo tudi pri načrtovanju antropomorfnih mehanizmov ter njihovem vodenju na področju humanoidne robotike.

Dosegljivi delovni prostor roke smo uporabili na konkretnih primerih v rehabilitaciji. Obravnavali smo nekaj pacientov s patologijo ramenskega sklopa, ki so bili na zdravljenju na Inštitutu Republike Slovenija za rehabilitacijo. S primerjavo dosegljivega delovnega prostora obravnavane in zdrave roke smo vpeljali merila funkcionalnosti, nezmožnosti in primanjkljaja. S temi merili lahko terapevt natančneje oceni okrevanje in funkcionalnost obravnavane roke pri odpustu pacienta. Določanje dosegljivega delovnega prostora roke lahko koristi tudi pri ergonomskem načrtovanju delovne površine za konkretno osebo. Glavne prednosti uporabe dosegljivega delovnega prostora roke so zlasti v tem, da je delovni prostor razumljiv tudi nestrokovnjakom ter da ga lahko ovrednotimo numerično, npr. z njegovo prostornino. Nazorna je njegova grafična predstavitev, ki se jo da preprosto računalniško dokumentirati. Uporaba delovnega prostora omogoča objektivno primerjavo med različnimi stadiji zdravljenja nekega pacienta ali pa tudi primerjavo med različnimi pacienti. V nadaljnjih raziskavah bi bilo dobro metodologijo evalvacije pacientov s patologijo ramenskega sklopa še izpopolniti z dodatnimi kinematičnimi merili ter to povezati z medicinskimi in ergonomskimi normativi. Za popolnejšo sliko bi bilo ugodno model dopolniti tudi s statičnimi in dinamičnimi lastnostmi roke.

### **Izvirni prispevki doktorske disertacije so:**

- Izvedba prostorskih meritev kinematičnih značilnosti ramenskega obroča pri človeku. Kinematična analiza ramenskega ritma v različnih ravninah z vidika spreminjanja dolžine in obsega lastnega gibanja ramenskega obroča glede na dano orientacijo nadlakti v prostoru. Določitev kinematike ramenskega obroča za zdravo osebo v odvisnosti od elevacije nadlakti.
- Izpeljava kinematičnega modela ramenskega sklopa, ki povezuje gibanje zunanjšega (glenohumeralnega sklepa) in notranjšega ramenskega sklepa (sklepi ramenskega obroča: sternoklavikularni, skapulotorakalni in akromioklavikularni sklep). Obravnava gibanja notranjšega ramenskega sklepa z matematičnimi odvisnostmi od gibanja zunanjšega ramenskega sklepa.
- Določitev spreminjanja območja odklonov depresije/elevacije in retrakcije/protrakcije ramenskega obroča v povezavi z ramenskim ritmom. Določitev mej lastnega gibanja ramenskega obroča kot funkcij elevacije nadlakti. Vpeljava teh odvisnosti v izračun dosegljivega delovnega prostora, zaradi česar se izračunani delovni prostor približa dejanskemu.

## 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, pp. 1-30, 1944
- [2] Z. Dvir, N. Berme, The Shoulder Complex in Elevation of the Arm: A Mechanism Approach, *Journal of Biomechanics*, Vol. 11, pp. 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, pp. 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, pp. 699-709, 1991
- [5] F. C. T. van der Helm, Analysis of the Kinematic and Dynamic Behavior of the Shoulder Mechanism, *Journal of Biomechanics*, Vol. 27, No. 5, pp. 527-550, 1994
- [6] W. T. Dempster, Mechanisms of Shoulder Movement, *Archives of Physical and Medical Rehabilitation*, Vol. 46, pp. 49-70, 1965
- [7] 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, pp. 238-245, 1988
- [8] M. Fung, S. Kato, P. J. Barrance, J. Elias, E. G. McFarland, K. Nobuhara, E. Y. Chao, Scapular and Clavicular Kinematics during Humeral Elevation: A Study with Cadavers, *J. Shoulder Elbow Surg.*, Vol. 10, No. 3, pp. 278-285, 2001
- [9] 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, pp. 195-201, 1976
- [10] V. M. Zlatsiorsky, Kinematics of Human Motion, *Human Kinetics, USA*, pp. 337-354, 1998

