



Univerza v Mariboru

Fakulteta za strojništvo

Doktorska disertacija

**RAZVOJ VIRTUALNEGA MODELA ČLOVEŠKE
ROKE ZA ERGONOMSKO OBLIKOVANJE
IZDELKOV**

april, 2014

Avtor: Gregor HARIH

Mentor: izr. prof. dr. Bojan DOLŠAK

Somentor: izr. prof. dr. Andrej ČRETNIK

Somentor: red. prof. dr. Jože FLAŠKER

Avtor: Gregor Harih, univ. dipl. inž. str.

Naslov: Razvoj virtualnega modela človeške roke za ergonomsko oblikovanje izdelkov

Klasifikacija UDK: [004.946:61]:331.101.1(043.4)

Mentor: Izr. prof. dr. Bojan Dolšak, univ. dipl. inž. stroj.

Somentor: Izr. prof. dr. Andrej Čretnik, dr. med.

Red. prof. dr. Jože Flašker, univ. dipl. inž. stroj.

Ključne besede: razvoj izdelka, ergonomija, virtualni model človeške roke, ročaj orodja, medicinsko slikanje, oblika ročaja, udobje, metoda končnih elementov, izbira materiala, kontaktni tlak, simulacija oprijema, hiperelastične pene

Lektoriranje: Mihaela Dorner, prof. slovenskega jezika

Število izvodov: 8

Tisk: Fakulteta za strojništvo, Univerza v Mariboru

Izdaja: 1.

ZAHVALA

Zahvaljujem se mentorju izr. prof. dr. Bojanu DOLŠAKU in somentorjema izr. prof. dr. Andreju ČRETNIKU ter red. prof. dr. Jožetu Flaškerju za pomoč in vodenje pri opravljanju doktorske disertacije. Zahvaljujem se še mentorjema na ARRS red. prof. dr. Jožetu Flaškerju in red. prof. dr. Zoranu Renu.

KAZALO VSEBINE

1	UVOD	1
1.1	Ergonomija in razvoj izdelka	1
1.2	Človek in orodje.....	3
1.3	Teza doktorske disertacije.....	4
1.4	Cilj doktorske disertacije	4
1.5	Pričakovani izvorni znanstveni prispevki	5
1.6	Metodologija raziskovanja.....	6
1.7	Predpostavke in omejitve	7
1.8	Struktura dela	8
2	PREGLED STANJA OBRAVNAVANE PROBLEMATIKE	11
2.1	Ergonomija.....	11
2.2	Računalniška orodja za ergonomsko oblikovanje.....	12
2.3	Oblika ročaja ročnega orodja	16
2.4	Subjektivno udobje pri uporabi ročnih orodij.....	18
3	ANATOMIJA ROKE	20
3.1.1	Kosti	20
3.1.2	Vezi in kite	21
3.1.3	Mišice	22
3.1.4	Živčevje.....	22
3.1.5	Ožilje	23
3.1.6	Koža in podkožno tkivo	23
3.1.7	Loki roke	24
3.2	Akutna in kumulativna travmatična obolenja roke.....	24
3.2.1	Akutna travmatična obolenja.....	25
3.2.2	Kumulativna travmatična obolenja	25
3.2.2.1	Kumulativna travmatična obolenja mehkih tkiv	26
3.2.2.2	Kumulativna travmatična obolenja živcev in ožilja	27
3.3	Mehansko obnašanje bioloških materialov roke.....	29
3.3.1	Kost	29
3.3.2	Noht.....	29
3.3.3	Mehka tkiva.....	29
3.3.3.1	Mehanske lastnosti	30

3.3.3.2	Vpliv kontaktnega tlaka	33
3.3.3.3	Konstitutivni model.....	35
4	METODE	37
4.1	Določitev anatomske oblike ročaja orodja.....	37
4.1.1	Določitev optimalnega cilindričnega ročaja s spremenljivimi premeri.....	38
4.1.1.1	Modeliranje	40
4.1.1.2	Preizkušanje optimalnega cilindričnega ročaja s spremenljivimi prerezi	41
4.1.2	Izdelava zunanjih kalupov.....	41
4.1.2.1	Izdelava zunanjega kalupa iz ortotskega materiala Orfilight	42
4.1.2.2	Izdelava zunanjega kalupa iz klasičnega mavca	43
4.1.3	Zajem tridimenzionalnih podatkov bioloških tkiv	44
4.1.3.1	Slikanje s kalupom iz Orfilight materiala.....	46
4.1.3.2	Slikanje s kalupom iz klasičnega mavca	47
4.1.4	Obdelava podatkov MRI in izdelava 3D modela	47
4.1.4.1	Programski paket 3D Slicer.....	48
4.1.4.2	Programski paket Amira.....	49
4.1.5	Izdelava 3D-površine	52
4.1.6	Kreiranje simetričnega ročaja.....	55
4.1.7	Dimenzioniranje simetričnega ročaja orodja za ciljno populacijo	56
4.1.8	Faktor splošnosti	56
4.1.9	Izdelava prototipov ročajev	58
4.1.10	Generalizirana naloga oprijema in merjenje subjektivnega udobja testirancev	58
4.1.11	Merjenje kontaktne površine	59
4.2	Simulacije mehanskega obnašanja konice prsta ob oprijemu ročaja orodja iz različnih materialov	60
4.2.1	Geometrija.....	61
4.2.2	Materialni parametri	62
4.2.3	Robni pogoji.....	64
4.2.4	Numerična mreža	65
4.2.5	Numerični izračuni.....	66
5	REZULTATI.....	68
5.1	Anatomsko oblikovan ročaj orodja.....	68
5.1.1	Verifikacija in validacija metod	68
5.1.2	Kontaktna površina	68
5.1.3	Ocena subjektivnega udobja.....	69
5.1.3.1	Ocena kazalnikov celotnega subjektivnega udobja ročaja	69

5.1.3.2	Ocena kazalnikov subjektivnega udobja ročaja za določeno anatomsko področje ...	70
5.1.3.3	Ocena celotnega subjektivnega udobja	74
5.2	Simulacije mehanskega obnašanja konice prsta ob oprijemu ročaja orodja iz različnih materialov	75
5.2.1	Verifikacija.....	75
5.2.2	Distribucija kontaktnih tlakov in deformacija materiala ročaja	76
5.2.3	Kontaktni tlak – vertikalna deformacija prsta in materiala ročaja.....	83
5.2.4	Vertikalna pritisna sila prsta – kontaktni tlak.....	83
6	DISKUSIJA.....	85
6.1	Anatomsko oblikovan ročaj orodja	85
6.1.1	Verifikacija in validacija metod	86
6.1.2	Kontaktna površina	86
6.1.3	Ocena subjektivnega udobja.....	87
6.1.3.1	Ocena kazalnikov celotnega subjektivnega udobja ročaja	87
6.1.3.2	Ocena kazalnikov subjektivnega udobja ročaja za določeno anatomsko področje ...	89
6.1.3.3	Ocena celotnega subjektivnega udobja	92
6.2	Simulacije mehanskega obnašanja konice prsta ob oprijemu ročaja orodja iz različnih materialov	92
6.2.1	Distribucija kontaktnih tlakov in deformacija materiala ročaja	93
6.2.2	Kontaktni tlak – vertikalna deformacija prsta in materiala ročaja.....	96
6.2.3	Vertikalna sila prsta – kontaktni tlak.....	98
7	SKLEP.....	99
7.1	Realizirani izvorni znanstveni prispevki.....	100
7.2	Smernice za nadaljnje delo	101
8	SEZNAM UPORABLJENIH VIROV.....	104
	PRILOGA A	A
	PRILOGA B	B
	PRILOGA C	D

KAZALO SLIK

Slika 1.1: Shematski prikaz uporabe in pomen ergonomije pri razvoju novega izdelka.....	2
Slika 1.2: Električna ročna orodja (vir: Bosch, Makita).....	3
Slika 2.1: Virtualni model človeške roke v programskem paketu Catia 3.1 [27]	13
Slika 2.2: Potek oprijema cilindričnega ročaja z dvema deformabilnima prstoma [36]	14
Slika 2.3: Virtualni model človeka Santos™ [41].....	15
Slika 2.4: Virtualni model roke Dhaiba hand in težave pri avtonomnem oprijemu [45]	16
Slika 2.5: Premer oprijema (a.) in optimalni premer ročaja (b.)	17
Slika 2.6: Ročaj s spremenljivim premerom in utori za kazalec in sredinec.....	18
Slika 3.1: Kostni roke	20
Slika 3.2: Vezi in kite v desni roki	21
Slika 3.3: Intrinzične (a.) in ekstrinzične mišice (b.).....	22
Slika 3.4: Živčevje in ožilje v roki (rumeno: živci; rdeče: arterije; modro: vene)	23
Slika 3.5: Loke roke	24
Slika 3.6: Ovojnice tetiv v roki	26
Slika 3.7: Sindrom karpalnega tunela.....	27
Slika 3.8: Prečni presek s shematskim prikazom anatomskih značilnosti	30
Slika 3.9: Diagram napetost-deformacija za mehko tkivo	31
Slika 3.10: Mehanske lastnosti kože in podkožnega tkiva v primeru enosnega nateznega in tlačnega obremenjevanja	32
Slika 3.11: Mehansko obnašanje celičnih materialov pod tlačno napetostjo	35
Slika 4.1: Antropometrične velikosti roke za uporabo v enačbah 3.1 in 3.2.....	39
Slika 4.2: Izdelan optimalni cilindrični ročaj s spremenljivimi premeri	41
Slika 4.3: Oprijem optimalnega cilindričnega ročaja s spremenljivimi premeri.....	41
Slika 4.4: Kalup iz materiala Orfilight in dobljena optimalna drža roke za krepki oprijem – pogled z dlanske strani	43
Slika 4.5: Kalup iz materiala Orfilight in dobljena optimalna drža roke za krepki oprijem – pogled s strani.....	43
Slika 4.6: Kalup iz klasičnega mavca in dobljena optimalna drža za krepki oprijem – pogled z dlanske strani	44
Slika 4.7: Kalup iz klasičnega mavca in dobljena optimalna drža roke za krepki oprijem – pogled s strani.....	44
Slika 4.8: Shematski prikaz zajema tridimenzionalnih podatkov.....	46
Slika 4.9: Priprava na MR-slikanje in pravilno pozicioniranje ter fiksiranje roke.....	46
Slika 4.10: Proces 3D rekonstrukcije slikanega anatomskega dela.....	48
Slika 4.11: Rekonstrukcija 3D-modela v programskem paketu 3D Slicer.....	49

Slika 4.12: 3D-model na osnovi avtomatske segmentacije v programskem paketu Amira	50
Slika 4.13: 3D-model na osnovi avtomatske segmentacije v programskem paketu Amira – pogled s strani	50
Slika 4.14: Izboljšanje segmentacije s pomočjo algoritmov in filtrov	51
Slika 4.15: Segmentacija po ročno dodanih segmentih s pomočjo brush oz. čopič orodja.....	51
Slika 4.16: 3D-model roke po opravljeni ročni segmentaciji - pogled s strani	52
Slika 4.17: 3D-model roke po opravljeni ročni segmentaciji - pogled z dlanske strani.....	52
Slika 4.18: Shematska struktura pridobitve CAD-modela na osnovi STL.....	53
Slika 4.19: 3D-matematični volumski model roke v programskem paketu Catia.....	54
Slika 4.20: 3D-model roke in eliptični ročaj v položaju prekrivanja	54
Slika 4.21: Roka in eliptični ročaj po izvršeni Boolovi operaciji.....	55
Slika 4.22: Anatomske ročaje na osnovi 3D-modela roke v optimalnem krepkem oprijemu	55
Slika 4.23: Kreiranje simetričnega ročaja.....	56
Slika 4.24: Anatomske oblikovan ročaj in ročaj z aplicirano gladitveno funkcijo	57
Slika 4.25: Topološka odstopanja med anatomskim in splošnim ročajem.....	57
Slika 4.26: Izvajanje generalizirane naloge oprijema.....	59
Slika 4.27: Dobljena slika kontaktne površine po oprijemu cilindričnega ročaja	60
Slika 4.28: Geometrija modela prsta in ročaja orodja	61
Slika 4.29: Mehansko obnašanje obravnavanih penastih materialov v diagramu enoosne tlačne obremenitve v odvisnosti od specifične deformacije	64
Slika 4.30: Robni pogoji pomikov in rotacij ter aplicirane sile.....	64
Slika 4.31: Glavna in podrejena kontaktna linija	65
Slika 4.32: Mreža modela prsta in ročaja	66
Slika 5.1: Ocena kazalnikov celotnega subjektivnega udobja.....	70
Slika 5.2: Ocena kazalnikov subjektivnega udobja za anatomske področje palca.....	71
Slika 5.3: Ocena kazalnikov subjektivnega udobja za anatomske področje kazalca	71
Slika 5.4: Ocena kazalnikov subjektivnega udobja za anatomske področje sredinca.....	72
Slika 5.5: Ocena kazalnikov subjektivnega udobja za anatomske področje prstanca.....	73
Slika 5.6: Ocena kazalnikov subjektivnega udobja za anatomske področje mezinca.....	73
Slika 5.7: Ocena kazalnikov subjektivnega udobja za anatomske področje dlani	74
Slika 5.8: Ocena celotnega subjektivnega udobja	74
Slika 5.9: Primerjava porazdelitve kontaktnih tlakov za namen validacije.....	75
Slika 5.10: Primerjava normalizirane pritisne sile v odvisnosti od vertikalnega pomika prsta	76
Slika 5.11: Porazdelitev kontaktnega tlaka glede na središčno točko prsta (d) - 20 kPa	77
Slika 5.12: Distribucija vertikalnih deformacij materiala ročaja orodja glede na središčno točko prsta (d) – 20 kPa.....	78

Slika 5.13: Porazdelitev kontaktnega tlaka glede na središčno točko prsta (d) - 40 kPa	79
Slika 5.14: Distribucija vertikalnih deformacij materiala ročaja orodja glede na središčno točko prsta (d) – 40 kPa.....	79
Slika 5.15: Porazdelitev kontaktnega tlaka glede na središčno točko prsta (d) - 80 kPa	80
Slika 5.16: Distribucija vertikalnih deformacij materiala ročaja orodja glede na središčno točko prsta (d) – 80 kPa.....	81
Slika 5.17: Porazdelitev kontaktnega tlaka glede na središčno točko prsta (d) - 100 kPa	82
Slika 5.18: Distribucija vertikalnih deformacij materiala ročaja orodja glede na središčno točko prsta (d) – 100 kPa.....	82
Slika 5.19: Kontinuiran kontaktni tlak na področju središčne točke prsta v odvisnosti od skupne deformacije	83
Slika 5.20: Vertikalna pritisna sila prsta v odvisnosti od kontaktnega tlaka.....	84
Slika 6.1: Območje palca, ki povzroča neugodje	90
Slika 6.2: Najvišji dovoljeni tlak za določeno časovno obdobje za preprečevanje ishemije ...	93
Slika 7.1: Preliminarne simulacije oprijema tridimenzionalnega MKE-modela prsta.....	102

KAZALO TABEL

Tabela 1: Antropometrične velikosti za izračun optimalnih premerov	39
Tabela 2: Materialni parametri, ki določajo hiperelastičnost kože.....	62
Tabela 3: Materialni parametri, ki določajo hiperelastičnost podkožnega tkiva.....	62
Tabela 4: Materialni parametri, ki določajo hiperelastičnost EPDM-gume	63

RAZVOJ VIRTUALNEGA MODELA ČLOVEŠKE ROKE ZA ERGONOMSKO OBLIKOVANJE IZDELKOV

Ključne besede: razvoj izdelka, ergonomija, virtualni model človeške roke, ročaj orodja, medicinsko slikanje, oblika ročaja, udobje, metoda končnih elementov, izbira materiala, kontaktni tlak, simulacija oprijema, hiperelastične pene

UDK klasifikacija: [004.946:61]:331.101.1(043.4)

POVZETEK

Velik del ročnih opravil je še vedno opravljen s pomočjo ročnih orodij. Pravilna zasnova ročaja orodja je tako lahko ključnega pomena za preprečevanje obolenj. Obstoječe metode načrtovanja upoštevajo valjaste ročaje in podajajo smernice za določitev optimalnih premerov za povečanje zmogljivosti in zviševanje udobja ob zmanjševanju možnosti za nastanek akutnih in kumulativnih travmatičnih obolenj. Oblika ročaja in materiali ročaja doslej niso bili podrobneje raziskani, kar bi imelo vpliv na izboljšanje ergonomije izdelka.

Za premostitev omejitev določitve oblike ročaja, smo razvili anatomsko natančen statični virtualni model človeške roke v optimalnem krepkem oprijemu za neposredno oblikovanje ročaja orodja, ki temelji na interdisciplinarnem pristopu na osnovi medicinskega slikanja. Da bi odpravili omejitve glede pravilne določitve materiala ročaja orodja, smo uporabili metodo končnih elementov za simulacijo človeškega prsta ob oprijemu ročaja iz različnih materialov. Rezultati so pokazali, da ročaj orodja, ki temelji na razvitem virtualnem modelu človeške roke, zagotavlja bistveno večjo kontaktno površino in udobje kot cilindrični ročaj. Z večjo kontaktno površino in anatomsko obliko ročaja je mogoče preprečiti prekomerne deformacije mehkega tkiva in s tem prekomerne obremenitve na roko. Numerični izračuni so pokazali, da običajni materiali ročajev orodij ne zmanjšujejo kontaktnega tlaka ob oprijemu, predlagane hiperelastične pene, ki upoštevajo nelinearno mehansko obnašanje mehkega tkiva pa lahko znatno zmanjšajo kontaktni tlak in hkrati ohranijo zadostno stopnjo stabilnosti. Rezultati tako potrjujejo domnevo, da lahko pravilna oblika in material ročaja orodja povečata učinkovitost in udobje in s tem zmanjšata tveganje za nastanek akutnih in kumulativnih travmatičnih obolenj.

DEVELOPMENT OF A VIRTUAL HUMAN HAND MODEL FOR ERGONOMIC PRODUCT DESIGN

Key words: product development, ergonomics, virtual human hand model, tool-handle, medical imaging, handle shape, comfort, finite element method, material choice, contact pressure, grasp simulation, hyper-elastic foam

ABSTRACT

A significant part of manual work is still done using hand-tools. Therefore, an ergonomic design of a tool-handle might be crucial for preventing upper-extremity musculoskeletal disorders. Current design methods consider cylindrical handles and provide guidelines for determining optimal diameters to increase performance, comfort and thus minimizing the risk of acute and cumulative traumatic disorders. However, the shape of the handle and the handle's materials have not been investigated in detail yet, which could additionally improve the handles' ergonomics.

In order to overcome the limitations of correct shape determination, we have developed an anatomically accurate static virtual human-hand model in its optimal power grasp posture for direct tool-handle modelling based on interdisciplinary methods using medical imaging. To overcome the limitations regarding the correct tool-handle material determination, we have utilized a finite-element method for simulating human fingertip whilst grasping different tool-handle materials.

The results have shown that the tool-handle based on the developed virtual human-hand model provides significantly higher contact area and comfort rating compared to the cylindrical handles. With higher contact area and anatomical shape of the handle, extensive deformation of the soft tissue can be avoided, thus preventing excessive load on the hand. Numerical tests have shown that conventional tool-handle materials do not lower the contact pressure. The proposed hyper-elastic foam materials, which take into account the non-linear mechanical behavior of fingertip, can lower the contact pressure significantly whilst maintaining sufficient rate of stability. Results thus support the thesis that correct shape and material determination of a tool-handle can increase the performance and comfort and thus lower the risk of acute and cumulative trauma disorders.

UPORABLJENE KRATICE

CAD -	Computer Aided Design
CAE -	Computer Aided Engineering
MKE -	Metoda končnih elementov
CNC -	Computer Numerical Control
STL -	StereoLitography
NURBS -	Non-uniform rational basis spline
DICOM -	Digital Imaging and Communications in Medicine
MRI -	Magnetic Resonance Imaging
CT -	Computed Tomography
UKC -	Univerzitetni Klinični Center
PDT -	Pressure discomfort treshold
PPT -	Pressure pain treshold
NHS -	Normalized handle size
LMTTP -	Low Melting Temperature Termoplastic Materials
ABS -	Acrylonitrile Butadiene Styrene
PLA -	Polylactic Acid
EPDM -	Ethylene Propylene Diene Monomer
PU -	Poly Urethane

1 UVOD

1.1 Ergonomija in razvoj izdelka

Razvoj novega izdelka je zahteven proces, ki so mu kos le najbolj izkušeni razvojni inženirji. Razvoja se je potrebno lotiti sistematično in temeljito, sicer je uspeh vprašljiv. V splošnem obstaja devet faz razvoja oz. »življenjske poti« izdelka [1]:

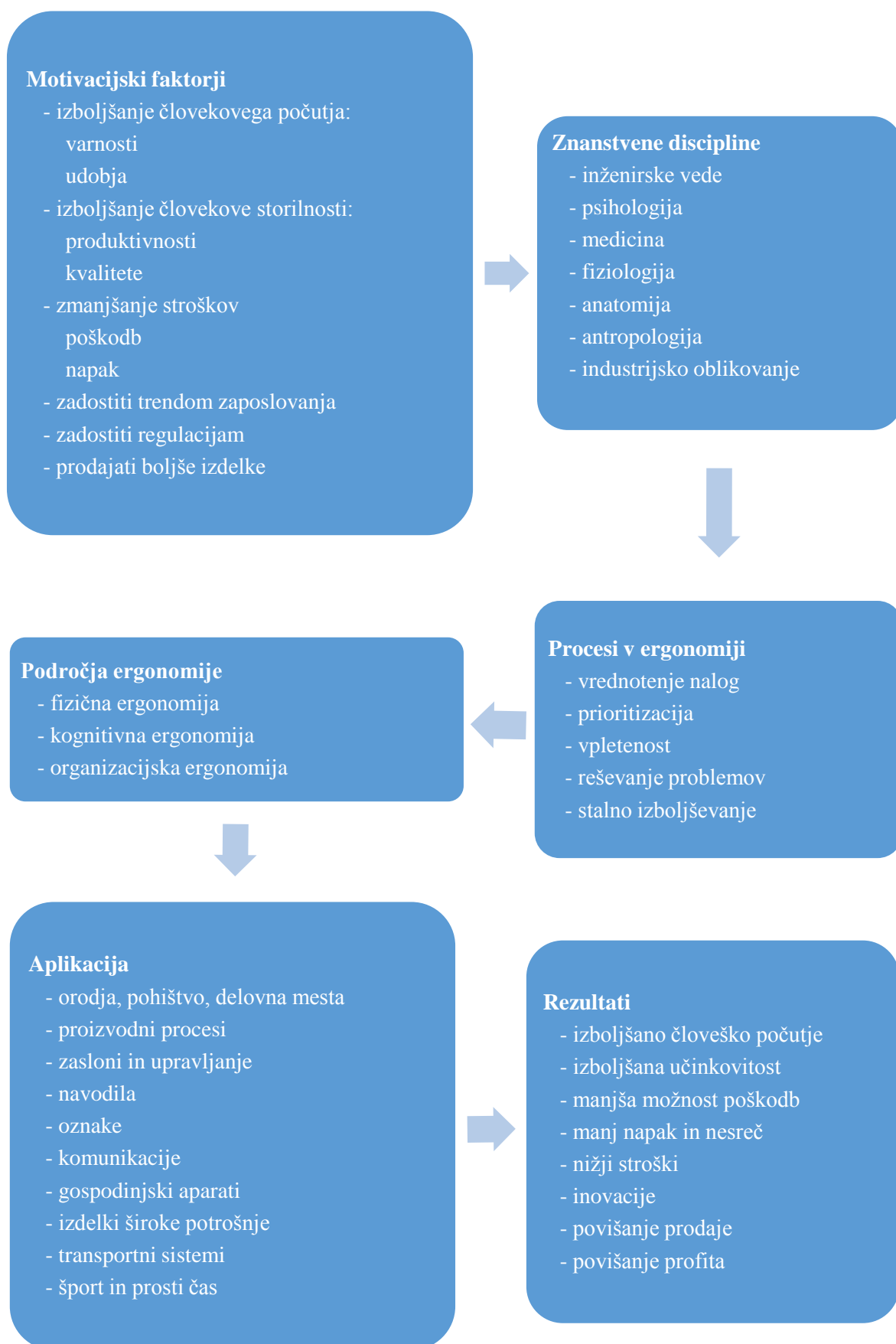
1. prepoznavna potrebe
2. definicija potrebe
3. koncept uporabnosti izdelka
4. raziskovanje oblike izdelka
5. izbira specifične oblike izdelka
6. načrtovanje proizvodnje
7. proizvodnja in prodaja
8. uporaba in vzdrževanje
9. odstranitev in reciklaža

Izmed teh devet faz je pri šestih fazah ergonomija eden izmed glavnih dejavnikov, ki odloča o obliki (1.,3.,4.,5. in 8.) ali o proizvodnem postopku (7.) izdelka [2, 3]. Faze odločanja in izbiranja oblike izdelka ter izbira, kako se bo izdelek uporabljal, so iterativni procesi, ki zahtevajo intenzivne ergonomske odločitve. Te faze so tri:

- ergonomske probleme, za katere se pričakuje, da bodo nastopili, je potrebno odpraviti;
- pričakovane spretnosti, ki jih potrebuje uporabnik in vzdrževalec, morajo biti kar se da nezahtevne;
- dodatnega učenja uporabnika in vzdrževalca mora biti čim manj.

Omenjene ergonomske probleme je potrebno prepoznati hitro, že v konceptni fazi, ter jih dobro preučiti in nenazadnje tudi odpraviti, saj gre za ključne elemente, ki vplivajo na uporabnost določenega izdelka in nenazadnje na njegov uspeh na tržišču.

Podobno kot pri razvoju novega izdelka oz. njegove "življenjske poti" obstajajo tudi znotraj ergonomije posamezne faze (Slika 1.1) [4].



Slika 1.1: Shematski prikaz uporabe in pomena ergonomije pri razvoju novega izdelka

1.2 Človek in orodje

Človeško telo je kljub velikemu napredku znanosti še vedno v veliki meri neraziskani biološki stroj perfektnih razsežnosti. Skozi evolucijo se je prilagajalo potrebam in zahtevam okolja do stanja, ki ga poznamo in raziskujemo danes. Izjemna kompleksnost zahteva natančno analizo in razdelitev celote v manjše sklope oz. fenomene.

Človek že od prazgodovine za svoje preživetje uporablja temeljno orodje, ki mu je bilo dano ob rojstvu – človeško roko. Človeška roka je eno izmed najbolj izpopolnjenih in kompleksnih orodij [5]. Njena nadgradnja z možgani omogoča uporabo v vsej svoji kompleksnosti. V vsakem mehanizmu, živem ali neživem, so funkcionalne zmožnosti odvisne od strukturnih karakteristik in hkrati narave nadzornega sistema, ki upravlja s sistemom [6]. Enako je tudi pri človeški roki, kjer je ključnega pomena poznavanje tako mehanskega oz. anatomskega, kot tudi kognitivno – senzornega področja. Zaradi navedenega so simulacije bioloških sistemov izjemno zapletene in zahtevajo globoko poznavanje. Ena izmed ključnih funkcij roke je interakcija s fizičnim okoljem, kjer je najpomembnejši prav oprijem roke s fizičnim predmetom [7]. Na tak način je omogočena njena učinkovita izraba za delo in tudi njena vloga vmesnika pri uporabi različnih ročnih orodij (Slika 1.2). Zaradi narave določenih zahtevnih opravil, kjer je nujno potreben oprijem z določenim orodjem, so tudi obremenitve roke velike. Ponavljajoče se velike obremenitve lahko privedejo do trajnih poškodb [8-15]. Za preprečitev tega mora pri konstruiranju ročajev orodij razvojni inženir upoštevati ergonomska priporočila.



Slika 1.2: Električna ročna orodja (vir: Bosch, Makita)

(a. vbojna žaga, b. baterijski vrtalnik)

1.3 Teza doktorske disertacije

S pomočjo virtualne človeške roke, ki bo omogočala neposreden razvoj ročajev ročnih orodij znotraj obstoječega računalniškega orodja za konstruiranje in sočasno ocenjevanje konstrukcije z ergonomskega stališča, je mogoče razviti izdelke z boljšo ergonomijo brez predznanja v krajšem času, kot je to mogoče z dosedanjimi metodami.

1.4 Cilj doktorske disertacije

Cilj doktorske disertacije je razvoj virtualnega modela človeške roke za neposreden razvoj ročnih orodij in manjših izdelkov, kjer je krepki oprijem¹ glavni dejavnik ergonomskega oblikovanja.

Predviden rezultat raziskave je prototip virtualnega modela roke z rezultirajočimi anatomskimi ročaji, ki razvojnemu inženirju za manjše izdelke omogoča sočasno konstruiranje in enostavno ocenjevanje konstrukcije z ergonomskega stališča, nudi pa tudi kompetentne nasvete za izboljševanje. V kolikor v fazi razvoja ustrezno upoštevamo ergonomska stališča, ustvarimo dodatno vrednost izdelka in povečamo konkurenčnost izdelka na tržišču.

Osnova doktorske disertacije je temeljno poznavanje anatomije roke, njene mehanike in fenomenov ter fizikalnih principov pri oprijemu. Simuliranje oprijema znotraj računalniškega okolja je izjemno zahtevna naloga, saj so simulacije kompleksne zaradi kompleksnosti roke in principov pri oprijemu. Cilj doktorske disertacije je določiti optimalno obliko ročaja ročnega orodja, ki omogoča apliciranje maksimalne sile ob maksimalnem udobju. S takšnim ročajem in oprijemom bi bila zagotovljena maksimalna stabilnost ročnega orodja pri delu, hkrati pa omogočena njena udobna in varna uporaba v daljšem časovnem obdobju.

S pomočjo virtualnega modela človeške roke je mogoče doseči integriran proces konstruiranja z upoštevanjem ergonomskih priporočil znotraj obstoječega računalniškega orodja, kar poveča časovno ekonomičnost konstruiranja in s tem tudi razvoja. Tako postanejo nepotrebne tudi ergonomske analize s fizičnimi prototipi, s čimer odpravimo strošek, ki nastane z izdelavo fizičnega prototipa.

¹ Ang.: power grasp

Glavni cilj pričujočega dela je tako razvoj virtualnega modela človeške roke in kompatibilnost z obstoječo CAD-programsko opremo za konstruiranje, da bi dosegli visoko ergonomsko vrednost izdelka.

1.5 Pričakovani izvirni znanstveni prispevki

V obdobju prijave teme doktorske disertacije smo na osnovi izvedene analize raziskovalnega področja ugotovili, da so v okviru doktorske disertacije pričakovani sledeči izvirni znanstveni prispevki.

- Na osnovi analiz mehanskega obnašanja roke ob oprijemu izdelka po metodi končnih elementov bodo podana priporočila za izbiro oz. razvoj materiala za ročaje ročnih orodij, ki bodo zniževali lokalne kontaktne tlake, ki predstavljajo preobremenitve za mehka tkiva roke, hkrati pa bo material zagotavljal strukturno stabilnost, ki je potrebna za stabilen oprijem.
- Omejitve v okviru tradicionalnih metod konstruiranja ne omogočajo prilagoditve izdelka glede na uporabnika. Interdisciplinarne metode po principu uporabniško orientiranega konstruiranja² na osnovi medicinskega slikanja in 3D-rekonstrukcije anatomskega dela uporabnika bodo omogočale inovativni integriran proces konstruiranja in oblikovanja površine izdelka znotraj CAD-programске opreme. Tako bo mogoče razviti izdelke z visoko stopnjo upoštevanja biomehanskih omejitev uporabnika, kar bo izboljšalo ergonomijo izdelka.
- S pomočjo virtualnega modela človeške roke za krepki oprijem bo določena anatomska oblika ročaja izdelka, kar bo povečalo ergonomsko vrednost ročaja in s tem celotnega izdelka.
- S pomočjo virtualnega modela človeške roke bodo ergonomske analize ročaja izdelka nepotrebne, saj bo mogoče po principu konstruiranje za ergonomijo doseči veliko ergonomsko vrednost izdelka že v fazi razvoja brez potrebnega predznanja o ergonomiji.

² Ang.: user-centered design

1.6 Metodologija raziskovanja

Preudarna izbira znanstvenih metod je ključnega pomena za uspešnost znanstvene raziskave. Glede na problematiko in na zastavljene cilje smo v delu uporabili naslednje znanstvene metode:

- **metoda kompilacije** - uporaba že znanih opažanj, stališč, zaključkov in spoznanj drugih avtorjev;
- **metoda klasifikacije** - klasifikacija antropometričnih veličin človeških rok;
- **metoda deskripcije** - opisovanje posameznih elementov, opisovanje človeške roke, delovanja, zgradbe ...;
- **statistične metode** - statistična obravnava antropometričnih velikosti človeških rok, statistična obdelava dobljenih rezultatov;
- **metoda abstrakcije** - abstrakcija splošnega - kreiranje virtualne roke – odmišljanje nepomembnih elementov in zakonitosti;
- **metoda modeliranja** - kreiranje in korekcije virtualne roke;
- **matematične metode**
 - matematično modeliranje: matematično modeliranje optimalnih premerov ročajev, uporaba matematične logike in relacij za izgradnjo modula za svetovanje pri uporabo virtualne roke;
 - nelinearne numerične inženirske analize - simuliranje deformabilnosti mehkega tkiva roke;
- **metode merjenja** - klasične metode ergonomskih analiz;
- **metoda analize** - ergonomske analize in primerjava;
- **metoda generalizacije** - primerjava ergonomskih analiz in posplošitev rezultatov;
- **induktivno-deduktivna metoda** - uporaba že znanih dejstev, teorije in posploševanje novih spoznanj;
- **metoda dokazovanja** – dokazovanje hipoteze.

1.7 Predpostavke in omejitve

Kot izhodišče in osnovo za izvedbo raziskave in pisanje doktorske disertacije smo uporabili dosedanje raziskave in objave v znanstvenih revijah in na konferencah s področja tematike doktorata. Za razvoj novih metod in rezultatov smo uporabili uveljavljene metode in rezultate, torej zadnje znanstvene dosežke s področja ergonomije izdelkov in orodij ter določitve velikosti in oblike ročajev ter izbire materiala ročaja orodja.

Uspešna izgradnja celovitih digitalnih (virtualnih) modelov človeka zahteva holističen pristop, kar pomeni vključevanje interdisciplinarnih znanosti s področja medicine, računalništva, matematike, strojništva, in drugih ved, ki pokrivajo področja fizičnih vidikov razvoja (antropometrije, oblike, anatomije, fiziologije, kinematike, kinetike, biomehanike, vida ...), ter psihologije, filozofije, sociologije in drugih ved, ki pokrivajo kognitivne vidike razvoja (znanje, spomin, razmišljanje, odločanje, iskanje, ukrepanje ...), in tako tudi interdisciplinarni tim strokovnjakov pripadajočih strok.

Zaradi izjemne kompleksnosti omenjene tematike smo se v doktorski disertaciji omejili na fizične vidike razvoja digitalnega modela roke kot anatomskega dela človeka. Pričujoče doktorsko delo je omejeno na interdisciplinarno področje medicine (antropometrija, medicinsko slikanje, anatomija, kumulativna travmatska obolenja) in strojništva (razvoj izdelka, metodika konstruiranja, računalniško podprto konstruiranje, numerične analize). Digitalni oz. virtualni model človeške roke je bil zgrajen statično, saj je za namen določitve anatomske oblike izdelka oz. ročaja potrebna oblika roke v optimalnem položaju za krepki oprijem.

V raziskavi smo uporabili splošno dostopne materiale, stroje in naprave medicinske stroke, uveljavljena in splošno dostopna računalniška orodja za urejanje medicinskih slik in računalniška orodja za računalniško podprto konstruiranje.

Omejitev je predstavljala slaba dostopnost naprave za slikanje na osnovi magnetne resonance.

Omejitev v raziskavi je predstavljala tudi omejena merilna oprema za merjenje sil oprijemov ročajev in rezultirajočih kontaktnih površin in kontaktnih tlakov. Za ta namen smo predpostavili, da povečanje kontaktne površine pomeni zmanjšanje kontaktnih tlakov, njihova kvantifikacija pa je mogoča na osnovi primerjave kontaktne površine. Zaradi omenjene omejitve smo dodatno izvedli simulacije po metodi končnih elementov mehanskega obnašanja prsta pri oprijemu ročaja in analizirali kontaktne površine. Dodatno omejitev je predstavljala

omejena oprema za potrebe izvajanje antropometričnih meritev in ergonomskih analiz. Uporabili smo ustrezna nadomestna orodja in merilne naprave, ki zadovoljivo nadomeščajo ustrezno opremo.

1.8 Struktura dela

Za uspešen razvoj virtualnega modela človeške roke za ergonomsko oblikovanje izdelkov je potreben temeljni študij ustreznih znanstvenih področij. Tako se v 2. poglavju osredotočamo na pregled stanja obravnavane problematike.

V podpoglavju 2.1 predstavimo, kaj ergonomija je, kako jo razdelimo in kaj so njeni cilji. Zaradi nepogrešljive uporabe računalniških orodij pri razvoju novih izdelkov v podpoglavju 2.2 predstavimo računalniška orodja za ergonomsko oblikovanje izdelkov. Nadaljujemo s podpoglavjem 2.3 in z znanjem na področju ergonomije ročajev ročnih orodij in izdelkov. Glede na to, da je uporabnikov odziv pri uporabi izdelka ključnega pomena, v podpoglavju 2.4 predstavimo subjektivno udobje pri uporabi ročnih orodij.

Za izgradnjo virtualnega modela človeške roke sta zgradba roke in njeno delovanje izjemno pomembna, zato v podpoglavju 3 prikažemo anatomijo roke in posamezne anatomske strukture ter funkcije, ki so ključnega pomena pri razvoju virtualnega modela človeške roke. Nadalje v podpoglavju 3.2 predstavimo akutna in kumulativna travmatična obolenja, ki nastanejo kot posledica slabo oblikovanih ročajev ročnih orodij in izdelkov, in splošna priporočila za njihovo preprečevanje. Ključnega pomena za nastanek akutnih in kumulativnih travmatičnih obolenj je mehansko obnašanje bioloških materialov, ki sestavljajo roko, kar je tema podpoglavja 3.3. V posameznih podpoglavjih predstavimo mehansko obnašanje kosti, nohta in mehkega tkiva in vpliv kontaktnega tlaka ob oprijemu ter mehansko obnašanje mehkega tkiva s konstitutivnim materialnim modelom.

Na osnovi temeljnega poznavanja problematike smo v okviru doktorske disertacije razvili virtualni model človeške roke za neposreden razvoj ročajev ročnih orodij, ki sledijo anatomske obliki roke v drži optimalnega krepkega oprijema, in podali priporočila za material ročaja na osnovi simulacije mehanskega obnašanja konice prsta ob oprijemu. Tako se v 4. poglavju posvetimo uporabljenim metodam. Poglavje razdelimo na dve ključni podpoglavji, in sicer podpoglavje 4.1, Določitev anatomske oblike ročaja orodja, in podpoglavje 4.2, Simulacije mehanskega obnašanja konice prsta ob oprijemu ročaja orodja iz različnih materialov. V prvem podpoglavju (4.1.1) na osnovi literature določimo optimalni cilindrični ročaj s spremenljivimi

premeri, ki ga nadalje uporabimo za oprijem med izdelavo zunanjih kalupov (poglavje 4.1.2), ki služijo zadržanju oblike roke v optimalnem krepkem oprijemu brez deformacij mehkega tkiva. Dobljeno tridimenzionalno obliko roke zajamemo s pomočjo medicinskega slikanja, kar je tema podpoglavja 4.1.3. Omenjene podatke obdelamo in na njihovi osnovi zgradimo 3D-model človeške roke (podpoglavje 4.1.4). Nato si v naslednjem podpoglavju, 4.1.5, ogledamo, kako na osnovi dobljene STL-datoteke določimo 3D-površino roke v optimalnem krepkem oprijemu in s pomočjo Boolove operacije določimo obliko anatomskega ročaja. V nadaljevanju (podpoglavje 4.1.6) predstavimo kreiranje simetričnega ročaja znotraj programskega orodja za konstruiranje in možnost uporabe ročaja s strani določene populacije s funkcijo skaliranja (podpoglavje 4.1.7). Za zagotovitev večje splošnosti dobljenega ročaja v podpoglavju 4.1.8 obravnavamo faktor splošnosti za gladitev površine ročaja. Glede na to, da je uporabnikovo udobje pri uporabi ključnega pomena, smo prikazali izveden eksperiment generalizirane naloge oprijema za primerjavo udobja med dobljenim anatomskim in klasičnim cilindričnim ročajem. V podpoglavju 4.1.9 prikažemo izdelavo hitrih prototipov ročajev z namenom izvesti eksperiment in v podpoglavju 4.1.10 predstavimo generalizirano nalogo oprijema ter vprašalnik. V podpoglavju 4.1.11 smo opisali potek izvedenih meritev kontaktne površine dobljenega anatomskega in klasičnega cilindričnega ročaja.

V drugem delu tega poglavja (4.2) smo podali metode za simuliranje mehanskega obnašanja konice prsta pri uporabi različnih materialov ročaja orodja. V podpoglavju 4.2.1 prikažemo uporabljeno geometrijo prsta za uporabo znotraj simulacij in v podpoglavju 4.2.2 uporabljene materialne parametre, ki smo jih določili na osnovi eksperimentov drugih raziskovalcev. Ključnega pomena pri izvajanju numeričnih simulacij je ustrezna določitev robnih pogojev, kar je tema podpoglavja 4.2.3. Velik vpliv na rezultate in potek simulacij ima numerična mreža, zato jo podrobneje predstavimo v podpoglavju 4.2.4. Nazadnje še v podpoglavju 4.2.5 predstavimo izvedene numerične izračune.

Rezultate predstavimo v poglavju 5. Najprej smo v podpoglavju 5.1. opisali rezultate anatomske oblikovanega ročaja orodja in natančnost in zanesljivost uporabljenih metod za določitev anatomske oblike ročaja v podpoglavju 5.1.1. Nadalje v podpoglavju 5.1.2 prikažemo rezultate kontaktne površine pri uporabi anatomskega in klasičnega cilindričnega ročaja. Kot ključnega pomena podamo rezultate ocene subjektivnega udobja pri uporabi anatomskega in klasičnega cilindričnega ročaja v podpoglavju 5.1.3. V podpoglavju 5.2. smo opisali rezultate simulacije mehanskega obnašanja konice prsta ob oprijemu ročaja orodja iz različnih materialov. Podobno tudi v podpoglavju 5.2.1 opravimo verifikacijo uporabljenega

numeričnega modela. Nadalje si v podpoglavju 5.2.2 ogledamo distribucijo kontaktnih tlakov in deformacije materiala ročaja, v podpoglavju 5.3.3 rezultate kontaktnega tlaka v primerjavi z vertikalno deformacijo prsta in materiala ročaja in v podpoglavju 5.2.4 rezultate vertikalne pritisne sile prsta v primerjavi s kontaktnim tlakom.

Diskusijo in ugotovitve na osnovi rezultatov podamo v poglavju 6. Podpoglavje 6.1 je namenjeno predvsem diskusiji o dobljenem anatomsko oblikovanem ročaju orodja. Najprej v podpoglavju 6.1.1 razpravljamo o rezultatih verifikacije in validacije uporabljenih metod, v podpoglavju 6.1.2 razpravljamo o kontaktni površini in v podpoglavju 6.1.3 o oceni subjektivnega udobja. V podpoglavju 6.2 razpravljamo o simulaciji mehanskega obnašanja konice prsta ob oprijemu ročaja orodja iz različnih materialov, o rezultatih distribucije kontaktnih tlakov in deformacije materiala ročaja orodja, o rezultatih kontaktnega tlaka v primerjavi z vertikalno deformacijo prsta in materiala in o vertikalni sili prsta v primerjavi kontaktnega tlaka.

Na osnovi podatkov iz literature in uporabljenih metod ter dobljenih rezultatov in njihove diskusije v poglavju 7 podamo sklep doktorske disertacije, v podpoglavju 7.1 realizirane izvirne znanstvene prispevke in nato v podpoglavju 7.2 smernice za nadaljnje delo.

2 PREGLED STANJA OBRAVNAVANE PROBLEMATIKE

2.1 Ergonomija

Mednarodno združenje za ergonomijo (IEA - International Ergonomics Association) definira ergonomijo kot znanstveno disciplino, ki se ukvarja s preučevanjem interakcije med človekom in drugimi elementi sistema [3]. Je znanstvena disciplina, ki s pomočjo teorije, podatkov in metod oblikuje sistem za človekovo dobro počutje in splošno zmogljivost sistema [16]. Beseda ergonomija prihaja iz grških besed »ergon«, kar pomeni delo in »nomos«, kar pomeni načelo ali zakon. Tako torej ergonomija v dobesednem prevodu pomeni znanost o delu.

IEA deli ergonomijo na tri domene [3], te so:

- fizična ergonomija - ukvarja se z anatomskimi, antropometričnimi, s psihološkimi in z biomehanskimi lastnostmi v odnosu do fizične aktivnosti; fizična ergonomija se ukvarja s fizično držo pri delu, z ravnanjem z orodjem, s ponavljajočimi se gibi, z delom povezanimi poškodbami in obolenji, s postavitvijo opreme na delovnem mestu, z varnostjo in zdravjem. V splošnem se fizična ergonomija deli na ergonomijo delovnega prostora in ergonomijo izdelkov;
- kognitivna ergonomija – nanaša se na duševne procese, kot so zaznavanje, spomin, sklepanje, na motorične odzive, ki vplivajo na interakcijo med človekom in sistemom; kognitivna ergonomija se ukvarja z duševnimi procesi, z odločanjem, s človeško-računalniško interakcijo, človeško zanesljivostjo, stresom na delu, z usposabljanjem in učenjem;
- organizacijska ergonomija – ukvarja se z optimizacijo socialno tehničnih sistemov, vključno z njihovo organizacijsko strukturo, politiko in procesi; pomembne teme v organizacijski ergonomiji so komunikacija, upravljanje kadrovskih virov, oblikovanje dela, načrtovanje delovnega časa, timsko delo, ergonomija skupnosti, virtualne organizacije, delo na daljavo in vodenje kakovosti.

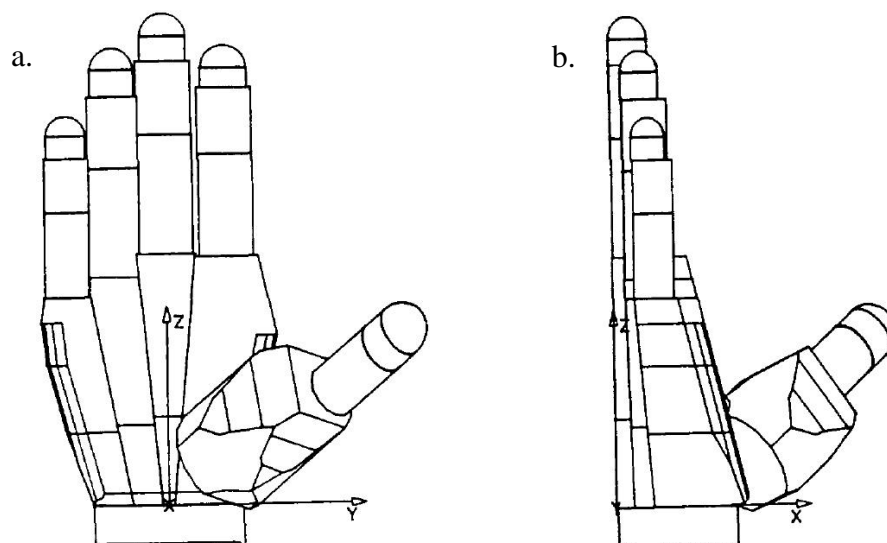
Pri določenih človeških aktivnostih se omenjene domene prepletajo in se medsebojno vključujejo in tudi izključujejo. Tako je ergonomija zelo široko področje.

2.2 Računalniška orodja za ergonomsko oblikovanje

Sodobna podjetja pri razvoju novih tehničnih izdelkov precej posegajo po računalniških orodjih [17]. Ta omogočajo celovit pristop pri razvoju novega izdelka. Omenjena računalniška orodja pokrivajo predvsem področja grafične upodobitve, simulacij, inženirskih analiz in animacij bodočega izdelka; ergonomska stališča pa so precej slabo zastopana. V kolikor pa so zastopana, je njihova uporaba večinoma omejena na ergonomijo delovnega prostora [18-20]. Manjši izdelki, kot so razna ročna orodja, aparati, ipd., tako z ergonomskega stališča znotraj programskih orodij praviloma ne morejo biti ustrezno obravnavani, kar zahteva uporabo klasičnih metod: konstruiranje s pomočjo antropometričnih tabel ter iterativnega konstruiranja s pomočjo fizičnih prototipov. Takšen pristop v večini primerov pomeni daljši razvojni čas, posledica tega pa so višji stroški razvoja in seveda izdelki z višjo ceno ali pa izdelki s slabšo ergonomijo.

Cutkosky je na podlagi raziskav predhodno navedenih avtorjev zgradil taksonomijo oprijema človeške roke [21]. Hkrati je bil razvit ekspertni sistem za primerno izbiro oprijema. Omenjena raziskava se nanaša na oprijem z robotsko roko v robotiki, kjer je v kognitivni del robotskega sistema potrebno uspešno uvesti inteligentni modul za pravilno odločanje glede primerne oprijema. Različne človeške oprijeme je mogoče klasificirati glede na funkcijo in s tem zgraditi taksonomijo izbire oprijema. Tako so pridobljeni rezultati relevantni tudi za ergonomijo. Povečanje računske moči računalnikov je privedlo do tega, da znanstveniki pri svojih raziskavah vse več posegajo po računalnikih. Badler je opisal možnost uporabe digitalnih (virtualnih) človeških modelov za namene animacij, ergonomskih analiz in simulacij [22]. Računalniška orodja omogočajo analize že v zgodnji fazi konstruiranja, tako lahko omenjena orodja doprinesejo h krajšemu razvojnemu času, nižjim razvojnim stroškom in povečani produktivnosti podjetja, kar povečuje konkurenčnost storitev in izdelkov na tržišču [23, 24]. Ergonomska načela je potrebno zajeti že v fazi industrijskega oblikovanja, še preden se problema lotijo inženirji, saj sta glavna funkcija izdelka in oblika zelo povezani [20]. Ekstenzivno znanje, ki je potrebno za upoštevanje ergonomskih načel, in slabo vključevanje ergonomije v obstoječo uveljavljeno programsko opremo za računalniško podprto konstruiranje CAD sta botrovala temu, da podjetja obravnavajo ergonomska načela pri razvoju izdelka v majhnem obsegu [25]. Integriran sistem bi omogočal centraliziran razvoj, kar bi pomenilo sočasno konstruiranje in upoštevanje ergonomskih načel [26]. Tako sta Davidoff in Freivalds že leta 1993 znotraj programskega paketa CATIA 3.1 s pomočjo antropometričnih podatkov izdelala digitalni oz. virtualni model človeške roke za ergonomske analize oprijema [27].

