

Procjena sila u koljenu kod klečanja

Hrašćanec, Vedran

Undergraduate thesis / Završni rad

2022

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Zagreb, Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture / Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje**

Permanent link / Trajna poveznica: <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:235:002090>

Rights / Prava: [In copyright](#) / [Zaštićeno autorskim pravom.](#)

Download date / Datum preuzimanja: **2024-09-07**

Repository / Repozitorij:

[Repository of Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture University of Zagreb](#)



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Vedran Hrašćanec

Zagreb, 2022.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Mentori:

Prof. dr. sc. Tanja Jurčević Lulić

Student:

Vedran Hrašćanec

Zagreb, 2022.

Izjavljujem da sam ovaj rad izradio samostalno koristeći znanja stečena tijekom studija i navedenu literaturu.

Zahvaljujem se mentorici prof. dr. sc. Tanji Jurčević Lulić na pomoći, savjetima i razumijevanju prilikom mjerenja i izrade rada. Hvala i kolegi Marku Čeredaru na pomoći pri mjerenju.

Naročito zahvaljujem svojoj obitelji i prijateljima na podršci i razumijevanju tijekom studija.

Vedran Hrašćanec



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE



Središnje povjerenstvo za završne i diplomske ispite
Povjerenstvo za završne i diplomske ispite studija strojarstva za smjerove:
Procesno-energetski, konstrukcijski, inženjersko modeliranje i računalne simulacije i brodstrojarski

Sveučilište u Zagrebu Fakultet strojarstva i brodogradnje	
Datum	Prilog
Klasa: 602 – 04 / 22 – 6 / 1	
Ur.broj: 15 - 1703 - 22 -	

ZAVRŠNI ZADATAK

Student: **Vedran Hrašćanec**

JMBAG: **0035213944**

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Procjena sila u koljenu kod klečanja**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Estimation of knee forces during kneeling**

Opis zadatka:

Neka zanimanja zahtijevaju dugotrajno klečanje. Kod klečanja postoji povećan rizik od oštećenja koljena, uključujući oštećenje hrskavice i razvoj osteoartritisa. Dosadašnja istraživanja i podaci iz literature su pokazali povećanje opterećenja koljena kod klečanja s jako savijenim nogama gdje sile u koljenima mogu poprimiti vrijednosti nekoliko težina tijela. Međutim, u mnogim od tih istraživanja je zanemaren pritisak između natkoljenice i potkoljenice.

U radu je potrebno:

- pomoću *Tekscan* platforme provesti mjerenje kontaktnog pritiska pri klečanju u različitim položajima (klečanje na jednoj potkoljenici, klečanje na obje potkoljenice s kutom 0° i kutom 90° između natkoljenice i potkoljenice),
- opisati metodu izračunavanja sila u koljenom zglobu,
- odrediti sile u koljenom zglobu kod različitih načina klečanja te usporediti dobivene rezultate.

Potrebno je navesti korištenu literaturu i eventualno dobivenu pomoć.

Zadatak zadan:

Datum predaje rada:

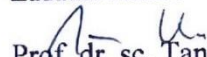
Predviđeni datumi obrane:

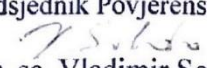
9. 5. 2022.

2. rok (izvanredni): 6. 7. 2022.
3. rok: 22. 9. 2022.

2. rok (izvanredni): 8. 7. 2022.
3. rok: 26. 9. – 30. 9. 2022.

Zadatak zadao:


Prof. dr. sc. Tanja Jurčević Lulić

Predsjednik Povjerenstva:

Prof. dr. sc. Vladimir Soldo

SADRŽAJ

SADRŽAJ	I
POPIS SLIKA	III
POPIS TABLICA	VI
POPIS OZNAKA	VII
SAŽETAK	VIII
SUMMARY	IX
1. UVOD	1
1.1. Zglob koljena.....	1
1.1.1. Kostí koljena	3
1.1.2. Ligamenti	3
1.1.3. Menisci.....	4
1.1.4. Burze	5
1.1.5. Biomehanika koljena	6
1.2. Osteoartritis	7
1.2.1. Posttraumatski osteoartritis	8
1.3. Burzitis	9
1.4. Patelarni tendinitis.....	11
1.5. Osgood-Schlatterova bolest.....	11
2. UTJECAJNI FAKTORI NA RASPODJELU SILA KOD KLEČANJA	12
3. MJERNI UREĐAJI	17
4. EKSPERIMENTALNI DIO	20
4.1. Pregled mjerenja.....	21
4.2. <i>FootMat Research</i>	22
4.3. Statičko mjerenje – položaj 1	25
4.3.1. Horizontalno stopalo	25
4.3.2. Vertikalno stopalo	26
4.4. Statičko mjerenje – položaj 2	28
4.5. Statičko mjerenje – položaj 3	30
4.6. Statičko mjerenje – položaj 4 (teret)	33
4.6.1. Horizontalna stopala	33