- [11] J. H. de Groot, The Scapulo-Humeral Rhythm: Effects of 2-D Roentgen Projection, *Clinical Biomechanics*, Vol. 14, pp. 63-68, 1999
- [12] J. H. de Groot, E. R. Valstar, H. J. Arwert, Velocity Effects on the Scapulo-Humeral Rhythm, *Clinical Biomechanics*, Vol. 13, pp. 593-602, 1998
- [13] A. Umek-Venturini, Kinematika elevacije človeške roke, Univerza v Ljubljani, Fakulteta za računalništvo in informatiko, doktorska disertacija, 1996
- [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, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 108, pp. 215-227, 1986
- [15] N. D. Barnett, R. D. D. Duncan, G. R. Johnson, The Measurement of Three Dimensional Scapulohumeral Kinematics – A Study of Reliability, *Clinical Biomechanics*, Vol. 14, pp. 287-290, 1999
- [16] P. W. McClure, L. A. Michener, B. J. Sennett, A. R. Karduna, Direct 3-Dimensional Measurement of Scapular Kinematics during Dynamic Movements in Vivo, pp. 269-277, May/June 2001
- [17] A. R. Karduna, P. W. McClure, L. A. Michener, Scapular Kinematics: Effects of Altering the Euler Angle Sequence of Rotations, *Journal of Biomechanics*, Vol. 33, pp. 1063-1068, 2000
- [18] S. S. Marchese, G. R. Johnson, Non-Invasive Measurement of the Kinematics of the Clavicle, 3<sup>rd</sup> Proc. of the International Shoulder Group, pp. 61-65, Newcastle upon Tyne, Sept. 2000
- [19] A. Gallagher, Y. Matsuoka, Monitoring the Relationship between the Humerus and Clavicle Angles as Indicators for Neuromuscular Disorders, 4<sup>th</sup> Meeting of the International Shoulder Group, Cleveland, OH, 2002
- [20] A. Umek Venturini, J. Lenarčič, Matematični model elevacije roke v frontalni ravnini, Zbornik pete Elektrotehniške in računalniške konference ERK'95, Portorož, Slovenija, zv. B: 197-200, 1995

- [21] A. Umek Venturini, J. Lenarčič, A Model of the Elevation of the Human Arm in the Frontal Plane, Proc. of the 9<sup>th</sup> Int. Conf. on Mechanics in Medicine and Biology, Ljubljana, Slovenia, pp. 475-477, 1996
- [22] 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 ob Biomechanical Eng., Vol. 111, pp. 107-111, May 1989
- [23] S. T. Tümer, A. E. Engin, Three-Dimensional Kinematic Modelling of the Human Shoulder Complex – Part II: Mathematical Modelling and Solution via Optimization, Journal ob Biomechanical Eng., Vol. 111, pp. 113-121, May 1989
- [24] 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, magistrsko delo, Ljubljana, 1990
- [25] 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
- [26] J. Lenarčič, A. Umek, Simple Model of Human Arm Reachable Workspace, IEEE Transactions on System, Man and Cybernetics, Vol. 24, No. 8, pp. 1239-1246, 1994.
- [27] M. E. Rosheim, In the Footsteps of Leonardo, IEEE Robotics & Automation Magazine, 12-14, June 1997
- [28] T. Asfour, K. Berns, J. Schelling, R. Dillmann, Programming of Manipulation Tasks of the Humanoid Robot ARMAR, Proc. of the 9<sup>th</sup> Int. Conf. on Advanced Robotics, 107-112, Tokyo, Japan, Oct. 1999
- [29] J. Lenarčič, N. Klopčar, Uporaba kinematičnega modela pri ocenjevanju dosegljivosti gornje ekstremitete, Rehabilitacija, Vol. 2, No. 1-2, str. 32-35, 2003
- [30] 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

- [31] 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
- [32] J. Lenarčič, T. Bajd, *Robotski mehanizmi*, Univerza v Ljubljani, Založba FE in FRI, Ljubljana, 2003
- [33] J. Lenarčič, M. Stanišić, A Humanoid Shoulder Complex and Humeral Pointing Kinematics, *IEEE Trans. on Robotics and Automation*, Vol. 19, No. 3, June 2003
- [34] M. Okada, Y. Nakamura, S. Hoshino, Development of the Cybernetic Shoulder – A three DOF Mechanism that Imitates Biological Shoulder-Motion, *Proc. of the 1999 IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems*, pp. 543-548, 1999
- [35] M. Okada, Y. Nakamura, S. Hoshino, Design of Active/Passive Hybrid Compliance in the Frequency Domain, *Proc. of the 2000 IEEE/RSJ Int. Conf. on Robotics & Automation*, San Francisco, pp. 2250-2257, 2000
- [36] D. Karlsson, B. Peterson, Towards a Model for Force Predictions in the Human Shoulder, *Journal of Biomechanics*, Vol. 25, No. 2, pp. 189-199, 1992
- [37] C. Högfors, D. Karlsson, B. Peterson, Structure and Consistency of a Shoulder Model, *Journal of Biomechanics*, Vol. 28, No. 7, pp. 767-777, 1995
- [38] 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, pp. 129-144, 1992
- [39] F. C. T. van der Helm, A Three-Dimensional Model of the Shoulder and Elbow, *Proc. of the 1<sup>st</sup> Conf. of the International Shoulder Group*, 65-70, Delft University of Technology, 1997
- [40] T. M. Khaled, S. A. Shihab, A. M. Mohmoud, H. A. Elgamal, A Computerized Dynamic Biomechanical Model of the Human Shoulder Complex, *19<sup>th</sup> Int. Conf. on Computers and Industrial Engineering*, Vol. 31, No. 1/2, pp. 503-406, 1996