Avtorja sta model roke modelirala na osnovi karakterističnih antropometričnih meritev roke. Tako je bil model precej poenostavljen ter s tem anatomsko netočen, kar pa pomeni, da model ni bil uporaben za zahtevne ergonomске analize oprijema (Slika 2.1).

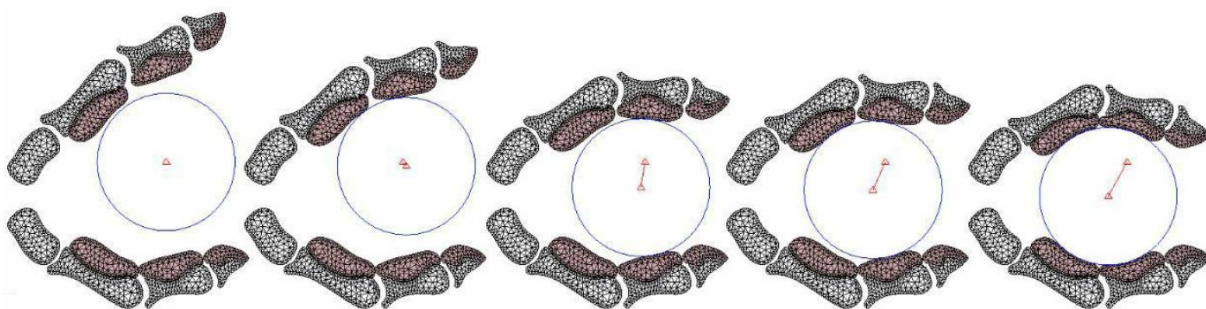


Slika 2.1: Virtualni model človeške roke v programskem paketu Catia 3.1 [27]

(a. pogled z dlanske strani, b. pogled od spodaj)

Znotraj digitalnega oz. virtualnega modela človeka, kjer je človek zastopan digitalno v virtualnem okolju, je mogoče analize izvajati brez izdelave fizičnih prototipov [28, 29]. Na podlagi virtualnih analiz je mogoče varnost in učinkovitost predvideti znotraj računalniškega orodja in tako ergonomске napake izdelka prepoznati in popraviti v fazi razvoja. Virtualni modeli človeških rok, ki so v večini primerov deli celotnega virtualnega modela človeka, se uporabljajo za ovrednotenje vida in razdalje za simulacije dosega roke. Novejši virtualni modeli človeka z virtualnimi modeli roke, ki temeljijo na kinematiki in biomehaniki, se večinoma uporabljajo na področju ergonomije delovnega prostora za oceno opravil, kot so dviganje ali potiskanje predmetov [30]. Omenjene ergonomске analize ne zahtevajo antropometričnih in anatomsko pravih modelov človeških rok, s katerimi bi bilo mogoče ergonomsko analiziranje in neposreden razvoj izdelkov in orodja, kjer je oprijem glavni ergonomski atribut oblike. Stopnja natančnosti izvedenih ergonomskih analiz temelji na natančnosti virtualnega modela človeške roke. Zato virtualnih modelov človeške roke, ki upoštevajo samo kinematiko in biomehaniko roke, vendar zanemarjajo anatomsko obliko roke in njene deformacije ob oprijemu, ne moremo uporabiti za realistične ergonomске analize in določanje ter optimizacijo oblike izdelka [31].

Trend razvoja je šel v smeri ergonomije delovnega prostora, saj je to področje z ekonomskega stališča za večino podjetij zanimivejši [32]. Gill in Ruddle sta pokazala, da je potrebno ergonomske analize vključiti že na začetku razvoja, saj so tako popravki bistveno cenejši, in prav tukaj je velika prednost uporabe virtualnih modelov [23]. Avtorja sta obravnavala programske pakete oz. module, kot so Ergo, Sammie in Jack, ki pa so namenjeni zgolj ergonomskim analizam delovnega prostora, saj je stopnja anatomske natančnosti njihove roke prenizka, da bi jih lahko uporabili za ergonomske analize oprijema. Pri izvajanju analiz je pomembno, da lahko tudi neizkušen uporabnik opravlja kakovostne ergonomske analize znotraj sistema. Ljudje se med seboj razlikujejo, tako je nujno, da programska orodja za ergonomske analize omogočajo spreminjanje antropometričnih velikosti glede na obravnavano populacijo [33, 34]. Določene države imajo v svoji zakonodaji sprejete zakone, kjer je potrebno zadostiti varnostnim standardom na osnovi ergonomskih analiz v razvojni fazi [35]. Raziskav, kjer bi bila ergonomija izdelkov na osnovi virtualnega modela roke ključnega pomena, je izjemno malo. Tako so relevantne tudi raziskave, ki zajemajo zgolj biomehanske simulacije človeške roke. Pouliquien je s soavtorji razvil sistem za izvajanje simulacije oprijema, ki je upošteval mehka tkiva roke in njihovo deformabilnost na osnovi metode končnih elementov, kar je pri oprijemu ključnega pomena [36]. Avtorji so se omejili na simulacije potrebne za realno časovne haptične sisteme (Slika 2.2).



Slika 2.2: Potek oprijema cilindričnega ročaja z dvema deformabilnima prstoma [36]

Rusák je s soavtorji obravnaval podoben problem, vendar v svoji raziskavi ni uporabil metode končnih elementov [37]. Sile oprijema ni izmerili, ampak jo je pridobil na osnovi gibov roke. Obstoječe antropometrične podatke je uporabil za izračun maksimalnih momentov za določen sklep in za določen oprijem. Za prepoznavanje oprijema je uporabili drevesno strukturo oprijemov avtorja Cutkoskyja [21]. Deformacija človeških prstov oz. mehkega tkiva je ključnega pomena za stabilno manipulacijo z različnimi predmeti in seveda tudi izdelki [38]. Za maksimalno stabilnost oprijema je potrebno zagotoviti velike stične površine med objektom in dlanjo roke, zato je potrebno pri simulacijah oprijema upoštevati deformabilnost mehkega

tkiva roke [39]. Ergonomske analize oprijema s pomočjo virtualne roke je mogoče izvajati le s pomočjo anatomske korektne virtualnega modela človeške roke.

Razvoj virtualnih modelov rok je šel v smeri avtonomnega oprijema, vendar zaradi nepopolnih računalniških modelov oprijema pogosto prihaja do nepravilnih oz. nenatančnih oprijemov, kar onemogoča korektno ergonomske analize [40]. Avtor Peña-Pitarch je obravnaval izgradnjo dinamičnega virtualnega modela človeške roke, ki je del celovitega virtualnega modela človeka Santos™ (Slika 2.3) [41]. Gre za enega izmed najbolj razvitih virtualnih modelov ljudi. Sistem je zasnovan tako, da omogoča realno časovno virtualno resničnost z natančnim anatomske kinematičnim, mišično-skeletnim modelom človeka za izvajanje ergonomske analiz delovnega prostora in tudi razvoja izdelkov za potrebe ameriške vojaške industrije. Kljub temu pa omenjeni virtualni model človeka ni namenjen razvoju manjših izdelkov, ki zahtevajo natančen anatomske model človeške roke.



Slika 2.3: Virtualni model človeka Santos™ [41]

Zaradi težav pri izvajanju avtonomnega oprijema veliko avtorjev uporablja bazo oprijemov, kjer se na osnovi metode ujemanja oblike izdelka in določenega oprijema iz baze oprijemov, izvede oprijem, ki omogoča večjo zanesljivost in natančnost [21, 42]. Endo je s soavtorji na osnovi virtualne roke »Dhaiba hand« razvil sistem za celovite ergonomske analize oprijema [43-46]. Znotraj sistema je mogoče anatomske korektno virtualno roko in posamezne prste

postaviti v predviden oprijem predmeta, nato pa sistem s pomočjo algoritma izvede končni oprijem. Podobno kot pri drugih virtualnih rokah tudi tukaj prihaja do težav pri oprijemu bolj zapletenih oblik (Slika 2.4).



Slika 2.4: Virtualni model roke Dhaiba hand in težave pri avtonomnem oprijemu [45]

Omenjen sistem omogoča ocenjevanje kakovosti oprijema s pomočjo podatkovne baze, ki so jo zgradili na osnovi realnih meritev. Sistem oz. virtualna roka zajema deformacije mehkega tkiva na osnovi penetracije virtualnega modela roke v model obravnavanega izdelka, ne upošteva pa dejanskega mehanskega obnašanja mehkega tkiva ob oprijemu, ki bi s pomočjo analize deformacij omogočal določevanje in optimizacijo kontaktnih tlakov. Omenjen sistem je namenjen za ergonomske analize že obstoječih virtualnih 3D-modelov izdelkov, ne omogoča pa neposredni razvoj oz. konstruiranje s pomočjo virtualne roke, ki bi bila za določen oprijem v optimalnem položaju [47].

2.3 Oblika ročaja ročnega orodja

Glede na opravljeno taksonomijo avtorja Napierja in nadalje razvito taksonomijo avtorja Cutkoskyja je mogoče oprijeme razdeliti na natančne oz. precizne oprijeme³ in močne oz. krepke oprijeme⁴ [21, 48]. V pričujoči doktorski disertaciji smo se omejili na krepki oprijem upoštevaje taksonomijo avtorja Cutkoskyja, saj takšen oprijem nudi maksimalno silo oprijema in maksimalno stabilnost za uporabo pri ročnih orodjih.

Poleg zagotavljanja primarne funkcije ročnega orodja je, kot že omenjeno, pomembna tudi oblika ročaja. Obliko ročaja so že veliko raziskovali, saj je pomemben dejavnik, pri katerem je potrebno doseči maksimalno silo oprijema pri najmanjših obremenitvah na tetive, vezi in ostala

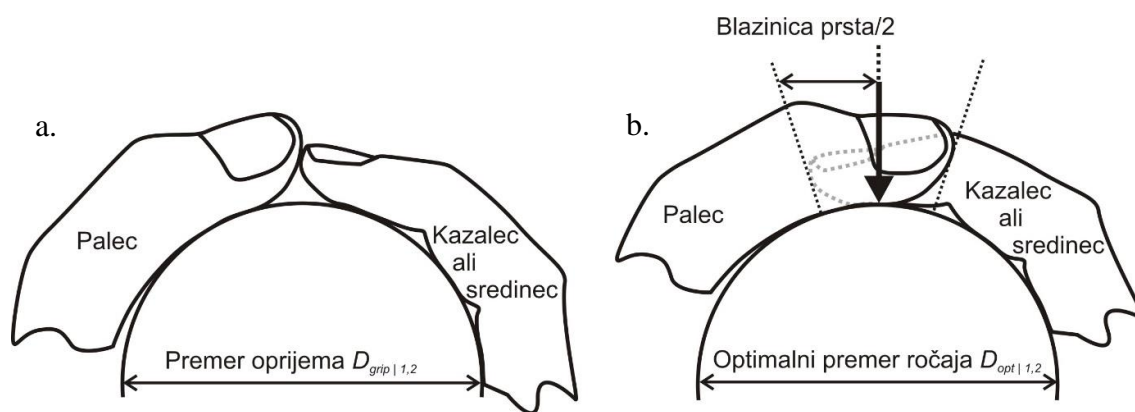
³ Ang.: Precision grasp

⁴ Ang.: Power grasp

mehka tkiva [49]. Pravilno oblikovan ročaj tudi bistveno zniža možnost nastanka številnih akutnih in kumulativnih travmatičnih obolenj, saj je pri pravilno oblikovanem ročaju sila oprijema lahko nižja, kot bi bila pri napačno oblikovanem ročaju [50].

Večina avtorjev je na osnovi raziskav podala priporočila in matematične modele za določitev premerov cilindričnih ročajev. Različni avtorji so uporabljali različne metode za določanje optimalnega cilindričnega ročaja: subjektivno udobje [51, 52]; meritev sile prsta ob oprijemu [53, 54]; minimizacije sile mišic ob oprijemu [55] in antropometrije roke [56-60, 38, 52]. Nekaj raziskav je upoštevalo tudi več kriterijev hkrati ob določitvi optimalnega premera cilindričnega ročaja: meritev sile prsta ob oprijemu in aktivnosti mišic [61, 56, 58]; subjektivno udobje, meritev sile prsta ob oprijemu in elektromiografsko učinkovitost mišične aktivnosti [47].

Tako sta avtorja Kong in Lowe s pomočjo merilne rokavice imenovane »force glove system« določila priporočljiv premer cilindričnega ročaja z upoštevanjem maksimalne sile in subjektivnega udobja ter podala matematični model za izračun optimalnega premera ročaja za določeno populacijo na osnovi antropometričnih podatkov roke [47]. Iz različne porazdelitve sil posameznih prstov pa je jasno, da bi morali biti ročaji oblikovani s spremenljivimi premeri za vsak prst posebej v skladu z zmoglostmi mišice prsta. Seo in Armstrong sta postavila hipotezo, da je maksimalna sila oprijema pri ročaju lahko dosežena, ko konici palca in sredinca delujeta proti dlani, kar omogoča veliko reakcijsko silo na dlan (Slika 2.5) [38].

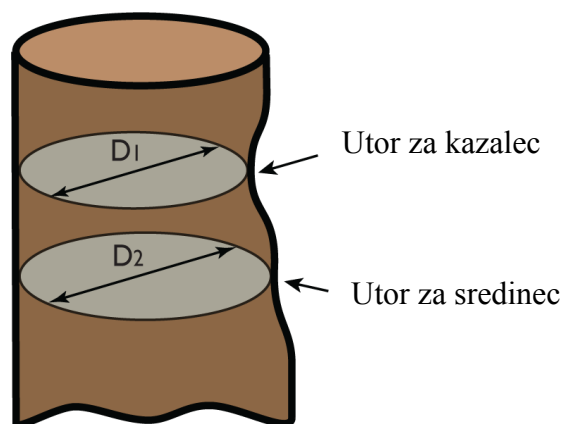


Slika 2.5: Premer oprijema (a.) in optimalni premer ročaja (b.)

(prirejeno na osnovi [38])

Avtorja sta ugotovila, da z večjim premerom ročaja od optimalne vrednosti sila oprijema pada, saj je na voljo manjša momentna ročica, hkrati pa se zmanjša kontaktna površina med roko in ročajem zaradi napete kože in mehkega tkiva. Pri ročaju manjšem od optimalne vrednosti sila oprijema pade zaradi nezadostnega kontakta med roko in ročajem, kontaktna površina pa se tudi zmanjša zaradi manjše površine ročaja, ki je na voljo za oprijem. Garneau in Parkinson sta

ugotovila, da ročaj stalnega prereza ni optimalen in da bi bilo v prihodnje pri oblikovanju ročaja potrebno upoštevati obliko človeške roke [62]. Izhajala sta iz raziskave avtorjev Seoa in Armstronga in enačbo za optimalni premer ročaja razširila še na kazalec (Slika 2.6) [38].



Slika 2.6: Ročaj s spremenljivim premerom in utori za kazalec in sredinec (povzeto po [42])

Raziskava je edina, ki predvideva ročaje s spremenljivim prerezom, omejena pa je na cilindrično obliko ročaja, ki ni prilagojena obliki človeške roke v krepkem oprijemu. V omenjeni raziskavi avtorja ugotavljata, da bi bila tema za prihodnje delo določitev optimalne tridimenzionalne oblike ročaja na osnovi optimalne drže roke za krepki oprijem.

Tako doslej nihče izmed avtorjev ni upošteval oblike roke ob oprijemu ročaja v procesu oblikovanja ročaja, kar bi še dodatno izboljšalo ergonomijo ročaja. Raziskave so pokazale, da bi bilo potrebno ročaj oblikovati tako, da bi optimalni premer ročaja določili za vsak prst posebej, saj je največja možna sila prstov med oprijemom odvisna od premera [47].

Predmeti, ki sledijo obliki roke rezultirajo v občutno manjših lokalnih tlakih na mehka tkiva, kar lahko prepreči nelagodje in številna akutna in kumulativna travmatična obolenja [63]. Številni avtorji so tako predlagali, da bi naj nadaljnje raziskave upoštevale obliko roke v optimalnem krepkem oprijemu, saj bi bilo tako mogoče izboljšati ergonomijo ročaja in s tem tudi celotnega izdelka [62, 57].

2.4 Subjektivno udobje pri uporabi ročnih orodij

V veliko raziskavah so se avtorji osredotočali na subjektivno udobje-neudobje ob uporabi ročnih orodij, saj je to močno povezano s storilnostjo [64]. Udobje je odvisno od fizikalnih, fizioloških in psiholoških faktorjev in je subjektivno določen občutek, ki se torej spreminja od osebe do osebe [65]. Uporaba ročnih orodij je v večini primerov povezana z neudobjem, kar je

mogoče pojmovati kot nasprotje udobja. Zaradi tega morajo konstrukterji optimizirati velikost in obliko ročaja ročnega orodja, da s tem zmanjšajo neudobje [66]. Občutek neudobja ob uporabi ročnega orodja lahko zmanjša učinkovitost opravila in uporabnikovo zadovoljstvo [67]. Slabo oblikovan ročaj orodja lahko povzroči akutna travmatična obolenja ali celo kumulativna travmatična obolenja celotnega sistema roke, če je opravilo ponavljajoče in traja daljše časovno obdobje [8]. Različni pokazatelji udobja, ki vplivajo na celotno subjektivno udobje med uporabo ročnega orodja, so bili opredeljeni v prejšnjih raziskavah [66]. Na osnovi razvite taksonomije je mogoče kazalnike udobja razdeliti v tri glavne faktorje: funkcionalnost, fizična interakcija in neželeni učinki na kožo in mehko tkivo [64]. Z uporabo različnih ročnih orodij in s tem povezanih različnih oprijemov in gibov roke se delež posameznih kazalnikov udobja glede na celotno udobje spreminja, zato pomembnosti posameznih kazalnikov udobja enega določenega orodja ni mogoče generalizirati na druga ročna orodja. Zmanjšanje neudobja je v večini mogoče z optimizacijo funkcionalnosti ročnega orodja in optimizacijo fizične interakcije med roko in ročajem. Videz ročnega orodja nima neposrednega vpliva na neudobje, lahko pa vpliva na večje zadovoljstvo med uporabo. Zelo pa vpliva na odločitve za nakup, zato mora konstrukter pri oblikovanju ročnega orodja upoštevati tudi estetiko [18, 68, 66].

Glede na to, da subjektivno udobje ob uporabi ročnih orodij opredeli uporabnik, je najprimernejše tudi uporabljati subjektivne merilne metode, kot so testiranje ročnega orodja s ciljno populacijo in subjektivne vprašalnike za oceno ročnega orodja [64]. Kljub temu, da imajo subjektivne merilne metode pomanjkljivosti, kot sta časovna napaka⁵ in kontekstna napaka⁶, se je pokazalo, da objektivne metode (kot na primer meritve sile oprijema, kontaktni tlaki, elektromiografija, biomehanski modeli roke, metoda končnih elementov itd ...) lahko napovejo le fizični vpliv na subjektivno udobje in ne subjektivnega udobja [64]. Vpliv objektivnih meritev na subjektivno udobje še ni jasno definiran in ni nujno napovedovalec subjektivnega udobja.

⁵ Efekt časovne napake je mogoče pripisati času, ki poteče med predstavitvijo standarda in dražljajem medtem ko testiranec standard memorizira.

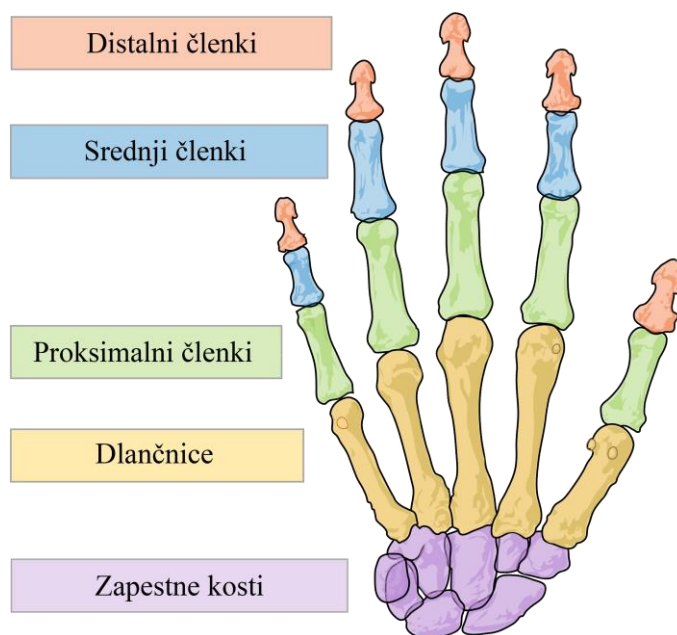
⁶ Efekt kontekstne napake je mogoče pripisati multidimenzionalnosti ergonomskih ocen.

3 ANATOMIJA ROKE

Roka predstavlja biološki mehanizem, ki v svoji kompleksnosti tvori odlično orodje oz. vmesnik za uporabo ročnih orodij [6]. Njene biomehanske lastnosti in kognitivna povezava z možgani omogočajo kompleksno uporabo. V pričujočem delu obravnavamo biomehanske značilnosti, ki so potrebne za bazično poznavanje za razvoj virtualnega modela roke, ne obravnavamo pa kognitivne povezave roke z možgani. Za razumevanje biomehanskih lastnosti roke je ključno poznavanje anatomije roke, ki je zgrajena iz kosti, sklepov, vezi, kit, mišic, kože, podkožnega tkiva, živčevja itd. Štiriindvajset mišičnih skupin, ki jih upravljajo različne motorične in živčne poti, povezava s centralnim živčevjem, in sistem kosti in sklepov, preko katerih se prenašajo mehanske obremenitve, omogočajo roki neštete vzorce delovanja [7, 69, 6].

3.1.1 Kost

Kosti, ki sestavljajo roko, je mogoče razdeliti v zapestne kosti in kosti prstov (dlančnice in členke: proksimalne falange, srednje falange in distalne falange). Zapestne kosti predstavlja osem kosti, ki so razporejene v dveh vrstah [6]. Položaj kosti in pripadajoče vezi omogočajo ključne gibe roke v zapestju. V vsakem izmed prstov je anatomija enaka, razen pri palcu, ki nima srednjega členka.



Slika 3.1: Kosti roke

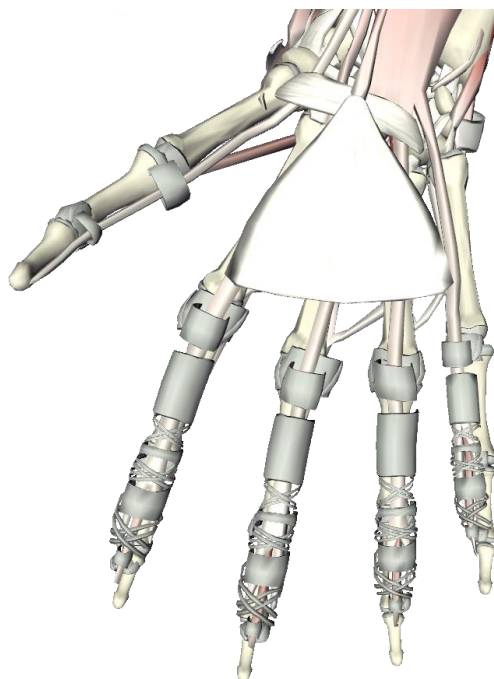
(prirejeno z wikipedia.org)

Gibe med kostmi omogočajo sklepi, ki jih sestavljajo sklepne ovojnice in vezi. Sklepi in deli kosti so prekriti z artikularnim hrustancem, katerega funkcija je prenašanje sunkovitih obremenitev in mazanje, kar omogoča relativno gibanje kosti v sklepu [5].

3.1.2 Vezi in kite

Vezi so pasovi tkiva, ki ojačujejo sklepne ovojnice in kosti. Kolateralne vezi so prisotne na obeh straneh vsakega prsta. Funkcija teh vezi je preprečitev nenormalnega stranskega upogibanja vsakega sklepa. Vezi preprečujejo tudi hiperekstenzijo, kar pomeni prekomerno ekstenzijo prstov v dorzalni smeri [6] (Slika 3.2).

Večina mišic roke in zapestja leži v predelu podlakti in se na koncu zožijo v kite in naraščajo na kosti ter povezujejo z vezmi roke [5]. Kite so podobno kot vezi relativno ozki pasovi tkiva in prenašajo natezne obremenitve med vsaj dvema kostema in mišicami. Kite, ki omogočajo krčenje prstov, se imenujejo fleksorji oz. kite upogibalke in povezujejo mišice na sprednji strani podlakti; kite, ki omogočajo iztegovanje prstov, pa se imenujejo ekstenzorji oz. kite iztegovalke in povezujejo mišice iztegovalke na zadnji strani podlakti [6]. Prste krčijo globoki in povrhnji fleksorji. Poleg kit prstov so na dlani prisotne tudi kite dlanskih intrinzičnih mišic. V področju zapestja potekajo kite fleksorjev in ekstenzorjev skozi posebne tunele za fleksorje, dorzalno jih omejujejo karpalne kosti in volarno prečne karpalne vezi. Na hrbtišču zapestja omejuje ekstenzorje roke dorzalna karpalna vez. (Slika 3.2).



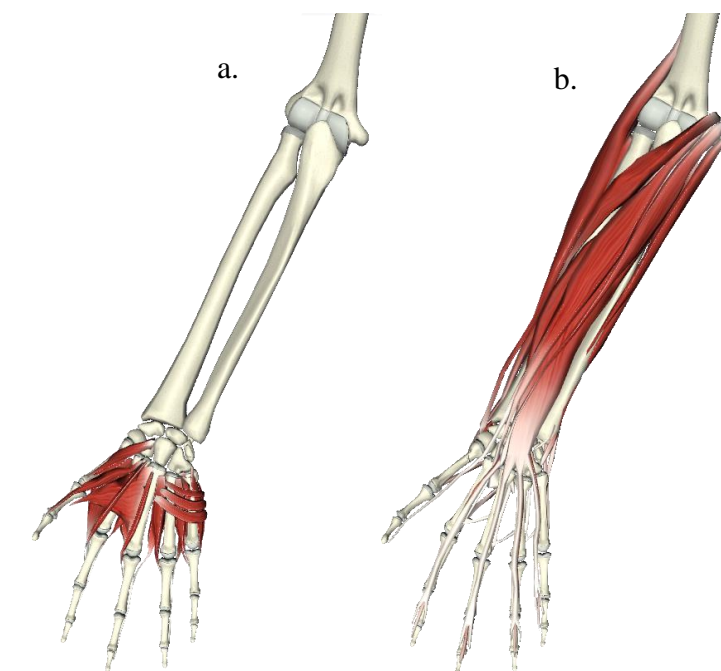
Slika 3.2: Vezi in kite v desni roki
(povzeto po [70])

3.1.3 Mišice

Veliko mišic, ki nadzorujejo gibe roke, se začneja v komolcu ali podlakti [6]. Potekajo po roki navzdol in prečkajo zapestje. Določene mišice omogočajo upogibanje in raztegovanje zapestja, druge pa se pripenjajo na prste in tako omogočajo gibanje prstov. Mnoge izmed teh mišic pomagajo vzdrževati položaj zapestja in roke, medtem ko se s prsti vrši oprijem.

Večina manjših mišic, ki premikajo palec in mezinec, se prične v zapestnih kosteh [5]. Te mišice so spojene tako, da omogočajo izvajanje oprijema. Dve mišici omogočata palcu, da se lahko premika preko dlani.

Najmanjše mišice, ki izvirajo v zapestju in roki, se imenujejo intrinzične mišice in so zadolžene za natančne gibe prstov in njihovo pozicioniranje. Mišice, ki izvirajo iz komolca in podlakti, se imenujejo ekstrinzične mišice [6] (Slika 3.3).



Slika 3.3: Intrinzične (a.) in ekstrinzične mišice (b.)

(povzeto po [70])

3.1.4 Živčevje

Vsi živci za roko izhajajo iz vratu, tvorijo pletež in potekajo preko ramena. Najpomembnejši so radialni, mediani in ulnarni živec [6]. Preko živcev potujejo signali iz možganov v roko za aktiviranje mišic in iz roke v možgane za občutke tipa, bolečine, temperature, tlaka ...

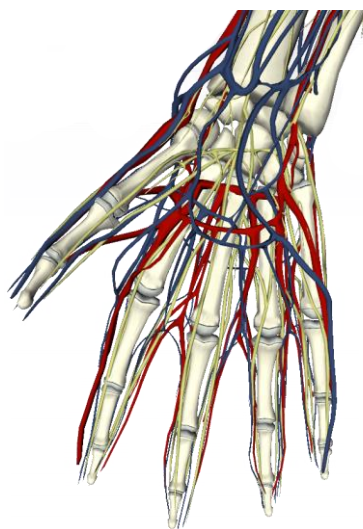
Radialni živec poteka na strani palca roke proti zadnji strani roke v smeri lakta. Daje občutek za področje zadnje strani palca in prste vse do prstanca [6]. Mediani živec poteka v zapestju

skozi karpalni tunel. Daje občutek palcu, kazalcu, sredincu in polovici prstanca. Kontrolira tudi gibe palca v smeri prstov. Ulnarni živec poteka skozi ločen tunel, ki ga imenujemo Guyonov kanal. Daje občutek polovici prstanca in mezincu. Kontrolira tudi mišice za gib palca preko dlani (Slika 3.4).

Pogosto gibanje zapestja lahko privede do kumulativnih travmatičnih obolenj, saj se lahko poveča tlak, kjer poteka živec, kar lahko povzroči bolečino, otopelost in šibkost mišic v roki [10, 13, 14]. Podrobneje prikažemo travmatična obolenja v podpoglavju 2.6.

3.1.5 Ožilje

Žile v večini primerov spremljajo živce in roko preskrbujejo s krvjo [6]. Največja dovodna žila je radialna arterija, ki poteka na notranji strani zapestja in je najbližje palcu. Ulnarna arterija teče tik ob ulnarnem živcu skozi Guyonov kanal. Ulnarna in radialna arterija se končata oz. spojita s posebnim lokom, ki poteka tako po palmarni kot po hrbtni strani dlani in oddajata od tukaj naprej prstne arterije (Slika 3.4). Prekinitev dovoda krvi v posamezne anatomske dele lahko privede do ishemije, kar ob dolgotrajnejši prisotnosti lahko privede do celične smrti in s tem odmiranja tkiva [5].



Slika 3.4: Živčevje in ožilje v roki (rumeno: živci; rdeče: arterije; modro: vene)
(povzeto po [70])

3.1.6 Koža in podkožno tkivo

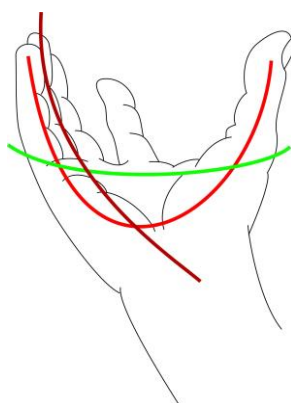
Volarna stran dlani in prsti so prekriti z debelo plastjo podkožnega tkiva in relativno debele kože, ki s svojo elastičnostjo omogoča velik spekter gibov, ki jih omogoča sistem kosti, vezi in sklepov [5, 6]. Kožni grebeni so razporejeni tako, da zagotavljajo varnost pri oprijemu, medtem ko podkožno tkivo predstavlja oblazinjenje za apliciranje večje čvrstosti pri oprijemu. Ker pa

bi drsenje podkožnega tkiva pod kožo povzročalo nestabilen oprijem, je tkivo tesno vezano na skeletne elemente, kar preprečuje prekomerno relativno gibanje ob oprijemu [6].

Koža na dorzalni strani roke je relativno tanka in elastična, kar omogoča veliko mero natezne deformacije med upogibanjem v predelih zapestja in prstov [6]. Dorzalna stran roke pri oprijemu v večini primerov ne igra bistvene vloge, zato jo v delu podrobneje ne bomo obravnavali.

3.1.7 Loki roke

Za ustrezno prilagajanje opravilom in s tem določenim oprijemom izdelkov in orodij je mogoče na roki določiti značilne loke, ki jih tvori skelet roke, in prostostne stopnje gibov na osnovi mišic in vezi. Razdelimo jih lahko na vzdolžni lok (oranžni lok, ki jih tvorijo členki in dlančne kosti), prečni lok (zeleni lok, tvorijo ga zapestne kosti in distalni konci dlačnih kosti) ter poševni lok (rdeči lok, med palcem in posameznimi prsti) (Slika 3.5) [9]. Loki predstavljajo osnovne karakteristične oblike, ki jih je človeška roka sposobna oprijeti [48]. Na tak način je pri oprijemu maksimirana kontaktna površina, kar povečuje stabilnost. Prečni lok je tog, vsi ostali loki pa so fleksibilni, kar omogoča prilagajanje roke [71].



Slika 3.5: Loki roke

(prirejeno z wikipedia.org)

3.2 Akutna in kumulativna travmatična obolenja roke

Akutna in kumulativna travmatična obolenja so v večini primerov skupek številnih mikro-travmatičnih poškodb ali obolenj. Kljub temu, da so številna obolenja znana že dlje časa, se ergonomisti z njimi ukvarjajo komaj zadnjih nekaj desetletij [10, 15].

Razlika med akutnimi in kumulativnimi travmatičnimi obolenji je čas, ki je potreben za nastanek obolenja. Tako so akutna travmatična obolenja posledica enkratne in trenutne

poškodbe, kumulativna travmatična obolenja pa poškodbe in obolenja, ki nastanejo zaradi dolgotrajnih in prekomernih obremenitev [10]. V veliki meri se kumulativna obolenja v roki pojavljajo v povezujočih delih mehkega tkiva, predvsem v tetivah in njihovih ovojnicah, pride lahko tudi do poškodbe živčevja ali zmanjšanja in celo preprečitve pretoka krvi v tkivu.

Kumulativna travmatična obolenja je mogoče definirati kot skupek sindromov, ki jih je mogoče okarakterizirati z neudobjem, s trdovratnimi bolečinami v mišicah, kitah ter drugih mehkih tkivih in z bolečinami v sklepih ter z njihovo nezmožnostjo gibanja ali z zmanjšano gibljivostjo z ali brez fizičnih manifestacij [10].

Na tveganje za nastanek kumulativnih travmatičnih obolenj vpliva več faktorjev, tako splošne značilnosti kot genetske predispozicije osebkov: starost, spol, kronična obolenja (npr. sladkorna bolezen), kakor tudi njegove dejavnosti: poklic, prostčasne aktivnosti itd.

Med poklicne dejavnike sodijo ponavljajoče se in visoko obremenjujoče dejavnosti, statične obremenitve na mišice in druga tkiva, drža, mehanske obremenitve anatomskih delov, vibracije, temperatura, material orodij ... [72].

3.2.1 Akutna travmatična obolenja

Med akutna travmatična obolenja ali poškodbe roke je mogoče šteti tiste poškodbe, ki se zgodijo nenadoma ali v kratkem času. Za takšno poškodbo je v večini potreben sunek sile [73]. Mednje štejemo vreznine, vbode, raztrganine tetiv in vezi, raztrganine živcev, dislokacije, zlome, ugrize, amputacije. Prsti in roke so na splošno med najpogosteje poškodovanimi deli telesa. Pokazano je bilo, da so vreznine in raztrganine prstov na tretjem mestu po pogostosti, takoj za poškodbami nog in hrbta [74]. Konstrukter zato mora oblikovati izdelke in orodja tako, da je nevarnost za nastanek omenjenih poškodb nična ali kar se da majhna. Ker v doktorski disertaciji obravnavamo velikost in obliko ročaja in vpliv na nastanek poškodb, pri uporabi ročaja orodja v večini primerov do zgoraj opisanih poškodb roke ne prihaja, zato smo se v doktorski disertaciji osredotočili na kumulativna travmatična obolenja, ki so predstavljena v naslednjem podpoglavju.

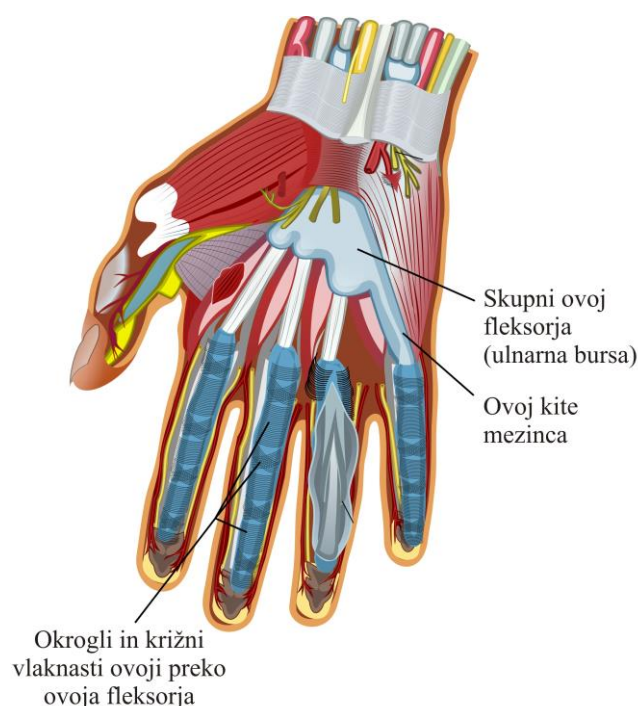
3.2.2 Kumulativna travmatična obolenja

Kumulativna travmatična obolenja obsegajo približno eno tretjino bolniških odsotnosti delavcev [12]. Odsotnost delavcev z dela predstavlja velike stroške za podjetja, hkrati so v zdravstvu veliki stroški diagnostike in zdravljenja [75, 12].

3.2.2.1 Kumulativna travmatična obolenja mehkih tkiv

Mišice omogočajo ustvarjanje napetosti med dvema segmentoma (vsaj dve kosti in sklep) za zagotovitev položaja ali pa za premikanje. Najpogostejša kumulativna travmatična obolenja, ki lahko prizadenejo mišice, so prekomerna napetost ali razdraženost z možnostjo začasnih bolečin in oteklin, trganje posameznih vlaken v primeru večje obremenitve ter mišična atrofija⁷ v primeru zmanjšanja ali prekinitve krvnega obtoka v mišici ali nezmožnosti za uporabo [10].

Mišice so na kost pritrjene preko tetiv. V kolikor pride do prevelike obremenitve tetive, se lahko posamezna vlakna ali celotna tetiva raztrgajo. Po zacelitvi z manj elastično brazgotino pa nastane kronična prekomerna napetost, kjer je možnost ponovne poškodbe bistveno višja. Tetive se gibljejo znotraj plašča, v katerem je mazivo⁸. V kolikor se količina tekočine zmanjša, pride do povečanega trenja med tetivo in plaščem. Prvi simptomi so občutek topline in bolečine, kar nakazuje na vnetje. V kolikor se obremenitev ponavlja pride do kronične odebelitve tetivnega plašča, kar zmanjša gibljivost tetive. Zelo podobno kumulativno travmatično obolenje je burzitis, kjer gre za vnetje burse⁹ (Slika 3.6).



Slika 3.6: Ovoji tetiv v roki
(prirejeno z wikipedia.org)

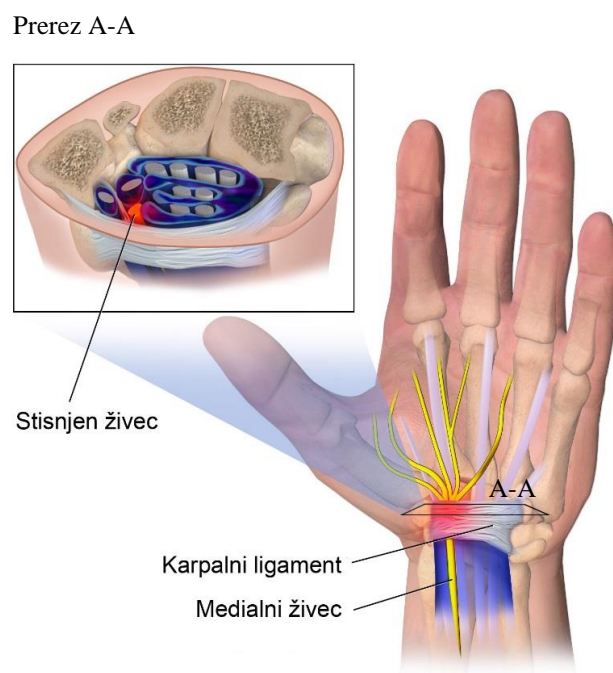
⁷ Propadanje mišičnega tkiva.

⁸ Sinovialna tekočina.

⁹ Majhna ploščata vrečica napolnjena s sinovialno tekočino.

3.2.2.2 Kumulativna travmatična obolenja živcev in ožilja

Povečan tlak znotraj roke, ki nastane zaradi stika kosti, vezi, tetiv, mehkega tkiva in kože z ostrim robom izdelka, orodja ali delovnega okolja, lahko povzroči številna obolenja. Takšen tlak lahko povzroči tudi vnetje drugih struktur, kar še dodatno poviša skupen tlak. Zaradi povišanega tlaka lahko pride do kompresije živca znotraj živčnega kanala, kar vodi v številna kumulativna travmatična obolenja. Najbolj znan je sindrom karpalnega tunela, ki je idiopatska neuropatija nervus medianusa v karpalnem tunelu [8]. Patofiziologija še vedno ni povsem znana, a jo gre pripisati ukleščanju medialnega živca, ki poteka skozi karpalni tunel.



Slika 3.7: Sindrom karpalnega tunela
(prirejeno z wikipedia.org)

Obstajajo trije različni sistemi živčnih vlaken, ki služijo različnim funkcijam: gibalni oz. motorični, zaznavni oz. senzorni in avtonomni [10]. Poškodbe na motoričnih živcih povzročajo motnje v prenašanju signalov na mišice in s tem zmanjšanje ali nezmožnost generiranja sile in momentov na ročna orodja in druge predmete. Poškodbe na senzornih živcih povzročajo zmanjšanje ali prekinitev prenosa informacij zaznavanja na centralni živčni sistem in s tem zmanjšanje ali nezmožnost določanja aplicirane sile, rezultirajočega tlaka, nezmožnost določanja položaja in dinamike giba. Poškodbe na senzornih vlaknih prinašajo simptome otopelosti oz. odrevenelosti, mravljinčenja ali celo bolečine. Poškodbe na avtonomnih živčnih vlaknih zmanjšajo možnost kontroliranja potenja oz. avtoregulacije temperature. Posledica je lahko prekomerno suha ali potna koža.

Tudi žile so lahko, podobno kot živci, stisnjene. Posledica je zmanjšan ali prekinjen pretok krvi, kar pomeni zmanjšano oskrbo s kisikom in hranili. V kolikor je kompresija žil prisotna dlje časa, lahko to privede do ishemije [5]. Ishemija zmanjša in s tem omejuje trajanje delovanja mišic in njihovo okrevanje po aktivnosti.

Prisotnost vibracij lahko v področju roke, predvsem pa prstov, povzroči zmanjšanje premera arterij ali celo njihovo popolno zaprtje [76, 77]. Posledica je zmanjšan pretok krvi v področja, ki jih s krvjo preskrbuje žila. Prizadeta področja je mogoče opaziti na pobledele koži, tako je omenjeno obolenje dobilo ime sindrom belega prsta¹⁰. Simptomi so običajno odrevenelost, mravljinčenje v prstih, bleda in mrzla koža prstov in kasneje tudi zmanjšanje ali celo izguba občutka in motoričnega nadzora prstov [78, 10, 79, 80]. Poleg okvare motoričnih in senzornih živcev lahko pride tudi do okvare avtonomnega živčevja v teh področjih. Do omenjenega obolenja najpogosteje prihaja pri uporabi orodij, ki povzročajo močne vibracije, kot na primer pnevmatska kladiva, motorne žage, električni mlinčki in podobna orodja [81-84]. Velik vpliv na prenos vibracij na roko ima tudi sila oprijema in sila na roko, ki je posledica uporabe orodja [85-87]. Tako je torej ključnega pomena, da je izpostavljenost roke vibracijam kar se da majhna. Deloma je to mogoče rešiti z zmanjšanjem vibracij pri izvoru, z obliko ročaja, deloma z materialom ročaja ali z antivibracijskimi rokavicami [88, 89].

V splošnem je torej potrebno preprečiti ponavljajoče in dolgo trajajoče aktivnosti, nenaravne drže delov telesa - predvsem močno upogibanje zapestja, aktivnosti, ki zahtevajo vzdrževanje določene drže dela telesa, aktivnosti, ki zahtevajo visoke sile in momente na dele telesa, aktivnosti, pri katerih orodje vibrira, preprečiti pa je potrebno tudi izpostavljenost mrazu [2, 10].

Poznavanje predstavljenih kumulativnih travmatičnih obolenj je pri konstruiranju izdelkov in orodja ter predvsem konstruiranju ročajev ključnega pomena za njihovo odpravo ali znižanje. Zato je ključnega pomena, da oblikovalec oz. konstrukter delovni prostor in izdelke ter orodja oblikuje na osnovi zakonitosti človeškega telesa.

¹⁰ White finger syndrome.

3.3 Mehansko obnašanje bioloških materialov roke

3.3.1 Kost

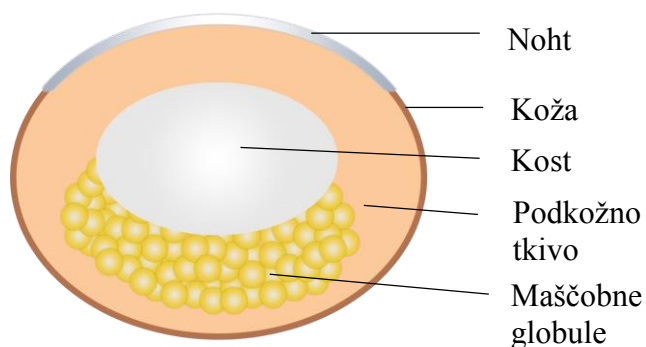
Kosti človeškemu telesu služijo kot podpora in hkrati omogočajo gibanje in prenos sil ter momentov [5, 6]. Mehanske lastnosti kosti so odvisne od namembnosti kosti v človeškem telesu ter od starosti človeka [90]. Znano je, da se mineralna gostota kosti človeka s staranjem manjša. Posledica tega pa so seveda drugačne mehanske lastnosti. Kost je nehomogena in ima anizotropne lastnosti, kar pomeni, da se posamezni materialni parametri spreminjajo v različnih smereh [91]. Poznamo kompaktno oz. kortikalno kostno tkivo in gobasto oz. trabekularno kostno tkivo. V doktorski disertaciji smo se omejili na populacijo srednje starosti (30-40 let), ki ima povprečno vrednost modula elastičnosti kompaktne kosti 170 GPa [92].

3.3.2 Noht

Človeški noht je roževinasta ploščica na vrhu vsakega prsta. Po zgradbi so nohti podobni krempljem, ki jih lahko najdemo pri številnih živalih. Zgrajeni so iz trdega proteina, ki se imenuje keratin [6]. Funkcija nohta je varovanje konice prsta in okoliškega mehkega tkiva, odlojučo vlogo pa igra tudi pri natančnih oprijemih, posebej znan je t. i. podaljšan natančen oprijem (npr. za odstranjevanje trske iz mehkega tkiva). Nohti imajo za razred manjši modul elastičnosti od kosti in v povprečju znaša 170 MPa [92].

3.3.3 Mehka tkiva

Mehka tkiva so izjemno kompleksna, zato je njihove mehanske lastnosti težko poenostaviti, ne da bi izgubili dejansko kakovost obnašanja tega biološkega materiala. Največjo težavo za simulacije mehkega tkiva predstavlja predvsem nehomogenost na anatomskem nivoju. Elastičnost mehkega tkiva na prstu je omogočena na osnovi majhnih globul maščobe, ki so skoraj tekoče pri telesni temperaturi in se razmaknejo pri povišani lokalni obremenitvi [6] (Slika 3.8). Omenjene maščobne globule so omejene z vlaknastimi ovojnici, ki služijo kot omejitveni balon in ustvarjajo tkivo, ki je mehko na otip in ima elastične sposobnosti pod tlačno obremenitvijo. Obnašanje povsem sovпада s fizikalnimi zakoni in tako se maščobna tekočina pod obremenitvijo premakne iz področja visokega tlaka proti področju nizkega tlaka [5]. Tekočina mehkega tkiva je viskozna, zato je tudi pod nenadno obremenitvijo tok počasen [93]. Viskozno obnašanje lahko opazimo npr. takrat, kadar dlje časa pišemo s pisalom, nato pisalo odložimo, deformacije mehkega tkiva na prstu pa ostanejo še nekaj časa, preden se povrnejo v prvotno stanje.



Slika 3.8: Prečni prerez s shematskim prikazom anatomskih značilnosti

Analiziranje ali simuliranje mehanskega obnašanja prsta ali cele roke z upoštevanjem obnašanja vseh anatomskih komponent je ob trenutni omejeni računski moči računalnikov praktično nemogoče, saj je kompleksnost prevelika. Hkrati pa ni na voljo podatkov o fizikalnem obnašanju posameznih komponent, saj so omenjene meritve »in vivo« otežene in s trenutnimi merilnimi tehnikami praktično nemogoče. Tako je trenutno edina možna varianta simuliranja mehanskega obnašanja prsta oz. roke na makroskopskem nivoju in ob poenostavitvi, da posamezne manjše komponente združimo v večje komponente na osnovi podobnosti mehanskega obnašanja in tako privzamemo, da gre za homogen material.