4.6.2. Vertikalna stopala	34
4.7. Dinamičko mjerenje	37
4.8. Usporedba rezultata statičkih mjerenja	41
5. ODREĐIVANJE SILA U ZGLOBU KOLJENA	43
5.1. Sile u koljenu za položaj 1	45
5.1.1. Horizontalno stopalo	45
5.1.2. Vertikalno stopalo	46
5.2. Sile u koljenu za položaj 2	47
5.3. Sile u koljenu za položaj 3	48
5.4. Sile u koljenu za položaj 4 (teret).....	49
5.4.1. Horizontalna stopala	49
5.4.2. Vertikalna stopala	50
5.5. Usporedba sila u koljenu	51
6. ZAKLJUČAK	53
LITERATURA	54

POPIS SLIKA

Slika 1. Rendgenska slika zgloba koljena [8]	2
Slika 2. Ligamenti i kosti zgloba koljena [12]	4
Slika 3. Menisci u zglobu koljena [13]	5
Slika 4. Burze u koljenu, nazivi na lat. [16]	6
Slika 5. Maksimalna fleksija koljena u različitim položajima tijela [8]	6
Slika 6. a) Unutarnja rotacija koljena, b) Vanjska rotacija koljena [17]	7
Slika 7. a) Zdravo koljeno, b) Osteoartritis koljena [21]	8
Slika 8. Prepatelarni burzitis [27]	9
Slika 9. Infrapatelarni burzitis [28]	10
Slika 10. Skakačko koljeno [32]	11
Slika 11. Položaji tijela pri klečanju [35]	12
Slika 12. Sile u koljenu i stopalu pri klečanju [3]	12
Slika 13. Omjer sila patelarne tetive i tetive kvadricepsa u ovisnosti sa kutom savijanja koljena [3]	13
Slika 14. A) Prilagodljivi štitnici, B) neprilagodljivi štitnici za koljena [38]	14
Slika 15. Naprezanja bez i sa štitnicima za koljena [40]	15
Slika 16. 3D model koljena prilikom klečanja [41]	16
Slika 17. Naprezanja koljena pri različitim podlogama s različitim vrijednostima modula elastičnosti [41]	16
Slika 18. Mjerenje raspodjele sila pomoću filma za indikaciju tlaka [43]	17
Slika 20. Shema kapacitativnog senzora [48]	18
Slika 19. Shema piezoelektričnog senzora [46]	18
Slika 21. <i>MobileMat</i> platforma [49]	20
Slika 22. Mjereni položaji klečanja [50]	21
Slika 23. Paralelno i vertikalno stopalo u odnosu na podlogu [51]	21
Slika 24. Teret, masa na vagi je prikazana u gramima	22
Slika 25. Sučelje programskog paketa <i>FootMat Research</i>	23
Slika 26. Ulazni parametri subjekta	23
Slika 28. Odabrane mjerne jedinice	24
Slika 27. Kalibracija platforme	24