- [41] W. Maurel, D. Thalmann, A Case Study on Human Upper Limb Modelling for Dynamic Simulation, *Computer Methods in Biomechanics and Biomechanical Engineering*, Gordon and Beach Science Publishers, Vol. 2, No. 1, pp. 65-82, 1999
- [42] W. Maurel, D. Thalmann, P. Hoffmeyer, P. Beylot, P. Gingins, P. Kalra, N. M. Thalmann, A Biomechanical Musculoskeletal Model of Human Upper Limb for Dynamic Simulation, *Proc. 7th Eurographics Workshop and Animation and Simulation*, Wien, Sept. 1996
- [43] W. Maurel, D. Thalmann, Human Shoulder Modeling Including Scapulo-Thoracic Constraint and Joint Sinus Cones, *Computer and Graphics*, Pergamon Press, Vol. 24, No. 2, pp. 2003-218, 2000
- [44] D. Lim, R. Seliktar, W. Sun, J. Holman, L. Nunes, Finite Elements (FE) Modeling of the Shoulder Complex, 4th Meeting of the International Shoulder Group, Cleveland, OH, June 2002
- [45] L. W. Tsai, *Robot Analysis. The Mechanics of Serial and Parallel Manipulators*, New York, Wiley, 1999
- [46] A. Umek Venturini, J. Lenarčič, The Kinematics of the Human Arm Elevation in the Frontal Plane, *Proc. 11<sup>th</sup> Int. Symp. on Biomedical Engineering '96*, Zagreb, Croatia, pp. 105-108, 1996
- [47] K. Kiguchi, M. Yasuda, K. Iwami, K. Watanabe, T. Fukuda, Design of an Exoskeletal Robot for Human Shoulder Motion Support Considering a Center of Rotation of the Shoulder Joint, *Proc. of the 2002 IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems EPFL*, Lausanne, Switzerland, pp. 1493-1498, 2002
- [48] 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, pp. 103-117, 1987
- [49] 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, pp. 119-134, 1987

- [50] X. Wang, M. Maurin, F. Mazet, N. C. Maia, K. Voinot, J. P. Verriest, M. Fayet, Three-Dimensional Modelling of the Motion Range of Axial Rotation of the Upper Arm, *Journal of Biomechanics*, Vol. 31, pp. 899-908, 1998
- [51] J. Lenarčič, A. Umek, Experimental Evaluation of Human Arm Kinematics, *Experimental Robotics II, The 2<sup>nd</sup> Int. Symp.*, Toulouse, France, pp. 521-530, 1991.
- [52] A. Umek, J. Lenarčič, Recent Results in Evaluation of Human Arm Workspace, *5<sup>th</sup> Int. Conf. on Advanced Robotics*, Pisa, Italy, pp. 237-242, 1991
- [53] A. Umek, J. Lenarčič, Matematični model delovnega prostora človeške roke, *Elektrotehniški vestnik*, Vol. 58, No. 2, pp. 69 – 76, 1991
- [54] Northern Digital Inc.: Optotrak (3010) Getting started guide, Version 0.8; Northern Digital Inc., Waterloo, 1991
- [55] F. C. T. van der Helm, A Standardized Protocol for Motion Recordings of the Shoulder, *Proc. of the First Conference of the International Shoulder Group*, Maastricht, Netherlands, 1996
- [56] N. Klopčar, Analiza kinematike ramenskega obroča pri človeku, Univerza v Ljubljani, Fakulteta za elektrotehniko, magistrsko delo, 2002
- [57] C. C. Norkin, D. J. White, Measurement of joint motion: A guide to goniometry, F. A. Davis Company Philadelphia, 1985
- [58] D. A. Winter, Biomechanics and Motor Control of Human Movement, A Wiley-Interscience Publication, University of Waterloo, Canada, 1990
- [59] S. K. Fokter, Vzorčni dejavniki, klasifikacija ruptur in instrumenti za vrednotenje funkcije rame, 144-153
- [60] <http://www.fantasticarts.com/pn/> (3D model packs)
- [61] Gerald, F., 1990. Curves and surfaces for computer aided geometric design. Academic Press Inc. - Harcourt Brace Jovanovich Publisher
- [62] International Classification of Functioning: ICF, Disability and Health, World Health Organization Geneva 2001



# Izjava

Izjavljam, da sem doktorsko disertacijo izdelala samostojno pod vodstvom mentorja prof. dr. Jadrana Lenarčiča. Že objavljeni dosežki drugih avtorjev so navedeni v literaturi.

Nives Klopčar