3.3.3.1 Mehanske lastnosti

Viskoelastična tkiva omogočajo mehkeemu tkivu viskoelastične deformacije, kar pomeni, da se lahko pod obremenitvijo deformirajo in po prenehanju obremenitve povrnejo v prvotno stanje. Elastično obnašanje lahko najenostavneje opazujemo v diagramu napetost–specifična deformacija.

Klasični inženirski materiali imajo precej enostavno mehansko obnašanje v primerjavi z biološkimi materiali, tako so biološki materiali za simulacije bistveno kompleksnejši. Večina mehkih tkiv vsebuje vlakna elastina in kolagena [5]. V odvisnosti od namembnosti posameznega tkiva variira delež ene in druge komponente, zaradi česar se bistveno spreminjajo tudi mehanske lastnosti. Tkiva, ki imajo visok delež kolagena, so razporejena kot vzporedna polimerna vlakna, tako ta tkiva omogočajo vzdolžne elastične deformacije okoli 10 % ali tudi manj. Takšna tkiva so v večini primerov namenjena prenašanju nateznih obremenitev. Dober primer takšnega tkiva so kite in vezi med sklepi.

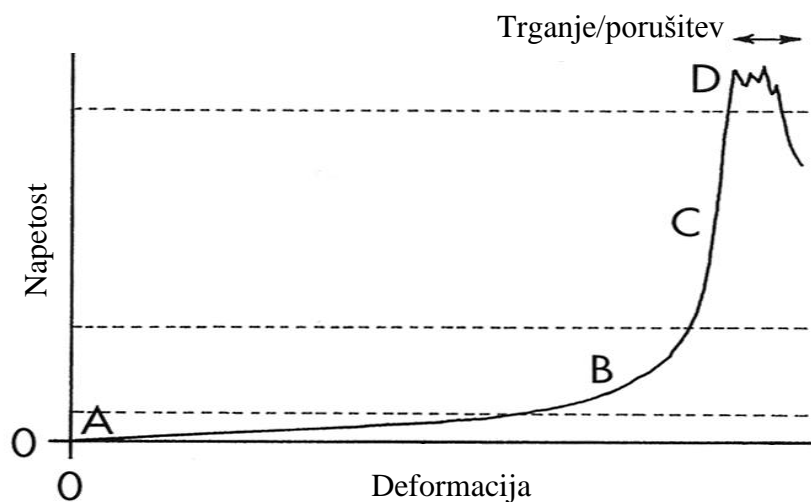
Elastin, ki je pogosta biološka komponenta v mehkem tkivu, je linearno elastični material [5]. Njegov modul elastičnosti je v primerjavi z jeklom 10.000-krat manjši in znaša približno 20 Mpa, ima pa po drugi strani to lastnost, da prenese elastične deformacije tudi do 200 %, ne da

bi prišlo do stalne deformacije. Tako imajo tkiva z višjim deležem elastina to lastnost, da so lahko elastične deformacije zelo velike. Omenjena tkiva se pojavljajo tam, kjer morajo zagotoviti mehako ovojo kakšne druge komponente oz. morajo omogočati veliko gibljivost določenega dela.

Na prstih rok večino mehkega tkiva sestavljata obe komponenti. Tako so mehanske lastnosti odraz skupnih mehanskih lastnosti obeh komponent.

Mehanske lastnosti biološkega tkiva so podobne lastnostim polimerov, saj se oboji v glavnem sestojijo iz verig molekul ogljikovodikov. Tudi njihovo mehansko obnašanje v diagramu napetost–specifična deformacija je podobno in se pri mehkem tkivu sestoji iz štirih področij [5] (Slika 3.9).

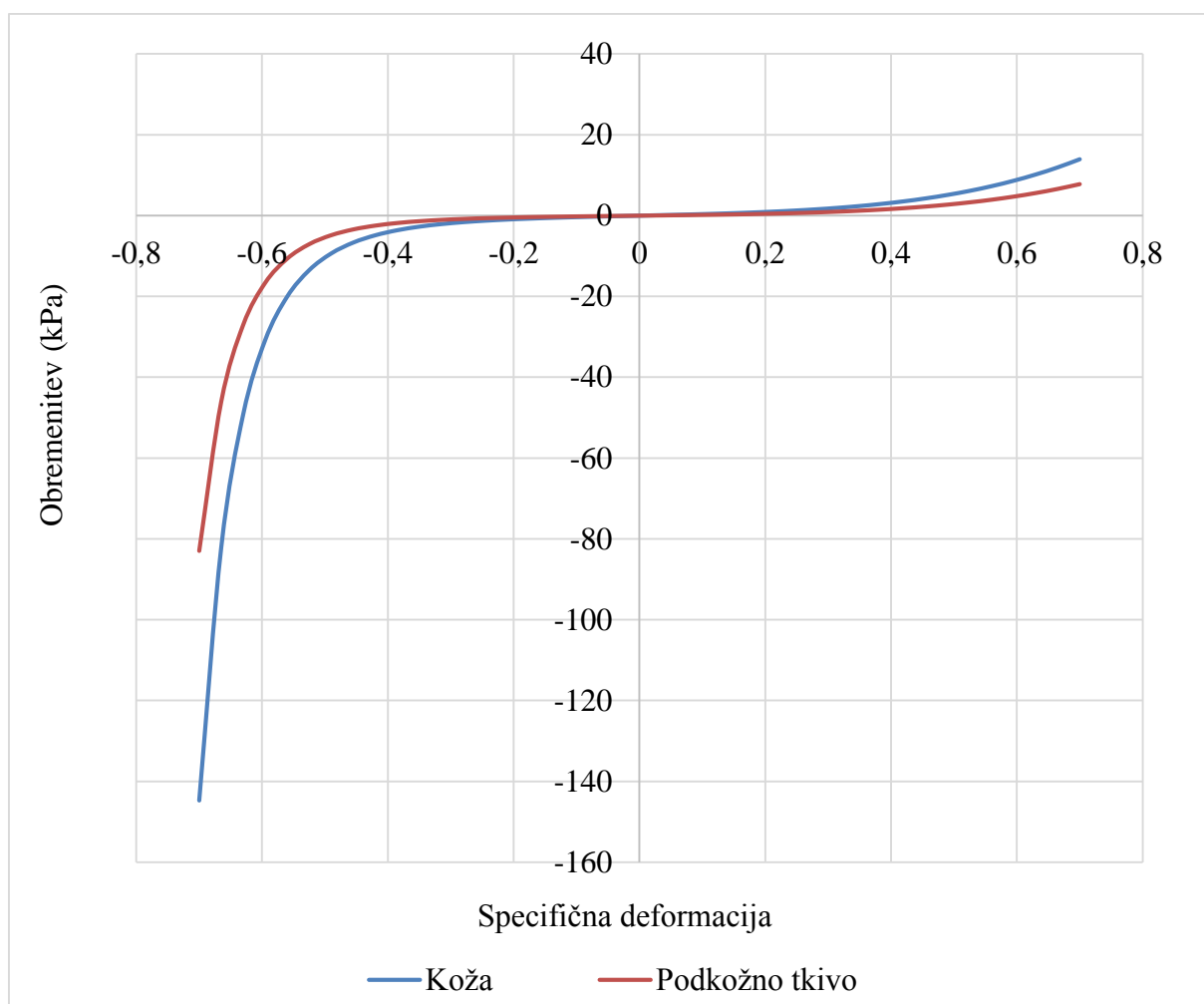
- A. Razpletanje: Skladno območje, kjer se notranji elementi oz. strukture mehkega tkiva prilagajajo ali razpletajo brez večjih napetosti.
- B. Poravnava: Območje, kjer se notranji elementi poravnajo s prevladujočimi napetostmi.
- C. Utrjanje: Notranji elementi so v večini poravnani s prevladujočimi napetostmi in vsako povečanje obremenitve se kaže v vse manjši deformaciji.
- D. Porušitev: Posamezni elementi se trgajo in privedejo do popolne ločitve materiala.



Slika 3.9: Diagram napetost-deformacija za mehko tkivo
(povzeto po [5])

Diagram ima dolg položen segment, preden se krivulja prične vzpenjati v klasično elastično krivuljo. Zaradi tega imajo mehka tkiva lastnost, ki omogoča že pri majhnih obremenitvah velike deformacije. To omogoča veliko svobodo gibanja sklepov. Tako gibanje sklepa ne omejuje mehkega tkiva in je za gibanje dovolj že majhna sila oz. moment, kar omogoča

funkcionalno izrabo roke kot orodja. V začetnem delu prvega segmenta se mehko tkivo ali koža dejansko ne raztezata na makroskopskem nivoju, ampak se notranji elementi zgolj razpletajo in poravnavaajo v smeri prevladujočih napetosti. Ko pa se kolagenska vlakna v večini poravnajo v smeri prevladujočih obremenitev, se mehko tkivo vedno bolj utrjuje. Ko sta ti dve fazi zaključeni, se dejansko pričnejo raztezati posamezni elementi mehkega tkiva. Ta faza se na diagramu prične, ko se krivulja začne strmo vzpenjati. Elastična deformacija je mogoča do določene meje. Ko je meja dosežena, pride do porušitve materiala, tako da se najprej pričnejo trgati posamezni elementi in zaradi vedno manjšega prereza napetost na posamezni element raste, dokler ne pride do končne porušitve oz. separacije materiala. Omenjene mehanske lastnosti mehkega tkiva veljajo za uniaksialne natezne obremenitve. Meritve pa so pokazale, da se mehko tkivo obnaša podobno tudi pod uniaksialno tlačno obremenitvijo (Slika 3.10) [94]. Iz zgoraj navedenih dejstev je jasno razvidno, da je obnašanje mehkega tkiva kot materiala v diagramu sigma-epsilon nelinearno elastično.



Slika 3.10: Mehanske lastnosti kože in podkožnega tkiva v primeru enoosnega nateznega in tlačnega obremenjevanja

3.3.3.2 Vpliv kontaktnega tlaka

Koža in mehko tkivo sta izjemno zapleteni biološki strukturi, katerih materialne lastnosti so težko merljive in določljive. Mehanske lastnosti kože in podkožnega tkiva so obširno raziskovali številni raziskovalci [95-99, 94, 100]. Ugotovljeno je bilo, da imata koža in podkožno tkivo nelinearne viskoelastične mehanske lastnosti, kjer je koža bolj toga kot podkožno tkivo. Obe tkivi imata območje nizke togosti, ki ji sledi znatno povišanje togosti z naraščanjem deformacije. Postavljena so bila tudi groba priporočila za maksimalne kontaktne tlake v primerjavi s trajanjem obremenitve na mehko tkivo [5]. Omenjena priporočila so bila podana za oblikovanje medicinskih opornic, vendar jih je mogoče uporabiti tudi za oblikovanje in analiziranje ročnih orodij. Ugotovljeno je bilo, da višji kontaktni tlaki, kot je maksimalno dovoljeno za določen čas, lahko povzročijo neudobje, bolečino in ishemijo, kar lahko skupaj vodi v akutna ali celo kumulativna travmatična obolenja. Krepki oprijem lahko povzroči kontaktne tlake, ki presegajo vrednosti 80 kPa, kar je previsoka obremenitev na kožo in podkožno tkivo [101]. Ročna orodja, ki zahtevajo visoke sile oprijema, visoke potisne ali vlečne sile ter visoke momente, povzročajo tudi visoke kontaktne tlake na kožo in mehka tkiva, kar je eden izmed glavnih dejavnikov za razvoj različnih akutnih in kumulativnih travmatičnih obolenj [8, 87, 13, 102]. Kljub temu nekateri avtorji trdijo, da lahko večja kontaktna površina med roko in ročajem povzroči večje neudobje, saj aktivira več tlačnih receptorjev v mehkem tkivu [103, 104]. Konstrukter mora tako najti optimalno kontaktno površino, ki omogoča maksimiranje udobja in minimiziranje možnosti za razvoj akutnih in kumulativnih travmatičnih obolenj, ki so pogojena z visokimi kontaktnimi tlaki. Avtorji so tako v okviru tega podali okvirne smernice za določitev praga tlačnega neudobja¹¹ (PDT) in tudi praga tlačne bolečine¹² (PPT), kjer je PPT višji od PDT, vrednosti pa so odvisne od lokacije na roki. Različni preiskovanci so podajali različne vrednosti zaradi subjektivnega zaznavanja kontaktnega tlaka na roko. Mejo za PDT je avtor Aldien s sodelavci [105] določil pri 188 kPa, medtem ko sta avtorja Fransson-Hall and Kilbom [106] ocenila mejo na 104 kPa. Za zagotovitev visoke storilnosti mora konstrukter oblikovati ročaje ročnih orodij tako, da se kontaktni tlak razporedi enakomerno po večji površini in s tem ne preseže maksimalnih vrednosti PDT [105]. Simulacije po metodi končnih elementov so pokazale, da ima ukrivljenost ročaja velik vpliv na posledični kontaktni tlak ob oprijemu ročnega orodja [92]. Ročaji, ki sledijo obliki roke in površini kože,

¹¹ Ang.: Pressure discomfort (PDT).

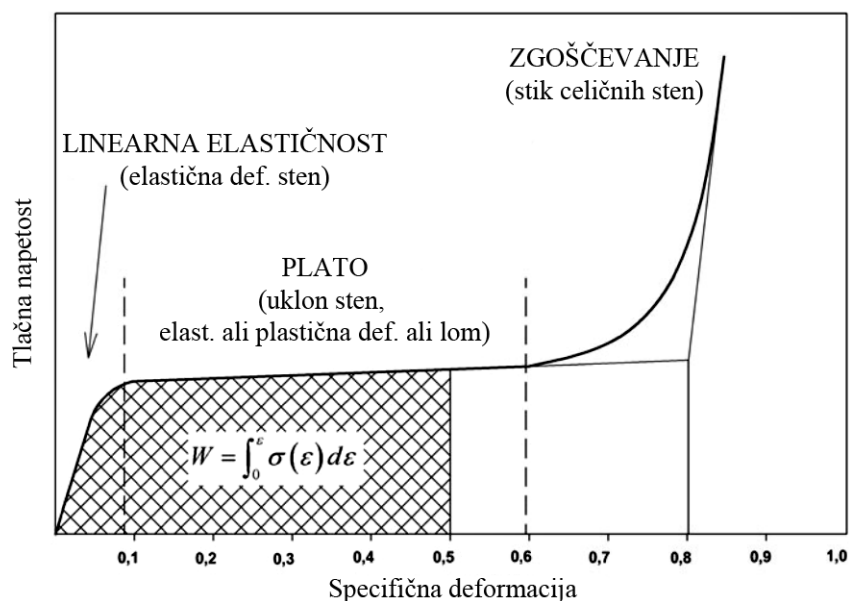
¹² Ang.: Pressure-pain treshold (PPT).

imajo precej nižje kontaktne tlake in s tem tudi lokalne deformacije kože in podkožnega tkiva, kar lahko zviša udobje in zmanjša možnost za nastanek akutnih in kumulativnih travmatičnih obolenj, ki so odvisna od kontaktnega tlaka.

Fellows in Freivalds sta pokazala, da je za material ročaja orodja pri krepkih oprijemih mogoče uporabiti penasto gumo, saj ob oprijemu proizvede bolj enakomerno porazdelitev sil in kontaktnih tlakov. Zaradi debelega sloja penaste gume so testiranci aplicirali večje sile kot ob oprijemu ročaja iz trdih materialov. To je mogoče pripisati dejstvu, da so testiranci zaradi relativno velike debeline (4 mm) pene in s tem povezanih velikih elastičnih deformacij med oprijemom poročali o občutku izgube nadzora nad stabilnostjo orodja. Kljub temu da so testiranci aplicirali višje sile oprijema, so poročali o večjem udobju in so raje uporabljali ročaje s slojem elastične pene. To je mogoče pripisati nižjim lokalnim in celotnim kontaktnim tlakom med oprijemom ročaja. Čeprav so avtorji že obravnavali uporabo penastih materialov ročajev orodij, niso podali nobenih materialnih podatkov in nobenih priporočil za izbiro materiala ročaja orodja.

Penasto gumo, ki sta jo uporabila Fellows in Freivalds, je mogoče šteti med hiper-elastične celične materiale, ki kažejo značilno obliko krivulje celičnih materialov v grafu odvisnosti tlačne obremenitve od specifične deformacije (Slika 3.11) [67, 107]. Pod tlačno obremenitvijo je mogoče najprej opaziti področje linearne elastičnosti, kjer se material na makroskopskem nivoju elastično deformira. To področje je prisotno vse do območja, ki ga imenujemo napetostni plato, ko pride do kontinuiranega rušenja celične strukture z uklanjanjem celičnih sten pri bolj ali manj konstantni obremenitvi. V odvisnosti velikosti in oblike celične strukture pa je odvisna tudi širina območja platoja. Ko se material deformira toliko, da se celične stene pričnejo stikati, se prične območje zgoščevanja, ko je mogoče opazovati hiter prirast tlačne obremenitve s povečanjem deformacije, kar nakazuje na utrjevanje materiala.

Površina pod krivuljo v grafu odvisnosti tlačne napetosti od specifične deformacije predstavlja specifično deformacijsko energijo, ki je potrebna, da dosežemo določene specifične deformacije [108]. Tako celični materiali s širokim in z jasno izraženim napetostnim platojem predstavljajo material, ki je zmožen prejeti veliko mero zunanje mehanske energije v obliki deformacijske energije.



Slika 3.11: Mehansko obnašanje celičnih materialov pod tlačno napetostjo
(povzeto po [108])

3.3.3.3 Konstitutivni model

S konstitutivnimi modeli lahko določen material opišemo z odnosom med dvema fizikalnima količinama, ki sta specifični za določen material. Konstitutivni model aproksimira obnašanje materiala pod zunanjimi obremenitvami [109, 110].

Mehko tkivo je nelinearni viskoelastični material. Obnašanje mehkega tkiva v diagramu napetost–specifična deformacija daje značilno krivuljo, ki je v literaturi znana pod pojmom hiperelastičnost. Opišemo jo lahko s konstitutivnim modelom, kjer odnos med napetostjo in deformacijo izhaja iz funkcije gostote deformacijske energije [111]. Različni avtorji so razvili več konstitutivnih modelov za hiperelastične materiale. V doktorski nalogi smo se odločili, da bomo uporabili Ogdenov hiperelastični model za mehka tkiva, saj je z omenjenim modelom mogoče doseči dobro mero aproksimacije, hkrati pa številni avtorji navajajo največ podatkov prav za ta model in je tako njihova primerjava lažja [112, 94, 92, 93, 113, 80, 114, 115, 100].

Ogdenov materialni model je model za hiperelastične materiale in služi za opisovanje nelinearnega obnašanja materiala v odnosu napetosti-deformacije [111]. Z omenjenim modelom je mogoče opisati materiale s kompleksnim mehanskim obnašanjem, kot so: gume, polimeri in tudi biološka tkiva. Model je razvil Ray W. Ogden v letu 1972. Ogdenov model, kot tudi drugi modeli za hiperelastične materiale, privzema, da je mogoče obnašanje materiala opisati s funkcijo gostote deformacijske energije. Od tod pa je mogoče izpeljati razmerje

napetost-deformacija, pri čemer predpostavljamo, da so izotropni, nestisljivi in da deformacija ni odvisna od časa.

Enačba za Ogdenov deformacijski energijski potencial je [116]:

$$U = \sum_{i=1}^N \frac{2\mu_i}{\alpha_i^2} \left[\bar{\lambda}_1^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_2^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_3^{\alpha_i} - 3 + \frac{1}{D_i} (J^{el} - 1)^{2i} \right] \quad (2.1)$$

kjer je $\bar{\lambda}_i$ deviacijski glavni raztezek (specifična deformacija); $\bar{\lambda}_i = J^{-\frac{1}{3}} \lambda_i$; λ_i so glavni raztezki (specifična deformacija), μ_i , α_i in D_i pa so materialni parametri. Začetni strižni modul (μ_0) in tlačni modul (K_0) pa sta podana z:

$$\mu_0 = \sum_{i=1}^N \mu_i \quad (2.2)$$

$$K_0 = \frac{2}{D_1} \quad (2.3)$$

»N« predstavlja stopnjo polinoma za enačbo Ogdenovega deformacijskega energijskega potenciala. V splošnem velja, da višje stopnje polinoma bolje aproksimirajo mehanske lastnosti materiala v diagramu napetost–specifična deformacija. Stisljivost lahko definiramo s podanimi ne-ničelnimi vrednostmi za D_i , s tem da podamo Poissonovo število, ki je manjše od 0,5. Pri tem je:

$$D_i = \frac{2}{K_0} = \frac{3(1-2\nu)}{\mu_0(1+\nu)} \quad (2.4)$$

V splošnem so materialni parametri odvisni od temperature, vendar zaradi dodatne kompleksnosti in slabega poznavanja spremembe mehanskih lastnosti pod vplivom temperature na mehka tkiva v nadaljevanju spremembe temperature ne upoštevamo. S tem privzamemo konstantno temperaturo ($T=20$ °C), pri kateri so bile izvedene meritve.

4 METODE

Namen pričujoče doktorske disertacije je premostitev omejitev obstoječih preprostih matematičnih modelov za določitev velikosti in oblike ročaja ročnega orodja, digitalnih modelov človeških rok za izvajanje ergonomskih analiz in oblikovanje izdelkov ter sistemov za podporo pri odločanju za ergonomsko zasnovo izdelkov, saj ti zahtevajo obsežno znanje ergonomije in iterativen proces konstruiranja. V nadaljevanju doktorske disertacije obravnavamo na novo razvite metode razvoja ročaja orodja na osnovi medicinskega slikanja za določitev anatomske velikosti in oblike ročaja orodja za ciljno populacijo. Cilj je bilo ovrednotiti, kako oblika anatomskega ročaja na osnovi digitalnega modela človeške roke v optimalnem krepkem oprijemu v primerjavi s klasičnim cilindričnim ročajem vpliva na subjektivno udobje uporabnika, na maksimalno prostovoljno silo oprijema, na kontaktno površino in tudi kontaktne tlake. Cilj je bil tudi ovrednotiti zmogljivost sistema uporabnik-orodje in možnosti za zmanjšanje za nastanek akutnih in kumulativnih travmatičnih obolenj.

Raziskovali smo tudi področje izbire in določitve primernih materialov za ročaj orodja. Z namenom povečati subjektivno udobje uporabnikov, povečati zmogljivosti in zmanjšati tveganja za nastanek akutnih in kumulativnih travmatičnih obolenj smo raziskovali mehansko interakcijo kontakta med konico prsta in različnimi materiali z uporabo metode končnih elementov. Cilj je bilo ovrednotiti, ali lahko na osnovi ugotovitev predlagani materiali ročaja zmanjšajo možnosti za nastanek akutnih in kumulativnih travmatičnih obolenj, ki so pogojena s kontaktnim tlakom.

4.1 Določitev anatomske oblike ročaja orodja

V podpoglavju 2.3 smo pokazali, da optimalne oblike ročaja ročnega orodja za krepki oprijem ni mogoče določiti z uporabo tradicionalnih metod s priporočili, antropometričnimi tabelami in meritvami in s tem povezanimi preprostimi matematičnimi modeli. Zato je smiselno uporabiti metode, ki omogočajo tridimenzionalni zajem podatkov bioloških tkiv za določitev optimalne oblike roke in s tem tudi ročaja v krepkem oprijemu. S tem bi bilo mogoče razviti ročaj orodja z optimalno obliko in povečati učinkovitost, subjektivno udobje in zmanjšati možnost za nastanek akutnih in kumulativnih travmatičnih obolenj.

4.1.1 Določitev optimalnega cilindričnega ročaja s spremenljivimi premeri

Za določitev optimalnega cilindričnega ročaja s spremenljivim premerom sta bili upoštevani raziskavi avtorjev Seo in Armstronga [38], Garneau in Parkinsona [62, 57]. Kontrolni izračun je bil izvršen z matematičnim modelom iz raziskave avtorjev Konga in Loweja [47].

Enačbo za določitev optimalnega premera ročaja z enotnim premerom po raziskavi avtorjev Seo in Armstronga [38] je mogoče razširiti v enačbo 3.1 za spremenljiv premer ročaja za kazalec in sredinec iz raziskave avtorjev Garneau in Parkinsona [62].

$$D_{opt|1,2} = \frac{O_{opt|1,2}}{\pi} = \frac{D_{grip|1,2} \cdot \pi - \left(\frac{L_{F|1,2} + L_{F|T}}{2} \right)}{\pi} \quad (3.1)$$

Kjer so:

$D_{opt|1,2}$ – optimalni premer ročaja za kazalnik (1) sredinec (2) (Slika 2.5)

$D_{grip|1,2}$ – premer oprijema, kjer se konici prstov stikata za kazalnik (1) in sredinec (2) (Slika 2.5)

$L_{F|1,2}$ – dolžina distalne prstnice za kazalnik (1) in sredinec (2) (Slika 4.1)

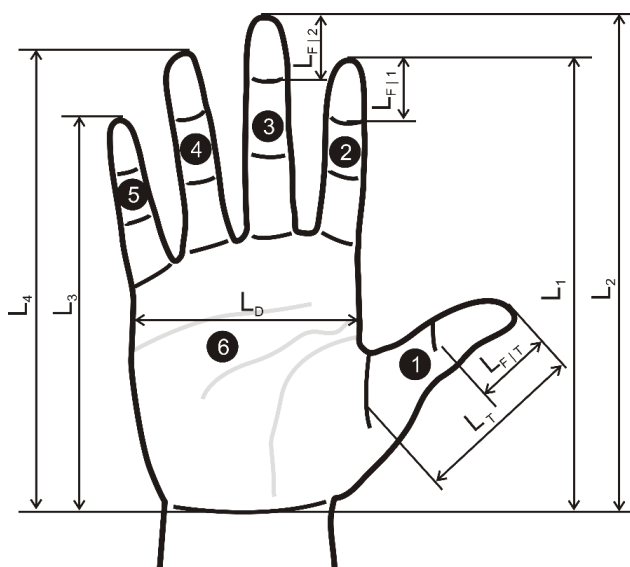
$L_{F|T}$ – dolžina distalne prstnice za palec (Slika 4.1)

$L_{T,1,2,3,4}$ – dolžina roke od zapestja do konice prsta (Slika 4.1)

L_D – širina najširšega dela dlani (Slika 4.1)

Optimalni premer ročaja za prstanec in mezinec je mogoče podati z razmerjem dolžin kazalca oz. sredinca napram prstancu oz. mezincu – enačba 3.2.

$$D_{opt|3,4} = \frac{L_{3,4}}{L_1} \cdot D_{opt|1} \quad (3.2)$$



Slika 4.1: Antropometrične velikosti roke za uporabo v enačbah 3.1 in 3.2

V doktorski nalogi sem kot izhodišče za določitev optimalnega cilindričnega ročaja s spremenljivimi premeri uporabil svojo roko. Najprej so bile izmerjene potrebne antropometrične velikosti (Tabela 1). Glede na splošno dostopno, in s tem v našem primeru izbrano podatkovno bazo ANSUR, je roka testne osebe spadala v 36,6 percentilov glede na celotno populacijo [117].

Tabela 1: Antropometrične velikosti za izračun optimalnih premerov

$L_1 = 180 \text{ mm}$	$D_{grip\ 2} = 47 \text{ mm}$
$L_2 = 190 \text{ mm}$	$L_{F 1} = 24 \text{ mm}$
$L_3 = 180 \text{ mm}$	$L_{F 2} = 26 \text{ mm}$
$L_4 = 155 \text{ mm}$	$L_{F T} = 30 \text{ mm}$
$D_{grip\ 1} = 40 \text{ mm}$	

Dobljene meritve smo uporabili v enačbi 3.1 in 3.2. Dobili smo bili optimalne premere ročaja za posamezne prste (enačba 3.3, 3.4, 3.5, 3.6).

$$D_{opt|1} = \frac{D_{grip|1} \cdot \pi - \left(\frac{L_{F|1} + L_{F|T}}{2} \right)}{\pi} = \frac{40 \text{ mm} \cdot \pi - \left(\frac{24 + 30}{2} \right)}{\pi} = 31,4 \text{ mm} \quad (3.3)$$

$$D_{opt|2} = \frac{D_{grip|2} \cdot \pi - \left(\frac{L_{F|2} + L_{F|T}}{2} \right)}{\pi} = \frac{47 \text{ mm} \cdot \pi - \left(\frac{26 + 30}{2} \right)}{\pi} = 38,1 \text{ mm} \quad (3.4)$$

$$D_{opt|3} = \frac{L_3}{L_1} \cdot D_{opt|1} = \frac{180}{180} \cdot 31,4 \text{ mm} = 31,4 \text{ mm} \quad (3.5)$$

$$D_{opt|4} = \frac{L_4}{L_1} \cdot D_{opt|1} = \frac{155}{180} \cdot 31,4 \text{ mm} = 27 \text{ mm} \quad (3.6)$$

Dobljeni rezultate smo preverili še glede na raziskavo avtorjev Konga in Lowea (2005) [47]. Avtorja sta v svoji raziskavi s pomočjo lastne razvite rokavice za merjenje sile oprijema imenovane »force glove system« na več testirancih ugotovila povezavo med maksimalno oprijemalno silo in maksimalnim subjektivnim udobjem. V svoji raziskavi sta se osredotočila zgolj na cilindrične ročaje s konstantnim premerom. Ugotovila sta, da ima premer ročaja velik vpliv na maksimalno silo, ki jo lahko uporabnik aplicira, hkrati pa premer pomembno vpliva na subjektivno ugodje. Na osnovi dobljenih rezultatov sta podala matematični model za normaliziran premer ročaja imenovan NHS (normalized handle size), ki predvideva optimalni premer ročaja za maksimalno udobje in maksimalno aplicirano silo na osnovi prvega odvoda dobljene funkcije iz rezultatov grafa subjektivnega udobja in NHS. Dobljena vrednost NHS znaša 61,8 % in jo je mogoče uporabiti pri izračunu za optimalni premer ročaja s konstantnim premerom.

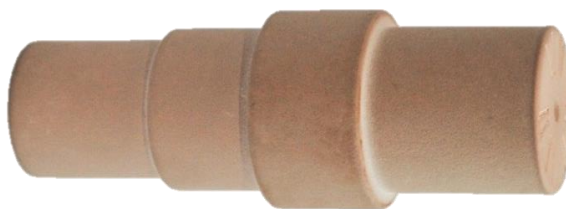
Čeprav omenjena raziskava predvideva le optimalni premer ročaja s konstantnim premerom, je jasno razvidno, da je dobljen premer preračunan na osnovi celotne dolžine roke od zapestja do konice sredinca, kar je v našem primeru dolžina L_2 , ki je bila uporabljena pri izračunu optimalnega premera ročaja s spremenljivim prerezom po avtorjih Seo in Armstrong (2008) [38]. Opaziti je mogoče, da se oba dobljena rezultata razlikujeta za manj kot 1 mm, kar potrjuje, da so dobljeni rezultati pravilni (Enačba 3.7).

$$D_{opt} = \frac{L_2 \cdot NHS}{\pi} = \frac{190 \cdot 0,618}{\pi} = 37,4 \text{ mm} \quad (3.7)$$

4.1.1.1 Modeliranje

Na osnovi dobljenih rezultatov je bil v programskem paketu Solidworks 2010 SP5 modeliran optimalni cilindrični ročaj s spremenljivimi premeri dobljenimi na osnovi izračuna. Širina posameznega odseka ročaja je bila izbrana na osnovi antropometrične dimenzije širine posameznega prsta (Priloga A).

CAD-model je bil obdelan in pripravljen za izdelavo na CNC-stružnici v okviru Fakultete za strojništvo, Univerze v Mariboru. Optimalni cilindrični ročaj s spremenljivimi prerezi je bil izdelan iz materiala primerne za struženje (Sikablock[®] M700 (Sika[®], Sika Deutschland GmbH)) (Slika 4.2).



Slika 4.2: Izdelan optimalni cilindrični ročaj s spremenljivimi premeri

4.1.1.2 Preizkušanje optimalnega cilindričnega ročaja s spremenljivimi prerezi

Preizkus oprijema optimalnega cilindričnega ročaja s spremenljivimi prerezi je pokazal, da so bili izračunani premeri pravilni, saj je vsak izmed prstov objel izdelan cylinder, kot so predvidevali izračuni (Slika 4.3). Zagotovljeno je bilo tudi prekrivanje prstnice med palcem in kazalcem ter palcem in sredincem. S tem je glede na raziskavo po avtorjih Seo in Armstrong omogočeno apliciranje največje sile, reakcijska sila, ki nastane, pa ročaj dobro stisne ob dlan [38].



Slika 4.3: Oprijem optimalnega cilindričnega ročaja s spremenljivimi premeri

Potrebno pa je opozoriti, da izdelan cylinder vsekakor ni končni ročaj. Je le cylinder, ki je namenjen oprijemu in zadržanju optimalnih premerov med izdelavo zunanjih kalupov, podrobneje opisanih v naslednjem podpoglavju. Ostri prehodi med posameznimi premeri bi namreč lahko povzročili velike lokalne deformacije kože in podkožnega tkiva in s tem tudi velike tlačne obremenitve, kar pa bi lahko povzročalo neudobje in celo bolečine, daljša uporaba pa bi lahko privedla tudi do trajnih poškodb.

4.1.2 Izdelava zunanjih kalupov

Zaradi opisanega značilnega nelinearnega obnašanja kože in podkožnega tkiva ter številnih možnih obolenj je potrebno dimenzioniranju ročajev posvetiti precej pozornosti, saj so sprva za določeno deformacijo potrebne zelo nizke napetosti, kasneje, ko pa se koža in podkožno tkivo

utrudi, pa je za povečanje deformacije potrebna vse večja napetost. Tako lahko pri nepravilno oblikovanem ročaju, ki ni prilagojen obliki roke v idealnem položaju za krepki oprijem, tlačna obremenitev na kožo in podkožno tkivo preseže vrednosti, ki so maksimalne za določeno časovno obdobje. Nepravilno oblikovan ročaj je lahko neudoben za držanje, večje nepravilnosti pa lahko privedejo do bolečin ali celo do trajnih poškodb.

Poleg optimalnega cilindričnega ročaja s spremenljivimi premeri je torej potrebno upoštevati tudi pravilno obliko ročaja, ki se, kar se da, čim bolj prilega roki v optimalni drži za krepki oprijem. V kolikor želimo dobiti to optimalno obliko z nedeformirano kožo in podkožnim tkivom, je potrebno izdelati zunanji kalup v optimalni drži roke za krepki oprijem. Zunanji kalup omogoča, da roka ostane v optimalni drži, hkrati pa ne povzroči nobenih deformacij kože in podkožnega tkiva, saj ni nobenih obremenitev, ki bi delovale na kožo in podkožno tkivo. Notranja površina roke v tem položaju je dejansko površina, ki bi bila optimalna tudi za ročaj, saj so s tako površino zagotovljeni optimalni premeri za posamezni prst, ki omogočajo maksimalno apliciranje sile in hkrati maksimalno udobje. Dodatno pa je dobljena kontaktna površina maksimalna in takšne oblike, ki se prilega roki v optimalni drži krepkega oprijema. Slednje omogoča učinkovito in predvsem enakomerno prenašanje obremenitev z ročnega orodja na kožo in podkožno tkivo in s tem enakomerno porazdelitev tlakov v koži in podkožnem tkivu. Tako dobljen ročaj bi bil izjemno udoben za uporabo, hkrati pa bi bila zagotovljena visoka stabilnost oprijema ročaja, in s tem stabilnost in natančnost rokovanja z orodjem.

4.1.2.1 Izdelava zunanjega kalupa iz ortotskega materiala Orflight

V okviru Oddelka za medicinsko rehabilitacijo Univerzitetnega Kliničnega centra (UKC) Maribor smo izdelali zunanji kalup iz materiala Orflight debeline 2,5 mm, ki ga proizvaja podjetje Orfit iz Belgije. Omenjeni material spada med tako imenovane LMTTP-materiale¹³ oz. termoplastične materiale z nizko temperaturo taljenja. Material je mogoče preoblikovati, ko doseže temperaturo aktivacije nad 60 °C. Iz plošče materiala smo izrezali okvirni obris razprte roke, nato smo material segreli v kadi z vodo temperature nad 60 °C. Ko se je material zmečkal, sta dve delovni terapevtki material oblikovali po hrbtni strani roke. Cilinder s spremenljivimi prerezi je bil narahlo oprijet, tako da so bile deformacije kože in mehkega tkiva kar se da majhne. Roka je bila v nevtralnem položaju glede na ergonomska priporočila [59]. Osnovno oblikovanje materiala je bilo mogoče doseči v času, ko je material še mogoče preoblikovati,

¹³ Low Melting Temperature Thermoplastic Materials

kasnejše korekcije pa so bile narejene z lokalnim segrevanjem materiala s pištolo na vroči zrak. Po nekajkratnem poskušanju in korekcijah je bil kalup zadovoljivo oblikovan in kljub odstranjenem cilindru je drža roke ostala v optimalni drži za krepki oprijem (Slika 4.4 in Slika 4.5).



Slika 4.4: Kalup iz materiala Orfilight in dobljena optimalna drža roke za krepki oprijem – pogled z dlanske strani



Slika 4.5: Kalup iz materiala Orfilight in dobljena optimalna drža roke za krepki oprijem – pogled s strani

Zaradi sorazmerno nizkega modula elastičnosti pa omenjen material vseeno omogoča elastične deformacije pod zmernimi obremenitvami, tako se lahko zgodi, da zaradi nekoliko drugačne drže roke ali večje sile odpiranja roke pride do elastičnih deformacij kalupa, kar pomeni spremembo optimalnih premerov in seveda tudi oblike, zato je pomembno, da testna oseba dobi občutek, kolikšna sila odpiranja roke je potrebna, da je zadržana optimalna oblika.

4.1.2.2 Izdelava zunanjega kalupa iz klasičnega mavca

Da bi preprečili možnost elastične deformacije med zajemanjem 3D-oblike roke, smo v okviru UKC izdelali tudi kalup iz mavca v okviru Mavčarne Urgentnega oddelka UKC Maribor. Podobno kot pri kalupu iz Orfilighta smo tudi tukaj držali cylinder med mavčenjem v rahlem

oprijemu. Metoda z mavčenjem je na prvi pogled kazala večjo natančnost, saj se mavec veliko bolje prilagaja zakrivljenim površinam roke kot Orflight material, hkrati pa je mavec bistveno bolj tog, kar pomeni, da tudi ob večji sili roke na kalup ne pride do deformacije mavca. Po mavčenju pa se je izkazalo, da je zaradi debeline mavca zelo težko nadzorovati kateri del se dobro prilega roki in kateri del ne. Tako se je mavec v predelu kazalca slabo prilegal. Po odstranitvi cilindra je bilo mogoče opaziti, da je kazalec ob naleganju na površino kalupa zavzel lego, ki ne tvori optimalnega premera za držo roke v krepkem oprijemu. Tako je bilo potrebno omenjen kalup popraviti. Slabost mavca je, da korekcije v obliki dodajanja materiala po njegovem strjevanju skorajda niso več mogoče. Za zagotovitev natančne korekcije smo uporabili industrijski plastelin, ki ga je za oblikovanje potrebno segreti na približno 60 °C. Tako smo dodajali industrijski plastelin na ustreznih mestih, dokler ni bil dosežen optimalni premer. S tem je bila zagotovljena zadovoljiva oblika kalupa (Slika 4.6 in Slika 4.7)



Slika 4.6: Kalup iz klasičnega mavca in dobljena optimalna drža za krepki oprijem – pogled z dlanske strani



Slika 4.7: Kalup iz klasičnega mavca in dobljena optimalna drža roke za krepki oprijem – pogled s strani

4.1.3 Zajem tridimenzionalnih podatkov bioloških tkiv

Neinvazivne tehnike se hitro razvijajo kot odlično orodje za boljše razumevanje bioloških sistemov in izboljšanje diagnostike in terapevtskih strategij. Napredek v tehnologiji

medicinskega slikanja in računalništva so pripeljale do višjih resolucij in različnih metod s hitrejšo in boljšo obdelavo podatkov vključno z uporabo računalništva v oblaku [118, 119].

Tridimenzionalni zajem podatkov v obratnem inženirstvu se običajno izvaja z metodami, kot so koordinatni merilni sistemi, v zadnjem času pa vse pogosteje z novimi metodami, kot so laserski in optični 3D-skenerji. Zaradi narave človekovega telesa je najpogosteje uporabljena metoda pridobivanja tridimenzionalnih podatkov biološkega tkiva s slikanjem z magnetno resonanco (Magnetic Resonance Imaging - MRI) in računalniško tomografijo (Computed Tomography - CT) [120]. CT še vedno zagotavlja slike z večjo prostorsko ločljivostjo, medtem ko MRI omogoča slike z večjo ločljivostjo kontrasta. MRI je glede na zdravstveno tveganje boljši od CT, saj oseba ob slikanju ni izpostavljena ionizirajočemu sevanju. Slikanje z magnetno resonanco oz. MRI- ali MR-slikanje je tehnika, kjer je mogoče prostorsko odvisnost atomskih jeder v magnetnem polju prikazati kot dvodimenzionalno sliko [121]. Slikanje izvedemo v več ravninah, ki so razdeljene na posamezne pasove. Iz omenjenih pasov in ravnin pa je mogoče na osnovi dobljenih slik iz projekcij s pomočjo ustrezne programske opreme izvesti 3-dimenzionalno rekonstrukcijo. Dobljeni model je tako digitalni, matematično opisljiv model, ki je odraz dejanskega slikanega dela človeka.

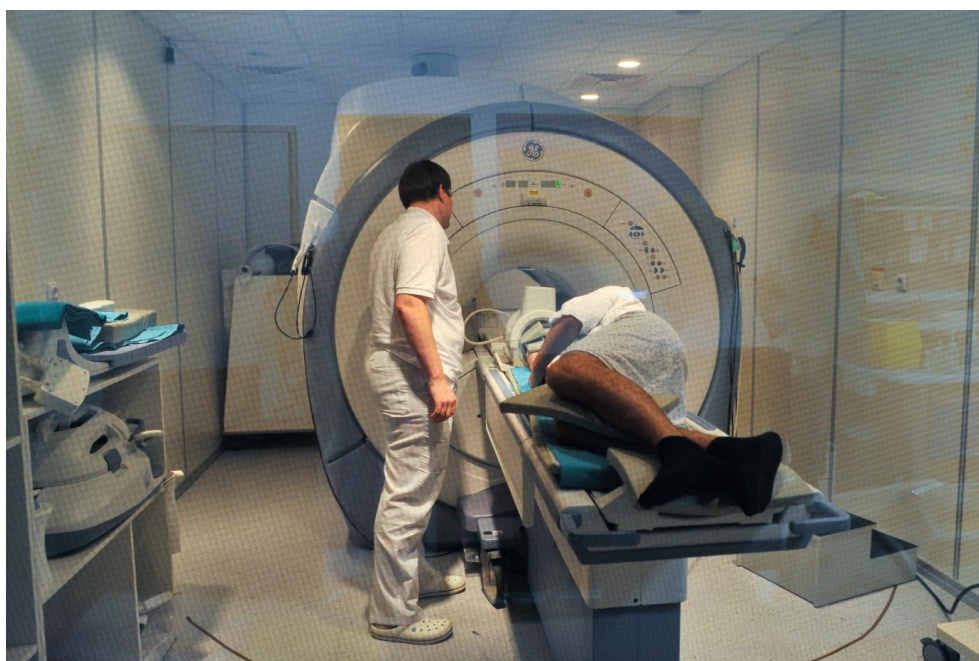
Zaradi specifične tehnologije medicinskega slikanja so časi slikanja z MRI sorazmerno dolgi. Za kakovostno sliko je potrebno slikani anatomske deli ustrezno fiksirati. Če se med slikanjem pojavi gibanje, je lahko slika popačena. Posledica tega so lahko slike, ki ne odražajo prave anatomske strukture slikanega dela. Prav tako lahko povzroči, da sta pravilna segmentacija in 3D-rekonstrukcija težavni ali celo nemogoči. Za aplikacije, kjer je potrebno med slikanjem ohranjati določeno držo anatomskega dela, je priporočljivo ali celo nujno uporabiti kalup, ki fiksira slikan anatomske del. Ortotski materiali so najbolj primerni za kalupe, saj imajo dobre mehanske sposobnosti preoblikovanja glede na anatomske površine. Moderne CT- ali MRI-naprave shranijo slike v datoteki DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine). Razdaljo med vsako sliko oz. rezino je mogoče nastaviti na 1 mm ali celo manj. Manjša razdalja med rezinami oz. slikami teoretično zagotavlja boljše anatomske podrobnosti, kar seveda zagotavlja boljše izhodišče za segmentacijo in 3D-rekonstrukcijo, hkrati pa se s tem podaljša čas slikanja. V kolikor je čas slikanja dolg in mora oseba slikan anatomske del držati v neprijetnem položaju, se lahko pojavi trzanje mišic, kar vpliva na točnost slik. Zato je ključnega pomena, da najdemo kompromis med razdaljo med rezinami in s tem pogojenim časom slikanja. Optimalen čas se razlikuje od osebe do osebe, hkrati pa se razlikuje tudi glede na slikan anatomske del in s tem povezanimi mišicami ter držo. V večini primerov ni priporočljivo, da

presega deset minut. Postopek tridimenzionalnega pridobivanja podatkov je shematsko prikazan na Slika 4.8.



Slika 4.8: Shematski prikaz zajema tridimenzionalnih podatkov

Zaradi manjšega zdravstvenega tveganja smo v raziskavi uporabili tehniko slikanja z magnetno resonanco. MRI smo izvedli na Radiološkem oddelku UKC Maribor. Izvedenih je bilo več slikanj na 3 Tesla MRI-napravi GE Medical Systems SignaHDxt 3.0T. Uporabljena je bila enokanalna tuljava, ki je omogočala optimalno lego roke med slikanjem. Slikanje je bilo izvedeno v ležečem položaju, z iztegnjeno roko. Roka je bila fiksirana s pomočjo pene, da je bilo premikanje čim bolj onemogočeno (Slika 4.9).



Slika 4.9: Priprava na MR-slikanje in pravilno pozicioniranje ter fiksiranje roke

4.1.3.1 Slikanje s kalupom iz Orfilight materiala

Prva serija slikanja je bila izvedena s kalupom iz Orfilight materiala. Izvedena so bila 4 slikanja z različnimi nastavitvami (LOVALIZER, 3D FGRE COR, 3D COSMIC, SAG KNEE 3D HR). Celotno slikanje je trajalo dobrih dvajset minut. Izkazalo se je, da je omenjeni čas tako dolg, da zaradi značilne lege roke in tiščanja roke v smeri odprtja znotraj kalupa privede do bolečin v mišicah in lokalnih bolečin zaradi povišanih kontaktnih tlakov. Tako je bilo zelo težko držati

roko razprto v drži, ki jo je narekoval kalup. Posledica tega je bilo manjše premikanje in trzanje posameznih prstov, kar je seveda vplivalo na natančnost slikanja in posledično na natančnost 3D-rekonstrukcije.

4.1.3.2 Slikanje s kalupom iz klasičnega mavca

Druga serija slikanja je bila izvedena po desetminutnem premoru. Testiranec je v tem času razgibal roko in jo sprostil. Tokrat je bilo slikanje izvedeno s kalupom iz klasičnega mavca. Izvedena so bila 3 slikanja z različnimi nastavitvami (LOVALIZER, 3D COSMIC, SAG KNEE 3D HR). Celotno slikanje je trajalo okoli petnajst minut. Podobno kot pri prvi seriji, so se tudi pri tem kalupu pojavile bolečine v mišicah in mehkem tkivu.

4.1.4 Obdelava podatkov MRI in izdelava 3D modela

Po pridobitvi podatkov na podlagi CT- ali MRI-slikanja, je potrebno izvesti 3D-rekonstrukcijo za pridobitev CAD-modela slikanega anatomskega dela. 3D-rekonstrukcija, ki omogoča kasnejšo manipulacijo in spreminjanje CAD-modela, se običajno izvaja s segmentacijo. To je proces, kjer se pridobljene DICOM-digitalne slike razdeli na več segmentov na osnovi anatomske značilnosti posameznih delov [120]. Vsak segment slike se nato v ustreznem programu pozicionira glede na debelino slikanega segmenta. Sveženj segmentiranih slik je nato predloga za rekonstrukcijo. Razviti so bili številni algoritmi za opravljanje avtomatske ali polavtomatske segmentacije za izboljšanje hitrosti in natančnosti procesa segmentacije. Najenostavnejša segmentacija je na osnovi pragovne vrednosti¹⁴ svetlosti ali kontrasta za določen segment anatomske regije. V kolikor razlikovanje med anatomske deli ni potrebno, je ta segmentacija eden izmed najhitrejših in najpreprostejših načinov za pridobivanje oblike posnetega dela.

V kolikor je potrebna diferenciacija anatomske delov za izgradnjo biomehanskega modela CAD za izvajanje kinematičnih analiz ali analiz po metodi končnih elementov, je potrebno izvesti segmentacijo, ki omogoča diferenciacijo med anatomske deli, kot npr. segmentacija na osnovi rastočih regij¹⁵. Zaradi narave tehnike slikanja na osnovi CT ali MRI prihaja do napak na slikah¹⁶, ki jih je za natančno 3D-rekonstrukcijo potrebno odpraviti. Po opravljeni segmentaciji in 3D-rekonstrukciji je potrebno dobljeno 3D-predstavitev anatomskega dela

¹⁴ Thresholding technique

¹⁵ Region growing

¹⁶ Šum

izvoziti oz. shraniti v datoteki, ki podpira manipulacijo in obdelovanje v ciljnim programu CAD. Večina sodobnih programskih paketov za obdelovanje medicinskih slik omogoča izvoz in rekonstrukcijo 3D-modela v formatu STL¹⁷. Potek dela v procesu obnove 3D prikazujemo na Slika 4.10.