Slika 29. Položaj 1 s horizontalnim stopalom.....	25
Slika 30. 2D prikaz kontaktnih površina s označenim zonama najvećeg pritiska (crni kvadrat) i ukupnih sila za položaj 1 s horizontalnim stopalom (stopalo desne noge, koljeno desne noge, stopalo lijeve noge).....	25
Slika 31. 3D prikaz raspodjele pritiska za položaj 1 s horizontalnim stopalom (stopalo desne noge, koljeno desne noge, stopalo lijeve noge)	26
Slika 33. 2D prikaz kontaktnih površina s označenim zonama najvećeg pritiska (crni kvadrat) i ukupnih sila za položaj 1 s vertikalnim stopalom (stopalo desne noge, koljeno desne noge, stopalo lijeve noge).....	27
Slika 32. Položaj 1 s vertikalnim stopalom.....	27
Slika 34. 3D prikaz raspodjele pritiska za položaj 1 s vertikalnim stopalom (stopalo desne noge, koljeno desne noge, stopalo lijeve noge)	28
Slika 36. 2D prikaz kontaktnih površina s označenim zonama najvećeg pritiska (crni kvadrat) i ukupnih sila za položaj 2 (lijevo i desno stopalo, lijevo i desno koljeno).....	29
Slika 35. Položaj 2	29
Slika 37. 3D prikaz raspodjele pritiska za položaj 2 (lijevo i desno stopalo, lijevo i desno koljeno).....	30
Slika 38. Položaj 3	31
Slika 39. 2D prikaz kontaktnih površina s označenim zonama najvećeg pritiska (crni kvadrat) i ukupnih sila za položaj 3 (lijevo i desno stopalo, lijevo i desno koljeno).....	31
Slika 40. 3D prikaz raspodjele pritiska za položaj 3 (lijevo i desno stopalo, lijevo i desno koljeno).....	32
Slika 41. Položaj 4 s horizontalnim stopalima.....	33
Slika 42. 2D prikaz kontaktnih površina s označenim zonama najvećeg pritiska (crni kvadrat) i ukupnih sila za položaj 4 s horizontalnim stopalima (lijevo i desno stopalo, lijevo i desno koljeno).....	33
Slika 43. 3D prikaz raspodjele pritiska za položaj 4 s horizontalnim stopalima	34
Slika 43. 3D prikaz raspodjele pritiska za položaj 4 s horizontalnim stopalima (lijevo i desno stopalo, lijevo i desno koljeno).....	34
Slika 44. Položaj 4 s vertikalnim stopalima.....	35
Slika 45. 2D prikaz kontaktnih površina s označenim zonama najvećeg pritiska (crni kvadrat) i ukupnih sila za položaj 4 s vertikalnim stopalima (lijevo i desno stopalo, lijevo i desno koljeno).....	35
Slika 46. 3D prikaz raspodjele pritiska za položaj 4 s vertikalnim stopalima (lijevo i desno stopalo, lijevo i desno koljeno).....	36

Slika 47. Položaji tokom dinamičkog mjerenja mjerenja	37
Slika 48. 2D prikaz kontaktnih površina stopala s označenim zonama najvećeg pritiska (crni kvadrat) i ukupnih sila za dinamičko mjerenje (0s, 1,5s, 3s).....	37
Slika 50. 3D prikaz raspodjele pritiska stopala za dinamičko mjerenje (0s, 1,5s, 3s).....	38
Slika 51. 3D prikaz raspodjele pritiska koljena za dinamičko mjerenje (0s, 1,5s, 3s)	38
Slika 49. 2D prikaz kontaktnih površina koljena s označenim zonama najvećeg pritiska (crni kvadrat) i ukupnih sila za dinamičko mjerenje (0s, 1,5s, 3s).....	38
za dinamičko mjerenje	38
Slika 52. Dijagrami ovisnosti dodirne površine stopala i koljena o vremenu kod dinamičkog mjerenja.....	39
Slika 53. Dijagram ovisnosti maksimalnih pritisaka stopala o vremenu kod dinamičkog mjerenja.....	40
Slika 54. Dijagram ovisnosti maksimalnih pritisaka koljena o vremenu kod dinamičkog mjerenja.....	40
Slika 56. Sile koje djeluju na tibiju i stopalo	43
Slika 55. Sile stopala u horizontalnom i vertikalnom položaju	43
Slika 57. Kut δ	44

POPIS TABLICA

Tablica 1. Tehničke specifikacije platforme <i>MobileMat</i> [49]	20
Tablica 2. Pregled mjerenja	22
Tablica 3. Očitane vrijednosti za položaj 1 s horizontalnim stopalom	26
Tablica 4. Očitane vrijednosti za položaj 1 s vertikalnim stopalom	28
Tablica 5. Očitane vrijednosti za položaj 2.....	30
Tablica 6. Očitane vrijednosti za položaj 3.....	32
Tablica 7. Očitane vrijednosti za položaj 4 s horizontalnim stopalima	34
Tablica 8. Očitane vrijednosti za položaj 4 s vertikalnim stopalima	36
Tablica 9. Očitane vrijednosti za stopala kod dinamičkog mjerenja	39
Tablica 10. Očitane vrijednosti za koljena kod dinamičkog mjerenja.....	39
Tablica 11. Usporedba rezultata statičkih mjerenja za stopala	41
Tablica 12. Usporedba rezultata statičkih mjerenja za koljena.....	42
Tablica 13. Tibiofemoralne i patelofemoralne sile	51
Tablica 14. Usporedba dodirnih površina stopala i koljena i tibiofemoralnih i patelofemoralnih sila.....	52

POPIS OZNAKA

Oznaka	Jedinica	Opis
C	F	Kapacitet
d	mm	Udaljenost membrane od vodljive ploče
F_a	N	Komponenta sile između stopala i podloge paralelna s osi x
F_f	N	Komponenta sile između stopala i podloge paralelna s osi x
F_{ht}	N	Sila tetive „stražnje lože“
F_k	N	Sila između koljena i podloge
F_{pf}	N	Sila u patelofemoralnom zglobu
F_{pl}	N	Sila patelarne tetive
F_{qt}	N	Sila tetive kvadricepsa
F_s	N	Sila između stopala i podloge
F_{tc}	N	Sila između natkoljenice i potkoljenice
F_{tf}	N	Sila u tibiofemoralnom zglobu
F_{tfx}	N	Komponenta sile u tibiofemoralnom zglobu paralelna s osi x
F_{tfy}	N	Komponenta sile u tibiofemoralnom zglobu paralelna s osi y
L_k	cm	Udaljenost hvatišta sile F_{pt} i hvatišta sile F_{tf}
L_{pl}	cm	Udaljenost hvatišta sile F_k i hvatišta sile F_{tf}
L_{tc}	cm	Udaljenost hvatišta sile F_{tfx} i hvatišta sile F_{tc}
L_{tib}	cm	Duljina tibije
S	mm ²	Površina osjetne membrane
α	°	Kut savijanja koljena
γ	°	Kut između uzdužne osi tibije i smjera djelovanja sile F_{pl}
δ	°	Kut između podloge i uzdužne osi tibije
ε	F/m	Dielektrična konstanta

SAŽETAK

Kako bi se dosegla teško dostupna mjesta, često je potrebno klečati. Neka zanimanja zahtijevaju dugotrajno svakodnevno klečanje koje može uzrokovati razna oštećenja koljena od kojih se neka mogu razviti i u ozbiljne bolesti kao što je osteoartritis. Kako bi se takva oštećenja izbjegla, potrebno je zauzeti položaj klečanja kojim će se čim više smanjiti vršni pritisci na koljenu. U eksperimentalnom dijelu ovog rada, pomoću *Tekscan* platforme, uspoređuje se utjecaj položaja tijela prilikom klečanja na raspodjelu pritiska na koljenima i stopalima.

Prvi, uvodni dio, sastavljen je kao teorijska podloga i prikaz dijelova zgloba koljena, biomehanike koljena te oštećenja i bolesti koje se mogu razviti klečanjem.

U drugom dijelu nalaze se neki od bitnijih faktora koji utječu na raspodjelu pritiska pri klečanju. Također su dani neki zaključci iz već postojećih istraživanja o silama i njihovu omjeru u dijelovima koljena.

Treći dio služi kao usporedba uređaja koji su se koristili ili se još uvijek koriste za mjerenja pritiska pri klečanju.

Četvrti dio je eksperimentalni i u njemu su dani brožčani, vizualni i dijagramski podaci mjerenja ovog rada. Provedeno je 6 statičkih i 1 dinamičko mjerenje. Statička mjerenja uključuju i 2 mjerenja gdje subjekt drži teret u ispruženim rukama ispred tijela. Na kraju je dan zaključak izveden iz dobivenih rezultata mjerenja.

U petom dijelu su izračunate i međusobno uspoređene sile u zglobu koljena.

Ključne riječi: *klečanje, raspodjela pritiska, opterećenje koljena*

SUMMARY

Kneeling is sometimes necessary to get to hard-to-reach places. Some professions require daily and long-term kneeling which can cause various knee injuries, some of which can develop into serious diseases such as osteoarthritis. In order to avoid such injuries, it is necessary to kneel in a way where the peak pressures on knees will be reduced as much as possible. Using the *Tekscan* platform, the experimental part of this thesis explores the influence of body position on the distribution of pressure on knees and feet while kneeling.