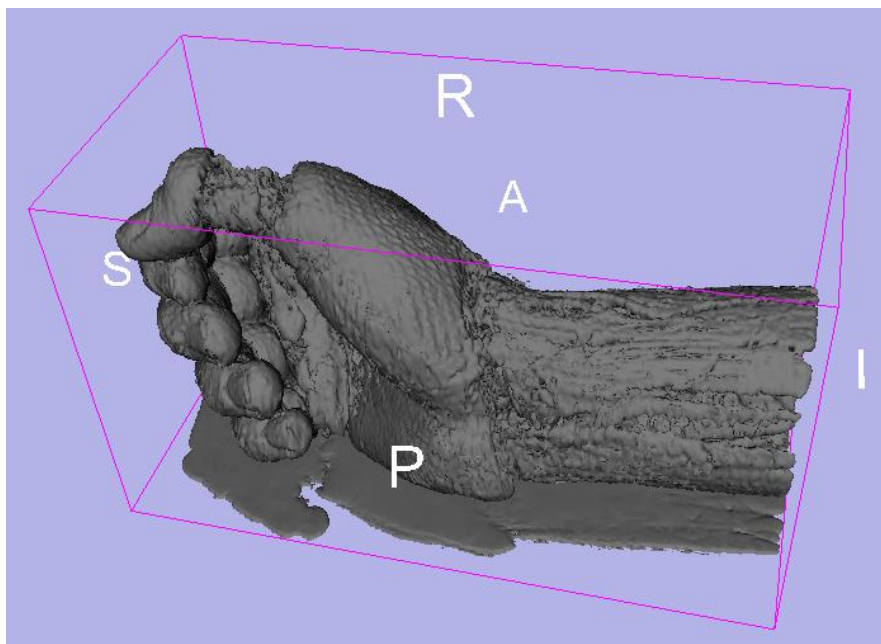
Slika 4.10: Proces 3D rekonstrukcije slikanega anatomskega dela

Hiter razvoj tehnike in tehnologije medicinskega slikanja je vplival tudi na razvoj različnih profesionalne programske opreme za obdelavo podatkov medicinskih slik in biomedicinskih raziskav. Večina programske opreme zagotavlja celovito orodje za 2D manipulacijo slik, segmentacijo, merjenje, 3D rekonstrukcijo, itd. Večina programske opreme je komercialna: Amira [122], Huygens [123], Analyze [124], AVS [125], IDL [126], Image Pro [127], iNtuition [128], Imaris [129], MetaMorph [130], Mimics [131], AxioVision [132], Vitrea [133], Syngo.via [134], IntelliSpace Portal [135] and Dexus [136]. Obstajajo tudi brezplačni in odprtokodni programski paketi: 3D Slicer [137], OsiriX [138], VolView [139], ParaView [140], MeVisLab [141] and SCIRun [142].

4.1.4.1 Programski paket 3D Slicer

Podatki dobljeni z MRI so bili shranjeni in posredovani v formatu DICOM. Za obdelavo podatkov smo sprva uporabili brezplačni in odprtokodni programski paket 3D Slicer verzije 3.6.3 [137]. Programski paket je prilagojen za delo z DICOM-datotekami, tako je posamezna slikanja brez težav prepoznal in jih tudi odprl. Hitra analiza kakovosti dobljenih slik je pokazala, da so najkakovostnejši podatki iz prve serije s kalupom iz Orfilight materiala s tehniko slikanja SAG KNEE 3D HR. Za hitro izdelavo 3D-modela smo uporabili modul Grayscale Model Maker, kjer je mogoče z določanjem mejne vrednosti določiti, katere sivine so del roke in katere ne. Z nekaj iteracijami smo določili vrednost, ki je dala najboljše rezultate. Takoj pa je bilo vidno, da kljub MRI-ju, ki je dal najkakovostnejše podatke, kakovost vseh slik ni bila dovolj dobra, da bi bil sestavljen model zadovoljiv. Nastale luknje v modelu so posledica omenjenega problema (Slika 4.11).

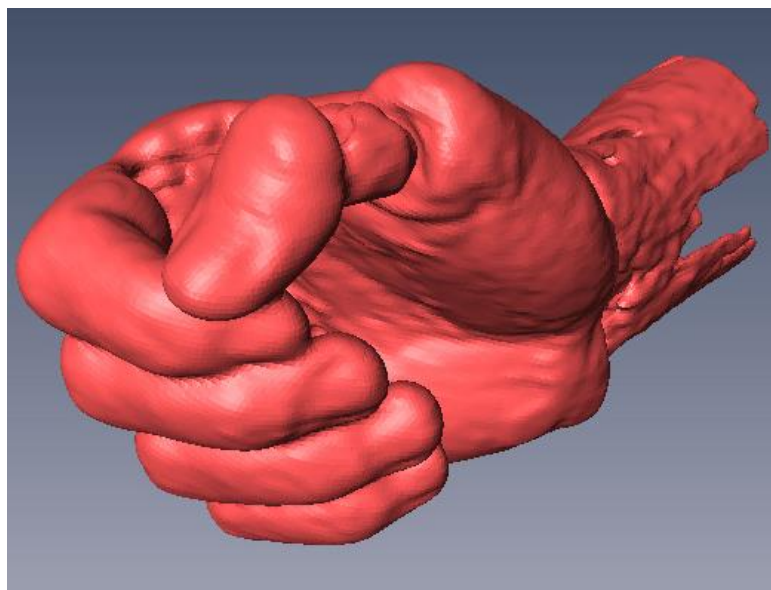
¹⁷ Stereolithography



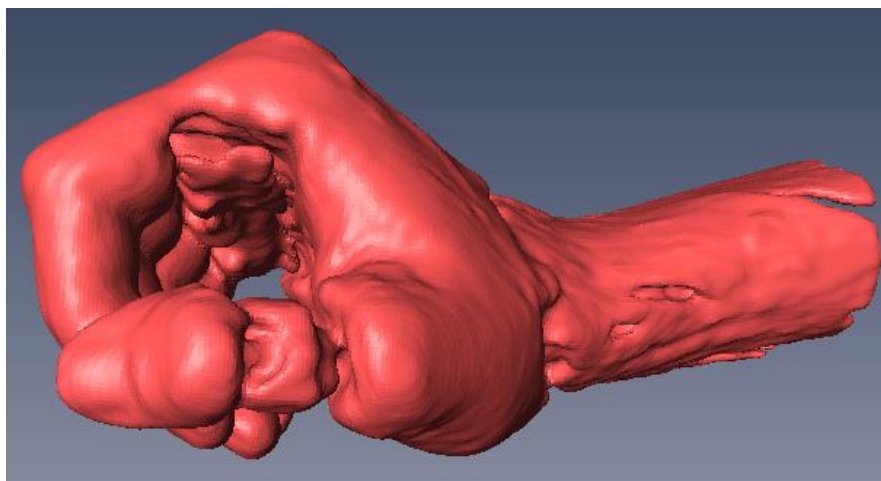
Slika 4.11: Rekonstrukcija 3D-modela v programskem paketu 3D Slicer

4.1.4.2 Programski paket Amira

Programski paket Amira je komercialni paket za vizualizacijo, manipulacijo in analizo biomedicinskih podatkov podjetja Visage Imaging [122]. Omenjen programski paket, podobno kot 3D Slicer, omogoča 3D-rekonstrukcijo iz CT in MRI. Najkakovostnejše MRI-podatke, ki smo jih uporabili za 3D-rekonstrukcijo s 3D Slicerjem, smo uvozili tudi v programski paket Amira za možnost neposredne primerjave. Programski paket ima nekoliko drugačen uporabniški vmesnik, algoritmi za segmentacijo pa so podobni 3D Slicerju, saj je avtomatska segmentacija dala podobne rezultate. Segmentacijo smo izvedli s pomočjo LabelVoxel modula, kjer je podobno kot pri 3D Slicerju potrebno določiti ustrezno mejno vrednost za segmentacijo. Podobno kot pri 3D Slicerju, so se tudi v tem programskem paketu pojavile težave pri avtomatski segmentaciji, saj so določeni robovi roke na MR slikah slabo vidni. Dobljeni 3D model je imel tako luknje, ki so posledica slabe segmentacije zaradi slabega zajema podatkov (Slika 4.12 in Slika 4.13).



Slika 4.12: 3D-model na osnovi avtomatske segmentacije v programskem paketu Amira



Slika 4.13: 3D-model na osnovi avtomatske segmentacije v programskem paketu Amira –
pogled s strani

Amira omogoča v Segmentation Editor modulu nadzor avtomatske segmentacije in tudi orodja za izboljšanje segmentacije. To je mogoče storiti na osnovi več algoritmov in filtrov (fill holes, remove islands ter smooth labels). Kljub temu z omenjenimi orodji ni mogoče dodati manjkajočih segmentov (Slika 4.14).



Slika 4.14: Izboljšanje segmentacije s pomočjo algoritmov in filtrov

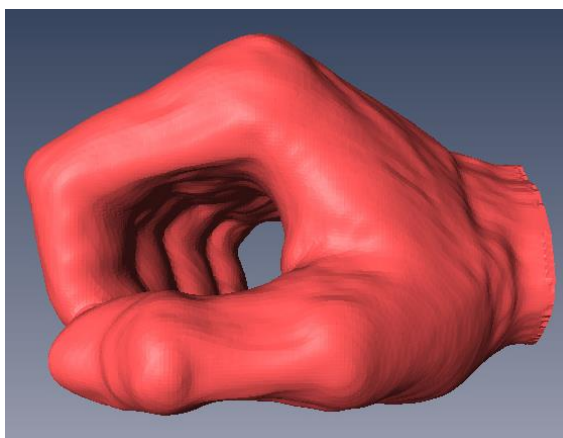
(a. začetno stanje, b. po uporabi orodja fill holes, c. po uporabi orodja remove islands in d. po uporabi orodja smooth labels)

Tako smo izvedli ročno segmentacijo. Ročna segmentacija je precej zamudna metoda segmentacije, hkrati pa so dobljeni rezultati lahko netočni, saj je delo ročno in ni osnovano na matematičnem modelu. Seveda pa je omenjena metoda nujna, ko avtomatska segmentacija ne da dovolj dobrih rezultatov zaradi slabšega zajema podatkov. Tako je bila izvedena segmentacija s pomočjo Wacom grafične tablice in brush oz. čopič orodja (Slika 4.15).

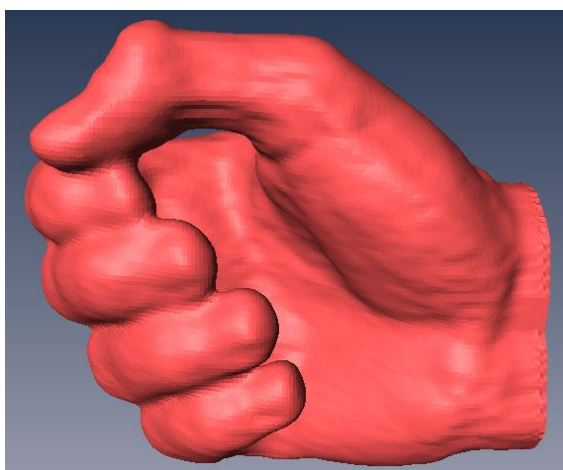


Slika 4.15: Segmentacija po ročno dodanih segmentih s pomočjo brush oz. čopič orodja

Po opravljeni ročni segmentaciji se je izkazalo, da je dobljeni 3D-model sedaj sklenjen, brez lukenj (Slika 4.16 in Slika 4.17). Zaradi ročne segmentacije je natančnost 3D-rekonstrukcije manjša. Posledica tega je neenakomerna in nekoliko hrapava površina, zato je bilo potrebno 3D-model dodatno zgladiti z gladitveno funkcijo. Posledica tega je vsekakor izgubljanje manjših detajlov površine roke, ki so odraz manjših anatomskih značilnosti roke. Omenjeni detajli so precej majhni, tako je mogoče upravičeno sklepati, da nimajo bistvenega vpliva. Del roke od zapestja proti komolcu je bil v programskem paketu Amira odstranjen, saj za raziskavo ni bil relevanten.



Slika 4.16: 3D-model roke po opravljeni ročni segmentaciji - pogled s strani



Slika 4.17: 3D-model roke po opravljeni ročni segmentaciji - pogled z dlanske strani

4.1.5 Izdelava 3D-površine

Dobljeni STL-model na osnovi 3D-rekonstrukcije ne vključuje nobenih geometrijskih topoloških relacij. Zaradi tega tudi CAD-modeliranje na osnovi značilnosti ni mogoče, hkrati pa ni mogoče izvajanje analiz po MKE, saj je potrebno vektorsko okolje za modeliranje [120]. Pridobljen 3D-rekonstruiran model posnetega anatomskega dela je potrebno s pomočjo

obratnega inženirstva pretvoriti v Non-Uniform Rational B-Spline¹⁸ funkcijo. Nekatera programska oprema za urejanje medicinskih slik že vključuje module obratnega inženirstva in določene tehnike tridimenzionalnega modeliranja. V večini primerov pa je omenjeno modeliranje večinoma namenjeno modeliranju za potrebe kirurškega načrtovanja, modeliranje implantatov itd. in ni primerno za modeliranje pri zasnovi izdelka. Zato je pri oblikovanju izdelka, ki temelji na medicinskem slikanju, smiselno uporabiti samostojno programsko opremo obratnega inženirstva (Geomagic® z RAINDROP Inc, ipd.) ali CAD-programске pakete, ki vsebujejo module obratnega inženirstva (Solidworks z Rapidform® pluginom, Catia®).

Tako je potrebno na osnovi oblaka točk iz datoteke STL s pomočjo programske opreme za obratno inženirstvo na osnovi triangulacije tvoriti NURBS-površine modela. Rezultat je običajno površinski model, ki je sestavljen iz manjših površin. Model na osnovi površin je mogoče nato pretvoriti v volumetrični model, ki omogoča klasične tehnike CAD-modeliranja. Ker je večina anatomskih delov človeškega telesa organskih oblik, prepoznavanje značilnosti modela ni primerno.

V procesu oblikovanja izdelka narejenega po meri za najboljše prileganje je v prvi fazi potrebno zmodelirati grobo obliko izdelka, ki bo v interakciji z izdelkom, in ga postaviti tako, da se prekriva s predvidenim anatomskim delom telesa. Nato s pomočjo Boolovih operacij (dodaj, odstrani, preseka) odstranimo skupni volumen in s tem dobimo obliko izdelka z najboljšim prileganjem z upoštevanjem neobremenjenih mehkih tkiv. Ko je bila določena oblika, lahko konstrukter na osnovi svojih znanj in izkušenj uporabi običajna CAD-orodja za izboljšanje zasnove izdelka narejenega po meri. Potek dela v procesu obratnega inženirstva STL-datoteke je mogoče videti na Slika 4.18 .

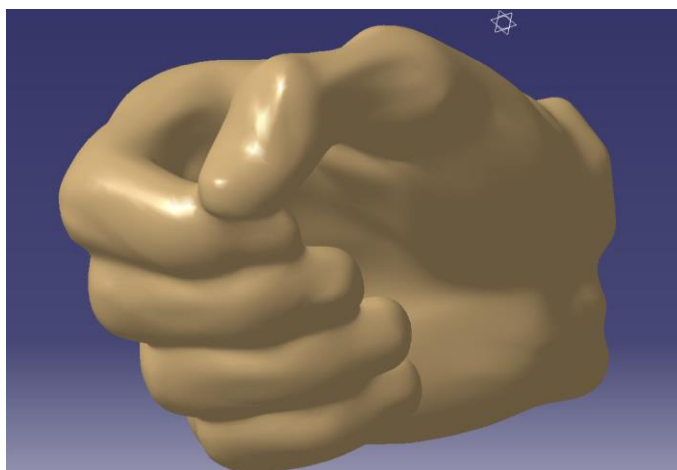


Slika 4.18: Shematska struktura pridobitve CAD-modela na osnovi STL

V naši raziskavi smo po opravljeni segmentaciji in 3D-rekonstrukciji dobljeni model roke izvozili v formatu STL (stereolitography). Za izdelavo 3D-površine smo uporabili programski paket Catia V5R20 in dobljeni STL model uvozili v modul Machining – STL Rapid Prototyping. Za kreiranje matematičnega modela površine je bilo potrebno preklopiti v modul

¹⁸ NURBS

Shape – Quick Surface Reconstruction, kjer smo uporabili orodje Automatic Surface. Določili smo visoko vrednost natančnosti kreiranja površine, saj je pomembno, da se ohrani dobljena površina iz MRI-ja. Dobljen 3D-model roke je tako matematično opisljiv, potrebno pa ga je bilo še pretvoriti iz površinskega v volumskega. To je mogoče storiti v modulu Mechanical Design – Part Design z orodjem Close Surface. Rezultat je matematično opisljiv 3D-volumski model roke (Slika 4.19).



Slika 4.19: 3D-matematični volumski model roke v programskem paketu Catia

Za pridobitev 3D površine optimalnega ročaja, je bil znotraj programskega paketa Catia modeliran eliptični cilindar, ki se je dovolj prekrival s 3D-modelom roke (Slika 4.20) za zagotovitev maksimalne oprijemalne površine ročaja.



Slika 4.20: 3D-model roke in eliptični ročaj v položaju prekrivanja

Nato smo s pomočjo Boolove operacije odstranili volumen eliptičnega ročaja, ki je bil v prekrivanju z modelom roke (Slika 4.21). Rezultat je ročaj, ki ima najboljše prilaganje glede na obliko 3D-roke, ki upošteva nedeformirana mehka tkiva (Slika 4.22).



Slika 4.21: Roka in eliptični ročaj po izvršeni Boolovi operaciji

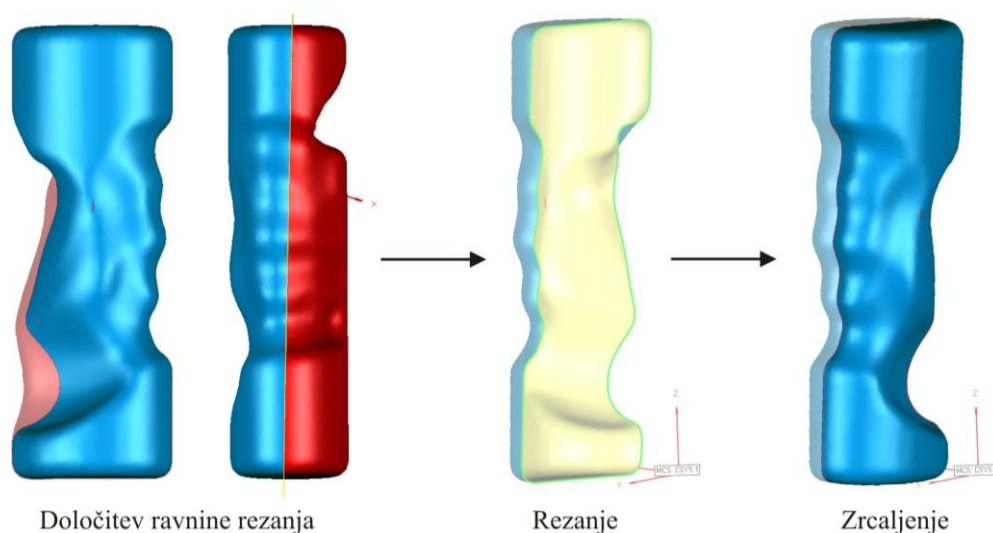


Slika 4.22: Anatomski ročaj na osnovi 3D-modela roke v optimalnem krepkem oprijemu

4.1.6 Kreiranje simetričnega ročaja

Pridobljeni ročaj je zaradi specifične in enolično določljive oblike roke v optimalnem položaju za krepki oprijem mogoče uporabljati samo z roko, ki je bila uporabljena za namen izdelave ročaja. Tako je potrebno ročaj za možnost uporabe z obema rokama ustrezno preoblikovati. Uporaba ročaja z obema rokama je mogoča le ob pogoju, da je ročaj simetričen glede na določeno ravnino. Tako smo v naši raziskavi določili ravnino za rezanje in zrcaljenje. Položaj ravnine za rezanje in zrcaljenje je bil določen tako, da smo ohranili optimalne premere ročaja

za vsak prst posebej. Nato smo s pomočjo CAD-orodij odrezali del modela ročaja, kjer je ročaj oprijemal palec. Ista ravnina je nato služila za zrcaljenje preostalega dela ročaja. S tem je bilo mogoče dobiti simetrično obliko ročaja z optimalnimi premeri za krepki oprijem ob najmanjši topološki deviaciji glede na prvotno pridobljeni ročaj (Slika 4.23). Nizko stopnjo gladitvene funkcije smo uporabili na lokalni ravni za odpravljanje manjših topoloških nepravilnosti na mestih zrcalne ravnine.



Slika 4.23: Kreiranje simetričnega ročaja

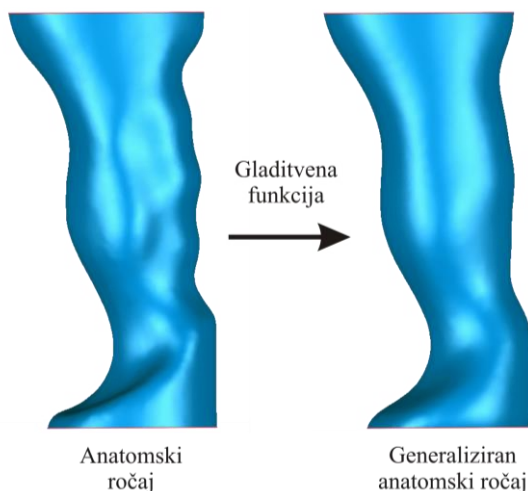
4.1.7 Dimenzioniranje simetričnega ročaja orodja za ciljno populacijo

Da bi pridobili ročaj orodja za različne ciljne populacije, smo uporabili funkcijo skaliranja. V preteklih raziskavah so ugotovili, da večino variacij antropometričnih vrednosti človeške roke predstavljata širina roke in dolžina roke [43]. V naši raziskavi smo še dodatno razdelili dolžino roke na dolžino dlani in dolžino prstov in s tem pridobili še dodatno prostostno stopnjo za zagotavljanje boljše prilagodljivosti. Tako funkcija skaliranja v vsaki izmed osi prilagaja velikost in obliko ročaja glede na antropometrično meritev ciljne populacije [117]. Funkcija skaliranja zajema torej možnost ločene variacije v antropometričnih meritvah dolžine dlani, dolžine prstov in širine roke.

4.1.8 Faktor splošnosti

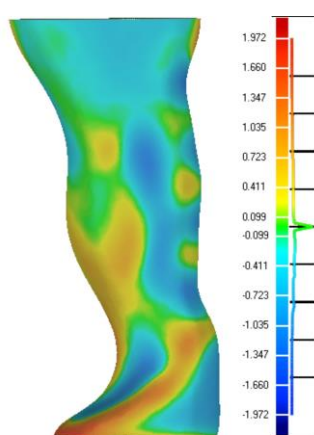
Da bi dobili posplošeno obliko ročaja orodja, ki se lahko uporablja za širšo ciljno populacijo in širši razpon opravil, smo dodali še faktor splošnosti. Gre za gladitveno funkcijo z vnaprej določenimi parametri glajenja, ki omogočajo lokalno topološko glajenje nastalega simetričnega ročaja. Glajenje ročaja je bilo izvedeno v programskem paketu Geomagic Studio 12, ki vsebuje zmogljiva orodja za glajenje površin. Za doseganje generaliziranega anatomskega ročaja smo

uporabili sledeče parametre: Smoothness level 6/8, Strength 5/8 in Curvature priority 0/8. Parametri so bili določeni tako, da smo z gladitveno funkcijo dobili obliko ročaja, ki je bolj splošna, brez utorov za prste in druge anatomske dele roke, ki omejujejo uporabo ročaja za širšo populacijo in širši razpon opravil (Slika 4.24).



Slika 4.24: Anatomsko oblikovan ročaj in ročaj z aplicirano gladitveno funkcijo

Da bi preverili vpliv gladitvene funkcije na topološka odstopanja glede na anatomski ročaj, smo izvedli analizo topoloških odstopanj med obema ročajema. Histogram odstopanja je pokazal, da je večina topoloških odstopanj skoncentrirana okrog odstopanja nič milimetrov, kar kaže, da je zglajeni ročaj ohranil osnovno obliko (Slika 4.25). Tako je mogoče tudi sklepati, da je povečanje kontaktnega tlaka kot posledica gladitvene funkcije in s tem topoloških odstopanj glede na topologijo roke v optimalnem krepkem oprijemu zanemarljivo majhno.



Statistika:

Povprečna razdalja: -0.058mm
 pozitivna: 0.320mm
 negativna: -0.423mm
 std. dev.: 0.511mm

Slika 4.25: Topološka odstopanja med anatomskim in splošnim ročajem

4.1.9 Izdelava prototipov ročajev

Da bi lahko ovrednotili dobljene ročaje na osnovi digitalnega modela roke v primerjavi z optimalnimi cilindričnimi ročaji, smo izvedli generalizirano nalogo oprijema in merjenje subjektivnega udobja testirancev. V raziskavi je sodelovalo 10 prostovoljcev s statistično porazdelitvijo v Prilogi B. Za testne osebe smo izdelali 10 cilindričnih in 10 anatomskih ročajev s pomočjo uporabe tehnologije izdelave hitrih prototipov. Premeri cilindričnih ročajev za vsako testno osebo so bili določeni na osnovi matematičnega modela, ki je bil uporabljen tudi za izdelavo določitve oblike ročaja na osnovi digitalnega modela roke. Vsi ročaji so bili izdelani s pomočjo 3D tiskalnika 3D Touch 3D Printer podjetja Bits from Bytes z uporabo ABS¹⁹ plastike kot primarni material in PLA²⁰ kot podpornega materiala.

4.1.10 Generalizirana naloga oprijema in merjenje subjektivnega udobja testirancev

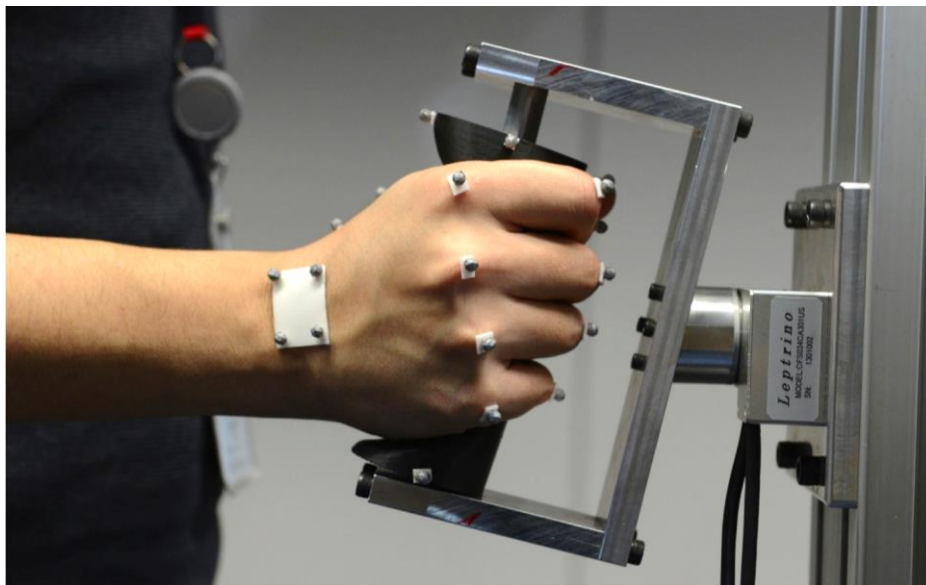
Izdelane ročaje smo s testnimi osebami testirali za namen merjenja subjektivnega udobja testirancev. Tako so testiranci dobili navodila o postopku merjenja. Bili so seznanjeni, da naj stojijo udobno s pravokotnim upogibom v komolcu in zapestjem v nevtralnem položaju. Dobili so navodilo, naj izvedejo pet oprijemov za eno minuto ob njihovi željeni sili krepkega oprijema in sili potiska 50 N. Potisno silo smo merili s pomočjo senzorja za merjenje sile in momenta podjetja Leptrino (Slika 4.26). Sila se je testirancu med izvajanjem oprijema izpisovala na zaslonu pred njim. Tako je lahko vsako odstopanje od predvidene pritiskne sile korigiral z ustrežno reakcijo. Na tak način smo dosegli standardizirano in bolj generalizirano simulacijo dejanskega oprijema orodja. Pogoje oprijema smo določili na osnovi preteklih raziskav drugih avtorjev kakor tudi lastnih izkušenj na osnovi testnih meritev. Pri oprijemu smo upoštevali potisno silo, saj večina orodij, ki zahteva krepki oprijem, povzroča pritiskno silo na roko, kar je posledica uporabe orodja. Enako opravilo oprijema je vsak testiranec izvedel tudi s pripadajočim cilindričnim ročajem.

Za primerjavo in ocenjevanje obeh ročajev so testiranci po opravljenih meritvah izpolnili vprašalnik o subjektivnem udobju (Priloga C). Vprašalnik temelji na osnovi preteklih raziskav in je bil prilagojen za našo raziskavo [64]. Ugotovili so, da najboljše rezultate v smislu občutljivosti zagotavlja kontinuirana lestvica subjektivnega udobja [143]. Tako smo v našem

¹⁹ Ang.: Acrylonitrile butadiene styrene

²⁰ Ang.: Polylactic acid

primeru za oceno deskriptorjev subjektivnega udobja uporabili kontinuirano lestvico, ki vsebuje sedem diskretnih vrednosti (od 1 = se popolnoma ne strinjam do 7 = se popolnoma strinjam).



Slika 4.26: Izvajanje generalizirane naloge oprijema

Da bi lahko določili, ali je med obema ročajema glede na določeno oceno statistično pomembna razlika, smo uporabili Studentov dvostranski T-test [144]. Gre za statistično metodo testiranja hipotez. Z njo preverjamo razlike med aritmetičnima sredinama dveh neodvisnih vzorcev. Omenjena statistična metoda je primerna tudi za majhne vzorce ($n < 30$). Predpostavlja se, da imata oba vzorca neodvisno in naključno izbrane testirance, da imata vzorca normalno porazdelitev in enako varianco.

4.1.11 Merjenje kontaktne površine

Za merjenje kontaktne površine cilindričnih ročajev smo na bel list pisarniškega papirja izven območja oprijema natisnili črni kvadrat velikosti 3×3 cm ($A_{sq} = 9$ cm²) in ga tesno ovili in prilepili na cilindrične ročaje. Testiranci so ročaj prekrit s papirjem oprijeli z roko prekrito s tanko plastjo črnila za pet sekund. Tako se je površina roke, ki je bila v stiku z ročajem, s pomočjo črnila prenesla na papir. Po opravljenem oprijemu smo papir razvili in skenirali z namiznim skenerjem z ločljivostjo 600dpi. Pridobljene slike smo uredili v komercialnem programskem paketu za urejanje fotografij Adobe® Photoshop® CS4 (Slika 4.27). Območje prenesenega črnila je bilo izmerjeno na osnovi izbora sivin in primerjave z natisnjenim črnim kvadratom. Kontaktna površina anatomskih ročajev je bila izmerjena virtualno znotraj programskega paketa Catia®.



Slika 4.27: Dobljena slika kontaktne površine po oprijemu cilindričnega ročaja

4.2 Simulacije mehanskega obnašanja konice prsta ob oprijemu ročaja orodja iz različnih materialov

Mehanski učinki na roko med oprijemom in njihov vpliv na nastanek akutnih in kumulativnih travmatičnih obolenj ter učinek na subjektivno udobje so še v veliki meri neraziskano področje. Malo je tudi raziskav na področju ustrezne izbire ali celo določitve materiala za ročaje orodja za namen povečanja subjektivnega udobja uporabnikov, povečanja zmogljivosti in zmanjšanja tveganja za nastanek akutnih in kumulativnih travmatičnih obolenj. Zaradi manjkajoče opreme za opravljanje meritev elektromiografske aktivnosti mišic, meritev kontaktnih tlakov ter distribucije oprijemalne sile smo v nadaljevanju raziskovali mehansko kontaktno interakcijo med konico prsta in različnimi materiali z uporabo metode končnih elementov. Cilj je bil ovrednotiti, ali lahko na osnovi ugotovitev predlagani materiali ročaja zmanjšajo zaznano neudobje uporabnika in zmanjšajo možnosti za nastanek akutnih in kumulativnih travmatičnih obolenj, ki so pogojena s kontaktnim tlakom.

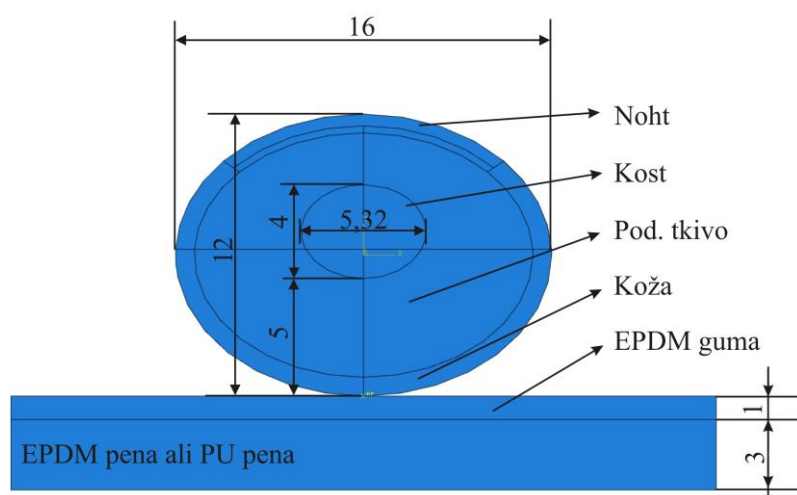
V naši raziskavi smo uporabili programski paket za izvajanje simulacij po metodi končnih elementov Abaqus/CAE 6.10 s podjetja Dassault Systems (France). Na osnovi preteklih raziskav je bilo ugotovljeno, da gre za zanesljiv in robusten programski paket, ki omogoča simuliranje človeškega tkiva pod mehanskimi obremenitvami [92, 93, 113, 80, 114, 115]. Zmodelirali smo dvodimenzionalni model prereza človeškega prsta z materialnimi parametri na osnovi raziskav drugih avtorjev. Koncentrirano silo na kost smo uporabili za simuliranje sile oprijema prsta med oprijemom ročaja. S pomočjo prej določenih sil smo izvedli numerične teste

za proizvodnjo značilnih kontaktnih tlakov. Za vsak obremenitveni primer smo opazovali porazdelitev kontaktnega tlaka med prstom in ročajem in njune deformacije.

4.2.1 Geometrija

Numerični model je bil izdelan na podlagi obstoječih MKE modelov [92, 93, 80, 114]. Dimenzije kazalca povprečnega moškega so bile uporabljene za modeliranje geometrije prereza prsta (Slika 4.28) [5].

Ker se antropometrične meritve razlikujejo od osebe do osebe, smo privzeli splošni geometrijski model, ki privzema eliptično obliko prereza prsta. V kolikor upoštevamo cilindrični ročaj, je v primeru obravnavanja 2D-problema, ki upošteva prerez, mogoče ročaj posplošiti kot pravokotnik. V primeru uporabe kompozitnih materialov iz EPDM²¹-gume in EPDM-pene ali PU²²-pene smo pravokotnik razdelili v 1 mm zaščitni sloj EPDM-gume in 3mm ustreznega penastega materiala (Slika 4.28). Za takšno razmerje smo se odločili na osnovi preteklih raziskav, ki so ugotovile, da lahko 4 mm debela pena na ročaju orodja sicer zviša subjektivno udobje, vendar so hkrati testne osebe poročale o izgubi stabilnosti. Tako smo v našem delu upoštevali manjšo debelino penastega materiala. Dodali pa smo še zaščitni sloj, ki ščiti peno pred zunanjimi mehanskimi vplivi. Debelina zaščitnega materiala je kompromis med zaščito in zmožnostjo za deformacijo. Za zaščitni sloj je potrebno, da se ob povišani obremenitvi ustrezno deformira in s tem omogoči deformacijo pene. Preliminarne simulacije so potrdile ustrezno izbiro razmerja materialov.



Slika 4.28: Geometrija modela prsta in ročaja orodja

²¹ Ethylene propylene diene monomer

²² Poly urethane

4.2.2 Materialni parametri

Za kost prsta in noht smo privzeli, da sta linearno elastična materiala z izotropnimi materialnimi lastnostmi, kjer ima kortikalna kost modul elastičnosti 17 GPa, noht pa 170 Mpa. Pri obeh materialih smo glede na pretekle raziskave privzeli Poissonovo število 0,3 [93].

Mehansko obnašanje kože in podkožnega tkiva je, kot že predstavljeno, bolj zapleteno in ima nelinearne viskoelastične lastnosti. Glede na to, da v simulacijah obravnavamo statični oprijem, kjer ni sunkovitih obremenitev v smislu časovne odvisnosti, nismo obravnavali časovne odvisnosti pojavov, zato smo zanemarili viskozno obnašanje vseh obravnavanih viskoelastičnih materialov. Materialne parametre smo določili na osnovi enoosnih nateznih preizkusov, ki so jih izvedli avtorji preteklih raziskav, ki smo jih uporabili za ekstrakcijo parametrov iz Ogdenovega hiperelastičnega materialnega modela [109, 97]. Za dobro aproksimacijo pri obeh materialih se je izkazala stopnja polinoma $N = 3$. Ker sta koža in podkožno tkivo skoraj nestisljiva, smo za Poissonovo število privzeli vrednost 0,4 [93]. Materialni parametri za kožo in podkožno tkivo veljajo za konstantno temperaturo $T = 20\text{ }^{\circ}\text{C}$.

Tabela 2: Materialni parametri, ki določajo hiperelastičnost kože

N	μ_i	α_i
1	-0,07594	4,941
2	0,01138	6,425
3	0,06572	4,712

Tabela 3: Materialni parametri, ki določajo hiperelastičnost podkožnega tkiva

N	μ_i	α_i
1	-0,04895	5,511
2	0,00989	6,571
3	0,03964	5,262

Za material ročaja smo uporabili EPDM-gumo, saj jo pogosto uporabljajo pri številnih proizvajalci kot zaščitni sloj ročaja orodja, ki naj bi povečeval udobje in zmanjšal verjetnost za nastanek obolenj.

Materialne parametre smo določili s pomočjo Ogdenovega hiperelastičnega materialnega modela in podatkov iz enoosnih nateznih preizkusov pri temperaturi $T = 20\text{ }^{\circ}\text{C}$ (Tabela 4) [109, 145]. EPDM-guma je skoraj nestisljiv material. Zaradi boljše konvergence smo za Poissonovo število na osnovi literature privzeli 0,45. Za primerjavo mehanskega obnašanja prsta z uporabo

ročaja iz kvazitogega materiala, smo uporabili tudi jeklo kot material ročaja orodja. Modul elastičnosti smo določili kot 210 Gpa in Poissonovo število 0,3. Jeklo je neprimerljivo bolj togo kot mehka tkiva, zato ga lahko obravnavamo v naših simulacijah kot tog material.

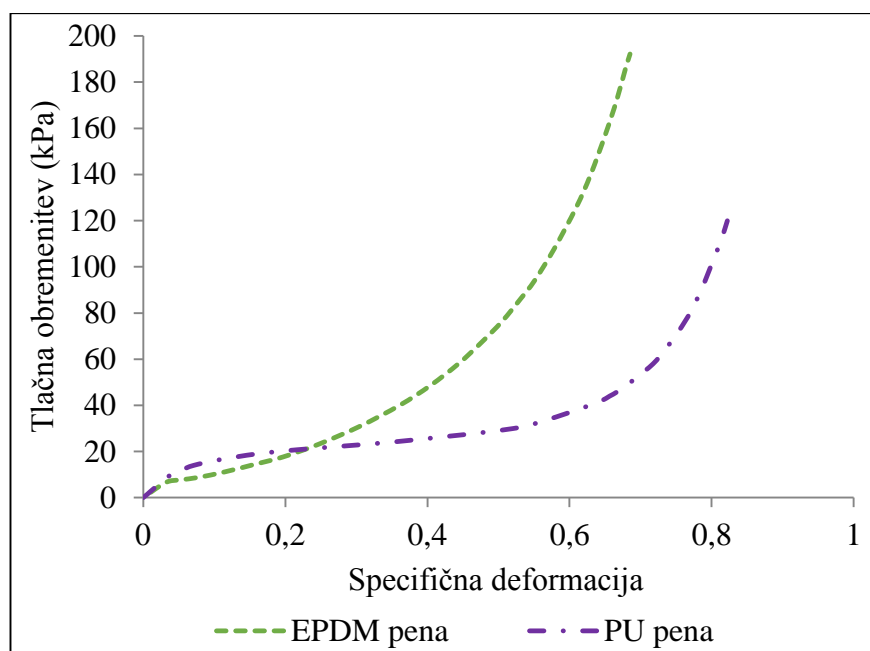
Tabela 4: Materialni parametri, ki določajo hiperelastičnost EPDM-gume

N	μ_i	α_i
1	-4.98945	-0.01928
2	0.14389	6.20650
3	5.75218	-0.47775

Na osnovi preteklih raziskav in poznavanja mehanskega obnašanja kože in podkožnega tkiva smo iskali material, ki bi kazal ravno inverzno mehansko obnašanje kot mehko tkivo. Tako bi moral željeni material v območju manjših obremenitev ostati trden brez elastične deformacije za zagotovitev stabilnosti orodja oz. izdelka v rokah, pri povečani obremenitvi na mehko tkivo pa se mora na mestih višje obremenitve elastično deformirati, da nudi večjo kontaktno površino in hkrati ugodnejšo porazdelitev kontaktnih tlakov.

Tako smo se na osnovi poznavanja biomehanskega obnašanja mehkega tkiva in celičnih materialov odločili, da v naši raziskavi simuliramo dva različna kompozitna materiala ročaja ročnega orodja. Za prvi kompozitni material smo uporabili zaščitni sloj EPDM-gume in celični material EPDM-peno, za drugi kompozit pa zaščitni sloj EPDM-gumo in celični material PU-peno. Uporabljena EPDM-pena je imela gostoto $\rho_s = 114 \text{ kg/m}^3$ z bimodalno celično strukturo glede velikosti celic (nekaj večjih odprtih celic, znotraj katerih so zaprte celice), medtem ko je imela PU-pena $\rho_s = 69 \text{ kg/m}^3$ z odprto celično strukturo. Vsi podatki so pri konstantni temperaturi $T = 20 \text{ }^\circ\text{C}$.

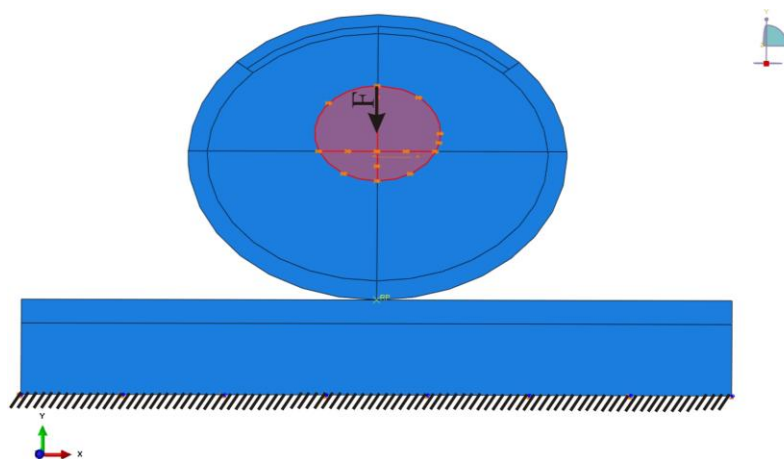
Obe peni omogočata relativno velike elastične deformacije in imata napetostni plato okrog 0,01-0,02 MPa. EPDM-pena ima nižji plato s strmejšo krivuljo v diagramu napetost-deformacija, medtem ko ima PU-pena višji plato in položnejšo krivuljo v diagramu napetost-specifična deformacija. Podatke enosnih tlačnih preizkusov smo uporabili za določitev mehanskega obnašanja materiala znotraj programskega paketa Abaqus (Slika 4.29) [146, 110]. Uporabili smo »hyperfoam« mehansko obnašanje materiala s stopnjo polinoma $N=3$, ki je omogočal za oba materiala dobro aproksimacijo mehanskega obnašanja materiala.



Slika 4.29: Mehansko obnašanje obravnavanih penastih materialov v diagramu enosne tlačne obremenitve v odvisnosti od specifične deformacije

4.2.3 Robni pogoji

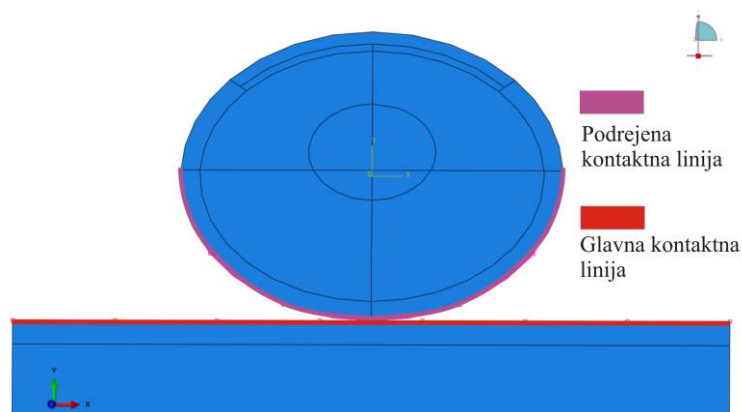
Pomiki in zasuki iz pravokotnika, ki predstavlja material ročaja orodja, so bili fiksirani na spodnji konturi. Rotacije prsta so bile fiksirane, omogočili pa smo le prostostno stopnjo pomika prsta vzdolž vertikalne osi proti materialu ročaja orodja. Na zgornjo središčno točko kosti smo aplicirali koncentrirano silo, katere vektor je kazal v smeri proti materialu ročaja (Slika 4.30).



Slika 4.30: Robni pogoji pomikov in rotacij ter aplicirane sile

V našem primeru smo obravnavali kvazistatični problem, zato smo se omejili zgolj na obremenitve, ki so normalne glede na kontaktno linijo. Tako smo kontakt določili z ustreznim modulom znotraj programskega paketa Abaqus. Uporabili smo definicijo kontakta »vozlišče na

površino»²³, saj gre v tem primeru za dvodimenzionalni problem. S takšno izbiro kontakta smo tudi zmanjšali potreben čas za izvedbo simulacij. Za glavno kontaktno linijo smo izbrali zgornjo konturo materiala ročaja, za podrejeno pa konturo spodnjega dela prsta (Slika 4.31). Obe geometriji sta bili postavljeni tako, da se je prst stikal z materialom ročaja v središčni točki. Trenje med materialom ročaja in roko je ključnega pomena za stabilnost orodja v rokah, ne vpliva pa bistveno na maksimalne kontaktne tlake in njihovo porazdelitev ob oprijemu. Prav zaradi tega so avtorji v preteklih raziskavah upoštevali zgolj normalno obnašanje kontakta. Tako smo se tudi v naši raziskavi zaradi lažje primerljivosti rezultatov odločili zanemariti tangencialno obnašanje kontakta. V naših simulacijah smo uporabili »trdi kontakt«²⁴. Ko sta obe liniji v stiku, se lahko preko njiju prenaša kakršnakoli tlačna obremenitev, ko pa tlak doseže vrednost nič, pa sta površini ločeni in nista več v kontaktu. Ločeni površini spet prideta v kontakt, kadar se njuna razdalja zmanjša na nič [116].



Slika 4.31: Glavna in podrejena kontaktna linija

4.2.4 Numerična mreža

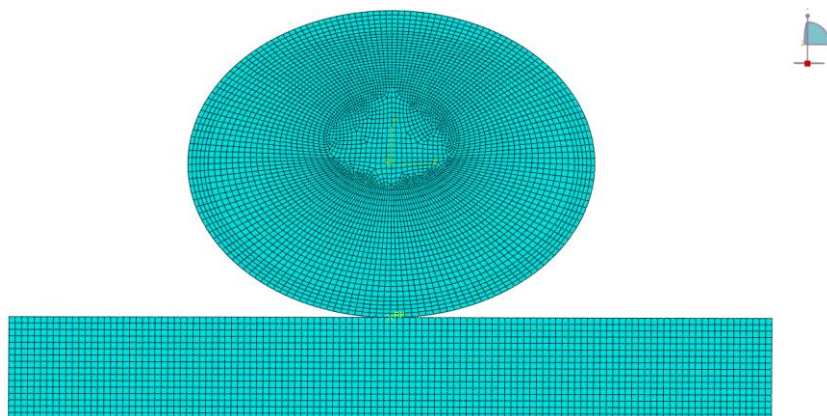
Model prsta je zamrežen s 5206, model ročaja pa z 1920 CPE8 elementi (Slika 4.32). Osnovni CPE8-element ima osem vozlišč in je namenjen za numerične probleme z ravninskim deformacijskim stanjem. Uporaba teh elementov in ravninskega deformacijskega stanja je upravičena v primeru, da se geometrija modela v z-osi ne spreminja drastično. V primeru prsta dejansko ni bistvenih geometrijskih sprememb v z-osi, zato lahko privzamemo, da je poenostavitev upravičena in bistveno ne vpliva na natančnost rezultatov.

²³ Ang.: Node to surface

²⁴ Ang: Hard contact

Model prsta smo razdelili tako, da je programski paket Abaqus omogočal uporabo strukturirane mreže, ki daje najboljše rezultate. Nestrukturirana mreža je ostala na področju kosti, vendar nas napetosti in deformacije znotraj kosti ne zanimajo, zato lahko to privzamemo kot upravičeno poenostavitev.

Za preverjanje konvergenčnosti simulacije smo v preliminarnih simulacijah uporabili bolj grobo mrežo. Po pozitivnih testih konvergenčnosti smo mrežo zgostili na vrednost, ki je predstavljala dober kompromis med časom izvajanja simulacije in natančnostjo rezultatov.



Slika 4.32: Mreža modela prsta in ročaja

4.2.5 Numerični izračuni

V naših simulacijah smo upoštevali štiri različne kombinacije materialov za ročaj orodja. V prvi simulaciji smo uporabili jeklo kot enovit material, v drugi smo uporabili EPDM-gumo kot enovit material, v tretji smo uporabili kompozit sestavljen iz 1 mm EPDM-gume in 3 mm EPDM-pene in četrti simulaciji kompozit 1 mm EPDM-gume in 3 mm PU-pene. Vrhnja plast iz 1 mm EPDM-gume pri obeh kompozitih predstavlja zaščitno plast ročaja orodja. Namen zaščitne plasti je preprečevanje poškodb plasti iz pene med uporabo orodja.