The first, introductory part, gives a theoretical background on various parts of the knee joint, knee biomechanics and knee injuries and diseases which can be developed by kneeling.

The second part contains some of the more important factors which affect the pressure distribution while kneeling. It also contains some conclusions about knee forces and their ratios from an already existing research papers.

Third part is a comparison of instruments which were used or are still in use for kneeling pressure measurements.

Fourth part is an experimental one and used as an overview of numerical, visual and graphic data measured in this thesis. 6 static and 1 dynamic measurements were carried out. Static measurements contain 2 measurements where the subject held a load in outstretched arms. At the very end of the thesis, there is a conclusion drawn from the measured data.

Knee joint forces are calculated and compared in the fifth part.

Key words: *kneeling, pressure distribution, knee joint load*

1. UVOD

Cilj rada je utvrditi opterećenje zgloba koljena kod različitih načina klečanja. Klečanje je položaj koji je često potreban za obavljanje mnogih aktivnosti kao što su čišćenje, rad na gradilištu, sportske aktivnosti... Unatoč tome, znanje o biomehanici klečanja, posebno sila u koljenom zglobu prilikom klečanja, još je uvijek loše. Klečanje s jako savijenim koljenima može rezultirati vrlo velikim silama u koljenu, čak i do 7 težina tijela [1]. Neka su istraživanja pokazala da se tokom dugotrajnog i učestalog klečanja može razviti osteoartritis koljena; neke su države u Europi već prepoznale osteoartritis kao profesionalnu bolest (bolesti izazvane dužim neposrednim utjecajem procesa rada i uvjeta rada na određenim poslovima [2]) potencijalno izazvanu dugotrajnim klečanjem ili čučanjem [3]. Iako 10 do 20 posto starije populacije u Sjedinjenim Američkim Državama boluje od osteoartritisa, ne zna se mnogo o tome kako dolazi do oboljenja. Može biti izazvan istrošenošću zgloba, preopterećenjem, nesretnim slučajem, ali neki se oblici ne mogu povezati s vanjskim rizičnim čimbenicima. Prevalencija osteoartritisa povećava se sa starosti pacijenata, obično se javlja nakon 40. godine života, češće kod žena nego muškaraca [4]. Kako bi se smanjilo preopterećenje koljena prilikom klečanja, osim naravno smanjenja težine same osobe koja kleči, mogu se koristiti razni podstavljeni štitnici koji ublažuju kontakt koljena i poda.

1.1. Zglob koljena

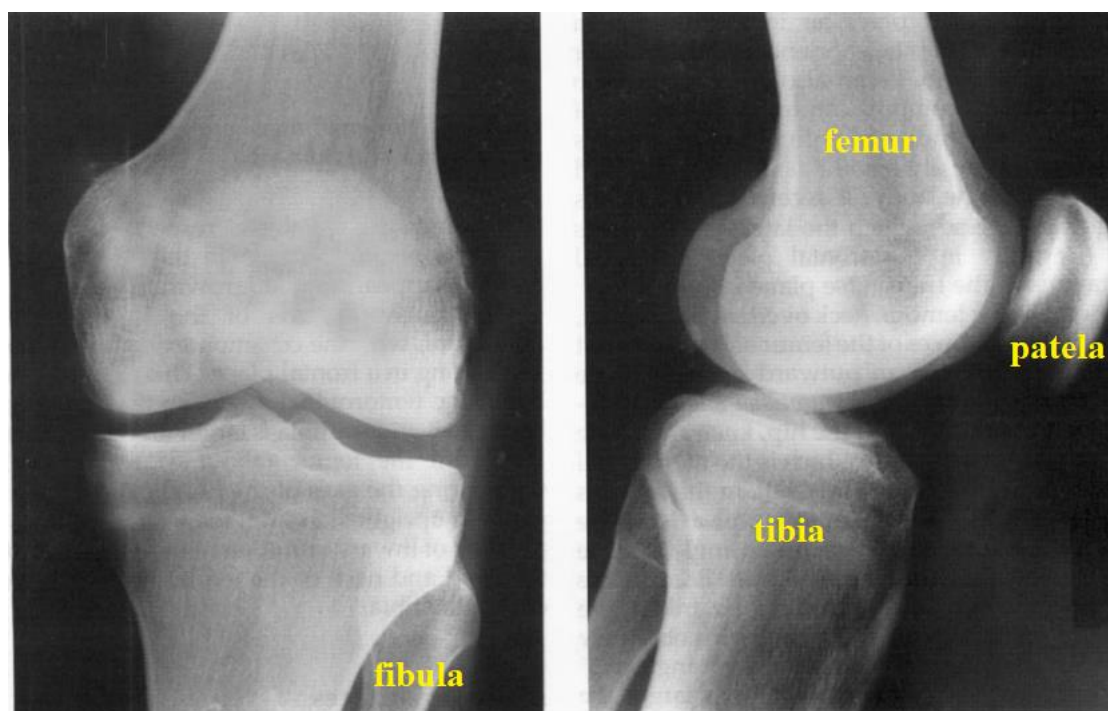
Zglobovi su u anatomiji, prema definiciji, pokretni spojevi između kostiju čiji su glavni dijelovi: zglobna tijela sa zglobnim plohama, zglobna čahura koja zajedno sa zglobnim tijelima zatvara zglobnu šupljinu te, prema potrebi, posebne tvorevine (sveze, intraartikularne pločice, zglobne usne i sluzne vreće) [5]. U zglobu s dva zglobna tijela uvijek postoje pokretno zglobno tijelo i zglobno tijelo u relativnom mirovanju. Ta zglobna tijela najčešće su obložena hijalinom hrskavicom, a rjeđe vlaknastom hrskavicom ili vezivnom hrskavicom s hrskavičnim otočićima. Hrkavica je čvrsto sraštena uz kost, a površina joj je glatka i sjajna. Debljina hrskavičnog sloja u prosjeku iznosi 2-5 mm dok iznimno deblja mjesta ponekad iznose i 6 mm. Prehrana hrskavičnog sloja odvija se sinovijalnom tekućinom i difuzijom iz kapilara sinovijalne opne. [6]