Za vsako materialno kombinacijo ročaja orodja smo upoštevali štiri različne obremenitve. Tako smo upoštevali značilne kontaktne tlake 20 kPa, 40 kPa, 80 kPa in 100 kPa glede na središčno točko prsta in tog material ročaja orodja [105, 101]. Omenjeni kontaktni tlaki predstavljajo tlake, ki nastanejo pri značilnih oprijemih orodja. 20 kPa je vrednost, ko uporabnik ročno orodje drži v roki le narahlo, vrednost 40 kPa je tlak, ki nastane ob zmerni manipulaciji orodja, 80 kPa in 100 kPa pa ob intenzivni manipulaciji orodja. Navpično silo za doseganje teh kontaktnih tlakov, ki predstavlja silo oprijema prsta, smo dobili v primeru simulacije z materialom ročaja iz jekla, ki predstavlja kvazitog material. Rezultirajoče sile potrebne za doseganje značilnih

kontaktnih tlakov v primeru uporabe togega materiala kot ročaja orodja so bile nato uporabljene za vsako kombinacijo materiala ročaja orodja.

Glede na to, da porazdelitev kontaktnega tlaka daje podatke zgolj za določen obremenitveni primer, smo še dodatno podali rezultate za kontinuiran kontaktni tlak na področju središčne točke prsta v primerjavi s skupno deformacijo prsta in materiala ročaja. V teh simulacijah smo kontinuirano povečevali aplicirano pritisno silo, vse dokler nismo dosegli kontaktnega tlaka 100 kPa v primeru kvazitogega materiala ročaja orodja. Nato smo dobljeno maksimalno silo uporabili pri vseh simulacijah z drugimi kombinacijami materiala ročaja orodja. Dodatno smo še simulirali kontinuiran odnos med aplicirano navpično pritisno silo in posledičnim kontaktnim tlakom. S tem je bilo mogoče še dodatno primerjati različne kombinacije materialov in ovrednotiti simulirani sistem.

5 REZULTATI

5.1 Anatomsko oblikovan ročaj orodja

Rezultat raziskave je virtualni statični model človeške roke v optimalnem krepkem oprijemu za neposredni razvoj ročajev ročnih orodij in manjših izdelkov. V fazi razvoja novega izdelka je mogoče anatomske ročaje na osnovi virtualne roke uporabiti neposredno. Konstrukter na osnovi določitve ciljne populacije in s tem pogojenih antropometričnih velikosti določi ustrezno velikost ročaja. Na osnovi znanja in izkušenj lahko konstrukter na dobljeni ročaj aplicira faktor splošnosti in s tem gladitveno funkcijo, ki omogoča kasnejšo uporabo ročaja za širšo ciljno populacijo in širši nabor opravil.

Na osnovi določenih robnih pogojev lahko konstrukter relativno enostavno določi optimalno velikost in obliko ročaja orodja za določeno ciljno populacijo, dobljeni CAD model pa je mogoče neposredno uporabiti v procesu nadaljnjega oblikovanja ročnih orodij in izdelkov. Pravilna določitev velikost in oblike ročaja za ciljno populacijo je ključnega pomena za subjektivno udobje uporabnika, zmogljivost in preprečevanje akutnih in kumulativnih travmatskih obolenj, kot je predstavljeno v nadaljevanju.

5.1.1 Verifikacija in validacija metod

Kljub temu da subjektivne ocene udobja večinoma pridobimo s pomočjo subjektivnih vprašalnikov, smo izvedli še dodatne objektivne meritve za verifikacijo uporabljenih metod in za primerjavo in oceno obeh ročajev.

Premeri anatomskih in cilindričnih ročajev so bili določeni na osnovi antropometričnih meritev testiranih oseb in že predstavljenega matematičnega modela [62]. Na osnovi predstavljenih metod so bili izdelani prototipi ročajev, ki smo jih uporabili za meritve subjektivnega udobja.

Meritve na dobljenih ročajih na osnovi virtualnega modela človeške roke v optimalnem krepkem oprijemu so v virtualnem okolju CATIA[®] pokazale, da so le majhna odstopanja med izračunanimi premeri in meritvami.

5.1.2 Kontaktna površina

Glede na opravljene meritve je srednja vrednost kontaktne površine za optimalne cilindrične ročaje je znašala $A_{opt/cir} = 80,80 \text{ cm}^2$, pri meritvah v virtualnem okolju na anatomskem ročaju pa $A_{opt/cust} = 101,34 \text{ cm}^2$.

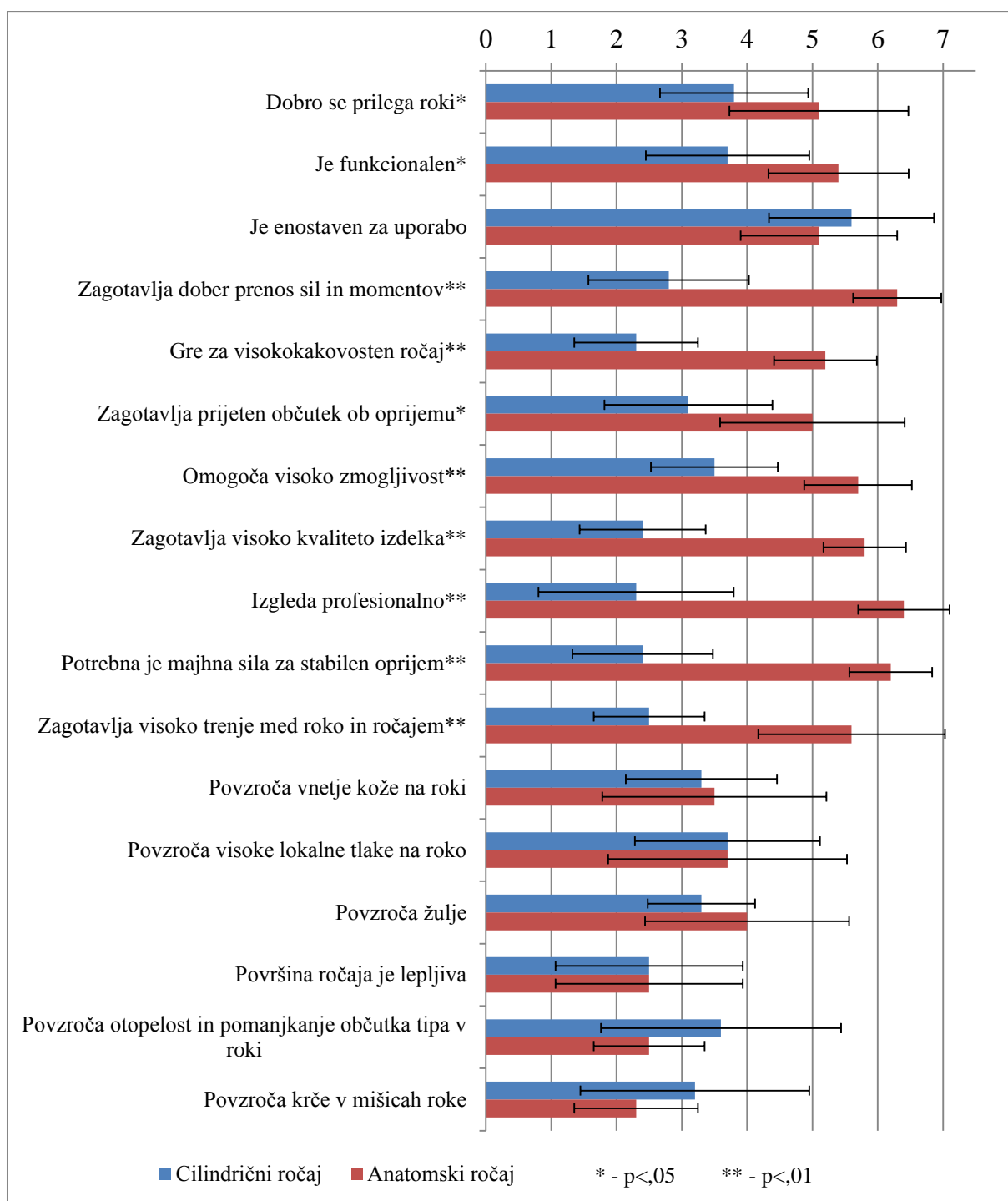
Kljub temu da je bil anatomski ročaj pridobljen na osnovi upoštevanja spremenljivih premerov za vsak prst, ki so enaki (D_{opt2}) ali celo manjši ($D_{opt1,3,4}$) od premera za cilindrični ročaj, je bilo mogoče opaziti povečanje kontaktne površine za več kot 25 %.

5.1.3 Ocena subjektivnega udobja

5.1.3.1 Ocena kazalnikov celotnega subjektivnega udobja ročaja

Rezultati kažejo visoko stopnjo standardne deviacije (Slika 5.1). To je bilo pričakovano, saj je zaznano subjektivno udobje, kot že ime pove, odvisno od testiranca in se razlikuje od testiranca do testiranca.

Kazalniki subjektivnega udobja »Dobro se prilega roki«, »Je funkcionalen« in »Zagotavlja prijeten občutek ob oprijemu« so bili statistično pomembno različni za oba ročaja vrednosti $p < ,05$ in so bili ocenjeni bolje za anatomsko oblikovan ročaj. Ocene kazalnikov subjektivnega udobja »Zagotavlja dober prenos sil in momentov«, »Gre za visokokakovosten ročaj«, »Omogoča visoko zmogljivost«, »Zagotavlja visoko kvaliteto izdelka«, »Izgleda profesionalno«, »Potrebna je majhna sila za stabilen oprijem« in »Zagotavlja visoko trenje med roko in ročajem« so bile statistično pomembno različne pri $p < ,01$ in so bile višje za anatomski ročaj. Rezultati so pokazali, da drugi kazalniki niso bili statistično pomembno različni.

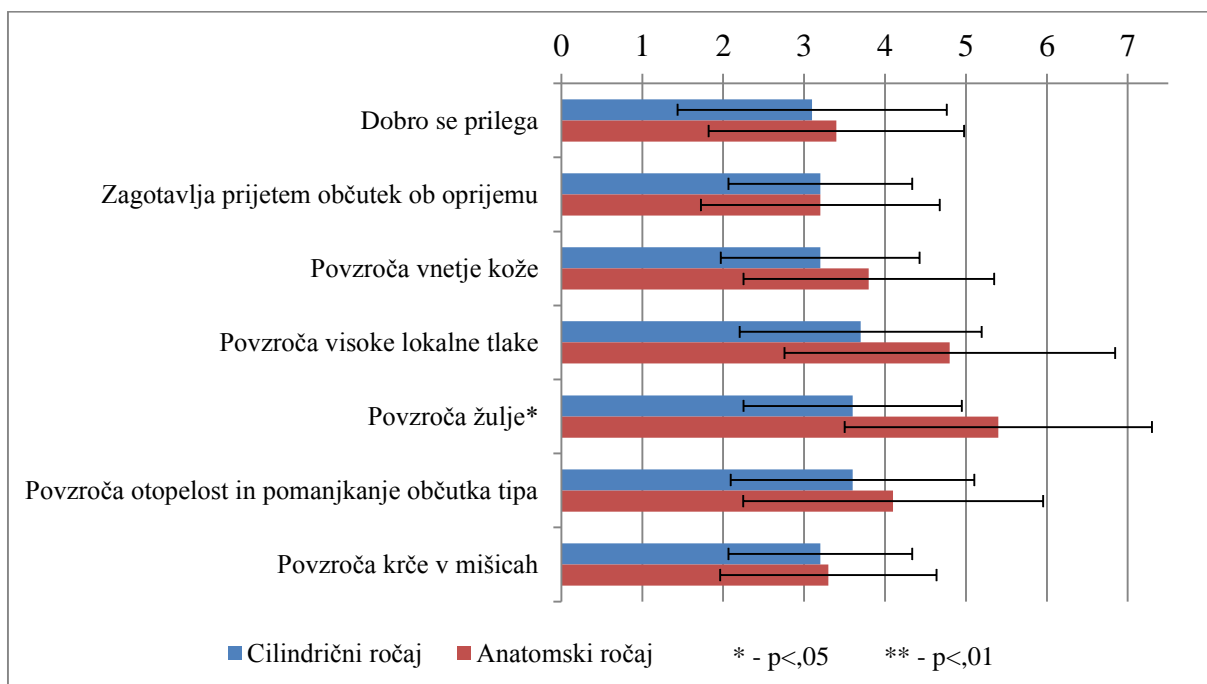


Slika 5.1: Ocena kazalnikov celotnega subjektivnega udobja

5.1.3.2 Ocena kazalnikov subjektivnega udobja ročaja za določeno anatomsko področje

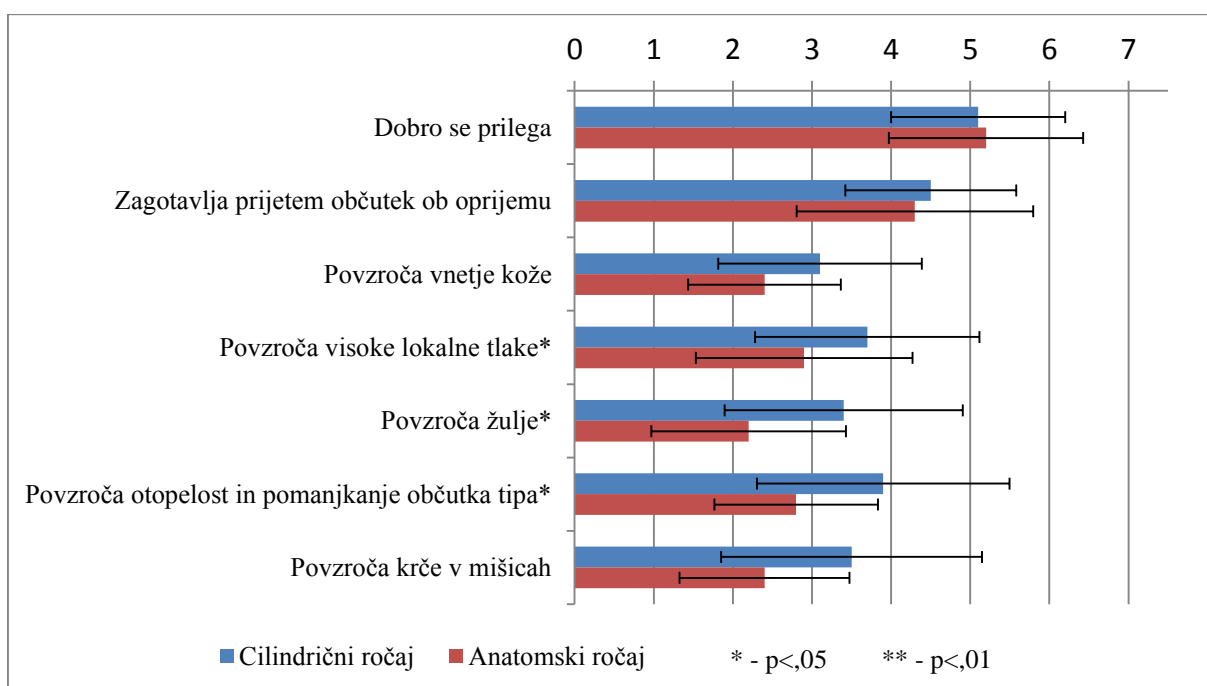
Vpliv oblike ročaja na celotno oceno subjektivnega udobja smo dodatno primerjali pri ocenjevanju subjektivnega udobja obeh ročajev za značilna anatomska področja palca, kazalca, sredinca, prstanca, mezinca in dlani.

Za anatomsko področje palca so rezultati pokazali, da je bil samo kazalnik subjektivnega udobja (»Povzročča žulje«) statistično pomembno različen pri $p < ,05$ (Slika 5.2).



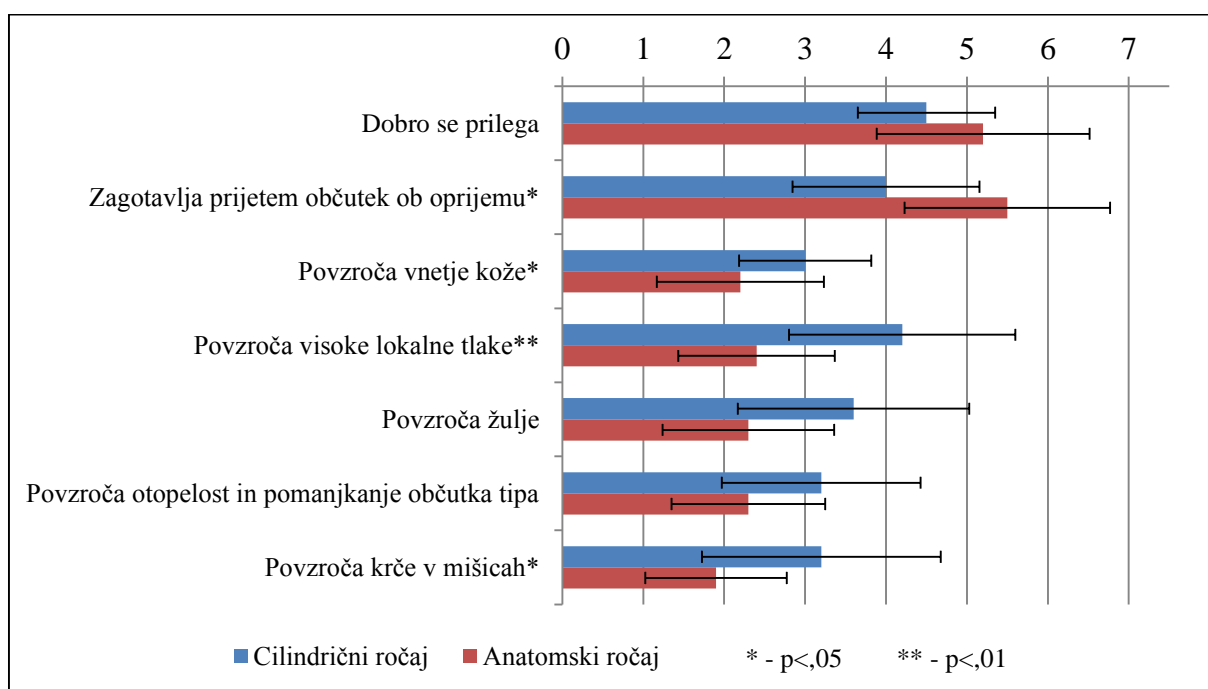
Slika 5.2: Ocena kazalnikov subjektivnega udobja za anatomsko področje palca

Za anatomsko področje kazalca so rezultati pokazali statistično pomembno razliko pri $p < ,05$ pri kazalnikih subjektivnega udobja »Povzročča visoke lokalne tlake«, »Povzročča žulje« in »Povzročča otopelost in pomanjkanje občutka tipa« (Slika 5.3).



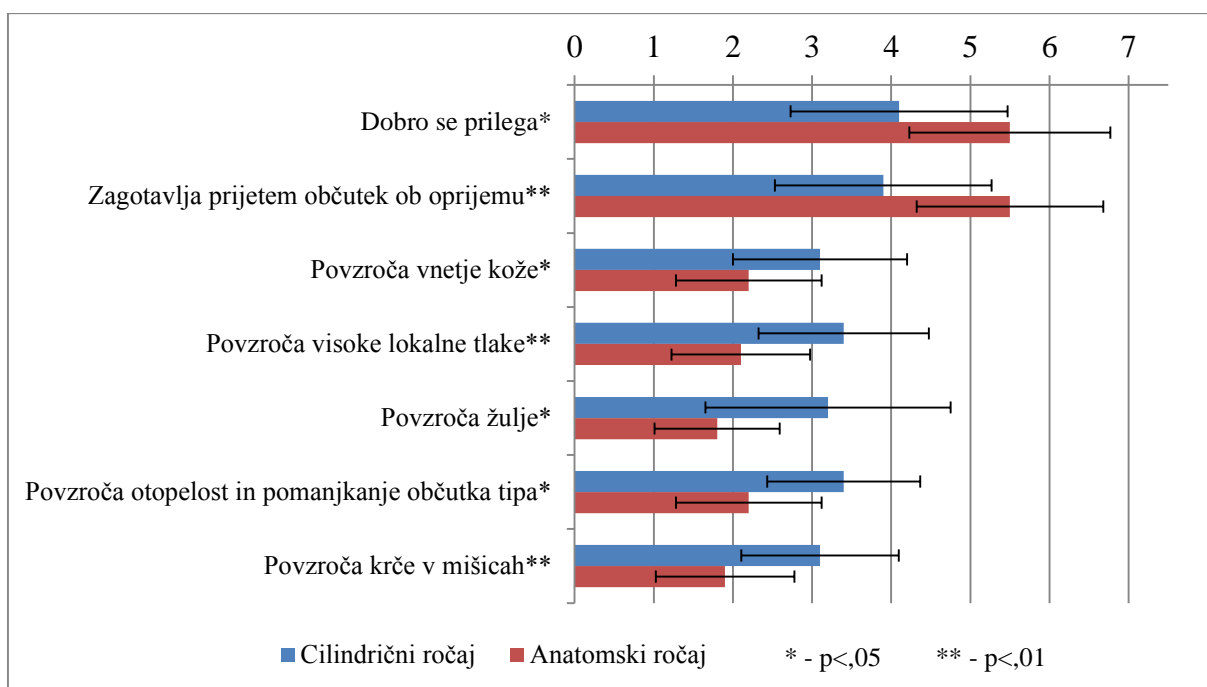
Slika 5.3: Ocena kazalnikov subjektivnega udobja za anatomsko področje kazalca

Anatomsko področje sredinca je pokazalo, da so bile statistično pomembne razlike pri vrednosti $p < ,05$ pri kazalnikih subjektivnega udobja »Zagotavlja prijeten občutek ob prijemu«, »Povzročča vnetje kože« in »Povzročča krče v mišicah«. Statistično pomembne razlike pri $p < ,01$ je bilo mogoče opaziti pri kazalniku udobja »Povzročča visoke lokalne tlake«. Med vsemi statistično pomembno različnimi kazalniki subjektivnega udobja je bil anatomski ročaj ocenjen bolje kot cilindrični ročaj (Slika 5.4).



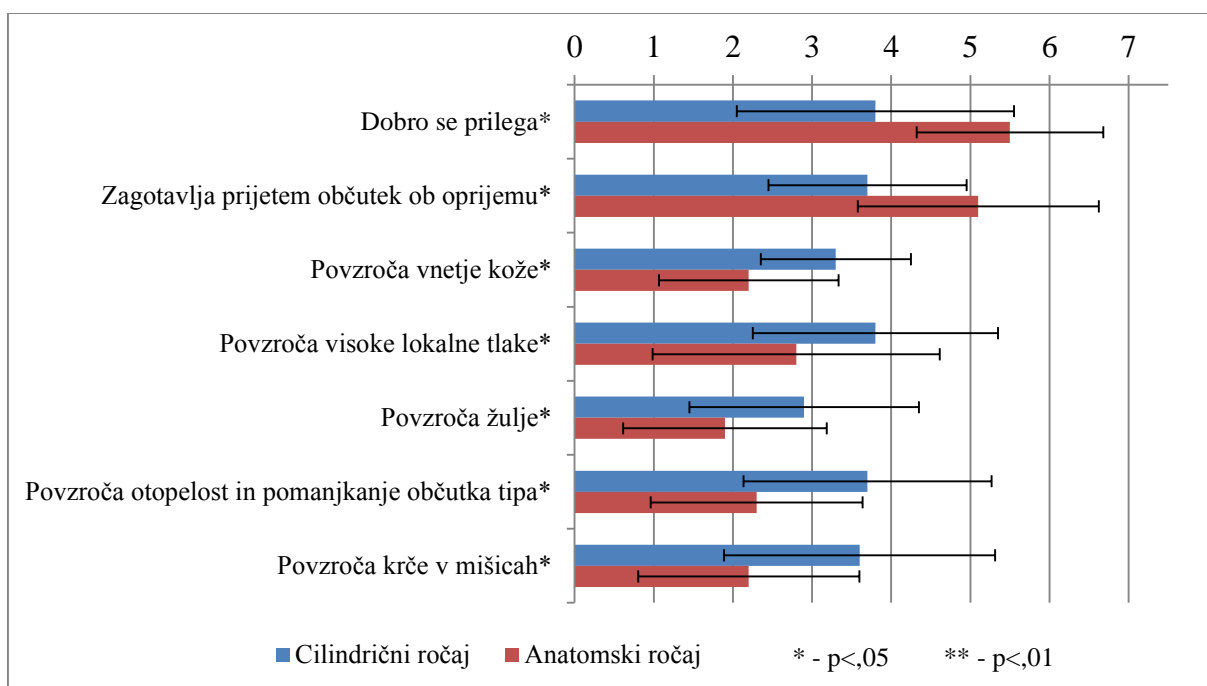
Slika 5.4: Ocena kazalnikov subjektivnega udobja za anatomsko področje sredinca

Merjeno anatomsko področje prstanca je pokazalo statistično pomembne razlike pri $p < ,05$ za kazalnike subjektivnega udobja »Dobro se prilega«, »Povzročča vnetje kože«, »Povzročča žulje«, »Povzročča otopelost in pomanjkanje občutka tipa« in statistično pomembne razlike pri $p < ,01$ za kazalnike subjektivnega udobja »Zagotavlja prijeten občutek ob prijemu«, »Povzročča visoke lokalne tlake« in »Povzročča krče v mišicah« (Slika 5.5). Vsi kazalniki subjektivnega udobja so bili ocenjeni bolje za anatomski ročaj.



Slika 5.5: Ocena kazalnikov subjektivnega udobja za anatomsko področje prstanca

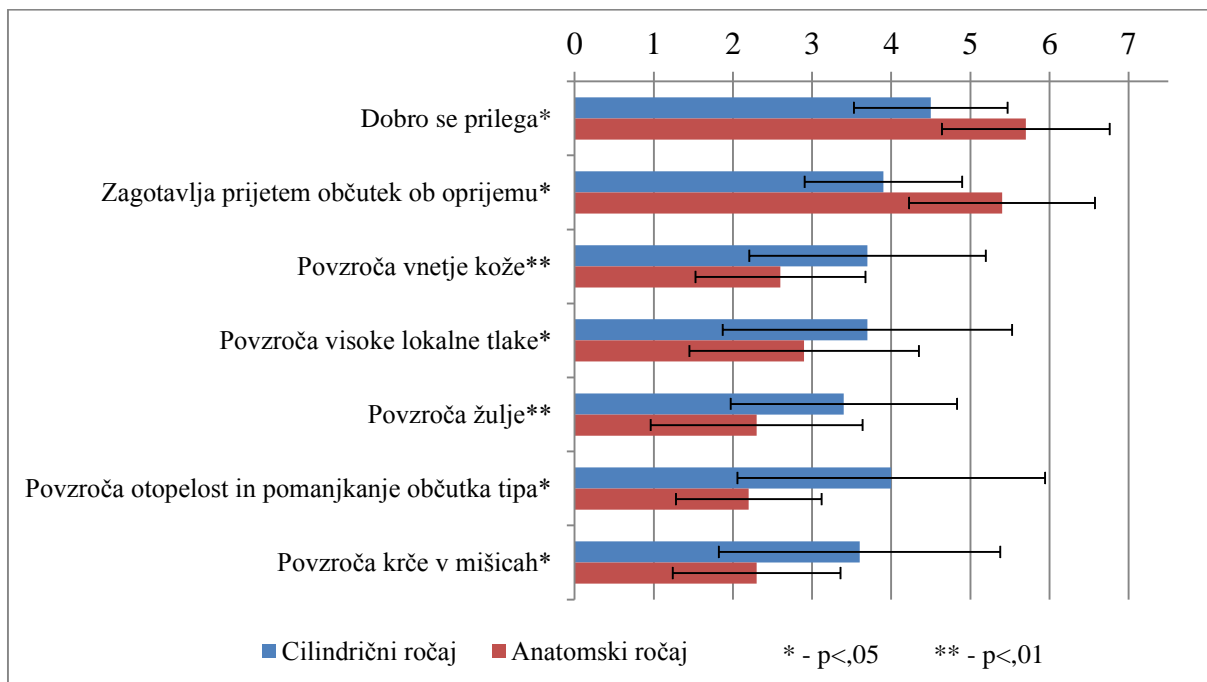
Za anatomsko področje mezinca so rezultati pokazali statistično pomembne razlike pri $p < ,05$ za vse ocene kazalnikov subjektivnega udobja (Slika 5.6).



Slika 5.6: Ocena kazalnikov subjektivnega udobja za anatomsko področje mezinca

Zadnje merjeno anatomsko področje je bila dlan roke, kjer so rezultati pokazali statistično pomembne razlike pri $p < ,01$ za kazalnike subjektivnega udobja »Povzroča vnetje kože« in

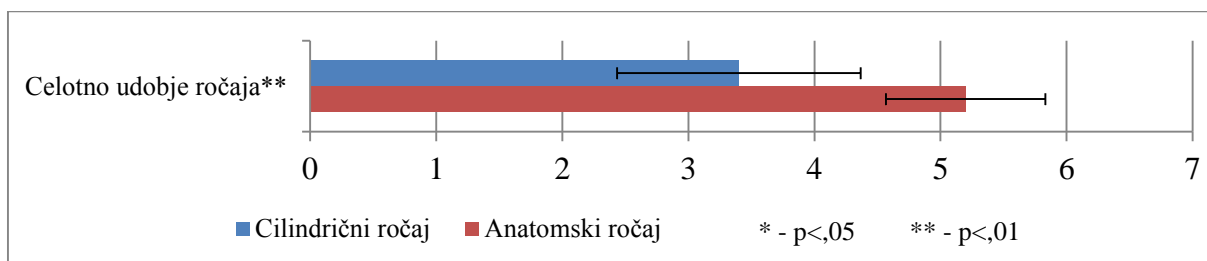
»Povzročča žulje«. Vsi ostali kazalniki subjektivnega udobja so se statistično pomembno razlikovali pri $p < ,05$ (Slika 5.7).



Slika 5.7: Ocena kazalnikov subjektivnega udobja za anatomsko področje dlani

5.1.3.3 Ocena celotnega subjektivnega udobja

Nazadnje smo ovrednotili še rezultate ocene celotnega subjektivnega udobja. Rezultati vprašalnika so pokazali statistično pomembne razlike med oceno obeh ročajev pri $p < ,01$. Anatomski ročaj so ocenili s 5,2, medtem ko so cilindrični ročaj ocenili s 3,4 (Slika 5.8).



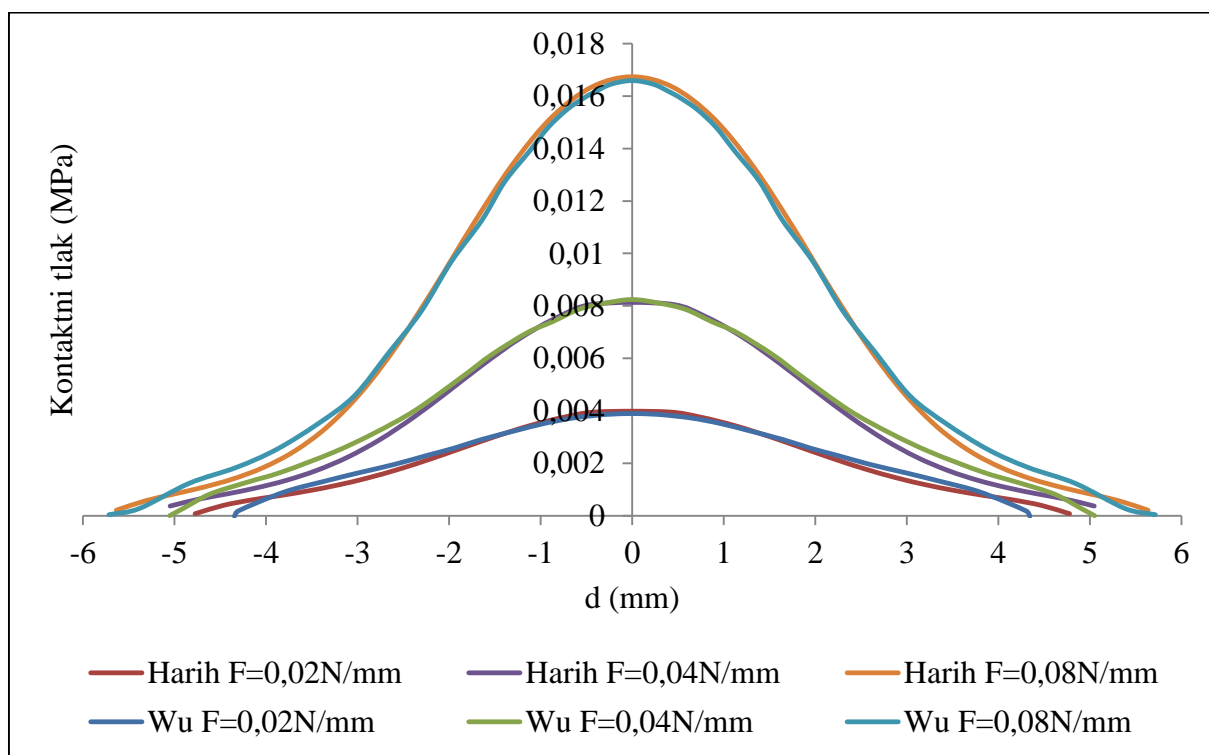
Slika 5.8: Ocena celotnega subjektivnega udobja

5.2 Simulacije mehanskega obnašanja konice prsta ob oprijemu ročaja orodja iz različnih materialov

5.2.1 Verifikacija

Glede na to, da smo v simulacijah upoštevali prečni prerez prsta, smo upoštevali ravninsko deformacijsko stanje. Tako je avtomatsko privzeta debelina prereza ena enota, v našem primeru torej 1 mm. Tako je tudi aplicirana pritisna sila dejansko sila na debelino prereza (F/t). S tem je pritisna sila izražena z enoto N/mm.

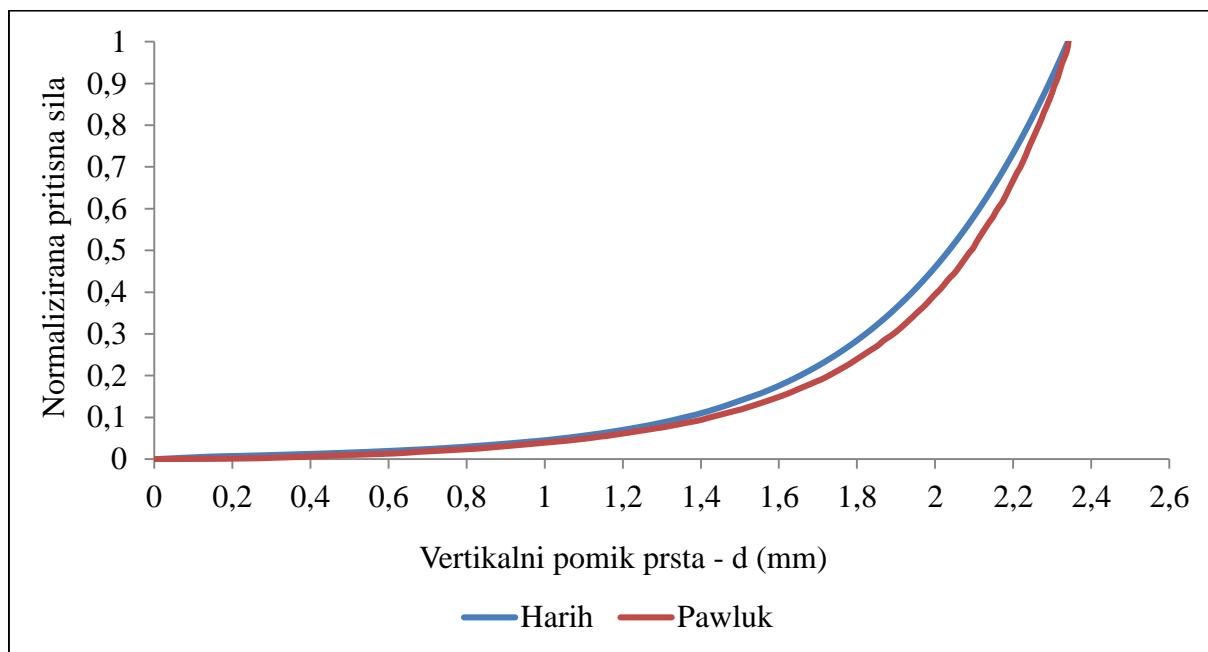
MKE-model prsta smo verificirali glede na obstoječe MKE-modele in glede na eksperimentalne rezultate. Glede na simulacije, ki sta jih izvedla avtorja Wu in Dong [92], je naš MKE-model pokazal odlično ujemanje z rezultati porazdelitve kontaktnih tlakov pri vseh obremenitvenih primerih (0,02 N/mm, 0,04 N/mm in 0,08 N/mm - Slika 5.9). Slabše ujemanje je mogoče opaziti na skrajnih zunanjih predelih kontakta. To gre pripisati digitalizaciji rezultatov porazdelitve kontaktnih tlakov avtorjev Wuja in Donga [92], saj smo za potrebe validacije rezultate digitalizirali na osnovi objavljenih rezultatov v znanstvenem članku.



Slika 5.9: Primerjava porazdelitve kontaktnih tlakov za namen validacije

Primerjali smo tudi rezultirajočo normalizirano pritisno silo prsta v odvisnosti z največjim navpičnim pomikom prsta v središnji liniji dobljeno v simulaciji z rezultatom eksperimenta.

Primerjava je pokazala dobro stopnjo ujemanja rezultatov simulacije z rezultati eksperimenta [112] (Slika 5.10). Odstopanje krivulje simulacije od eksperimenta v srednjem območju je mogoče pripisati nekoliko drugačni geometriji prsta, ki lahko izvira iz drugačnih antropometričnih velikosti prsta ali posplošene geometrije prsta, ki smo jo upoštevali v naših simulacijah. Vpliv na obliko krivulje pa imajo vsekakor tudi materialni modeli, kjer imata koža in podkožno tkivo največji vpliv. Na osnovi ugotovitev je mogoče privzeti, da je bil naš MKE-model verificiran.



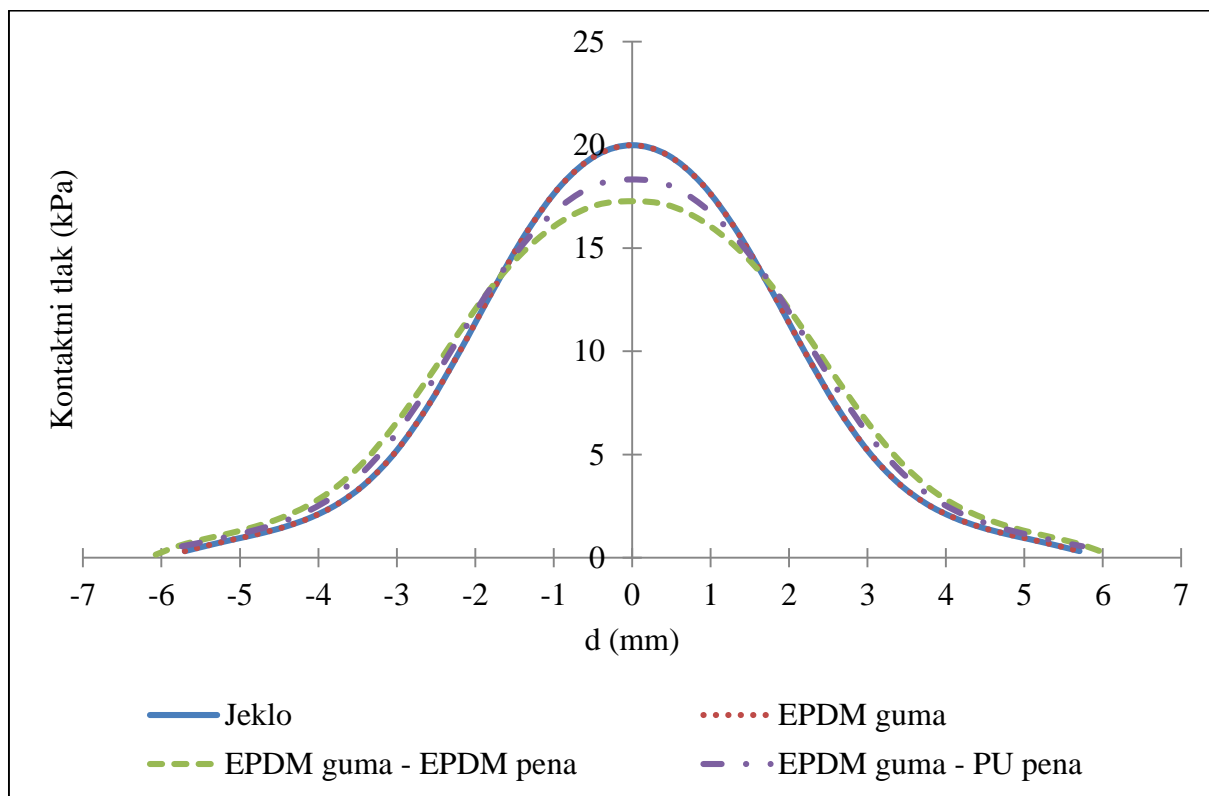
Slika 5.10: Primerjava normalizirane pritisne sile v odvisnosti od vertikalnega pomika prsta

Validacija je v primeru simuliranih bioloških sistemov izjemno težavna, saj gre v večini primerov za materialne modele, ki so bili izmerjeni *in vitro*, in s tem ne predstavljajo dejanskega mehanskega obnašanja živega materiala znotraj biološkega sistema. Hkrati pa materialni modeli niso enotni za celotno populacijo, saj se razlikujejo od osebe do osebe. Velik vpliv ima tudi geometrija, saj se posamezne antropometrične meritve prav tako razlikujejo od osebe do osebe. Tako je o klasični validaciji, ki jo poznamo pri primerih klasične strojniške inženirske prakse, nemogoče govoriti.

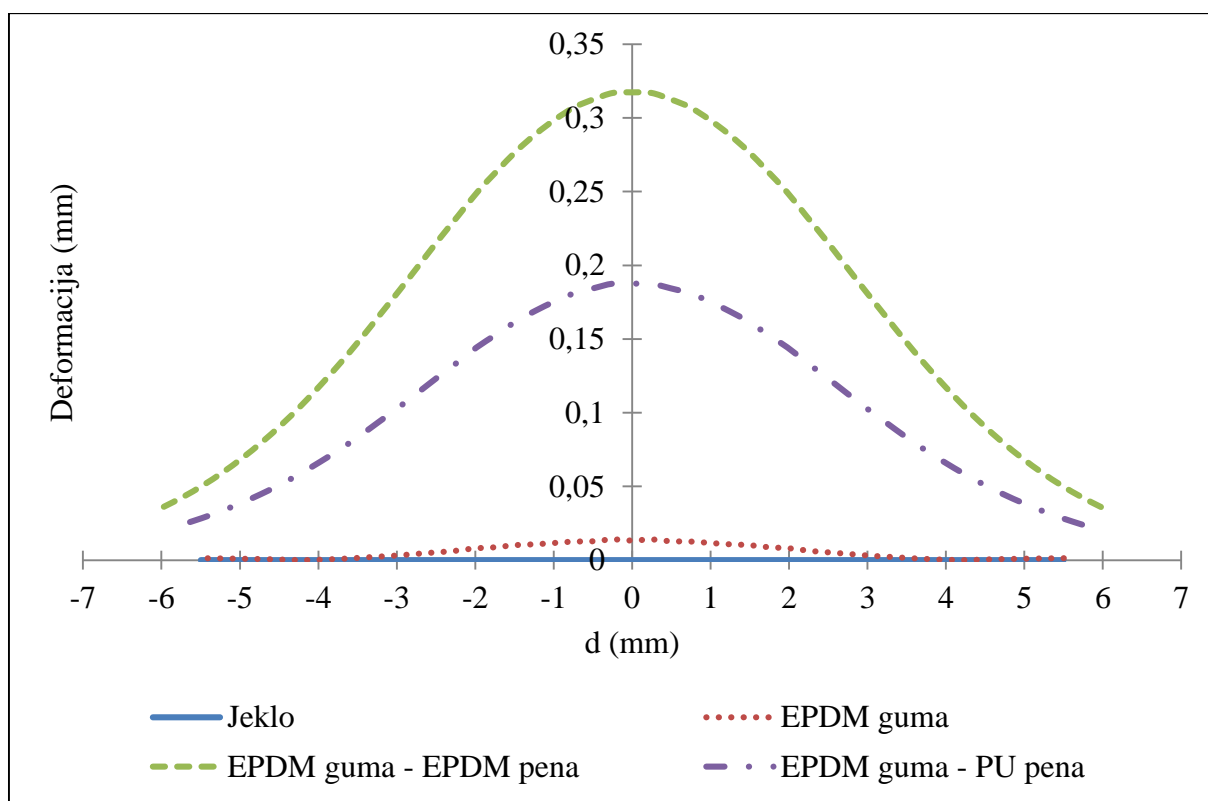
5.2.2 Distribucija kontaktnih tlakov in deformacija materiala ročaja

Najprej smo opazovali obremenitveni primer, kjer je bila dosežena maksimalna vrednost kontaktnega tlaka 20 kPa v simulaciji oprijema prsta s kvazitogim materialom (Slika 5.11), ki simulira rahlo držo orodja v rokah. Sila oprijema prsta, ki je bila potrebna za doseg tega kontaktnega tlaka pri uporabi jekla kot kvazitogega materiala, smo nato uporabili za simulacije

z uporabo vseh ostalih materialnih kombinacij. Največji kontaktni tlak je bil, kot pričakovano, pridobljen z jeklom kot materialom ročaja orodja. Najvišji kontaktni tlak in porazdelitev tlaka dobljena v primeru materiala iz EPDM-gume sta bila skoraj enaka kot pri jeklu. Pri obeh kompozitnih materialih smo dobili različne porazdelitve kontaktnega tlaka in tudi nižje najvišje vrednosti kontaktnih tlakov v primerjavi z jeklom. Največja deformacija materiala ročaja je znašala 0,32 mm in jo je mogoče pripisati kompozitnemu materialu ročaja orodja sestavljenem iz EPDM-gume in EPDM-pene (Slika 5.12).

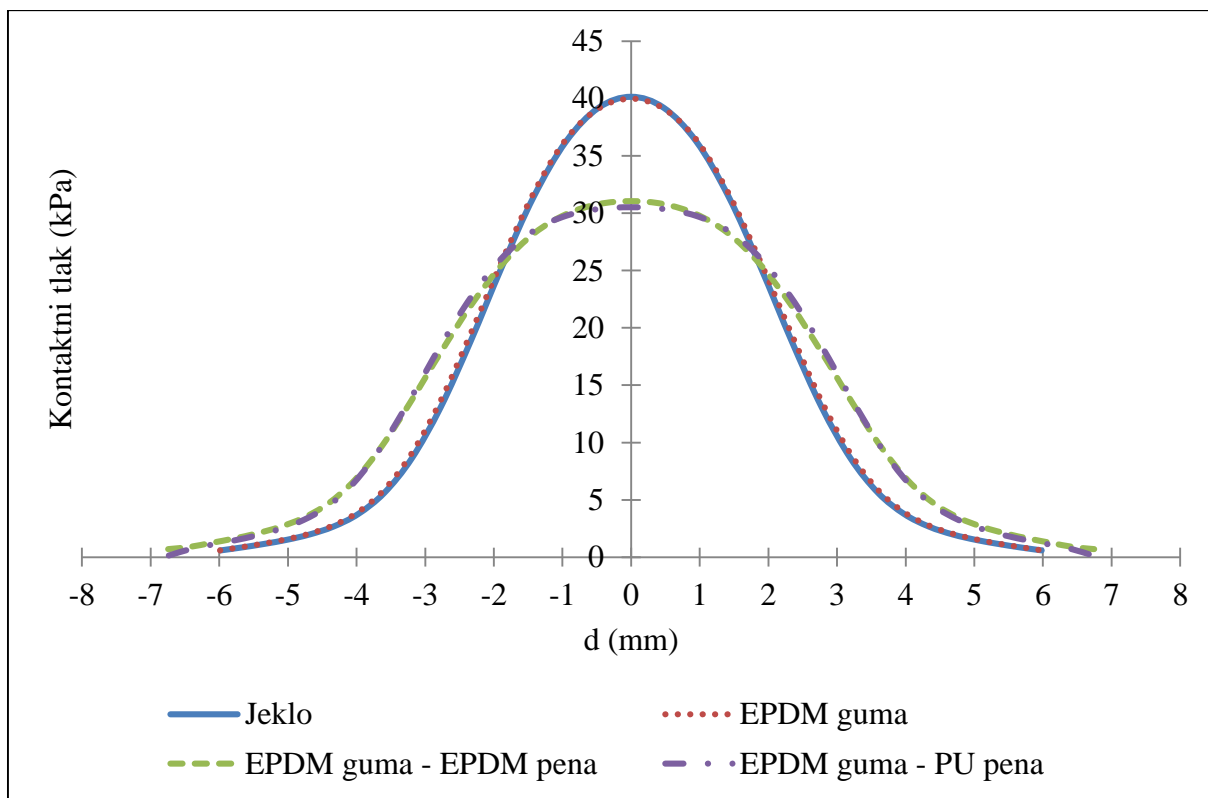


Slika 5.11: Porazdelitev kontaktnega tlaka glede na središčno točko prsta (d) - 20 kPa

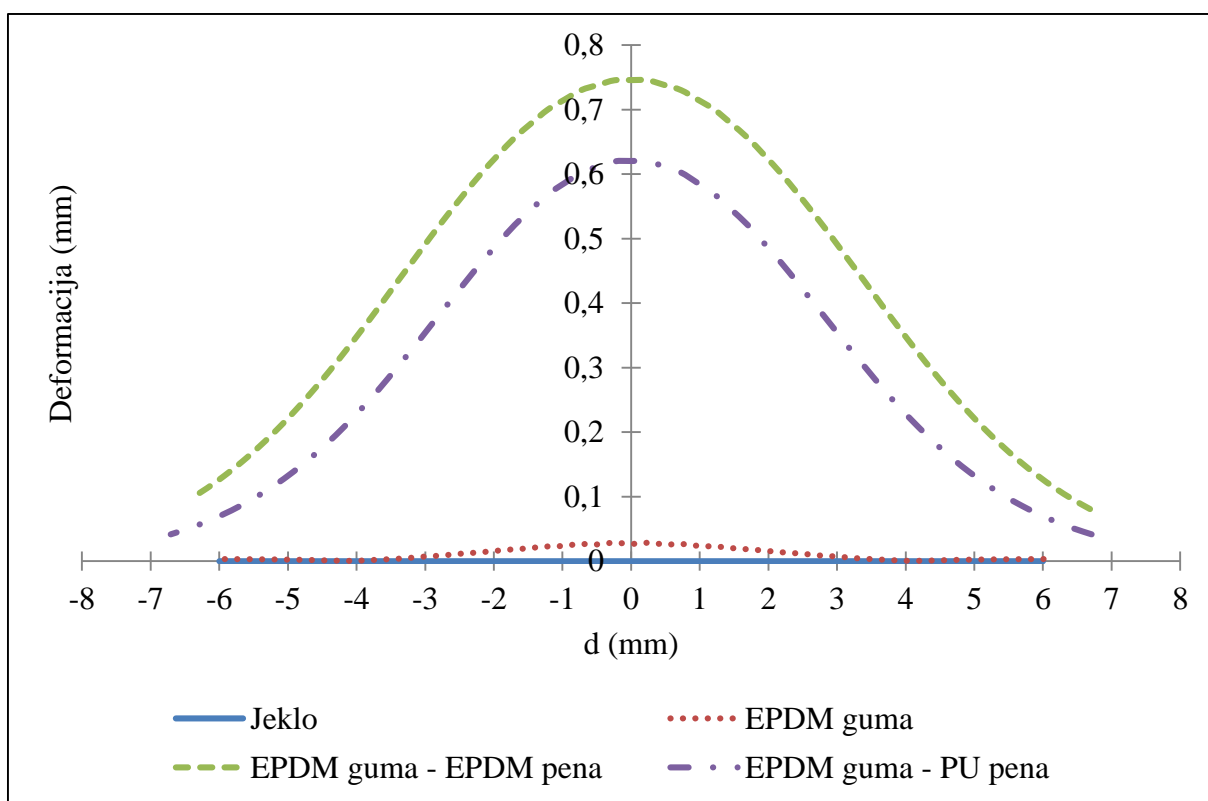


Slika 5.12: Distribucija vertikalnih deformacij materiala ročaja orodja glede na središčno točko prsta (d) – 20 kPa

Naslednji obremenitveni primer je bila simulacija kontaktnih tlakov, ki se pojavljajo pri običajnem oprijemu, torej pri zmerni manipulaciji orodja oz. izdelka. Glede na literaturo smo privzeli normalno silo prijema 30 N, kar vpliva na nastanek kontaktnega tlaka do 40 kPa glede na središčno točko prsta v primeru kontakta s kvazitogim materialom (jeklom) [105] (Slika 5.13). Glede na rezultate sta jeklo in EPDM-guma kot materiala ročaja orodja proizvedla skoraj enak maksimalni kontaktni tlak in njegovo distribucijo. Maksimalne vrednosti kontaktnega tlaka za oba penasta kompozitna materiala kažejo, da je bilo mogoče maksimalni kontaktni tlak pri obeh materialih znižati s 40 kPa na okoli 31 kPa. Oba penasta kompozita kažeta tudi skoraj enako porazdelitev kontaktnega tlaka. Navpične deformacije jekla in EPDM-gume so zanemarljivo majhne v primerjavi z deformacijami obeh kompozitnih materialov iz EPDM-gume in PU-pene (0,75 mm) in EPDM-gume in EPDM-pene (0,62 mm) (Slika 5.14).