Zglobna čahura se na zglobno tijelo veže blizu hrskavice, a može biti mlohava ili zategnuta. Sastoji se od vanjske fibrozne opne i unutarnje sinovijalne opne. Sinovijalna opna sadrži žile, elastična vlakna i živce. Količina žila je u direktnoj ovisnosti o aktivnosti zgloba, pa tako aktivniji zglobovi imaju mnogo više žila od manje aktivnih. Fibrozna opna sastoji se od više kolagenih vlakana nego elastičnih [6].

Zglobna šupljina je kapilarni prostor oblika pukotine i sadrži zglobno mazivo. Zglobno mazivo je bistra, ljepljiva tekućina nalik na bjelanjak jajeta. Uz podmazivanje zgloba, zadaća joj je i prehrana hrskavice. Viskoznost maziva uvjetovana je sadržajem hijaluronske kiseline te ovisi o toplini - niža temperatura uzorkuje viskoznije zglobno mazivo [6].

Hrskavica je potporno tkivo koje se sastoji od hrskavičnih stanica (hondrocita) između stanične tvari, čvrste je strukture, ali je elastičnija i lakše se deformira od kosti. Međustanična tvar je čvrsti gel koji se sastoji od mreže kolagenih vlakana i matrice i veže veliku količinu vode pa se čvrstoća hrskavice temelji na hidrostatskom principu; mehanička svojstva hrskavice ovise o međustaničnoj tvari. Hrskavice dijelimo na: hijaline, zglobne, vezivne i elastične. Zglobna hrskavica oblaže zglobne površine kosti, njenom deformacijom se povećava površina kontakta zglobnih tijela i smanjuje se naprezanje. Zbog njenih viskoelastičnih svojstva, omogućuje se apsorpiranje i prigušivanje udarnih opterećenja. Ona je glatka i poput spužve je prožeta sinovijalnom tekućinom što omogućuje podmazivanje i smanjuje trenje, a koeficijent trenja je u zglobovima već vrlo malen (oko 0,0026) te ovisi i o pH faktoru okoline. Postoji nekoliko teorija o podmazivanju hrskavice; prva je da ona preuzima opterećenje preko hidrostatskog tlaka, što znači da se trenje povećava kad je fluid istisnut, no vrijeme potrebno da se fluid istisne je dugo, a pri uklanjanju opterećenja hrskavica brzo upije sinovijalnu tekućinu. Druga teorija kaže da se sinovijalna tekućina nalazi između površina klizanja gdje je vrlo visok pritisak te da prenosi opterećenje. Prema trećoj teoriji, hrskavica se deformira pod opterećenjem te prerasporedi opterećenje na mehaničko kontaktno opterećenje te tlak fluida [7].

Koljeno je najsloženiji i najveći zglob u ljudskom tijelu koji povezuje bedrenu (lat. *femur*) i goljeničnu kost (lat. *tibia*) preko dva zgloba ovalnih površina: između kondila femura i tibije te kondila femura i ivera (lat. *patella*) (Slika 1.) [6].



Slika 1. Rendgenska slika zgloba koljena [8]

1.1.1. *Kosti koljena*

Femur je jedina kost u predjelu natkoljenice, nalazi se između zgloba kuka i koljena. Ona je najdulja i najteža kost u tijelu, a može se podijeliti na tri dijela: trup (lat. *corpus femoris*), proksimalni i distalni kraj (lat. *extremiras proximalis et distalis*). Distalni kraj veže se zajedno s tibijom, fibulom i patelom u zglob koljena. Deblji je od proksimalnog kraja i na njemu se nalaze konveksni lateralni kondil (lat. *condylus lateralis*) i medijalni kondil (lat. *condylus medialis*), a između njih međučvorna udubina gdje se hvataju križni ligamenti koljena. Lateralni epikondil (lat. *epicondylus lateralis*) i medijalni epikondil (lat. *epicondylus medialis*) vežu se s tibijom i fibulom formirajući zglob koljena. Ispred kondila nalazi se ploha na kojoj leži patela [6], [9].

Tibia ima trokutasto tijelo (lat. *corpus tibiae*) te proksimalni i distalni kraj (lat. *extremiras proximalis et distalis*). Kao i femur, tibija spada u skupinu dugih kosti. Na proksimalnom kraju, tj. kraju koji je dio koljena, nalaze se konkavni medijalni kondil (lat. *condylus medialis*) i lateralni kondil (lat. *condylus lateralis*). Između kondila nalazi se međučvorna uzvisina na koju se vežu menisci i križni ligamenti [6], [10].

Lisna kost (lat. *fibula*) tanja je i elastičnijih svojstava od tibije. Dijeli se na dijafizu (tijelo fibule) te proksimalni i distalni kraj. S tibijom je povezana na oba kraja; na proksimalnom kraju veže se na proksimalni dio tibije ispod nivoa zgloba koljena, a na distalnom kraju zajedno s tibijom sudjeluje u formiranju zgloba gležnja [6].

Iver je najveća sezamska kost u ljudskom tijelu, trokutastog je oblika i vrh trokuta je okrenut prema dolje; uložen je u prednji dio zglobne čahure koljena. Prednja strana se može podijeliti na tri dijela gdje gornja trećina služi za prihvat tetive kvadricepsa (lat. *quadriceps*), srednja trećina je ispunjena krvožilnim kanalima, a donja trećina služi kao prihvat za patelarni ligament. Sa stražnje strane, iver je grebenom podijeljen na dva dijela: veću lateralnu i manju medijalnu zglobnu plohu. Medijalni rub ivera je tanji, a lateralni deblji. Iver štiti koljeno i povećava krak sile u kvadricepsu [6], [10].