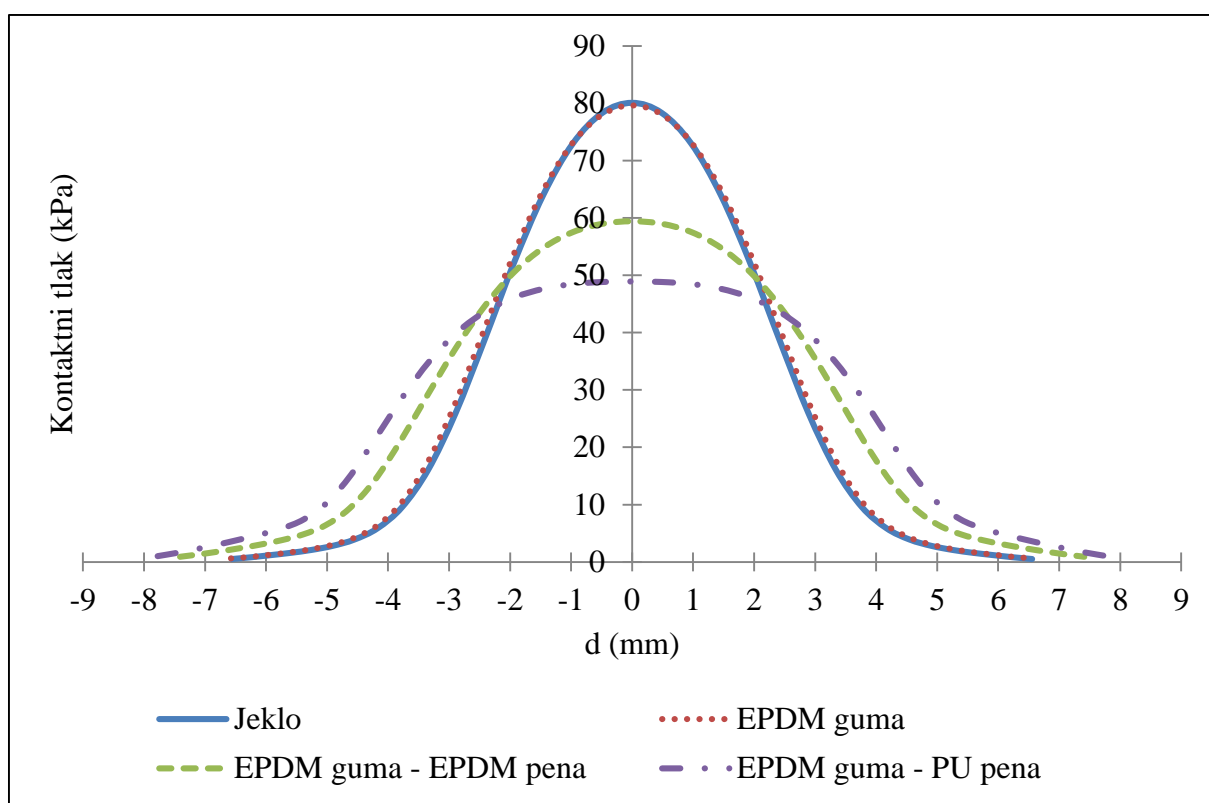


Slika 5.13: Porazdelitev kontaktnega tlaka glede na središčno točko prsta (d) - 40 kPa

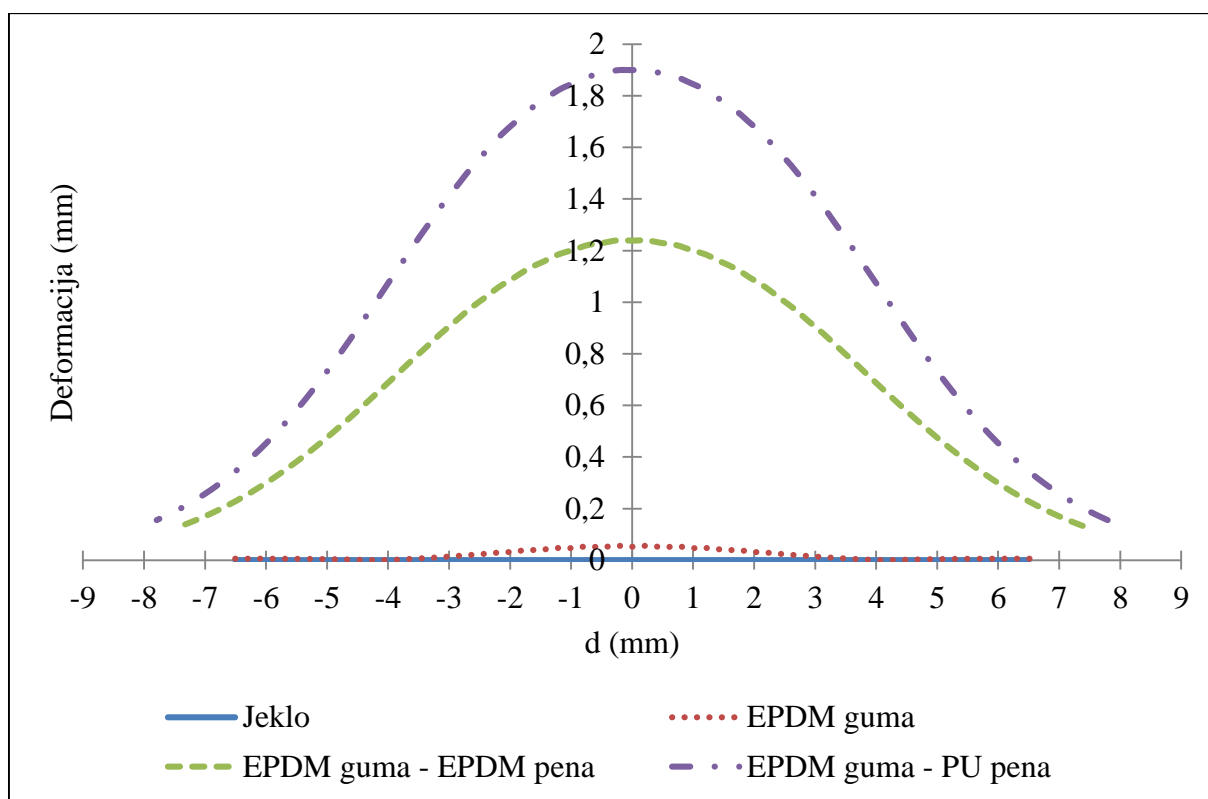


Slika 5.14: Distribucija vertikalnih deformacij materiala ročaja orodja glede na središčno točko prsta (d) – 40 kPa

Naslednji obremenitveni primer je bil določen tako, da smo pri uporabi jekla kot materiala ročaja dobili maksimalni kontaktni tlak 80 kPa glede na središčno točko prsta. Kontaktni tlak v središčni točki prsta je bil le nekoliko nižji kot pri jeklu (Slika 5.15). Kompozit iz EPDM-gume in EPDM-pene je znižal kontaktni tlak iz 80 kPa na 59 kPa. Na osnovi porazdelitve vertikalnih deformacij materiala ročaja orodja je razvidno, da so deformacije pri uporabi EPDM-gume zanemarljivo majhne (Slika 5.16). Vertikalne deformacije materiala pri materialu ročaja iz EPDM-gume in EPDM-pene v središčni točki so znašale 1,2 mm in v primeru materiala EPDM-gume in PU-pene 1,9 mm.

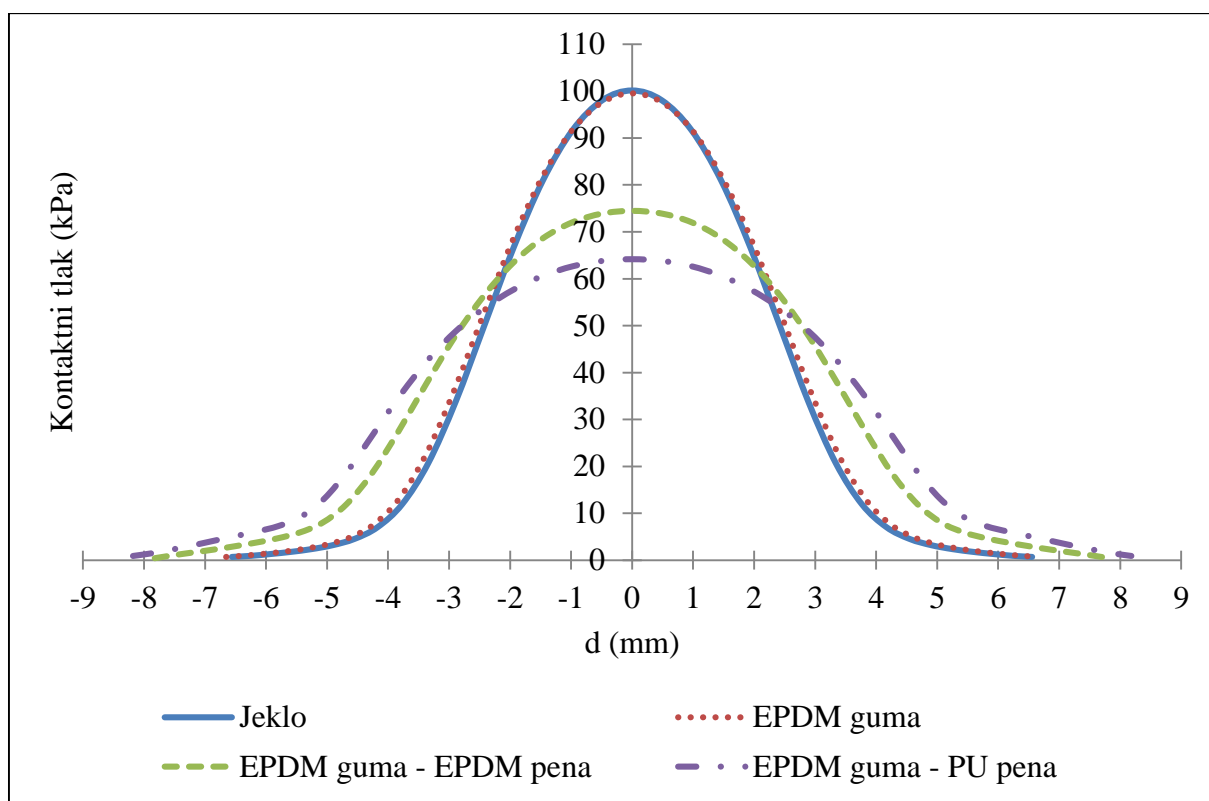


Slika 5.15: Porazdelitev kontaktnega tlaka glede na središčno točko prsta (d) - 80 kPa

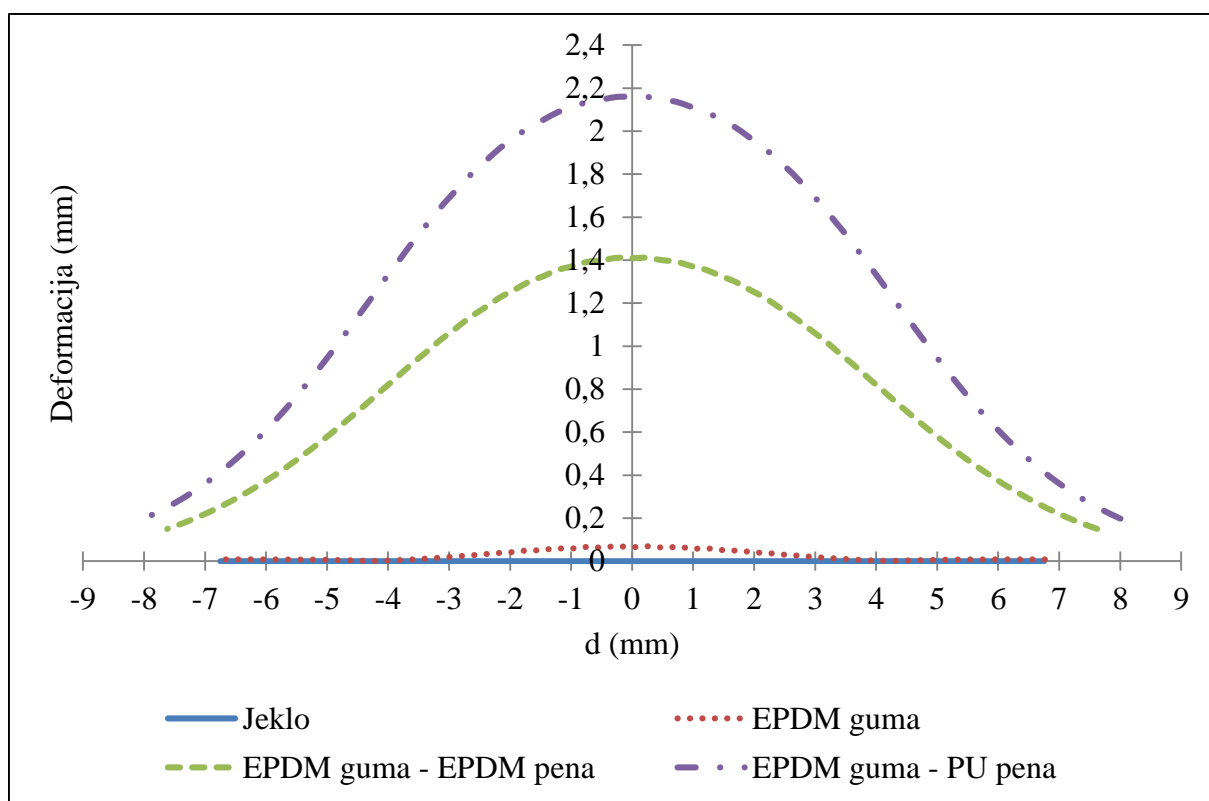


Slika 5.16: Distribucija vertikalnih deformacij materiala ročaja orodja glede na središčno točko prsta (d) – 80 kPa

Naslednji obremenitveni primer je bil določen za doseg 100 kPa kontaktnega tlaka na sredinsko točko prsta z uporabo kvazitovega materiala. V primeru materiala ročaja orodja iz EPDM-gume so rezultati pokazali le nekoliko nižji maksimalni kontaktni tlak. Pri simulacijah, kjer smo uporabili kompozitni material iz EPDM-gume in EPDM-pene, se je kontaktni tlak znižal iz 100 kPa na 74 kPa, pri kompozitu iz EPDM-gume in PU-pene pa se je kontaktni tlak znižal iz 100 kPa na 64 kPa (Slika 5.17). Največja navpična deformacija materiala ročaja orodja iz EPDM-gume in EPDM-pene glede na sredinsko točko prsta je znašala 1,4 mm, v primeru kompozitnega materiala iz EPDM-gume in PU-pene pa 2,2 mm (Slika 5.18).



Slika 5.17: Porazdelitev kontaktnega tlaka glede na središčno točko prsta (d) - 100 kPa

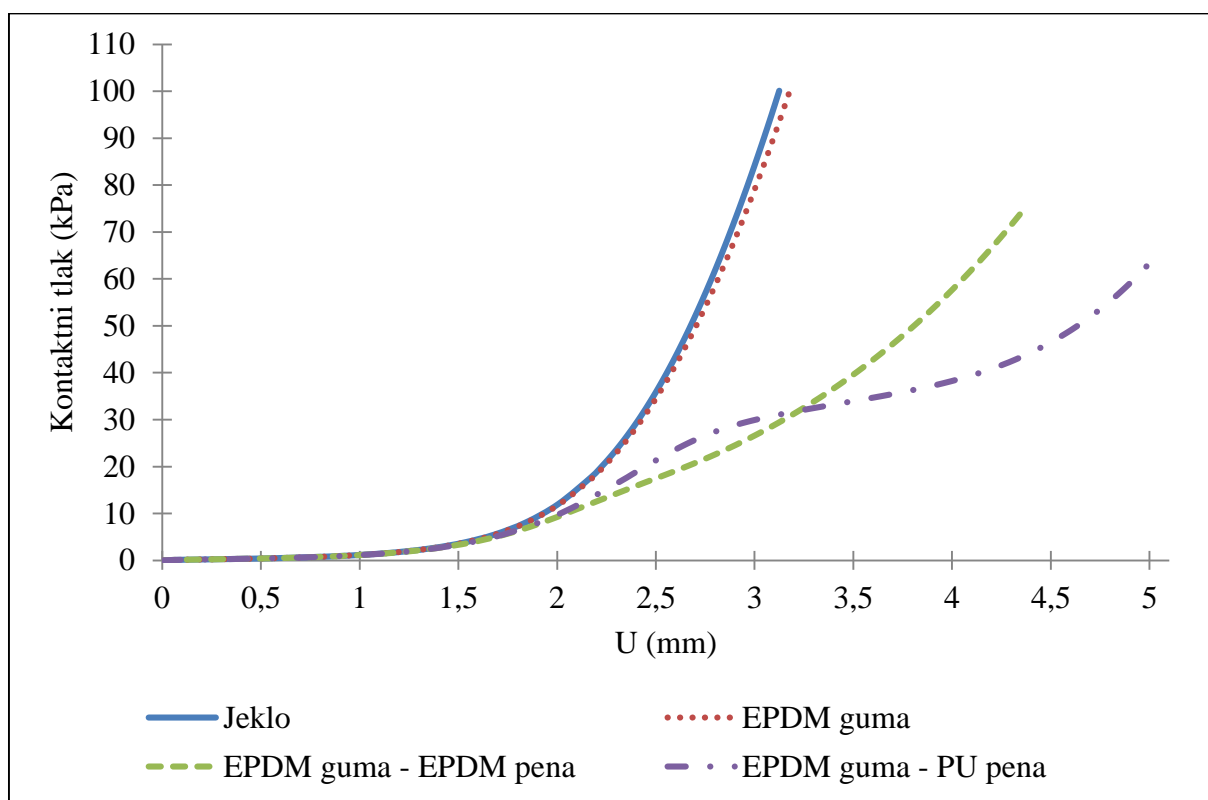


Slika 5.18: Distribucija vertikalnih deformacij materiala ročaja orodja glede na središčno točko prsta (d) – 100 kPa

5.2.3 Kontaktni tlak – vertikalna deformacija prsta in materiala ročaja

Prav tako smo podali rezultate za kontinuiran kontaktni tlak na področju središčne točke prsta v primerjavi s skupno deformacijo prsta in materiala ročaja skupaj, saj rezultati omogočajo opazovanje in razpravo o mehanskih odzivih celotnega simuliranega sistema (Slika 5.19).

Jeklo in EPDM guma kot material ročaja orodja podata skoraj enako krivuljo, kjer je maksimalni kontaktni tlak pri materialu iz EPDM-gume tik pod 100 kPa. Kombinirana deformacija prsta in materiala ročaja je v obeh primerih 3,1 mm. Oba penasta kompozita kažeta drugačno karakteristiko obnašanja v primerjavi s kvazitogim jeklom. Kombinirana deformacija za najvišjo silo pri uporabi kompozita iz EPDM-gume in EPDM-pene znaša 4,3 mm in 5 mm pri uporabi kompozita iz EPDM-gume in PU-pene.

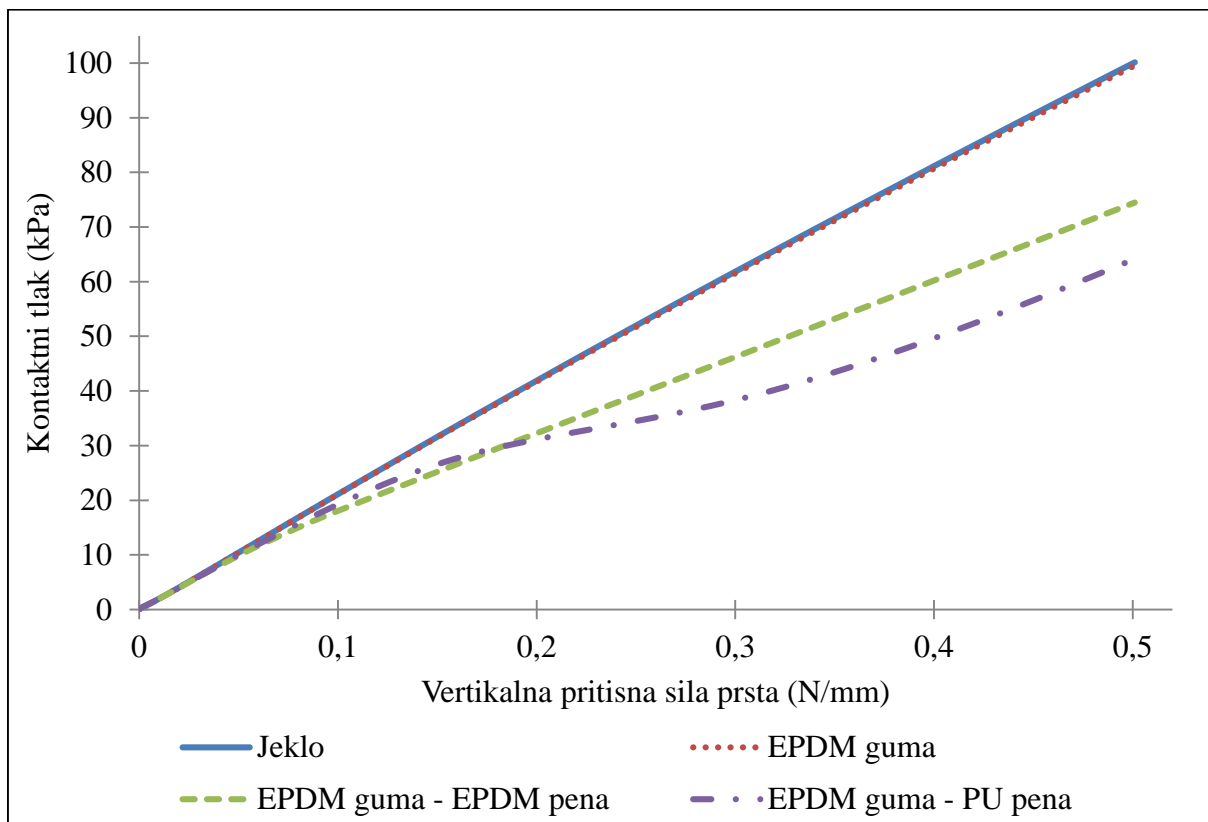


Slika 5.19: Kontinuiran kontaktni tlak na področju središčne točke prsta v odvisnosti od skupne deformacije

5.2.4 Vertikalna pritisna sila prsta – kontaktni tlak

Simulirali smo še kontinuirano relacijo med aplicirano vertikalno pritisno silo in rezultirajočim kontaktnim tlakom (Slika 5.20). Krivulja pri uporabi jekla kot materiala ročaja orodja se skoraj ujema s krivuljo pri uporabi EPDM-gume. Rezultirajoči kontaktni tlak pri obeh kompozitnih materialih sovpada s krivuljo materiala jekla in EPDM-gume do vrednosti okoli 0,1 N/mm. Po

tej vrednosti imata oba kompozita nižje vrednosti kontaktnih tlakov v dani navpični pritiski sili prsta.



Slika 5.20: Vertikalna pritiska sila prsta v odvisnosti od kontaktnega tlaka

6 DISKUSIJA

6.1 Anatomsko oblikovan ročaj orodja

Preprosta priporočila in obstoječi matematični modeli za določanje velikosti in oblike ročaja ne zagotavljajo dovoljšne pomoči konstrukterju, zato se neizkušeni oblikovalci soočajo z zahtevno nalogo. Tudi razni inteligentni sistemi za podporo pri konstruiranju ne zagotavljajo doseganja visoke ergonomske vrednosti ročaja orodja, saj so njihova priporočila večinoma presplošna in je s tem končna oblika odvisna od konstrukterjevega znanja, izkušenj in kreativnosti. To je še posebej vidno pri določanju oblike ročaja orodja v procesu konstruiranja, saj je večina ročajev oblikovanih na osnovi valjastih ali eliptičnih oblik in sploh ne upošteva oblike roke, kompleksna uporaba raznih digitalnih modelov ljudi in digitalnih modelov rok pa otežuje širšo uporabo teh sistemov za navedene namene. Poleg tega je večina dinamičnih digitalnih modelov rok z avtonomnimi oprijemi namenjena ocenjevanju in analiziranju obstoječih CAD-modelov v virtualnem okolju. Zato konstrukter potrebuje široko znanje o velikosti in obliki ročaja orodja. Avtonomna oprijema digitalnih modelov rok konstrukter običajno oceni vizualno. V realnosti pa je oprijem zelo kompleksen in je odvisen tudi od subjektivne ocene udobja uporabnika, zato je takšno ocenjevanje lahko nezanesljivo. Ugotovljeno je bilo, da je subjektivno udobje pri posameznih uporabnikih različno in je v veliki meri povezano z zmogljivostjo sistema izdelk-uporabnik. Zato je potrebno tudi v načrtovanje vključiti ta vidik vrednotenja izdelka, kar pa ni mogoče, če uporabljamo digitalni model človeške roke, ki tega ne zajema. Subjektivnega udobja ni mogoče napovedati niti z objektivnimi merilnimi metodami (npr. sila oprijema, kontaktni tlak, elektromiografija, metoda končnih elementov itd.), niti z matematičnimi modeli, ki lahko napovejo samo fizikalne vidike zaznanega subjektivnega udobja.

Glede na pomanjkljivosti obstoječih rešitev pri določanju velikosti in oblike ročaja orodij smo v doktorski disertaciji predstavili metode, kako z razvitim statičnim digitalnim modelom roke neposredno določiti pravilno velikost in obliko ročaja orodja. V tem primeru tudi niso potrebni fizični prototipi za izvajanje ergonomske analize, kar vpliva na boljšo časovno učinkovitost v procesu konstruiranja ročaja orodja z izboljšano ergonomijo brez potrebnega ekstenzivnega znanja in izkušenj iz ergonomije.

Na osnovi rezultatov subjektivnega vprašalnika lahko zaključimo, da se je subjektivno udobje pri uporabi anatomskega ročaja na osnovi optimalnega krepkega oprijema znatno povečalo v

primerjavi s klasičnim cilindričnim ročajem. Povečanje ocene subjektivnega udobja je mogoče pripisati pravilni določitvi velikosti in oblike ročaja za določeno ciljno populacijo.

6.1.1 Verifikacija in validacija metod

Majhna odstopanja med izračunanimi in izmerjenimi premeri dokazujejo, da so med MR-slikanjem premeri anatomskega ročaja bili zadržani z zunanjim kalupom. S tem je bilo tudi pokazano, da dobljeni virtualni model človeške roke predstavlja obliko dejanske roke v optimalnem krepkem oprijemu. S tem je maksimirana največja prostovoljna kontrakcija, kar poveča zmogljivost med uporabo ročnega orodja [38]. Subjektivno udobje, ki je odvisno od preferiranega premera oprijema, je hkrati maksimirano, saj premeri dobljenega ročaja le malo odstopajo od optimalnih [47].

S tem smo pokazali, da so uporabljene metode zanesljive in natančne.

6.1.2 Kontaktna površina

Glede na raziskavo avtorjev Seo in Armstronga [38] je bila največja kontaktna površina s cilindričnim ročajem dosežena s premeri ročajev med 51 mm in 58 mm pri testnih osebah (moški - povprečna dolžina roke: 191 mm \pm 14 mm, širina roke: 83 mm \pm 3 mm ter ženske - povprečna dolžina roke: 171 mm \pm 0,8 mm, širina roke: 75 mm \pm 5 mm), kar je v nasprotju z optimalnimi premeri za maksimiranje maksimalne sile oprijema in subjektivnega udobja, ki narekujejo manjše premere. Iz tega je razvidno, da maksimiranje kontaktne površine s cilindričnimi ročaji ni mogoče, če želimo doseči maksimiranje maksimalne sile oprijema in subjektivnega udobja. Pokazano je bilo torej, da je maksimizacija mogoča le ob upoštevanju anatomske oblike roke v optimalnem krepkem oprijemu.

Glede na to, da kontaktni tlak ni odvisen samo od sile oprijema, ampak tudi od kontaktne površine, je smiselno zagotoviti čim večjo kontaktno površino, da s tem znižamo kontaktni tlak. Zaradi izrazitega nelinearnega obnašanja mehkega tkiva s hitrim utrjevanjem je zagotavljanje maksimalne kontaktne površine še toliko bolj pomembno. Z anatomsko obliko ročaja in s tem povečano kontaktno površino ni mogoče samo zmanjšati celotnega kontaktnega tlaka, ampak tudi lokalni kontaktni tlak, saj se zaradi oblike ročaja, ki sledi obliki roke v optimalnem krepkem oprijemu, tudi lokalni tlaki porazdelijo kar se da enakomerno. Zaradi tega je mogoče tudi upravičeno domnevati, da se s tem zmanjša tveganje za nastanek akutnih in kumulativnih travmatičnih obolenj in je hkrati zagotovljena večja stopnja subjektivnega udobja in storilnosti uporabnika, kar smo ocenili in potrdili z obsežnim vprašalnikom ocene subjektivnega udobja.

6.1.3 Ocena subjektivnega udobja

6.1.3.1 Ocena kazalnikov celotnega subjektivnega udobja ročaja

Opisnika udobja »Dobro se prilega roki« in »Zagotavlja prijeten občutek ob oprijemu« sta bila statistično pomembno različna pri stopnji značilnosti $p < .05$ in sta bila bolje ocenjena pri anatomskem ročaju izdelanim po meri. To je mogoče razložiti z anatomsko obliko po meri narejenega ročaja, saj ta upošteva optimalno obliko krepkega oprijema in s tem nudi optimalni oprijem ciljnemu testirancu. Funkcionalnost ročnega orodja je eden izmed najpomembnejših napovedovalcev udobja in produktivnosti [64]. Ker funkcionalnost ročaja poveča tudi funkcionalnost celotnega izdelka, je to hkrati tudi eden najpomembnejših kazalnikov udobja. Navedeno sledi tudi iz rezultatov vprašalnika, če primerjamo kazalnik udobja "Je funkcionalen" z oceno "Celotno udobje ročaja": funkcionalnost cilindričnega ročaja so ocenili s 3,7, medtem ko so anatomski ročaj ocenili s 5,4; celotno udobje cilindričnega ročaja so ocenili s 3,4, medtem ko je anatomski ročaj dobil oceno 5,2. Kazalnik udobja "Je enostaven za uporabo," je bil za anatomski ročaj pričakovano nižji kot pri cilindričnem ročaju, saj anatomsko oblikovan ročaj zagotavlja samo en izvedljiv oprijem, medtem ko jih cilindrični zaradi svoje osne simetrije zagotavlja mnogo. Kljub temu so rezultati pokazali, da kazalnik med obema ročajema ni bil statistično pomembno različen. Da bi zagotovili visoko stabilnost orodja ali izdelka s cilindričnim ročajem, mora biti sila oprijema primerno velika, da ne pride do drsenja in vrtenja v smeri osi ročaja. Z velikimi silami oprijema se pojavijo tudi veliki lokalni in celotni kontaktni tlaki na mehka tkiva roke, ki lahko povzročijo nelagodje in tudi povečajo možnost za nastanek akutnih in kumulativnih travmatičnih obolenj (tj. otiščanci, žulji, vnetje kože, utesnitev živcev ...). Zato je smiselno drsenje in rotacijo preprečiti z ustrezno obliko ročaja. Pri uporabi anatomskega ročaja se stabilnost orodja v rokah močno poveča, saj se večina sil in momentov prenese preko atomske oblike ročaja in manj s trenjem med ročajem in roko. Zato je potrebna manjša sila oprijema v primerjavi s cilindričnim ročajem in orodje oz. izdelek je mogoče stabilno držati v roki. Navedeno tudi sledi iz rezultatov ocene kazalnikov udobja "Zagotavlja dober prenos sil in momentov" in "Potrebna je majhna sila za stabilen oprijem", ki se statistično pomembno razlikujeta pri $p < ,01$. Iz rezultatov kazalnika udobja "Zagotavlja visoko trenje med roko in ročajem" je razvidno, da so testiranci upoštevali trenje, ki je posledica oblike ročajev in ne materialnega trenja med roko in ročajem. Rezultati tega kazalnika udobja so podobni drugima dvema kazalnikoma udobja glede stabilnosti ročaja. Za merjenje materialnega trenja bi bilo potrebno vprašalnik ustrezno prilagoditi. Kazalniki subjektivnega udobja, ki opisujejo kakovost ročaja ("Gre za visokokakovosten ročaj«, »Zagotavlja visoko kvaliteto izdelka") in

izgled ("Izgleda profesionalno") so bili statistično pomembno različni med obema ročajema in jih ocenili bolje pri anatomskem ročaju kot pri cilindričnem, kljub temu, da sta bila ročaja narejena z enako tehnologijo in iz istega materiala ter enake barve. Višjo oceno omenjenih kazalnikov udobja anatomskega ročaja lahko pojasnimo s preteklimi izkušnjami uporabnikov in njihovimi pričakovanji, saj imajo ročna orodja z dobrim prilaganjem glede na uporabnika večjo funkcionalnost in tudi zmogljivost. Čeprav videz ročaja neposredno ne vpliva na subjektivno udobje, ima velik vpliv na odločitev o nakupu izdelka. Zato je mogoče upravičeno domnevati, da bi anatomsko oblikovan ročaj dosegal boljše rezultate pri odločitvah o nakupu, uporabniki pa bi bili bolj zadovoljni, kar bi lahko vodilo tudi do večje učinkovitosti. Kazalnik subjektivnega udobja "Omogoča visoko zmogljivost" je bil statistično pomembno različen med obema ročajema. Ocena temelji le na uporabniškem pričakovanju na osnovi generalizirane naloge uporabljene med eksperimentom, ne upošteva pa merjenja dejanske produktivnosti. Kljub temu anatomski ročaj ocenili z 2,2 točke bolje. Natančnejše rezultate bi bilo mogoče dobiti s testiranjem obeh ročajev pri dejanskih ročnih orodjih, čeprav bi s tem izgubili splošnost. Izkazalo se je, da lahko lokalno slabo oblikovan del ročaja, ki vpliva samo na določeno anatomsko območje, povzroči nižjo vrednost kazalnika celotnega udobja [64]. Na osnovi rezultatov je mogoče upravičeno domnevati, da je do tega prišlo pri kazalniku udobja "Povzroča vnetje kože na roki" in "Povzroča visoke lokalne tlake na roko", saj smo pričakovali, da bo anatomski ročaj v primerjavi s cilindričnim ocenjen z nižjo oceno. Oba kazalnika udobja nista bila statistično pomembno različna med obema ročajema. Na osnovi ocene kazalnikov celotnega subjektivnega udobja ročaja ni mogoče ugotoviti, ali celoten ročaj povzroča večje kontaktne tlake ali pa samo določen anatomski del. Zato smo ovrednotili rezultate ocen kazalnikov subjektivnega udobja za posamezna anatomska področja v naslednjem podpoglavju.

Domnevati je mogoče, da lahko enak učinek pripišemo kazalniku subjektivnega udobja "Povzroča žulje", saj sta oba kazalnika subjektivnega udobja povezana. Kazalnik subjektivnega udobja "Površina ročaja je lepljiva« je mogoče v tej raziskavi upoštevati kot nadzorno vprašanje, da preverimo, ali so testiranci eksperiment z meritvami in vprašalnikom jemali resno, saj sta bila oba ročaja narejena iz istega materiala z enakim tehnološkim postopkom. Rezultat kaže, da so oba ročaja ocenili z enako vrednostjo omenjenega kazalnika subjektivnega udobja. Hkrati pa T-test ni pokazal statistično pomembne razlike. Tako je torej mogoče na osnovi tega sklepati, da so testiranci eksperiment jemali resno in da rezultati predstavljajo dejansko oceno subjektivnega udobja za posamezen ročaj. Kazalnika subjektivnega udobja »Povzroča otopelost

in pomanjkanje občutka tipa v roki« in »Povzroča krče v mišicah roke« nista bila statistično pomembno različna. Glede na to, da smo med obema ročajema pričakovali statistično pomembno različen rezultat, je mogoče upravičeno domnevati, da lahko omenjen rezultat prav tako pripišemo slabo oblikovanemu anatomskemu delu ročaja. Otopelost in pomanjkanje občutka v roki se običajno pojavita, kadar je prisoten visok kontaktni tlak na živec, ki preprečuje dotok krvi v mehka tkiva roke. V kolikor je tlak prisoten dlje časa, lahko povzroči tudi ishemijo in celo nepopravljive spremembe.

6.1.3.2 Ocena kazalnikov subjektivnega udobja ročaja za določeno anatomsko področje

Vpliv oblike ročaja na celotno oceno subjektivnega udobja lahko dodatno primerjamo z ovrednotenjem posameznih kazalnikov subjektivnega udobja obeh ročajev za anatomsko značilna področja palca, kazalca, sredinca, prstanca, mezinca in dlani.

Najprej smo ocenili anatomsko področje palca. Rezultati nazorno kažejo, da je to anatomsko področje, ki je povzročilo slabšo oceno sledečih kazalnikov celotnega subjektivnega udobja anatomskega ročaja: »Povzroča vnetje kože na roki« in »Povzroča visoke lokalne tlake na roko«, saj oba kazalnika nista bila statistično pomembno različna med obema ročajema. Statistično pomembno različna pri $p < ,05$ sta bila ročaja za kazalnika udobja »Povzroča žulje«, kjer je bil anatomski ročaj ocenjen slabše kot cilindrični (Slika 5.2).

Vizualni pregled na ročaju je pokazal, da so testiranci anatomski ročaj na področju palca ocenili slabše zaradi razmeroma globoke vdolbine za palec (Slika 6.1). Pri uporabi ročaja z večjo silo oprijema se relativni položaj palca glede na ročaj nekoliko spreminja, kar povzroča drgnjenje kože in večje lokalne kontaktne tlake na tem področju. Enak občutek so opisali tudi testiranci po izvedbi eksperimenta. Material obeh ročajev, ki smo jih uporabili pri tem eksperimentu, je bila ekstrudirana ABS-plastika kot rezultat 3D-tiska s 3D-tiskalnikom. ABS je v primerjavi z mehkim tkivom trd material, zato še dodatno razkriva oblikovalske pomanjkljivosti ročaja in ima zato velik vpliv na oceno subjektivnega udobja. Prav zaradi tega je potrebno za material dejanskega ročaja ročnega orodja izbrati mehkejši material, kot na primer gumo, peno itd., da bi se izognili visokim lokalnim kontaktnim tlakom in s tem tudi povečali subjektivno udobje. Iz tega je očitno, da lahko izdelek, ki je oblikovan glede na obliko anatomskega dela, ki je v interakciji s izdelkom, poviša subjektivno oceno, njihova postavitve, oblika in velikost pa morajo biti ustrezno določeni, da preprečimo drgnjenje med izdelkom in kožo ter tako preprečimo velike lokalne kontaktne tlake in se s tem izognemo neprijetnemu občutku ter zmanjšamo nevarnost za nastanek akutnih in kumulativnih travmatičnih obolenj. Za izboljšanje

ocene kazalnikov subjektivnega udobja za anatomsko oblikovan ročaj bi bilo potrebno to področje preoblikovati z manjšim utorom. S tem bi bilo mogoče dobiti natančnejše rezultate o vplivu oblike ročaja na celotno udobje ročaja.



Slika 6.1: Območje palca, ki povzroča neugodje
(a. virtualno okolje, b. oprijem prototipa)

Prednost pravilne določitve oblike ročaja je vidna pri ocenah kazalnikov subjektivnega udobja za vsa značilna anatomsko področja pri ocenjevanju obeh ročajev. V primeru cilindričnega ročaja je premer optimiziran le na osnovi dolžine enega prsta. V večini primerov sta to kazalec ali sredinec, ki imata največji prispevek k skupni maksimalni sili oprijema. Zato cilindrična oblika ročaja ne omogoča optimizacije premerov za vse prste. Rezultati raziskave kažejo, da je to mogoče le z ustrežno obliko ročaja, kjer je premer vsakega prsta optimiziran in pogojen z optimalno držo krepkega oprijema.

Za anatomsko področje kazalca imata oba ročaja podobno oceno kazalnikov subjektivnega udobja za »Dobro se prilega« in »Zagotavlja prijeten občutek ob oprijemu« in se statistično pomembno ne razlikujeta med seboj (Slika 5.3). To je bilo pričakovano, saj je v tem anatomskem področju premer cilindričnega ročaja enak premeru anatomskega ročaja in torej s tem zagotavlja skoraj enako kakovost oprijema. Odstopanja od optimalnega premera za sredinec je razvidno v nižji oceni kazalnika za subjektivno udobje (Slika 5.4). Odstopanje je večje pri prstancu in mezincu in s tem sta tudi oceni obeh kazalnikov subjektivnega udobja nižji pri cilindričnem ročaju kot pri anatomskem (Slika 5.5 in Slika 5.6).

Kazalniki subjektivnega udobja za anatomski ročaj »Dobro se prilega« in »Zagotavlja prijeten občutek ob oprijemu« imajo skoraj enako oceno za vse prste, kar kaže, da je kakovost oprijema enaka za vse prste. To je mogoče pripisati pravilni določitvi oblike anatomskega ročaja. Kljub temu ocena obeh kazalnikov na lestvici ne presega ocene 5,7. To je mogoče pojasniti s

psihološkimi učinki izkušenj in pričakovanj uporabnikov. Večina uporabnikov iz preteklih izkušenj uporabe različnih izdelkov in orodij namreč meni, da še vedno obstaja možnost izboljšanja subjektivnega udobja, saj uporaba orodij in izdelkov, kjer je potreben krepki oprijem večinoma spremljajo občutki nelagodja.

Drugi kazalniki subjektivnega udobja, ki so negativno povezani z zaznanim udobjem (»Povzročča vnetje kože«, »Povzročča visoke lokalne tlake«, »Povzročča žulje«, »Povzročča otopelost in pomanjkanje občutka tipa«, »Povzročča krče v mišicah«), so konsistentni z ostalimi rezultati kazalnikov in so za anatomske ročaje ocenjeni precej nižje. To je mogoče pripisati anatomske obliki ročaja, ki zagotavlja najboljše prilaganje ročaja glede na roko.

Sredinec ima drugi največji vpliv na celotno zaznano subjektivno udobje, takoj za dlanjo, zato je potrebno posebno pozornost nameniti temu področju, da bi povečali celotno zaznano subjektivno udobje. Na osnovi rezultatov anatomske oblikovan ročaj nudi višje ocene vseh kazalnikov subjektivnega udobja (Slika 5.4).

Prstanec in mezinec imata sorazmerno manjši prispevek k celotni največji prostovoljni kontrakciji prstov. Prav zaradi tega veliko raziskav ne upošteva pravilne določitve premerov in oblike teh območij. Rezultati pa kažejo, da je mogoče z ustrezno obliko za vsako anatomske področje oceno subjektivnega udobja zvišati (Slika 5.5 in Slika 5.6). Anatomske oblikovana površina ročaja z optimalnimi premeri anatomskega ročaja poveča maksimalno prostovoljno kontrakcijo, kar poveča tudi stabilnost ročaja v roki. Vse ocene kazalnikov subjektivnega udobja so med obema ročajema za anatomske področje prstanca in mezinca statistično pomembno različne in so boljše za anatomske ročaje.

Največji vpliv na celotno subjektivno udobje ima anatomske področje dlani. Anatomske ročaje so bolje ocenili z vsemi kazalniki subjektivnega udobja, ki se statistično pomembno razlikujejo med obema ročajema (Slika 5.7). Oceni kazalnikov subjektivnega udobja »Dobro se prilega« in »Zagotavlja prijeten občutek ob oprijemu« za dlan sta skoraj enaka kot ocene kazalnikov prstov. Enak učinek preteklih izkušenj in pričakovanj uporabnika ročnega orodja ali izdelka je mogoče pripisati tem kazalnikom udobja, podobno kot pri kazalnikih udobja anatomskega področja posameznih prstov. Na osnovi skoraj enake ocene kazalnikov je mogoče sklepati, da anatomske oblikovan ročaj zagotavlja kakovost oprijema za dlan, ki je skoraj enaka kakovosti oprijema na področju prstov. Vsi drugi kazalniki subjektivnega udobja, ki so negativno povezani s celotnim udobjem, so precej nižje ocenjeni pri anatomske ročaju kot pri cilindričnem.

6.1.3.3 Ocena celotnega subjektivnega udobja

Na podlagi rezultatov »Ocene kazalnikov celotnega subjektivnega udobja ročaja« in »Ocene kazalnikov subjektivnega udobja ročaja za določeno anatomsko področje« smo pričakovali, da bo anatomski ročaj ocenjen z višjo oceno subjektivnega udobja kot cilindrični. To je potrdil tudi rezultat ocene celotnega subjektivnega udobja, ki je med obema ročajema statistično pomembno različen ($p < 0,01$) (Slika 5.7). Anatomski ročaj so ocenili s 5,2, medtem ko je cilindrični ročaj dobil oceno 3,4. Tako je na splošno mogoče trditi, da je anatomsko oblikovan ročaj udobnejši od cilindričnega. Izboljšana zasnova utora za palec anatomskega ročaja bi lahko še dodatno izboljšala oceno kazalnikov subjektivnega udobja v primerjavi s cilindričnim držalom, kar bi lahko vodilo k višji skupni oceni subjektivnega udobja anatomsko oblikovanega ročaja.

Omejitev raziskave je relativno majhen vzorec ($N=10$). Kljub temu pa so T-testi pokazali statistično pomembnost s stopnjo značilnosti 0,05 ali celo 0,01. Omejitev je tudi splošen postopek meritve, ki ne upošteva uporabe ročaja na dejanskih orodjih in pri opravilih. Prihodnje raziskave bi morale upoštevati realne razmere, saj se ocena subjektivnega udobja razlikuje na osnovi zahtevanega opravila, ki narekuje uporabo določenega tipa orodja ali izdelka in s tem določenega oprijema. V raziskavo bi bilo potrebno zajeti tudi ročaje z drugimi najpogostejšimi oblikami (eliptični, sodčkasti itd). Na osnovi željenega opravila in s tem pogojenega orodja bi bilo mogoče določiti optimalne oprijeme in na osnovi tega določiti optimalno obliko ročaja. Čeprav je subjektivno udobje uporabnika večinoma ocenjeno z uporabo subjektivnih vprašalnikov, bi bilo smiselno še dodatno opraviti objektivne meritve (npr. mišična aktivnost - elektromiografija, kontaktni tlaki, distribucija oprijemalne sile, največja sila oprijema, položaj zapestja idr.), saj je mogoče na osnovi teh meritev do določene mere napovedati možnosti za nastanek akutnih in kumulativnih travmatičnih obolenj. Tako bi bilo mogoče tudi raziskati povezavo med oceno subjektivnega udobja in objektivnimi meritvami.

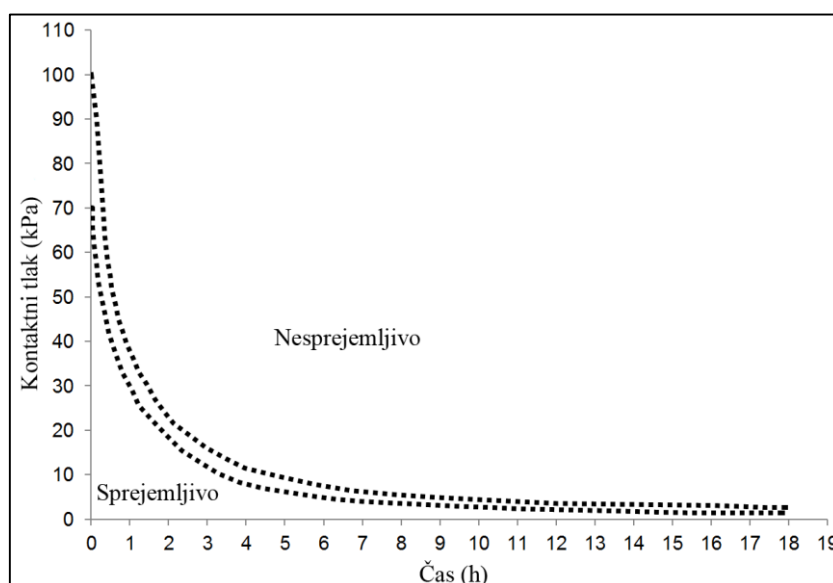
6.2 Simulacije mehanskega obnašanja konice prsta ob oprijemu ročaja orodja iz različnih materialov

Na osnovi študija preteklih raziskav smo ugotovili, da imajo konstrukterji in oblikovalci pomanjkljivo znanje in izkušnje na področju pravilne izbire ali celo določitve materiala ročaja orodja. Konstrukterji tako uporabljajo najobičajnejše materiale, ki so jim znani: plastika, les, jeklo in gume. Njihova izbira izvira iz nepoznavanja mehanskega odziva roke pri oprijemu

ročaja orodja. Tako lahko upravičeno sklepamo, da je poznavanje kompleksnejših materialov, kot so na primer hiperelastične pene, ki so se izkazale kot odličen material za zniževanje celotnega in lokalnih kontaktnih tlakov, že slabše ali pa ga ni. Zato smo izvedli simulacije oprijema ročaja orodja iz različnih materialov. Rezultati prikazujejo temeljne ugotovitve in s tem priporočila za izbor materiala ročaja orodja za znižanje celotnih in tudi lokalnih kontaktnih tlakov in s tem zmanjšanje tveganja za akutna in kumulativna travmatska obolenja, ki izvirajo iz tlačnih obremenitev ob oprijemu. S tem dokazujemo, da lahko ustrezna izbira materiala ročaja dodatno izboljša ergonomijo orodja.

6.2.1 Distribucija kontaktnih tlakov in deformacija materiala ročaja

Pretekle raziskave so pokazale, da lahko krepki oprijem privede do kontaktnih tlakov na kožo in mehko tkivo tudi preko 80 kPa, kar lahko povzroči mnoga akutna in kumulativna travmatska obolenja, kot smo že predstavili v podpoglavju 3.2. Prav zaradi tega smo na osnovi metode končnih elementov obravnavali in analizirali porazdelitev kontaktnih tlakov na prst, ki je v stiku z ročajem orodja ob uporabi različnih materialov in različnih obremenitev. Večina priporočil podaja najvišje dovoljene kontaktne tlake in najvišje kontaktne tlake za določeno časovno obdobje (Slika 6.2). Diagram predstavlja ocenitveni kriterij kontaktnih tlakov za določeno časovno obdobje za projektiranje medicinskih opornic. Kljub temu pa ga je mogoče posplošiti za uporabo pri načrtovanju ročnih orodij, saj kriterij za maksimalno dovoljen kontaktni tlak za določen čas temelji na nastanku ishemije, ki dokazano poveča možnosti za nastanek akutnih in tudi kumulativnih travmatskih obolenj [5].



Slika 6.2: Najvišji dovoljeni tlak za določeno časovno obdobje za preprečevanje ishemije (povzeto po [5])

V splošnem meja dovoljenega kontaktnega tlaka za določen čas ni enolično določljiva, saj se razlikuje od anatomskega področja ter od osebe do osebe. Tako je bolje govoriti o mejnem območju in področje omejiti z dvema krivuljama. Diagram podaja podatke in priporočila o kontaktnih tlakih na površini roke oz. prsta, ne podaja pa nobenih podatkov in priporočil glede mehanskega obnašanja roke oz. prsta v notranjosti. Kljub obsežnim raziskavam na tem področju še vedno ni podanih priporočil za največje natezne in tlačne mehanske obremenitve znotraj kože in podkožnega tkiva. Kljub temu se je izkazalo, da je mogoče na osnovi kontaktnih tlakov na kožo sorazmerno dobro predvideti vpliv na celotno roko oz. prst.

Rezultati so v prvem obremenitvenem primeru pokazali najvišji kontaktni tlak z materialom ročaja iz jekla. To je bilo pričakovati, saj je jeklo bolj toga v primerjavi z vsemi ostalimi simuliranimi materiali. Jeklo je tudi veliko bolj toga od kože in podkožnega tkiva, zato so deformacije jekla ob oprijemu ročaja iz jekla zanemarljivo majhne. EPDM guma kot material ročaja je pokazala skoraj enako porazdelitev kontaktnega tlaka. Guma ima značilno nelinearno mehansko obnašanje pod obremenitvijo. Pod tlačno obremenitvijo je omenjeno obnašanje še izrazitejše, saj se z višanjem tlačne obremenitve material hitro utrjuje, zato je mogoče na osnovi rezultatov opaziti skoraj neznatno zmanjšanje kontaktnega tlaka. Pretekle raziskave so pokazale, da oblike ročajev, ki sledijo obliki površine roke, rezultirajo v nižjih kontaktnih tlakih na roko. Prav zaradi tega so simulacije obremenitvenih primerov z uporabo kompozitnih materialov iz EPDM-gume in EPDM-pene, kot tudi EPDM-gume in PU-pene, pokazale nižje maksimalne kontaktne tlake v primerjavi s togim jeklom ali samo EPDM-gumo.

Znižanje kontaktnega tlaka na prst je mogoče pripisati deformaciji materiala ročaja, ki s tem nudi bolj plosko porazdelitev kontaktnega tlaka in hkrati večjo kontaktno površino zaradi deformacije materiala ročaja. Iz diagrama kontaktnega tlaka prsta v središčni točki v primerjavi s skupno vertikalno deformacijo prsta in materialom ročaja je mogoče opaziti, da je v tem obremenitvenem primeru PU-pena bolj toga kot EPDM-pena (Slika 5.11). Iz diagrama maksimalnega kontaktnega tlaka za določen čas je mogoče kontaktni tlak 20 kPa aplicirati približno dve uri, preden pride do pojava ishemije (Slika 6.2). V večini primerov uporabniki izdelkov in ročnih orodij, kjer je krepki oprijem nujen, teh ne uporabljajo neprekinjeno dve uri, zato obstaja majhna verjetnost za nastanek ishemije in s tem pogojenim akutnih in kumulativnih travmatičnih obolenj. Vrednosti deformacij materiala za oba kompozitna materiala so nizke, zato ta deformacija ne vpliva na občutek izgube stabilnosti ročaja in s tem orodja v roki .

Naslednji obremenitveni primer je bil določen tako, da smo proizvedli maksimalni kontaktni tlak 40 kPa z materialom ročaja iz jekla. V skladu z diagramom največjega kontaktnega tlaka

za določen čas je mogoče orodje pri takšnem kontaktnem tlaku uporabljati približno pol ure. Mnoga ročna orodja in izdelke uporabljamo tako časovno obdobje, zato lahko tak obremenitveni primer povzroči ishemijo in s tem pogojena akutna in kumulativna travmatična obolenja. Rezultati so pokazati, da se EPDM-guma ne deformira dovolj, da bi vplivala na spremembo porazdelitve kontaktnega tlaka in povečanje kontaktne površine, da bi s tem znižali kontaktni tlak. To je tudi razvidno iz diagrama porazdelitve vertikalne deformacije EPDM-gume kot materiala ročaja, kjer so vertikalne deformacije gume zanemarljivo majhne v primerjavi s kompozitnimi materiali iz EPDM-gume in PU-pene (0,75 mm) in EPDM-gume in EPDM-pene (0,62 mm) (Slika 5.14). Prav zaradi tega smo v obremenitvenem primeru s kompozitnimi materiali dosegli manjše kontaktne tlake (Slika 5.13). Kontaktni tlak v primeru kompozitnega materiala iz EPDM-gume in EPDM-pene je bil nekoliko višji kot pri materialu iz EPDM-gume in PU-pene. Takšno obnašanje je pokazalo, da je prišlo do presečišča krivulj napetost-deformacija obeh hiperelastičnih celičnih materialov.

EPDM-pena ima nižji plato kot PU-pena, kar je mogoče opaziti v diagramu napetost-deformacija za obremenitveni primer enoosnega tlačnega obremenjevanja posameznega materiala (Slika 4.29). Z uporabo kompozitnega materiala ročaja orodja iz EPDM-gume in EPDM-pene in prav tako kompozitnega materiala EPDM-gume in PU-pene se je kontaktni tlak na središnji točki znižal na vrednost 31 kPa. Iz diagrama največjega kontaktnega tlaka za določen čas je mogoče opaziti, da se je priporočen maksimalni čas uporabe zvišal s pol ure na eno uro, kar je podvojitve dovoljenega časa uporabe. Z nižjimi kontaktnimi tlaki se zmanjša tudi možnost za razvoj akutnih in kumulativnih travmatičnih obolenj, hkrati pa nizka stopnja deformacije materiala ročaja orodja vzdržuje stabilnost orodja v roki. Stabilnost je zelo pomembna pri uporabi ročnega orodja, saj je nujno potrebna za varno in učinkovito manipulacijo. Zato so pretekle raziskave že pokazale, da so mehke in debele pene za material ročaja orodja neprimerne, saj omogočajo velike deformacije materiala ročaja, kar vpliva na občutek izgube nadzora zaradi slabše stabilnosti orodja v rokah [67].

Silo, ki je bila potrebna za doseganje kontaktnega tlaka 80 kPa na središnji točki prsta z materialom ročaja iz jekla, smo aplicirali na vse ostale obravnavane materiale. Rezultati so pokazali, da so deformacije materiala ročaja v primeru EPDM-gume zanemarljivo majhne, zato so tudi kontaktni tlaki na središčno točko prsta le nekoliko nižji kot pri ročaju iz jekla (Slika 5.15 in Slika 5.16). Popolnoma drugače pa je pri obeh kompozitnih materialih, kjer se kontaktni tlak bistveno zmanjša. Na osnovi diagrama maksimalnega priporočenega tlaka za določeno časovno obdobje je mogoče opaziti, da se je čas varne uporabe pri 80 kPa iz skoraj nič povečal

na do dvajset minut, preden se pojavi nevarnost za nastanek ishemije (Slika 6.2). Krivulja porazdelitve kontaktnega tlaka je pri kompozitnem materialu ročaja iz EPDM-gume in EPDM-pene bolj ploska in širša, če jo primerjamo s krivuljo porazdelitve za jeklo ali EPDM-gume. To je mogoče razložiti z večjimi deformacijami penastih kompozitov in absorpcije deformacijske energije z materialom ročaja orodja. Širša krivulje porazdelitve kontaktnega tlaka pri kompozitnem materialu iz EPDM-gume in EPDM-pene je pokazala, da je širši del prsta v stiku z materialom ročaja kot pri bolj togih materialih (jeklo, EPDM-guma). Deformacijska energija mora teoretično ostati enaka v danem obremenitvenem primeru ne glede na izbiro materiala ročnega orodja, zato mehkejši materiali povzročajo nižje kontaktne tlake s širšo distribucijo. Še nižji kontaktni tlak je bil dosežen pri uporabi kompozitnega materiala ročaja iz EPDM-gume in PU-pene. Največji kontaktni tlak prsta v središčni točki prsta se je znižal z 80 kPa na samo 49 kPa, kar je skoraj 39 % zmanjšanje v kontaktnem tlaku. Čas za varno uporabo se je tako povečal od praktično nič do skoraj pol ure ali celo več. Ker sta kontaktni tlak in deformacija materiala ročaja odvisna, nižji kontaktni tlak pomeni sorazmerno višjo deformacijo simuliranega materiala ročnega orodja

Da bi pokazali učinkovitost predlaganih kompozitov iz gume in hiperelastične pene smo obravnavali obremenitveni primer sile, kjer je bil dosežen maksimalni kontaktni tlak 100 kPa pri uporabi jekla kot ročajem orodja (Slika 5.17). Glede na raziskave je mogoče pri krepkem oprijemu in slabo oblikovanem ročaju doseči kontaktne tlake, ki dosegajo omenjen obremenitveni primer [105]. Simulacija je potrdila trend, da EPDM-guma kot material za ročaj orodja zmanjšuje kontaktni tlak le nekoliko, kar ne predstavlja nobene koristi za zmanjšanje nevarnosti za nastanek akutnih in kumulativnih travmatičnih obolenj, ki so pogojena s kontaktnim tlakom. Opravljena simulacija z uporabo kompozitnega materiala iz EPDM-gume in EPDM-pene je pokazala, da se je kontaktni tlak z vrednosti 100 kPa znižal na 74 kPa, kar je še vedno varen kontaktni tlak. Z uporabo kompozita iz EPDM-gume in PU-pene je kontaktni tlak še nižji in znaša na središčni točki prsta 64 kPa. Tako se je potencialno nevarni kontaktni tlak znižal na vrednost, pri kateri bi lahko orodje uporabljali približno dvajset minut.

6.2.2 Kontaktni tlak – vertikalna deformacija prsta in materiala ročaja

Iz dobljenih rezultatov je razvidno, da je bila najmanjša skupna deformacija prsta in materiala ročaja orodja v vsakem simuliranem obremenitvenem primeru dosežena v primeru uporabe jekla kot materiala ročaja (Slika 5.19). Takšen rezultat je bilo pričakovati, saj je mehansko obnašanje jekla v diagramu napetost-deformacija veliko strmejše in dosega nižje deformacije pri določeni napetosti v primerjavi z mehkim tkivom. Tako je mogoče skoraj celotno

deformacijo na vertikalni osi pripisati deformaciji prsta. Deformacije z uporabo EPDM-gume kot materialom ročaja orodja so bile le nekoliko večje v primerjavi z materialom ročaja iz jekla. Nekoliko nižje kontaktne tlake je mogoče pripisati deformaciji gume kot materialu ročaja orodja. Kljub temu pa so razlike v kontaktnem tlaku zanemarljivo majhne, zato smo pokazali, da guma ne more učinkovito znižati kontaktnega tlaka pri nobenem simuliranem obremenitvenem primeru. Glede na trend rezultatov je mogoče sklepati, da bi razlike v deformaciji in kontaktnem tlaku z naraščanjem obremenitve postale večje v primerjavi z materialom ročaja iz jekla, vendar teh kontaktnih tlakov ni mogoče doseči z običajnim krepkim oprijemom in so zato nerelevantna. S tem smo pokazali, da EPDM-guma kot material ročaja orodja ne omogoča znižanja tveganja za nastanek akutnih in kumulativnih travmatskih obolenj, ki so odvisna od kontaktnega tlaka.

Oba kompozitna materiala imata skoraj enako obnašanje krivulje v diagramu kontaktni tlak – skupna vertikalna deformacija prsta in materiala ročaja orodja vse do deformacije 1,7 mm. Omenjeno deformacijo je mogoče skoraj v celoti pripisati zgolj deformaciji prsta in ne skupni deformaciji prsta in materiala ročaja, saj krivulja v veliki meri sovпада s krivuljo jekla in EPDM-gume, pri katerih ni skoraj nobene deformacije materiala ročaja orodja. Po skupni vertikalni deformaciji 1,7 mm se EPDM-guma in EPDM-pena, kakor tudi EPDM-guma in PU-pena pričnejo deformirati. Zaradi različnega mehanskega obnašanja obeh kompozitov v diagramu napetost - deformacija, imata tudi diagrama kontaktni tlak – skupna vertikalna deformacija prsta in materiala ročaja orodja značilno obliko za določeno kombinacijo materiala. Nižji in ne tako očiten plato kompozitnega materiala EPDM-gume in EPDM-pene vpliva na enakomernejšo krivuljo v diagramu. Plato EPDM-pene je glede na materialne lastnosti strmejši od platoja PU-pene. Nižji plato pri EPDM-peni vpliva na nižje vrednosti kontaktnih tlakov od vertikalne deformacije 1,7 mm do 3,1 mm v primerjavi s PU-peno. Zaradi strmejše krivulje napetost-deformacija znotraj območja platoja in hitri denzifikaciji EPDM-pene v primerjavi s PU-peno, se obe krivulji sekata. Po točki sekanja obeh krivulj je kontaktni tlak pri materialu iz EPDM-gume in PU-pene pri dani deformaciji nižji kot pri materialu iz EPDM-gume in EPDM-pene; oz. obratno; večjo vertikalno deformacijo je mogoče opaziti pri kompozitu iz EPDM-gume in PU-pene kot pa pri materialu iz EPDM-gume in EPDM-pene za določen kontaktni tlak. To je mogoče pripisati višjemu, širšemu in položnejšemu platoju PU-pene.

Glede na rezultate je mogoče sklepati, da so hiperelastične pene z jasno določenimi, ploskimi in širokimi platoji primernejše za material ročaja orodja, saj se ne deformirajo pri nižjih kontaktnih tlakih (tlačnih obremenitvah), a se deformirajo, ko je dosežen ustrezno velik

kontaktni tlak (tlačna obremenitev), s čimer se zniža nevarnost za nastanek akutnih in kumulativnih travmatičnih obolenj, ki so odvisna od kontaktnega tlaka. Iz rezultatov izhaja, da je tako mogoče doseči tudi najmanjšo možno mero deformacije materiala ročaja orodja, kar ohranja visoko stopnjo stabilnosti orodja v rokah. Debelina materiala ročaja ima na rezultate pomemben vpliv kadar uporabljamo hiperelastične pene. Iz rezultatov izhaja, da je smiselno uporabiti debeline, ki zagotavljajo zaščito ročaja pred zunanjimi vplivi (1 mm EPDM-gume) in debeline pene (3 mm pene), ki zagotavljajo potrebne deformacije za znižanje kontaktnih tlakov in s tem omogočajo daljšo varno uporabo orodja v rokah in hkrati ohranjajo stabilnost orodja v rokah.

6.2.3 Vertikalna sila prsta – kontaktni tlak

Jeklo in EPDM-guma sta kot materiala ročnega orodja pokazala skoraj linearno povezavo med vertikalno pritisno silo prsta in rezultirajočim kontaktnim tlakom v središčni točki prsta (Slika 5.20). Krivulja materiala ročaja iz EPDM-gume je pokazala nekoliko nižji kontaktni tlak pri maksimalni vertikalni pritisni sili prsta. To je mogoče pripisati majhni deformaciji materiala ročaja in zato nekoliko drugačni porazdelitvi kontaktnega tlaka in nekoliko višji kontaktni površini. Oba kompozitna materiala sta do vrednosti kontaktnega tlaka 15 kPa pokazala skoraj enako obnašanje krivulje. Po tej točki ima vsak kompozit svojo značilno krivuljo obnašanja. Kompozit iz EPDM-gume in EPDM-pene kaže skoraj linearno krivuljo. To je mogoče pripisati manj očitnemu platoju in njegovi relativno nizki vrednosti. Kompozitni material iz EPDM-gume in PU-pene v diagramu vertikalne pritisne sile prsta v primerjavi s kontaktnim tlakom v središčni točki kaže nelinearno krivuljo. "S" krivulja po kvazilinearnem obnašanju kaže, da je plato višji in bolj sploščen, saj je vertikalna pritisna sila prsta rasla hitreje kot kontaktni tlak. To je posledica deformacije materiala, kar je povzročilo nižjo in širšo porazdelitev kontaktnega tlaka in večjo kontaktno površino. Po platoju se je pričela denzifikacija, ki je vodila k hitrejši rasti kontaktnega tlaka s povečanjem vertikalne pritisne sile prsta. Ta diagram neposredno prikazuje povezavo med aplicirano pritisno silo prsta in kontaktnim tlakom. Korelacija med navpično pritisno silo prsta in rezultirajočim kontaktnim tlakom na središčno točko prsta se lahko neposredno uporabi za primerjavo in ocenjevanje materialov ročajev orodij. Na podlagi rezultatov je mogoče priporočati višino in širino platoja za določeno mehansko obnašanje materiala glede na željeno uporabo ročnega orodja. Ugotovili smo, da je mogoče s pravilno izbranim materialom ročaja orodja kontaktni tlak ustrezno znižati in pri tem ohraniti nizko stopnjo deformacije materiala ročaja orodja za vzdrževanje zadostne stopnje stabilnosti ročaja in s tem orodja v rokah.

7 SKLEP

V uporabniško orientiranem konstruiranju²⁵, kot je predstavljen v doktorski disertaciji, smo uporabili medicinsko slikanje kot edino izvedljivo možnost za pridobitev tridimenzionalne površine roke v optimalnem krepkem oprijemu brez deformacij mehkih tkiv. Tako je bilo mogoče razviti velikost in obliko ročaja orodja, ki temelji na optimalnem krepkem oprijemu. Razvite metode in rezultirajoči ročaji s tem upoštevajo tudi obliko roke v optimalnem krepkem oprijemu in tako zagotavljajo najboljše prilaganje roki ciljne populacije, kar je novost na področju ergonomije. Vse trenutne študije se osredotočajo na določitev optimalnih premerov cilindričnih ročajev in ne obravnavajo oblike ročaja. V okviru doktorske disertacije smo dokazali, da je prav oblika tista, ki lahko poveča subjektivno udobje uporabnika, stabilnost orodja v rokah, zmogljivost in zmanjša nevarnost za nastanek akutnih in kumulativnih travmatičnih obolenj.

Uporabljene metode predstavljajo interdisciplinarni pristop pri konstruiranju ročaja orodja. Iz rezultatov izhaja, da lahko vsaka ustanova ali podjetje, ki ima biomedicinski oddelek z MRI-ali CT-napravo, uporabi razvito metodologijo za določitev in izdelavo optimalnih velikosti in oblik izdelkov za ciljno populacijo. Kakovost in zanesljivost te tehnike je pokazala, da jo lahko uporabljamo za inovativen proces načrtovanja in konstruiranja uporabniku prilagojenih izdelkov, ki omogočajo visoko stopnjo upoštevanja biomehanskih omejitev ciljne populacije. Pristop načrtovanja in konstruiranja na osnovi medicinskega slikanja je še posebej primeren za integriran proces načrtovanja CAE²⁶ / CAD, vključno z uporabo MKE, saj načrtovanje in konstruiranje izdelkov postane integriran proces znotraj računalniške programske opreme, kjer ni potrebe po iterativnem procesu konstruiranja na osnovi prototipov. MRI- in CT-naprave se običajno uporabljajo za potrebe medicinske diagnostike, ortotski materiali za ortoze, v pričujoči doktorski disertaciji pa smo pokazali, da je mogoče uporabnost teh tehnologij in materialov razširiti z interdisciplinarnimi pristopi. Uporabljene metode za konstruiranje izpolnjujejo zahteve trga za prilagajanje izdelkov in optimizacije oblike, s čimer je mogoče zagotoviti konkurenčno prednost izdelka.

Izvedene simulacije mehanskega obnašanja prsta med oprijemom ročaja orodja so pokazale, da tradicionalni materiali, ki so neposredno v stiku z roko, proizvedejo skoraj enake kontaktne

²⁵ Ang.: User-centered design

²⁶ Ang.: Computer aided engineering

tlake in njihovo porazdelitev na roko, kar pomeni nevarnost za nastanek akutnih in kumulativnih travmatičnih obolenj, ki so pogojena s kontaktnim tlakom. Na osnovi poznavanja mehanskega obnašanja kože in podkožnega tkiva smo na podlagi bioinspiracije izbrali hiperelastične penaste materiale za znižanje lokalnih in celotnih kontaktnih tlakov. S kontrolirano deformacijo materiala ročaja je bilo mogoče zagotoviti večjo kontaktno površino ob oprijemu in s tem nižje kontaktne tlake in njihovo širšo distribucijo. Takšno mehansko obnašanje materialov omogoča nizko stopnjo deformacije materiala ročaja za ohranjanje željene stopnje stabilnosti orodja v rokah. Hkrati pa deformacije predlaganih kompozitov omogočajo individualizacijo ročaja orodja glede na določeno ciljno populacijo, saj se oblika ročaja orodja do določene mere prilagodi obliki roke. Predstavljen MKE-model in izvedene simulacije tako predstavljajo temelje za bodoče določitve in izbire materialov ročaja orodja.

Na osnovi razvite metodologije za določitev oblike anatomskega ročaja na osnovi optimalnega krepkega oprijema in na osnovi metodologije simuliranja mehanskega obnašanja mehkega tkiva smo podali rezultate, s katerimi je mogoče oblikovati ročaje orodij z visoko ergonomsko vrednostjo brez predhodnega znanja s področja ergonomije. S tem je mogoče zmanjšati tveganje za nastanek številnih akutnih in kumulativnih travmatičnih obolenj ter povečati zmogljivost in subjektivno udobje uporabnika. S tem se poveča tudi tržna vrednost izdelka, s čimer se izboljša tudi konkurenčnost izdelka na trgu.

7.1 Realizirani izvorni znanstveni prispevki

Na osnovi realiziranega znanstveno-raziskovalnega dela v okviru doktorske disertacije lahko ugotovimo, da so bili realizirani vsi prevideni izvorni znanstveni prispevki.

- Na osnovi analiz mehanskega obnašanja roke ob oprijemu izdelka po metodi končnih elementov so bila podana priporočila za izbiro oz. razvoj materiala za ročaje ročnih orodij, ki znižujejo lokalne kontaktne tlake, ki predstavljajo preobremenitve za mehka tkiva roke, hkrati pa material zagotavlja strukturno stabilnost, ki je potrebna za stabilen oprijem ([147] - G. Harih, B. Dolšak. Recommendations for tool-handle material choice based on finite element analysis: *Applied Ergonomics*, 45, 2014, str. 577-585.)
- Omejitve v okviru tradicionalnih metod konstruiranja ne omogočajo prilagoditve izdelka glede na uporabnika. Interdisciplinarne metode po principu uporabniško-orientiranega konstruiranja na osnovi medicinskega slikanja in 3D rekonstrukcije anatomskega dela uporabnika omogočajo inovativni integriran proces konstruiranja

in oblikovanja površine izdelka znotraj CAD programske opreme. Tako je mogoče razviti izdelke z visoko stopnjo upoštevanja bio-mehanskih omejitev uporabnika, kar izboljša ergonomijo izdelka ([121, 148] - G. Harih, A. Čretnik. *Interdisciplinary Approach to Tool-Handle Design Based on Medical Imaging: BioMed Research International*, 2013, 2013, str. 1-8 in G. Harih, A. Čretnik. *Open-Source Software in Medical Imaging: Case-Based Study with Interdisciplinary Innovative Product Design: Acta Medico-Biotechnica*, 5, 2012, str. 61-72.)

- S pomočjo virtualnega modela človeške roke za krepki oprijem je bila določena anatomska oblika ročaja izdelka, kar poveča ergonomsko vrednost ročaja in s tem celotnega izdelka ([149] - G. Harih, B. Dolšak. *Tool-handle design based on a digital human hand model: International Journal of Industrial Ergonomics*, 43, 2013, str. 288-295, [150] - G. Harih, B. Dolšak. *Comparison of subjective comfort ratings between anatomically shaped and cylindrical handles: Applied Ergonomics*, 45, 2014, str. 943-954.)
- S pomočjo virtualnega modela človeške roke so ergonomske analize ročaja izdelka nepotrebne, saj je mogoče po principu konstruiranje za ergonomijo doseči veliko ergonomsko vrednost izdelka že v fazi razvoja brez potrebnega predznanja o ergonomiji ([149] - G. Harih, B. Dolšak. *Tool-handle design based on a digital human hand model: International Journal of Industrial Ergonomics*, 43, 2013, str. 288-295.)

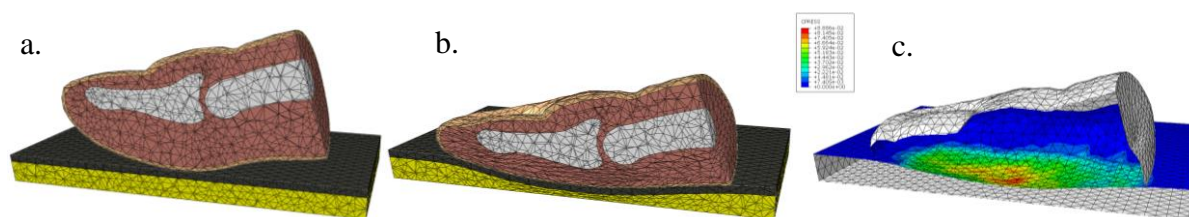
7.2 Smernice za nadaljnje delo

Čeprav ocenjujemo udobje uporabnika predvsem s pomočjo subjektivnih vprašalnikov, bi bilo smiselno izvesti še druge dodatne objektivne meritve (npr. mišična dejavnost, porazdelitev kontaktnih tlakov, porazdelitev sil oprijema, maksimalna sila oprijema, drža roke ...), saj lahko podajo fiziološke učinke nastanka kumulativnih travmatičnih obolenj in previdijo subjektivno udobje. Tako bi lahko nadaljnje delo vključevalo dodatno testiranje rezultirajočih anatomskih ročajev in primerjavo s klasičnimi cilindričnimi ročaji s pomočjo uporabo sistema za merjenje kontaktnih tlakov za identifikacijo tistih kontaktnih sil in tlačnih področij, ki presegajo vrednosti PDT in PPT. Na osnovi pridobljenih podatkov bi lahko izvedli topološko optimizacijo velikosti in oblike ročaja za zmanjšanje maksimalnih vrednosti kontaktnih tlakov v okviru sprejemljivih meja. Mogoče bi bilo tudi vzpostaviti povezavo med oceno subjektivnega udobja in lokalnimi ter celotnim kontaktnim tlakom.

Prihodnje raziskave bi morale upoštevati tudi realne razmere uporabe ročaja na realnih orodjih, saj se lahko ocena subjektivnega udobja razlikuje glede na opravilo. Poleg optimalnih cilindričnih ročajev bi bilo potrebno med ocenjevanjem in analizami preučiti še druge običajne oblike obstoječih klasičnih ročajev. Dodatno bi bilo mogoče podati priporočila za velikost in obliko glede na predvideno opravilo in tip ročnega orodja.

Nadaljnje delo bi lahko vključevalo tudi revizijo faktorja splošnosti, da bi zagotovili natančnejšo in bolj kontrolirano glajenje površine ročaja. Trenutna funkcija glajenja se aplicira na celoten ročaj, zato bi v prihodnje bilo smiselno upoštevati tudi dejstvo, da različni deli ročaja zahtevajo različno moč glajenja za doseg željene splošnosti.

Nadaljnje delo v okviru simulacij oprijema ročaja in ustrezne izbire in določitve materialov ročajev bi morale vsebovati raziskave na področju stabilnosti ročaja orodja pri uporabi hiperelastičnih pen. Dodatno bi bilo potrebno simulirati še različne kombinacije materialov in tudi debelin. Prečni prerez prsta je precej poenostavljen model za simulacijo oprijema, zato bi morale prihodnje simulacije upoštevati več prstov in ukrivljene površine ročajev. Vsekakor je pomemben tudi prehod na tridimenzionalne simulacije, ki zajemajo anatomsko obliko in značilnosti roke (Slika 7.1). Smiselno bi bilo tudi izvesti dinamične simulacije, ki bi omogočale simuliranje učinka vibracij in dušenja bioloških tkiv in materiala ročaja. Potencialno uporabne materiale določene na osnovi simulacij bi bilo potrebno proizvesti in testirati pri oprijemu na dejanskih uporabnikih in tako izmeriti porazdelitev kontaktnih tlakov in jih primerjati z rezultati iz simulacije. Rezultate bi bilo mogoče tudi primerjati s subjektivnimi odzivi testirancev.



Slika 7.1: Preliminarne simulacije oprijema tridimenzionalnega MKE-modela prsta
(a. prerez prsta z anatomskimi strukturami, b. deformacija prsta ob oprijemu v prerezu, c. kontaktni tlak ob oprijemu)

Delo v prihodnje bi lahko zajemalo tudi razvoj digitalnega modela človeške roke z možnostjo simulacije po metodi končnih elementov za simultano ocenjevanje oprijema in za ergonomske analize deformacij, obremenitev, kontaktnih tlakov in tudi vplivov vibracij pri oprijemu ročnih orodij na mehko tkivo, kite, vezi in tudi kostno tkivo, in s tem učinkovito napovedati tveganje za razvoj akutnih in kumulativnih obolenj. Smiselno bi bilo sintetizirati tridimenzionalni model

človeške roke na osnovi končnih elementov za ciljno populacijo, ki bi omogočal neposredno ocenjevanje predlaganega modela ročnega orodja znotraj virtualnega okolja s topološko optimizacijo za znižanje najvišjih obremenitev, deformacij in kontaktnih tlakov in tudi zmanjšanje posledic vibracij na roko. To bi tudi znižalo čas konstruiranja in s tem tudi stroške. Na podlagi teh analiz bi bilo mogoče predvideti varnost izdelka in njegovo učinkovitost, hkrati pa bi bilo mogoče odpraviti konstrukterske napake v fazi projektiranja in jih s tem uspešno odstraniti.

Razvite metode za določitev anatomskega ročaja na osnovi virtualnega modela človeške roke v krepkem oprijemu bi bilo mogoče integrirati v obstoječ sistem za podporo pri odločanju. S tem bi bilo mogoče doseči preprosto uporabo sistema in povezanega virtualnega modela človeške roke za generiranje anatomskega ročaja orodja za ciljno populacijo v kratkem času, brez iterativnega procesa konstruiranja in brez ergonomskega znanja ter izkušenj konstrukterja. Ugotovitve te raziskave bi bilo mogoče tudi integrirati v obstoječe dinamične virtualne modele rok za zagotavljanje verifikacije in validacije predlagane drže roke za krepki oprijem. Na ta način bi lahko razvili celovit sistem za opravljanje ergonomskih analiz in omogočali neposredno oblikovanje za izboljšanje ergonomije.

Predlagani sistem bi bilo mogoče razviti v komercialni sistem za konstrukterje, ki bi omogočil ergonomske analize v virtualnem okolju in s tem skrajšal čas oblikovanja in znižal stroške ter omogočil razvoj izdelkov z izboljšano ergonomijo.

8 SEZNAM UPORABLJENIH VIROV

- [1] S. Pehan, J. Flašker, A. Vučina, M. Prašnicki. Metodika konstruiranja, Fakulteta za strojništvo, V Mariboru, 2005.
- [2] B. Dolšak, J. Kaljun. Ergonomski vidiki razvoja izdelkov: univerzitetni učbenik, Univerza v Mariboru, Fakulteta za strojništvo, Maribor, 2012.
- [3] W. Karwowski. International encyclopedia of ergonomics and human factors 1, Taylor & Francis, Boca Raton, 2006.
- [4] D. MacLeod. The Rules of Work: A Practical Engineering Guide to Ergonomics, Taylor & Francis, 2000.
- [5] P. W. Brand, A. Hollister. Clinical mechanics of the hand: 3rd ed., Mosby, St. Louis, 1999.
- [6] C. L. Taylor, R. J. Schwartz. The Anatomy and Mechanics of the Human Hand: *Artificial Limbs*, 2, 1955, str. 22-35.
- [7] S. J. Edwards, D. J. Buckland, J. McCoy-Powlen. Developmental & functional hand grasps, Slack, Thorofare, NJ, 2002.
- [8] M. Eksioglu. Relative optimum grip span as a function of hand anthropometry: *International Journal of Industrial Ergonomics*, 34, 2004, str. 1-12.
- [9] D. Hertling, R. M. Kessler. Management of common musculoskeletal disorders: physical therapy principles and methods, Lippincott Williams & Wilkins, 2006.
- [10] K. Kroemer. Cumulative trauma disorders: their recognition and ergonomics measures to avoid them: *Applied Ergonomics*, 20, 1989, str. 274-280.
- [11] A. Moore, R. Wells, D. Ranney. Quantifying exposure in occupational manual tasks with cumulative trauma disorder potential: *Ergonomics*, 34, 1991, str. 1433-1453.
- [12] L. Punnett, D. H. Wegman. Work-related musculoskeletal disorders: the epidemiologic evidence and the debate: *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14, 2004, str. 13-23.
- [13] D. M. Rempel, R. J. Harrison, S. Barnhart. Work-related cumulative trauma disorders of the upper extremity: *JAMA : the journal of the American Medical Association*, 267, 1992, str. 838-842.
- [14] B. A. Silverstein, L. J. Fine, T. J. Armstrong. Hand wrist cumulative trauma disorders in industry: *British Journal of Industrial Medicine*, 43, 1986, str. 779-784.
- [15] S. Simoneau, M. St-Vincent, D. Chicoine. Work-Related Musculoskeletal Disorders (WMSDs) - A Better Understanding for More Effective Prevention, ASP - Secteur fabrication de produits en métal et électriques, Montréal, 1996.
- [16] G. Salvendy. Handbook of Human Factors and Ergonomics, John Wiley & Sons, 2012.
- [17] M. Bordegoni, C. Rizzi. Innovation in Product Design: From CAD to Virtual Prototyping, Springer, 2011.
- [18] J. Kaljun, B. Dolšak. Ergonomic design knowledge built in the intelligent decision support system: *International Journal of Industrial Ergonomics*, 42, 2012, str. 162-171.
- [19] A. Polajnar, N. Vujica Herzog, B. Buchmeister, S. Jevšnik. Strains and stresses of workers caused by exposure to noise: *Collegium Antropologicum*, 36, 2012, str. 899-909.
- [20] D. Shuxing, Z. Aimei, Y. Xihui, Z. Yanhua. The study on intelligent technology integrating Ergonomics into industrial design CAID/CD 2008: *Computer-Aided Industrial Design and Conceptual Design*, 2008, str. 21-25.

- [21] M. R. Cutkosky. On grasp choice, grasp models, and the design of hands for manufacturing tasks: *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 5, 1989, str. 269-279.
- [22] N. Badler. Virtual Humans for Animation, Ergonomics, and Simulation: *Proceedings of the 1997 IEEE Workshop on Motion of Non-Rigid and Articulated Objects (NAM '97)*, 1997, str. 28.
- [23] S. A. Gill, R. A. Ruddle. Using virtual humans to solve real ergonomic design problems: *International Conference on Simulation*, 1998, str. 223-229.
- [24] A. Naumann, M. Roetting. Digital Human Modeling for Design and Evaluation of Human-Machine Systems: *MMI-Interaktiv*, 2007, str. 27-35.
- [25] W. Karwowski, M. M. Soares. Human Factors and Ergonomics in Consumer Product Design, CRC Press, 2011.
- [26] D. Shuxing, W. Qijun, W. Yunchao, Y. Zhenzhen. Study of method for computer aided ergonomics knowledge management and design aiming at product design: *Computer-Aided Industrial Design & Conceptual Design, 2009. CAID & CD 2009.*, 2009, str. 1176-1180.
- [27] N. A. Davidoff, A. Freivalds. A graphic model of the human hand using CATIA: *International Journal of Industrial Ergonomics*, 12, 1993, str. 255-264.
- [28] H. O. Demirel, V. G. Duffy. Applications of Digital Human Modeling in Industry: *Lecture notes in computer science.*, 2007, str. 824-832.
- [29] H. O. Demirel, V. G. Duffy. Digital Human Modeling for Product Lifecycle Management: *Lecture notes in computer science.*, 2007, str. 372-381.
- [30] D. B. Chaffin, G. Andersson. Occupational biomechanics, Wiley, New York, 1999.
- [31] O. A. van Nierop, A. van der Helm, K. J. Overbeeke, T. J. P. Djajadiningrat. A natural human hand model: *The Visual Computer: International Journal of Computer Graphics*, 24, 2007, str. 31-44.
- [32] B. McInnes, A. Stephens, J. Potvin. Within and Between-Subject Reliability Using Classic Jack for Ergonomic Assessments: V: V. Duffy (ur.) *Digital Human Modeling*, Springer Berlin / Heidelberg, 2009, str. 653-660.
- [33] H. Bubb. Computer Aided Tools of Ergonomics and System Design: *Human factors and ergonomics in manufacturing*, 12, 2002, str. 249-266.
- [34] H. Bubb, B. Spanner-Ulmer. Ergonomics and Design: V: C. M. Schlick (ur.) *Industrial engineering and ergonomics*, Springer Berlin Heidelberg, 2009, str. 481-497.
- [35] M. Mattila. Computer-aided ergonomics and safety - A challenge for integrated ergonomics: *International Journal of Industrial Ergonomics*, 17, 1996, str. 309-314.
- [36] M. Pouliquen, C. Duriez, C. Andriot, A. Bernard, L. Chodorge, F. Gosselin. Real-time finite element finger pinch grasp simulation: *Eurohaptics Conference, 2005 and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, 2005. World Haptics 2005. First Joint*, 2005, str. 323-328.
- [37] Z. Rusák, C. Antonya, W. Vegte, I. Horváth. Implementing Real Time Grasping Simulation Based on Anthropometric Data: A work in progress report V: D. Talaba, A. Amditis (ur.) *Product Engineering*, Springer Netherlands, 2008, str. 523-540.
- [38] N. J. Seo, T. J. Armstrong. Investigation of Grip Force, Normal Force, Contact Area, Hand Size, and Handle Size for Cylindrical Handles: *Human Factors*, 50, 2008, str. 734-744.
- [39] M. Rougeron, J. L. Garrec, A. Micaelli, F. B. Ouezdou. A real time human grasp simulation with deformable fingertips: *Proceedings of the 17th IASTED international conference on Modelling and simulation*, 2006, str. 13-19.

- [40] E. Peña-Pitarch, J. Yang, K. Abdel-Malek. Virtual Human Hand: Grasping and Simulation: V: V. Duffy (ur.) *Digital Human Modeling*, Springer Berlin / Heidelberg, 2009, str. 140-149.
- [41] K. Abdel-Malek, J. Yang, J. H. Kim, T. Marler, S. Beck, C. Swan, L. Frey-Law, A. Mathai, C. Murphy, S. Rahmatallah. Development of the Virtual-Human SantosTM: *Lecture notes in computer science.*, 2007, str. 490-499.
- [42] F. Goussous, T. Marler, K. Abdel-Malek. A new methodology for human grasp prediction: *Systems, Man and Cybernetics, Part A: Systems and Humans*, 39, 2009, str. 369-380.
- [43] Y. Endo, S. Kanai, T. Kishinami, N. Miyata, M. Kouchi, M. Mochimaru. A Computer-Aided Ergonomic Assessment and Product Design System Using Digital Hands: V: V. Duffy (ur.) *Digital Human Modeling*, Springer Berlin / Heidelberg, 2007, str. 833-842.
- [44] Y. Endo, S. Kanai, T. Kishinami, N. Miyata, M. Kouchi, M. Mochimaru. Virtual ergonomic assessment on handheld products based on virtual grasping by digital hand: *SAE International Journal of Passenger Cars- Electronic and Electrical Systems*, 116, 2008, str. 877-887.
- [45] Y. Endo, S. Kanai, N. Miyata, M. Kouchi, M. Mochimaru, J. Konno, M. Ogasawara, M. Shimokawa. Optimization-Based Grasp Posture Generation Method of Digital Hand for Virtual Ergonomics Assessment: *SAE International Journal of Passenger Cars- Electronic and Electrical Systems*, 1, 2009, str. 590-598.
- [46] K. Kawaguchi, Y. Endo, S. Kanai. Database-driven grasp synthesis and ergonomic assessment for handheld product design: V: *Digital Human Modeling*, Springer, 2009, str. 642-652.
- [47] Y. Kong, B. Lowe. Optimal cylindrical handle diameter for grip force tasks: *International Journal of Industrial Ergonomics*, 35, 2005, str. 495-507.
- [48] J. R. Napier. The prehensile movements of the human hand: *Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 38-B, 1956, str. 902-913.
- [49] T. M. Khalil. An electromyographic methodology for the evaluation of industrial design: *Human Factors*, 15, 1973, str. 257-264.
- [50] C. J. Garneau, M. B. Parkinson. Including preference in antropometry-driven models for design: *Proceedings of ASME International Design Engineering Technical Conferences*, 2007, str. 1-8.
- [51] N. B. Hall, Jr., E. M. Bennett. Empirical assessment of handrail diameters: *Journal of Applied Psychology*, 40, 1956, str. 381-382.
- [52] T. Yakou, K. Yamamoto, M. Koyama, K. Hyodo. Sensory Evaluation of Grip Using Cylindrical Objects: *JSME International Journal Series C, Mechanical Systems, Machine Elements and Manufacturing*, 40, 1997, str. 730-735.
- [53] A. A. Amis. Variation of finger forces in maximal isometric grasp tests on a range of cylinder diameters: *Journal of Biomedical Engineering*, 9, 1987, str. 313-320.
- [54] Y. Chen. An evaluation of hand pressure distribution and forearm flexor muscle contribution for a power grasp on cylindrical handles: V: Doktorska disertacija, University of Nebraska, Lincoln, Nebraska, 1991.
- [55] J. L. Sancho-Bru, D. J. Giurintano, A. Pérez-González, M. Vergara. Optimum tool handle diameter for a cylinder grip: *Journal of Hand Therapy*, 16, 2003, str. 337-342.
- [56] J. R. Blackwell, K. W. Kornatz, E. M. Heath. Effect of grip span on maximal grip force and fatigue of flexor digitorum superficialis: *Applied Ergonomics*, 30, 1999, str. 401-405.
- [57] C. J. Garneau, M. B. Parkinson. Optimization of Tool Handle Shape for a Target User Population: *Proceedings of the Asme International Design Engineering Technical*

- Conferences and Computers and Information in Engineering Conference*, 5, 2009, str. 1029-1036.
- [58] K. A. Grant, D. J. Habes, L. L. Steward. An analysis of handle designs for reducing manual effort: The influence of grip diameter: *International Journal of Industrial Ergonomics*, 10, 1992, str. 199-206.
- [59] S. L. Johnson. Ergonomic Hand Tool Design: *Hand Clinics*, 9, 1993, str. 299-311.
- [60] S. Oh, R. G. Radwin. Pistol grip power tool handle and trigger size effects on grip exertions and operator preference: *Human Factors*, 35, 1993, str. 551-569.
- [61] M. M. Ayoub, P. L. Presti. The Determination of an Optimum Size Cylindrical Handle by Use of Electromyography: *Ergonomics*, 14, 1971, str. 509-518.
- [62] C. J. Garneau, M. B. Parkinson. Optimization of product dimensions for discrete sizing applied to a tool handle: *International Journal of Industrial Ergonomics*, 42, 2011, str. 1-9.
- [63] J. Z. Wu, R. G. Dong. Analysis of the contact interactions between fingertips and objects with different surface curvatures: *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H-Journal of Engineering in Medicine*, 219, 2005, str. 89-103.
- [64] L. F. M. Kuijt-Evers, P. Vink, M. P. de Looze. Comfort predictors for different kinds of hand tools: Differences and similarities: *International Journal of Industrial Ergonomics*, 37, 2007, str. 73-84.
- [65] M. De Looze, L. Kuijt-Evers, J. Van Dieën. Sitting comfort and discomfort and the relationships with objective measures: *TERG Ergonomics*, 46, 2003, str. 985-997.
- [66] L. F. Kuijt-Evers, L. Groenesteijn, M. P. de Looze, P. Vink. Identifying factors of comfort in using hand tools: *Applied Ergonomics*, 35, 2004, str. 453-458.
- [67] G. L. Fellows, A. Freivalds. Ergonomics evaluation of a foam rubber grip for tool handles: *Applied Ergonomics*, 22, 1991, str. 225-230.
- [68] J. Kaljun, B. Dolšak, V. Pogačar. Model inteligentne podpore pri ergonomskem in estetskem razvoju izdelkov : doktorska disertacija: V: Doktorska disertacija, J. Kaljun], Maribor, 2011.
- [69] C. L. MacKenzie, T. Iberall. The grasping hand, North-Holland, Amsterdam; New York, 1994.
- [70] *Human* [svetovni splet]. Dostopno na <http://www.biodigitalhuman.com/> [9.12.2013]
- [71] A. P. Sangole, M. F. Levin. Arches of the hand in reach to grasp: *Journal of Biomechanics*, 41, 2008, str. 829-837.
- [72] D. Chatterjee. Repetition strain injury - a recent review: *Occupational Medicine*, 37, 1987, str. 100-105.
- [73] G. S. Sorock, D. A. Lombardi, T. K. Courtney, J. P. Cotnam, M. A. Mittleman. Epidemiology of occupational acute traumatic hand injuries: a literature review: *Safety Science*, 38, 2001, str. 241-256.
- [74] T. K. Courtney, B. S. Webster. Disabling occupational morbidity in the United States. An alternative way of seeing the Bureau of Labor Statistics' data: *Journal of occupational and environmental medicine / American College of Occupational and Environmental Medicine*, 41, 1999, str. 60-69.
- [75] B. Jesensek Papez, M. Palfy, M. Mertik, Z. Turk. Infrared thermography based on artificial intelligence as a screening method for carpal tunnel syndrome diagnosis: *Journal of International Medical Research*, 37, 2009, str. 779-790.
- [76] A. J. Besa, F. J. Valero, J. L. Suñer, J. Carballeira. Characterisation of the mechanical impedance of the human hand–arm system: The influence of vibration direction, hand–arm posture and muscle tension: *International Journal of Industrial Ergonomics*, 37, 2007, str. 225-231.

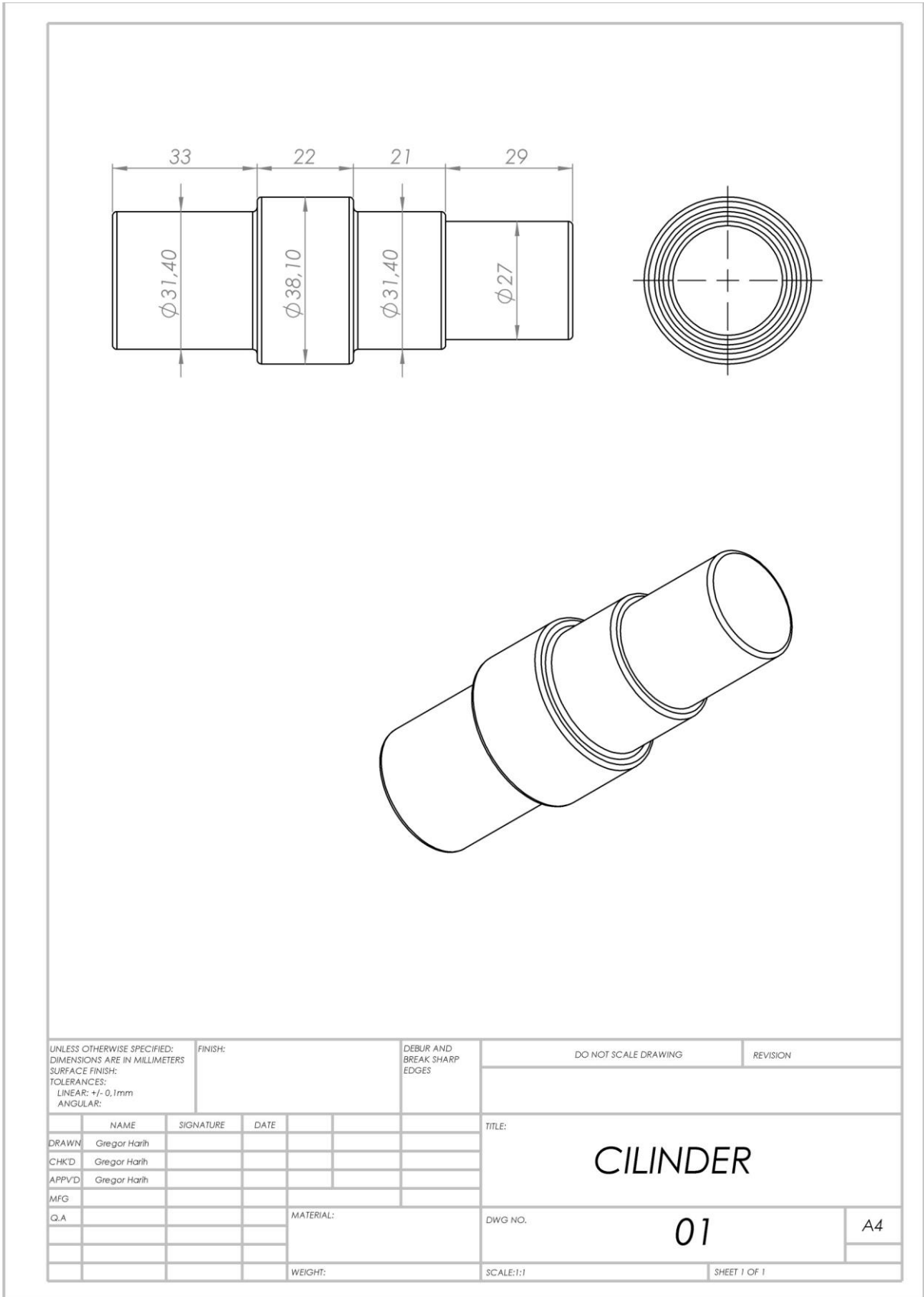
- [77] C. De Capua, A. Meduri, R. Morello. A hand-arm vibration meter monitoring the percussion exposure for health risk prevention applications: *Medical Measurements and Applications, 2009. MeMeA 2009*, 2009, str. 45-50.
- [78] M. Hagberg. Clinical assessment of musculoskeletal disorders in workers exposed to hand-arm vibration: *International Archives of Occupational and Environmental Health*, 75, 2002, str. 97-105.
- [79] J. Z. Wu, R. G. Dong, A. Schopper, W. Smutz. Analysis of skin deformation profiles during sinusoidal vibration of fingerpad: *Annals of Biomedical Engineering*, 31, 2003, str. 867-878.
- [80] J. Z. Wu, K. Krajnak, D. E. Welcome, R. G. Dong. Analysis of the dynamic strains in a fingertip exposed to vibrations: Correlation to the mechanical stimuli on mechanoreceptors: *Journal of Biomechanics*, 39, 2006, str. 2445-2456.
- [81] S. Adewusi, S. Rakheja, P. Marcotte, M. Thomas. Distributed vibration power absorption of the human hand-arm system in different postures coupled with vibrating handle and power tools: *International Journal of Industrial Ergonomics*, 43, 2013, str. 363-374.
- [82] R. Dong, A. Schopper, T. McDowell, D. Welcome, J. Wu, W. Smutz, C. Warren, S. Rakheja. Vibration energy absorption (VEA) in human fingers-hand-arm system: *Medical Engineering and Physics*, 26, 2004, str. 483-492.
- [83] M. Griffin. Measurement, evaluation, and assessment of occupational exposures to hand-transmitted vibration: *Occupational and Environmental Medicine*, 54, 1997, str. 73-89.
- [84] S. Kihlberg. Biodynamic response of the hand-arm system to vibration from an impact hammer and a grinder: *International Journal of Industrial Ergonomics*, 16, 1995, str. 1-8.
- [85] S. Adewusi, S. Rakheja, P. Marcotte, J. Boutin. Vibration transmissibility characteristics of the human hand-arm system under different postures, hand forces and excitation levels: *Journal of Sound and Vibration*, 329, 2010, str. 2953-2971.
- [86] Y. Aldien, P. Marcotte, S. Rakheja, P.-E. Boileau. Influence of hand-arm posture on biodynamic response of the human hand-arm exposed to z_h -axis vibration: *International Journal of Industrial Ergonomics*, 36, 2006, str. 45-59.
- [87] R. G. Radwin, T. J. Armstrong, D. B. Chaffin. Power hand tool vibration effects on grip exertions: *Ergonomics*, 30, 1987, str. 833-855.
- [88] R. Dong, S. Rakheja, W. Smutz, A. Schopper, D. Welcome, J. Wu. Effectiveness of a new method (TEAT) to assess vibration transmissibility of gloves: *International Journal of Industrial Ergonomics*, 30, 2002, str. 33-48.
- [89] A. H. Tudor. Hand-arm vibration: Product design principles: *Journal of Safety Research*, 27, 1996, str. 157-162.
- [90] S. C. Cowin. Bone mechanics handbook, CRC press Boca Raton, 2001.
- [91] K. Z. Philippe, X. E. Guo, C. E. Hoffler, K. E. Moore, S. A. Goldstein. Elastic modulus and hardness of cortical and trabecular bone lamellae measured by nanoindentation in the human femur: *Journal of Biomechanics*, 32, 1999, str. 1005-1012.
- [92] J. Z. Wu, R. G. Dong. Analysis of the contact interactions between fingertips and objects with different surface curvatures: *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 219, 2005, str. 89-103.
- [93] J. Z. Wu, R. G. Dong, S. Rakheja, A. W. Schopper. Simulation of mechanical responses of fingertip to dynamic loading: *Medical Engineering and Physics*, 24, 2002, str. 253-264.

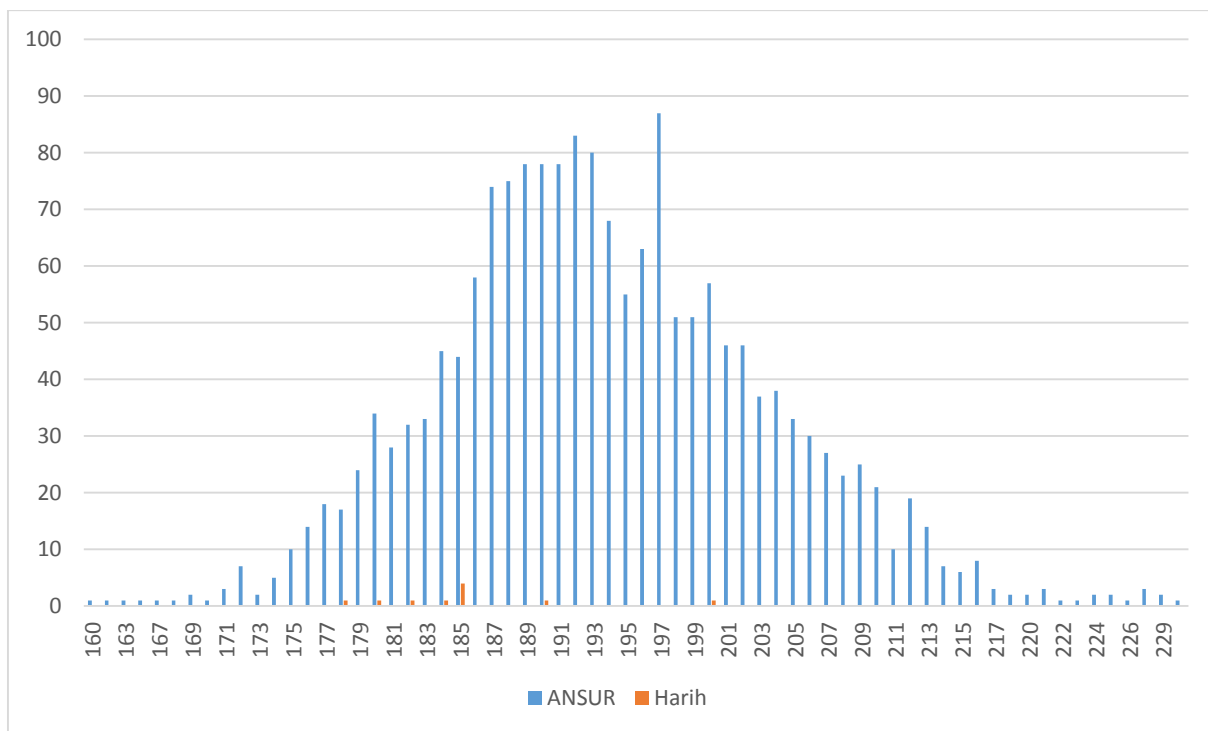
- [94] J. Z. Wu, R. G. Cutlip, M. E. Andrew, R. G. Dong. Simultaneous determination of the nonlinear-elastic properties of skin and subcutaneous tissue in unconfined compression tests: *Skin Research and Technology*, 13, 2007, str. 34-42.
- [95] J. A. Clark, J. C. Cheng, K. S. Leung. Mechanical properties of normal skin and hypertrophic scars: *Burns*, 22, 1996, str. 443-446.
- [96] C. Edwards, R. Marks. Evaluation of biomechanical properties of human skin: *Clinics in Dermatology*, 13, 1995, str. 375-380.
- [97] L. Pan, L. Zan, F. S. Foster. Ultrasonic and viscoelastic properties of skin under transverse mechanical stress in vitro: *Ultrasound in Medicine and Biology*, 24, 1998, str. 995-1007.
- [98] W. A. Wan Abas. Biaxial tension test of human skin in vivo: *Bio-Medical Materials and Engineering*, 4, 1994, str. 473-486.
- [99] B. J. Wilhelmi, S. J. Blackwell, J. S. Mancoll, L. G. Phillips. Creep vs. stretch: a review of the viscoelastic properties of skin: *Annals of Plastic Surgery*, 41, 1998, str. 215-219.
- [100] Y. P. Zheng, A. F. Mak. An ultrasound indentation system for biomechanical properties assessment of soft tissues in-vivo: *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 43, 1996, str. 912-918.
- [101] R. Gurram, S. Rakheja, G. J. Gouw. A Study of Hand Grip Pressure Distribution and Emg of Finger Flexor Muscles under Dynamic Loads: *Ergonomics*, 38, 1995, str. 684-699.
- [102] S. Riedel. Consideration of grip and push forces for the assessment of vibration exposure: *Central European Journal of Public Health*, 3, 1995, str. 139-141.
- [103] R. S. Goonetilleke, T. J. Eng. Contact Area Effects on Discomfort: *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, 38, 1994, str. 688-690.
- [104] S. Xiong, R. Goonetilleke, Z. Jiang. Pressure thresholds of the human foot: measurement reliability and effects of stimulus characteristics: *Ergonomics*, 54, 2011, str. 282-293.
- [105] Y. Aldien, D. Welcome, S. Rakheja, R. Dong, P. E. Boileau. Contact pressure distribution at hand-handle interface: role of hand forces and handle size: *International Journal of Industrial Ergonomics*, 35, 2005, str. 267-286.
- [106] C. Fransson-Hall, Å. Kilbom. Sensitivity of the hand to surface pressure: *Applied Ergonomics*, 24, 1993, str. 181-189.
- [107] L. J. Gibson, M. F. Ashby. Cellular solids: structure and properties, Cambridge university press, 1999.
- [108] V. Goga. New phenomenological model for solid foams: V: *Computational Modelling and Advanced Simulations*, Springer, 2011, str. 67-82.
- [109] A. Ali, M. Hosseini, B. Sahari. A review of constitutive models for rubber-like materials: *American Journal of Engineering and Applied Sciences*, 3, 2010, str. 232.
- [110] J. Zhang, N. Kikuchi, V. Li, A. Yee. Constitutive modeling of polymeric foam material subjected to dynamic crash loading: *International journal of impact engineering.*, 21, 1998, str. 369-386.
- [111] R. Ogden, G. Saccomandi, I. Sgura. Fitting hyperelastic models to experimental data: *Computational Mechanics*, 34, 2004, str. 484-502.
- [112] D. T. Pawluk, R. D. Howe. Dynamic contact of the human fingerpad against a flat surface: *Journal of Biomechanical Engineering*, 121, 1999, str. 605-611.
- [113] J. Z. Wu, R. G. Dong, D. E. Welcome, X. Y. S. Xu. A method for analyzing vibration power absorption density in human fingertip: *Journal of Sound and Vibration*, 329, 2010, str. 5600-5614.

- [114] J. Z. Wu, D. E. Welcome, K. Krajnak, R. G. Dong. Finite element analysis of the penetrations of shear and normal vibrations into the soft tissues in a fingertip: *Medical Engineering and Physics*, 29, 2007, str. 718-727.
- [115] J. Z. Wu, B. M. Wimer, Welcome Daniel E., D. R. G. An analysis of contact stiffness between a finger and an object when wearing an air-cushioned glove: The effects of the air pressure: *Medical Engineering and Physics*, 34, 2012, str. 386-393.
- [116] Abaqus 6.10 Online Documentation. Generated: Wed April 28, 2010 at 12:31:09, Build ID: 2010_04_27-15.17.36 37133, © Dassault Systèmes, 2010.
- [117] C. C. Gordon, T. Churchill, C. E. Clauser, B. Bradtmiller, J. T. McConville, I. Tebbetts, R. A. Walker. Anthropometric survey of US Army personnel: Summary statistics, interim report for 1988: in, DTIC Document, 1989.
- [118] H. Peng. Bioimage informatics: a new area of engineering biology: *Bioinformatics*, 24, 2008, str. 1827-1836.
- [119] A. Rosenthal, P. Mork, M. H. Li, J. Stanford, D. Koester, P. Reynolds. Cloud computing: A new business paradigm for biomedical information sharing: *Journal of Biomedical Informatics*, 43, 2010, str. 342-353.
- [120] W. Sun, B. Starly, J. Nam, A. Darling. Bio-CAD modeling and its applications in computer-aided tissue engineering: *Computer Aided Design*, 37, 2005, str. 1097-1114.
- [121] G. Harih, A. Čretnik. Interdisciplinary Approach to Tool-Handle Design Based on Medical Imaging: *BioMed Research International*, 2013, 2013, str. 1-8.
- [122] *Amira - Visualize Analyse Present* [svetovni splet]. Dostopno na <http://www.amira.com/> [6.2.2012]
- [123] *Scientific Volume Imaging - Huygens* [svetovni splet]. Dostopno na <http://www.svi.nl/HuygensProducts> [6.2.2012]
- [124] *Analyze 10.0 Visualisation and Analysis software* [svetovni splet]. Dostopno na <http://www.analyzedirect.com/> [3.2.2012]
- [125] *AVS - Advanced Visual Systems* [svetovni splet]. Dostopno na <http://www.avs.com/> [3.2.2012]
- [126] *IDL - Scientific Data Visualization Software from ITTVIS* [svetovni splet]. Dostopno na <http://www.exelisvis.com/language/en-US/ProductsServices/IDL.aspx> [3.2.2012]
- [127] *Image Pro Plus - Image processing, enhancement and analysis software* [svetovni splet]. Dostopno na <http://www.mediacy.com/index.aspx?page=IPP> [6.2.2012]
- [128] *iNtuition* [svetovni splet]. Dostopno na <http://www.terarecon.com/wordpress/our-solutions/> [3.2.2012]
- [129] *Bitplane - Imaris* [svetovni splet]. Dostopno na <http://www.bitplane.com/go/products/imaris> [6.2.2012]
- [130] *MetaMorph Microscopy Automation & Image Analysis Software* [svetovni splet]. Dostopno na <http://www.moleculardevices.com/Products/Software/Meta-Imaging-Series/MetaMorph.html> [6.2.2012]
- [131] *Mimics* [svetovni splet]. Dostopno na <http://www.materialise.com/mimics> [6.2.2012]
- [132] *AxioVision* [svetovni splet]. Dostopno na <http://www.zeiss.de/c12567be0045acf1/Contents-Frame/668c9fdcb18c6e2412568c10045a72e> [6.2.2012]
- [133] *Vitrea* [svetovni splet]. Dostopno na http://www.vitalimages.com/Solutions/AdvancedVisualization/Vitrea_Core.aspx [6.2.2012]
- [134] *syngo.via* [svetovni splet]. Dostopno na http://www.medical.siemens.com/webapp/wcs/stores/servlet/ProductDisplay~q_catalogId~e -11~a_catTree~e 100010,1008631,1029622,1029618~a_langId~e -11~a_productId~e 200650~a_storeId~e 10001.htm [6.2.2012]

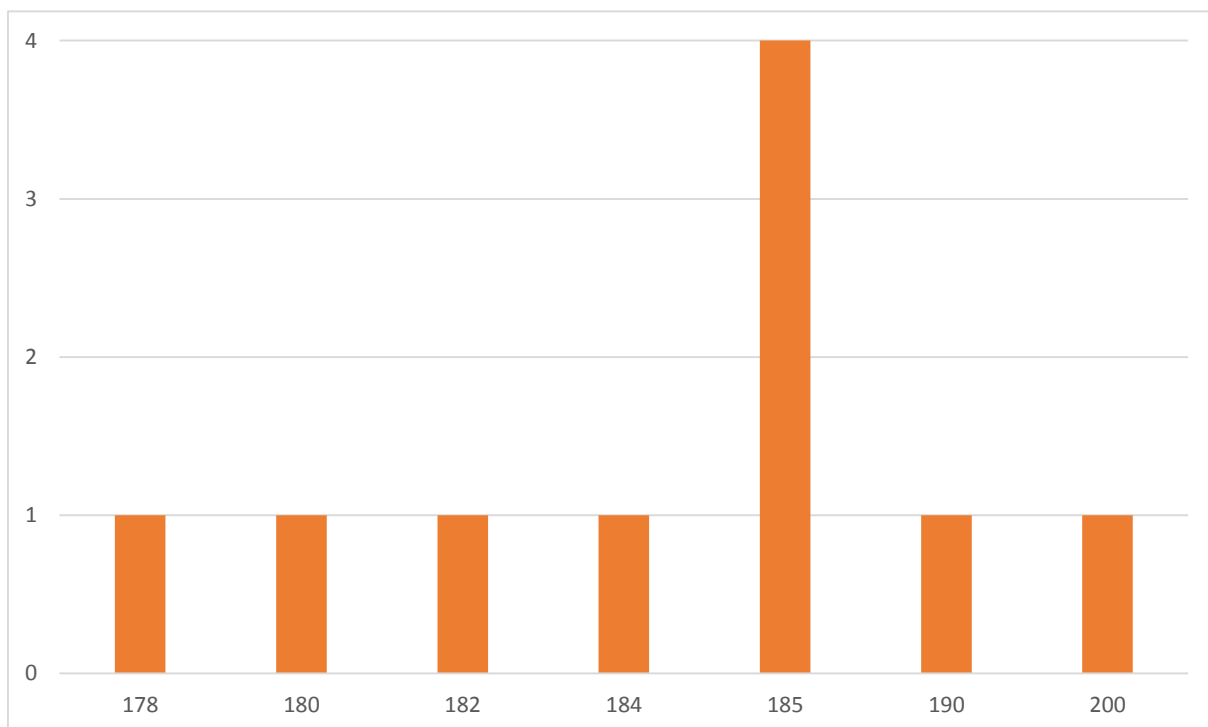
- [135] *IntelliSpace Portal* [svetovni splet]. Dostopno na <http://www.healthcare.philips.com/main/products/Solutions/IntelliSpaceportal/index.wpd> [6.2.2012]
- [136] *Dexus* [svetovni splet]. Dostopno na <http://www.gehealthcare.com/aw/> [6.2.2012]
- [137] *3D Slicer* [svetovni splet]. Dostopno na <http://www.slicer.org/> [6.2.2012]
- [138] *Osirix* [svetovni splet]. Dostopno na <http://www.osirix-viewer.com/> [6.2.2012]
- [139] *VolView* [svetovni splet]. Dostopno na <http://www.kitware.com/products/volview.html> [6.2.2012]
- [140] *ParaView* [svetovni splet]. Dostopno na <http://www.paraview.org/paraviewindex.html> [6.2.2012]
- [141] *MeVisLab* [svetovni splet]. Dostopno na <http://www.mevislab.de/> [6.2.2012]
- [142] *SCIRun* [svetovni splet]. Dostopno na <http://www.sci.utah.edu/cibc/software/106-scirun.html> [6.2.2012]
- [143] Y. K. Kong, D. M. Kim, K. S. Lee, M. C. Jung. Comparison of comfort, discomfort, and continuum ratings of force levels and hand regions during gripping exertions: *Applied Ergonomics*, 43, 2012, str. 283-289.
- [144] D. C. Montgomery, G. C. Runger. Applied statistics and probability for engineers, Wiley, Hoboken, NJ, 2011.
- [145] B. Song, W. Chen, M. Cheng. Novel model for uniaxial strain-rate-dependent stress-strain behavior of ethylene-propylene-diene monomer rubber in compression or tension: *Journal of applied polymer science*, 92, 2004, str. 1553-1558.
- [146] B. Wang, Z. Peng, Y. Zhang, Y. Zhang. Compressive response and energy absorption of foam EPDM: *Journal of applied polymer science*, 105, 2007, str. 3462-3469.
- [147] G. Harih, B. Dolšak. Recommendations for tool-handle material choice based on finite element analysis: *Applied Ergonomics*, 45, 2014, str. 577-585.
- [148] G. Harih, A. Čretnik. Open-Source Software in Medical Imaging: Case-Based Study with Interdisciplinary Innovative Product Design: *Acta Medico-Biotechnica*, 5, 2012, str. 61-72.
- [149] G. Harih, B. Dolšak. Tool-handle design based on a digital human hand model: *International Journal of Industrial Ergonomics*, 43, 2013, str. 288-295.
- [150] G. Harih, B. Dolšak. Comparison of subjective comfort ratings between anatomically shaped and cylindrical handles: *Applied Ergonomics*, 45, 2014, str. 943-954.

PRILOGA A





Slika B.3.: Porazdelitev antropometrične velikosti L_2 iz baze ANSUR in primerjava s testnimi osebami uporabljenimi v naši raziskavi

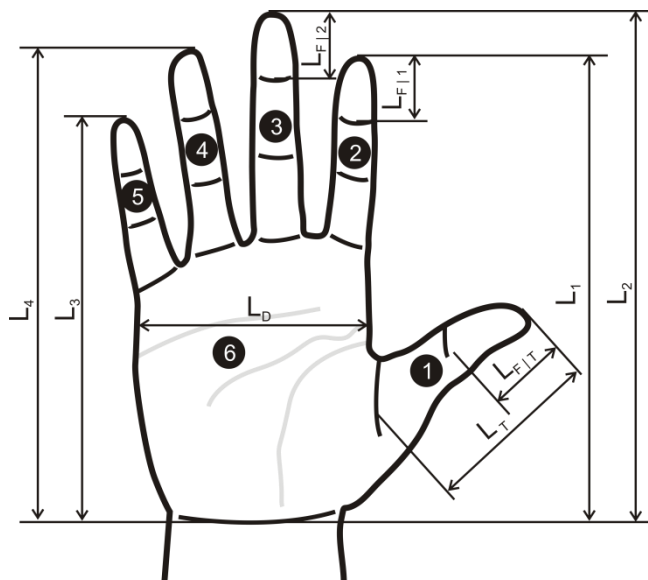


Slika B.4.: Porazdelitev antropometrične velikosti L_2 pri testnih osebah

PRILOGA C

Vprašalnik za oceno subjektivnega udobja pri uporabi ročaja

1. Človeška roka - Antropometrične velikosti roke

 $L_1 =$ $L_2 =$ $L_3 =$ $L_4 =$ $L_T =$ $L_{F/T} =$ $L_{F/1} =$ $L_{F/2} =$ $L_D =$

Splol: M Ž

Starost:

2. Cilindrični ročaj

Kazalniki udobja celotnega ročaja

	Se popolno ma ne strinjam	-	Se ne strinjam nekoliko	-	Se strinjam nekoliko	-	Se popolno ma strinjam
Dobro se prilega roki	1	2	3	4	5	6	7
Je funkcionalen	1	2	3	4	5	6	7
Je enostaven za uporabo	1	2	3	4	5	6	7
Zagotavlja dober prenos sil in momentov	1	2	3	4	5	6	7
Gre za visokokakovosten ročaj	1	2	3	4	5	6	7
Zagotavlja prijeten občutek ob prijemu	1	2	3	4	5	6	7
Omogoča visoko zmogljivost	1	2	3	4	5	6	7
Zagotavlja visoko kvaliteto celotnega izdelka	1	2	3	4	5	6	7
Izgleda profesionalno	1	2	3	4	5	6	7
Potrebna je majhna sila za stabilen oprijem	1	2	3	4	5	6	7
Zagotavlja visoko trenje med roko in ročajem	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča vnetje kože na roki	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča visoke lokalne tlake v roki	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča žulje	1	2	3	4	5	6	7
Površina ročaja je lepljiva	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča otopelost in pomanjkanje občutka tipa v roki	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča krče v mišicah roke	1	2	3	4	5	6	7

Splošno udobje celotnega ročaja

	Zelo neudoben	-	Malo neudoben	-	Malo udoben	-	Zelo udoben
Mislím, da je ta ročaj	1	2	3	4	5	6	7

Kazalniki udobja na področju 1

	Se popolno ma ne strinjam	-	Se ne strinjam nekoliko	-	Se strinjam nekoliko	-	Se popolno ma strinjam
Dobro se prilega	1	2	3	4	5	6	7
Zagotavlja dober prenos sil in momentov	1	2	3	4	5	6	7
Zagotavlja prijeten občutek ob prijemu	1	2	3	4	5	6	7
Potrebna je majhna sila za stabilen oprijem	1	2	3	4	5	6	7
Zagotavlja visoko trenje	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča vnetje kože	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča visoke lokalne tlake	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča žulje	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča otopelost in pomanjkanje občutka tipa	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča krče v mišicah	1	2	3	4	5	6	7

Kazalniki udobja na področju 2

	Se popolno ma ne strinjam	-	Se ne strinjam nekoliko	-	Se strinjam nekoliko	-	Se popolno ma strinjam
Dobro se prilega	1	2	3	4	5	6	7
Zagotavlja dober prenos sil in momentov	1	2	3	4	5	6	7
Zagotavlja prijeten občutek ob prijemu	1	2	3	4	5	6	7
Potrebna je majhna sila za stabilen oprijem	1	2	3	4	5	6	7
Zagotavlja visoko trenje	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča vnetje kože	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča visoke lokalne tlake	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča žulje	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča otopelost in pomanjkanje občutka tipa	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča krče v mišicah	1	2	3	4	5	6	7

Kazalniki udobja na področju 3

	Se popolno ma ne strinjam	-	Se ne strinjam nekoliko	-	Se strinjam nekoliko	-	Se popolno ma strinjam
Dobro se prilega	1	2	3	4	5	6	7
Zagotavlja dober prenos sil in momentov	1	2	3	4	5	6	7
Zagotavlja prijeten občutek ob prijemu	1	2	3	4	5	6	7
Potrebna je majhna sila za stabilen oprijem	1	2	3	4	5	6	7
Zagotavlja visoko trenje	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča vnetje kože	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča visoke lokalne tlake	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča žulje	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča otopelost in pomanjkanje občutka tipa	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča krče v mišicah	1	2	3	4	5	6	7

Kazalniki udobja na področju 4

	Se popolno ma ne strinjam	-	Se ne strinjam nekoliko	-	Se strinjam nekoliko	-	Se popolno ma strinjam
Dobro se prilega	1	2	3	4	5	6	7
Zagotavlja dober prenos sil in momentov	1	2	3	4	5	6	7
Zagotavlja prijeten občutek ob prijemu	1	2	3	4	5	6	7
Potrebna je majhna sila za stabilen oprijem	1	2	3	4	5	6	7
Zagotavlja visoko trenje	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča vnetje kože	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča visoke lokalne tlake	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča žulje	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča otopelost in pomanjkanje občutka tipa	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča krče v mišicah	1	2	3	4	5	6	7

Kazalniki udobja na področju 5

	Se popolno ma ne strinjam	-	Se ne strinjam nekoliko	-	Se strinjam nekoliko	-	Se popolno ma strinjam
Dobro se prilega	1	2	3	4	5	6	7
Zagotavlja dober prenos sil in momentov	1	2	3	4	5	6	7
Zagotavlja prijeten občutek ob prijemu	1	2	3	4	5	6	7
Potrebna je majhna sila za stabilen oprijem	1	2	3	4	5	6	7
Zagotavlja visoko trenje	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča vnetje kože	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča visoke lokalne tlake	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča žulje	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča otopelost in pomanjkanje občutka tipa	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča krče v mišicah	1	2	3	4	5	6	7

Kazalniki udobja na področju 6

	Se popolno ma ne strinjam	-	Se ne strinjam nekoliko	-	Se strinjam nekoliko	-	Se popolno ma strinjam
Dobro se prilega	1	2	3	4	5	6	7
Zagotavlja dober prenos sil in momentov	1	2	3	4	5	6	7
Zagotavlja prijeten občutek ob prijemu	1	2	3	4	5	6	7
Potrebna je majhna sila za stabilen oprijem	1	2	3	4	5	6	7
Zagotavlja visoko trenje	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča vnetje kože	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča visoke lokalne tlake	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča žulje	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča otopelost in pomanjkanje občutka tipa	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča krče v mišicah	1	2	3	4	5	6	7

3. Anatomski ročaj

Kazalniki udobja celotnega ročaja

	Se popolno ma ne strinjam	-	Se ne strinjam nekoliko	-	Se strinjam nekoliko	-	Se popolno ma strinjam
Dobro se prilega roki	1	2	3	4	5	6	7
Je funkcionalen	1	2	3	4	5	6	7
Je enostaven za uporabo	1	2	3	4	5	6	7
Zagotavlja dober prenos sil in momentov	1	2	3	4	5	6	7
Gre za visokokakovosten ročaj	1	2	3	4	5	6	7
Zagotavlja prijeten občutek ob prijemu	1	2	3	4	5	6	7
Omogoča visoko zmogljivost	1	2	3	4	5	6	7
Zagotavlja visoko kvaliteto celotnega izdelka	1	2	3	4	5	6	7
Izgleda profesionalno	1	2	3	4	5	6	7
Potrebna je majhna sila za stabilen oprijem	1	2	3	4	5	6	7
Zagotavlja visoko trenje med roko in ročajem	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča vnetje kože na roki	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča visoke lokalne tlake v roki	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča žulje	1	2	3	4	5	6	7
Površina ročaja je lepljiva	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča otopelost in pomanjkanje občutka tipa v roki	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča krče v mišicah roke	1	2	3	4	5	6	7

Splošno udobje celotnega ročaja

	Zelo neudoben	-	Malo neudoben	-	Malo udoben	-	Zelo udoben
Mislim, da je ta ročaj	1	2	3	4	5	6	7

Kazalniki udobja na področju 1

	Se popolno ma ne strinjam	-	Se ne strinjam nekoliko	-	Se strinjam nekoliko	-	Se popolno ma strinjam
Dobro se prilega	1	2	3	4	5	6	7
Zagotavlja dober prenos sil in momentov	1	2	3	4	5	6	7
Zagotavlja prijeten občutek ob prijemu	1	2	3	4	5	6	7
Potrebna je majhna sila za stabilen oprijem	1	2	3	4	5	6	7
Zagotavlja visoko trenje	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča vnetje kože	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča visoke lokalne tlake	1	2	3	4	5	6	7

Povzroča žulje	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča otopelost in pomanjkanje občutka tipa	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča krče v mišicah	1	2	3	4	5	6	7

Kazalniki udobja na področju 2

	Se popolno ma ne strinjam	-	Se ne strinjam nekoliko	-	Se strinjam nekoliko	-	Se popolno ma strinjam
Dobro se prilega	1	2	3	4	5	6	7
Zagotavlja dober prenos sil in momentov	1	2	3	4	5	6	7
Zagotavlja prijeten občutek ob prijemu	1	2	3	4	5	6	7
Potrebna je majhna sila za stabilen oprijem	1	2	3	4	5	6	7
Zagotavlja visoko trenje	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča vnetje kože	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča visoke lokalne tlake	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča žulje	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča otopelost in pomanjkanje občutka tipa	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča krče v mišicah	1	2	3	4	5	6	7

Kazalniki udobja na področju 3

	Se popolno ma ne strinjam	-	Se ne strinjam nekoliko	-	Se strinjam nekoliko	-	Se popolno ma strinjam
Dobro se prilega	1	2	3	4	5	6	7
Zagotavlja dober prenos sil in momentov	1	2	3	4	5	6	7
Zagotavlja prijeten občutek ob prijemu	1	2	3	4	5	6	7
Potrebna je majhna sila za stabilen oprijem	1	2	3	4	5	6	7
Zagotavlja visoko trenje	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča vnetje kože	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča visoke lokalne tlake	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča žulje	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča otopelost in pomanjkanje občutka tipa	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča krče v mišicah	1	2	3	4	5	6	7

Kazalniki udobja na področju 4

	Se popolno ma ne strinjam	-	Se ne strinjam nekoliko	-	Se strinjam nekoliko	-	Se popolno ma strinjam
Dobro se prilega	1	2	3	4	5	6	7
Zagotavlja dober prenos sil in momentov	1	2	3	4	5	6	7
Zagotavlja prijeten občutek ob prijemu	1	2	3	4	5	6	7
Potrebna je majhna sila za stabilen oprijem	1	2	3	4	5	6	7
Zagotavlja visoko trenje	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča vnetje kože	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča visoke lokalne tlake	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča žulje	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča otopelost in pomanjkanje občutka tipa	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča krče v mišicah	1	2	3	4	5	6	7

Kazalniki udobja na področju 5

	Se popolno ma ne strinjam	-	Se ne strinjam nekoliko	-	Se strinjam nekoliko	-	Se popolno ma strinjam
Dobro se prilega	1	2	3	4	5	6	7
Zagotavlja dober prenos sil in momentov	1	2	3	4	5	6	7
Zagotavlja prijeten občutek ob prijemu	1	2	3	4	5	6	7
Potrebna je majhna sila za stabilen oprijem	1	2	3	4	5	6	7
Zagotavlja visoko trenje	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča vnetje kože	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča visoke lokalne tlake	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča žulje	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča otopelost in pomanjkanje občutka tipa	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča krče v mišicah	1	2	3	4	5	6	7

Kazalniki udobja na področju 6

	Se popolno ma ne strinjam	-	Se ne strinjam nekoliko	-	Se strinjam nekoliko	-	Se popolno ma strinjam
Dobro se prilega	1	2	3	4	5	6	7
Zagotavlja dober prenos sil in momentov	1	2	3	4	5	6	7

Zagotavlja prijeten občutek ob prijemu	1	2	3	4	5	6	7
Potrebna je majhna sila za stabilen oprijem	1	2	3	4	5	6	7
Zagotavlja visoko trenje	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča vnetje kože	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča visoke lokalne tlake	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča žulje	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča otopelost in pomanjkanje občutka tipa	1	2	3	4	5	6	7
Povzroča krče v mišicah	1	2	3	4	5	6	7

BIBLIOGRAFIJA

GREGOR HARIH [33256]

Osebna bibliografija za obdobje 2001-2014

ČLANKI IN DRUGI SESTAVNI DELI

1.01 Izvirni znanstveni članek

1. HARIH, Gregor, DOLŠAK, Bojan. Recommendations for tool-handle material choice based on finite element analysis. *Applied Ergonomics*, ISSN 0003-6870. [Print ed.], Available online 20 August 2013, doi: 10.1016/j.apergo.2013.07.014. [COBISS.SI-ID 17081110]

2. HARIH, Gregor, DOLŠAK, Bojan. Comparison of subjective comfort ratings between anatomically shaped and cylindrical handles. *Applied Ergonomics*, ISSN 0003-6870. [Print ed.], Available online 14 December 2013, str. 1-12, ilustr. http://ac.els-cdn.com/S0003687013002640/1-s2.0-S0003687013002640-main.pdf?_tid=7f33ca6e-67ef-11e3-80b8-00000aacb35e&acdnat=1387376588_920c48f349333d0c36598377a5a731a7, doi: 10.1016/j.apergo.2013.11.011. [COBISS.SI-ID 17409558]

3. HARIH, Gregor, ČRETNIK, Andrej. Interdisciplinary approach to tool-handle design based on medical imaging. *BioMed research international*, ISSN 2314-6141, 2013, vol. 2013, 8 str., graf. prikazi. <http://www.hindawi.com/journals/bmri/aip/159159/>, doi: 10.1155/2013/159159. [COBISS.SI-ID 17093654]

4. HARIH, Gregor, DOLŠAK, Bojan. Tool-handle design based on a digital human hand model. *International journal of industrial ergonomics*, ISSN 0169-8141. [Print ed.], Jul. 2013, vol. 43, iss. 4, str. 288-295, graf. prikazi, doi: 10.1016/j.ergon.2013.05.002. [COBISS.SI-ID 16965654]

5. HARIH, Gregor. Decision support system for generating ergonomic tool-handles. *International journal of simulation modelling*, ISSN 1726-4529, 2014, vol. 13, no. 1, str. 5-15. [COBISS.SI-ID 17629974]

6. HARIH, Gregor, ČRETNIK, Andrej. Open-source software in medical imaging: case-based study with interdisciplinary innovative product design = Odprtokodna programska oprema za medicinske slike: študija primera na podlagi interdisciplinarne inovativne zasnove izdelka. *Acta medico-biotechnica*, ISSN 1855-5640, 2012, vol. 5, [no.] 1, str. 61-72, ilustr. http://www.actamedbio.mf.uni-mb.si/article/Odprtokodna+programska+oprema+za+medicinske+slike+%C5%A1tudija+primera+na+podlagi+interdisciplinarne+inovativne+zasnove+izdelka_4 21. [COBISS.SI-ID 4331839]

1.05 Poljudni članek

7. HARIH, Gregor (avtor, fotograf). *Ladjedelnica* 3. maj. Svet & ljudje, ISSN 1408-7952, maj 2007, letn. X, št. 5, str. [22]-[30]. [COBISS.SI-ID 15506198]

8. HARIH, Gregor. IR-fotografija. Svet & ljudje, ISSN 1408-7952, maj 2007, letn. X, št. 5, str. 100-103. [COBISS.SI-ID 15506454]

9. HARIH, Gregor. Starinski top. Tim, ISSN 0040-7712, marec 2004, letn. 42, št. 7, str. 35, graf. prikazi. [COBISS.SI-ID 26145797]

10. HARIH, Gregor. Kabli v modelih. Tim, ISSN 0040-7712, november 2001, letn. 40, št. 3, str. 16, graf. prikazi. [COBISS.SI-ID 25565445]

1.08 Objavljeni znanstveni prispevek na konferenci

11. HARIH, Gregor, DOLŠAK, Bojan, KALJUN, Jasmin. Decision support system for generating optimal sized and shaped tool handles. V: 4th International Conference on Applied Human Factors and Ergonomics (AHFE), 2012 AHFE International Conference, 21-25 July 2012 Hilton, San Francisco, Union Square, California jointly with 2nd International Conference on Human Factors and Ergonomics in Healthcare; 2nd International Conference on Cross-Cultural Decision Making: Focus 2012; 2nd International Conference on Applied Digital Human Modeling; 1st International Conference on Human Side of Service Engineering; 1st International Conference on Affective and Pleasurable Design; 1st International Conference on Human Factors in Transportation and 14th International Conference on Human Aspects of Advanced Manufacturing (HAAMAHA): Manufacturing Enterprises in a Digital World. Conference proceedings. [S. l.]: The Printing house, 2012, str. 6888-6897. [COBISS.SI-ID 16174614]

12. HARIH, Gregor, DOLŠAK, Bojan. Personalised tool handle shape based on optimal power grasp posture. V: International Conference on Ergonomics & Human Factors 2012, Blackpool, Uk, 16-19 April 2012. ANDERSON, Martin (ur.). Contemporary ergonomics and human factors 2012. Boca Raton [etc.]: CRC Press, 2012, str. 423-424. [COBISS.SI-ID 15983638]

13. HARIH, Gregor, DOLŠAK, Bojan, KALJUN, Jasmin. Customized product design based on medical imaging. V: 12th international design conference, May 21-14, 2012, Dubrovnik. MARJANOVIĆ, Dorian (ur.). Design 2012 : proceedings USB, (1848-4700). [Zagreb]: Faculty of mechanical engineering and naval architecture; Glasgow: The design society, 2012, str. 911-918, ilustr. [COBISS.SI-ID 16043542]

14. KALJUN, Jasmin, SANCIN, Urška, HARIH, Gregor, DOLŠAK, Bojan. Aesthetics as parameter of intelligent design support. V: 12th international design conference, May 21-14, 2012, Dubrovnik. MARJANOVIĆ, Dorian (ur.). Design 2012 : proceedings USB, (1848-4700). [Zagreb]: Faculty of mechanical engineering and naval architecture; Glasgow: The design society, 2012, str. 1293-1300, ilustr. [COBISS.SI-ID 16043286]
MONOGRAFIJE IN DRUGA ZAKLJUČENA DELA

2.11 Diplomsko delo

15. HARIH, Gregor. Oblikovalski in ergonomski vidiki razvoja fotoaparata : diplomsko delo. Maribor: [G. Harih], 2009. X, 79 f., ilustr. <http://dkum.uni-mb.si/Dokument.php?id=12496>. [COBISS.SI-ID 13843222]

2.13 Elaborat, predstudija, študija

16. KALJUN, Jasmin, HARIH, Gregor. MVA-1 : ergonomska analiza. Maribor: Fakulteta za strojništvo, Laboratorij za inteligentne CAD sisteme: = LICADs, 2011. 22 str., graf. prikazi. [COBISS.SI-ID 15912982]
IZVEDENA DELA (DOGODKI)

3.12 Razstava

17. HARIH, Gregor. Viva la revolution : razstava fotografij člana Fotokluba Maribor v Fotogaleriji Stolp, Židovska ul.6, Maribor, 22. september-19. oktober 2010. Maribor, 2010. [COBISS.SI-ID 14572822]
SEKUNDARNO AVTORSTVO

Oblikovalec ščitnega ovitka

18. DOLŠAK, Bojan, KALJUN, Jasmin. Ergonomski vidiki razvoja izdelkov : univerzitetni učbenik. Maribor: Univerza v Mariboru, Fakulteta za strojništvo, 2012. V, 128 str., graf. prikazi, ilustr. ISBN 978-961-248-344-9. [COBISS.SI-ID 70291201]

Fotograf

19. ANGLEITNER, Gerhard (umetnik), FINEC KOS, Katja (urednik, avtor dodatnega besedila), RITONJA, Branimir (urednik, fotograf). Fotoklub Maribor 2010 : [Fotogalerija Stolp, 15. 12. 10-15. 1. 11]. Maribor: Fotoklub - Fotogalerija Stolp, 2010. [43] str., ilustr. [COBISS.SI-ID 253890304]

20. RITONJA, Branimir (urednik, fotograf). Fotoklub Maribor : razstava fotografij ob 170 letnici fotografije : [Fotogalerija Stolp, 3. 12.-31. 12. 2009]. Maribor: Fotoklub - Fotogalerija Stolp, 2009. 16 str., fotogr. ISBN 978-961-91637-7-1. [COBISS.SI-ID 248467456]

Recenzent

21. International journal for numerical methods in biomedical engineering. Harih, Gregor (recenzent 2014). Oxford: Wiley-Blackwell. ISSN 2040-7939. [COBISS.SI-ID 517539353]

22. International journal of industrial ergonomics. Harih, Gregor (recenzent 2013). [Print ed.]. Amsterdam; Oxford; New York; Tokyo: Elsevier, 1986-. ISSN 0169-8141. [COBISS.SI-ID 15370245]

Izpis bibliografskih enot: vse bibliografske enote

Izbrani format bibliografske enote: ISO 690

Vir bibliografskih zapisov: Vzajemna baza podatkov COBISS.SI/COBIB.SI, 7. 4. 2014

ŽIVLJENJEPIS

OSEBNI PODATKI

Harih Gregor

📍 Slatenik 11a, SI-2222 Jakobski Dol (Slovenija)

📞 041331160

✉ gregor.harih@gmail.com

Spol Moški | **Datum rojstva** 2/8/1985 | **Državljanstvo** slovensko

DELOVNE IZKUŠNJE

01. novembra 2010–v teku

Mladi raziskovalec

Fakulteta za strojništvo, Univerza v Mariboru, Maribor (Slovenija)

Znanstveno-raziskovalno delo na področju ekspertnih sistemov, inteligentnih sistemov, ergonomije, industrijskega oblikovanja. Razvoj virtualnega modela človeške roke za ergonomsko oblikovanje izdelkov. Biomehansko obnašanje človeške roke na osnovi numeričnih simulacij. Temeljna raziskava uporabe digitalnih modelov ljudi na področju ergonomije

januar 2013–v teku

Asistent

Fakulteta za strojništvo, Univerza v Mariboru, Maribor (Slovenija)

Asistent na področju ergonomije, konstruiranja, industrijskega oblikovanja, obratnega inženirstva, in drugih predmetov.

03. februar 2013–01. maj 2013

Raziskovalec

AIST - National Institute of Advanced Industrial Science and Technology, Tokyo (Japonska)

Raziskave na področju razvoja digitalnega modela človeške roke za neposredno oblikovanje ročnih izdelkov in orodij z visoko ergonomsko vrednostjo. Raziskave na področju biomehanskega obnašanja prsta pod mehanskimi obremenitvami po metodi končnih elementov.

IZOBRAŽEVANJE IN USPOSABLJANJE

1992–2000

Osnovnošolska izobrazba

Osnovna šola Ivana Cankarja, Maribor (Slovenija)

2000–2004

Gimnazijski maturant

Druga gimnazija Maribor
Trg Miloša Zidanška 1 SI-2000 Maribor (Slovenija)

2004–2009

Univerzitetni diplomirani inženir strojništva

Fakulteta za strojništvo, univerza v Mariboru
Smetanova ulica 17 SI-2000 Maribor (Slovenija)

Konstukterstvo

2010–v teku **Doktorski študij**
Fakulteta za strojništvo, Univerza v Mariboru, Maribor (Slovenija)
Računalniško modeliranje tehniških sistemov

KOMPETENCE

Materni jezik slovenščina

Drugi jeziki	RAZUMEVANJE		GOVORJENJE		PISNO SPOROČANJE
	Slušno razumevanje	Bralno razumevanje	Govorno sporazumevanje	Govorno sporočanje	
angleščina	C1	C2	C1	C1	C1
nemščina	C2	C2	B2	B2	C1
hrvaščina	B1	B1	A1	A1	A1
španščina	A1	A1	A1	A1	A1

Stopnja: A1/A2: Osnovni uporabnik - B1/B2: Samostojni uporabnik - C1/C2: Usposobljeni uporabnik
[Skupni evropski jezikovni okvir](#)

Komunikacijske kompetence Dobre komunikacijske sposobnosti v internacionalnih okoljih (znanstvene konference, sodelovanje z industrijo, delo asistenta)
Sposobnost individualnega kakor tudi timskega dela (mladi raziskovalec, delo asistenta, delo na industrijskih projektih)

Organizacijske/vodstvene kompetence Vodstvene sposobnosti (projekt mikrosatelit – Rusija)
Sposobnost vodenja sestankov
Kordinator promocije fakultete na srednjih šolah
Kordinator iKnow kluba – informacije in nasveti glede uporabe računalniške opreme

Računalniške kompetence Zelo dobro poznavanje okolja Microsoft Windows in OSX
Poznavanje okolja Linux
Vešča uporaba pisarniških paketov (Microsoft Office, Libre Office, iLife, iWork)
Dobro poznavanje 3D modeliranja v številnih komercialnih programskih paketih (Catia, Solidworks ...)
Napredna uporaba programskega paketa za numerične analize Abaqus
Napredna uporaba programske opreme za grafično oblikovanje (Adobe Photoshop, Adobe InDesign, Adobe Dreamweaver, Adobe Lightroom)
Zahtevna uporaba internetnih storitev (brskanje in iskanje, elektronska pošta, socialna omrežja)
Osnovno poznavanje programske opreme za medicinske slike: Slicer 3D, Amira

Druge kompetence Znanje s področja restavriranja in predelovanja starodobnih motociklov
Strokovna in umetniška znanja s področja komercialne in umetniške fotografije (samostojno delo, delo v timu, izvedba samostojnih in skupinskih razstav, izvedba tečajev fotografije)
Grafično oblikovanje (oblikovanje za tiskovine in spletne strani)

Vozniško dovoljenje A, B

UNIVERZA V MARIBORU
FAKULTETA ZA STROJNIŠTVO

IZJAVA DOKTORSKEGA KANDIDATA

Podpisani Gregor HARIH, vpisna številka S3000104

izjavljam,

da je doktorska disertacija z naslovom: **RAZVOJ VIRTUALNEGA MODELA ČLOVEŠKE ROKE ZA ERGONOMSKO OBLIKOVANJE IZDELKOV**

- rezultat lastnega raziskovalnega dela,
- da predložena disertacija v celoti ali v delih ni bila predložena za pridobitev kakršnekoli izobrazbe po študijskem programu druge fakultete ali univerze,
- da so rezultati korektno navedeni in
- da nisem kršil-a avtorskih pravic in intelektualne lastnine drugih.

Maribor, 19.3.2014

Podpis: _____