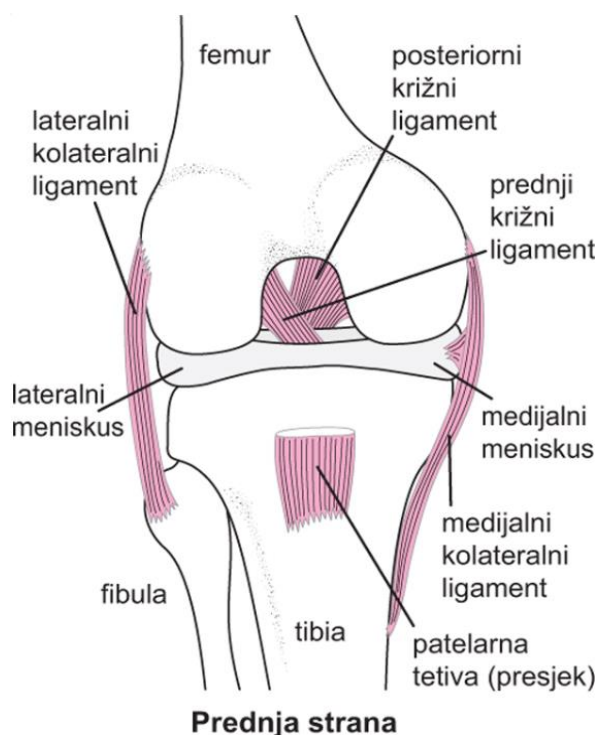
1.1.2. *Ligamenti*

Zglob koljena osiguran je s četiri ligamenta koji djeluju u parovima kako bi se osigurala stabilnost prilikom opterećenja. Osim što su nositelji pasivne stabilnosti koljena, ligamenti određuju granice najvećeg raspona pokreta zgloba [11]. U zglobu koljena postoje prednji i stražnji križni ligamenti, a izvan se nalaze lateralni i medijalni kolateralni ligamenti.

Prednji križni ligament (lat. *ligamentum cruciatum anterius*) polazi od prednje strane interkodilarne regije tibije (lat. *area intercondylaris anterior*) i kreće se do unutarnje plohe lateralnoga kondila femura. Stražnji križni ligament (lat. *ligamentum cruciatum posterius*) snažniji je nego prednji i kreće se od lateralne plohe medijalnog kondila femura do stražnjeg dijela interkodilarne regije tibije (lat. *area intercondylaris posterior*). Glavna zadaća prednjih i križnih ligamenata je sprječavanje prednjeg i stražnjeg klizanja tibije, tj. održavanje stalnog

doticaja zglobnih ploha pri rotaciji – prednji križni ligament onemogućuje unutarnju rotaciju, a stražnji vanjsku rotaciju tibije [6], [10].

Trokutasta sveza - medijalni kolateralni ligament (lat. *ligamentum collaterale tibiale*) onemogućuje prekomjernu abdukciju koljena (micanje koljena prema centru tijela u frontalnoj ravnini), a kreće se od medijalne izbočine femura (lat. *epicondylus medialis*) do medijalnog ruba tibije (lat. *margo medialis tibiae*) te je čvrsto srastao s medijalnim meniskom. Lateralni kolateralni ligament (lat. *ligamentum collaterale fibulare*) onemogućuje prekomjernu adukciju (micanje koljena od centra tijela u frontalnoj ravnini) koljena i kreće se od lateralnog ruba femura do glave fibule (lat. *caput fibulae*). Kolateralni ligamenti zajedno sprječavaju hiperekstenziju koljena [6], [10].



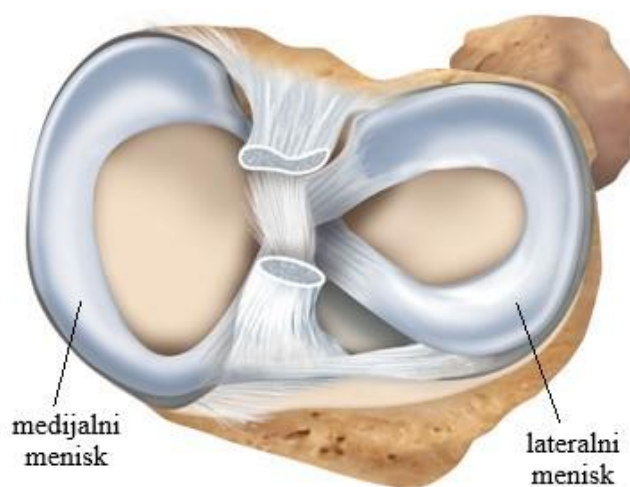
Slika 2. Ligamenti i kosti zgloba

1.1.3. Menisci

Meniske tvori vezivno tkivo s kolagenim vlaknima koja su usmjerena u dva glavna pravca gdje čvršća vlakna prate oblik meniska, a slabija vlakna se isprepleću s uzdužnim vlaknima te zbog toga češće nastaju lučne uzdužne pukotine nego poprečni rascjep meniskusa. U kolagena vlakna su uložene hrskavične stanice koje su smještene bliže površini. Menisci su pomični prema podlozi (tibija), a vanjska ploha im je srasla sa sinovijalnom opnom zglobne čahure [6]. Na dnu su plosnati, a na vrhu konkavni. Zadaća im je smanjenje trenja unutar zgloba i povećanje površine nalijeganja između femura i tibije kako bi se smanjio pritisak koji nastaje uslijed djelovanja težine tijela i raznih opterećenja [10].

Medijalni menisk (lat. *meniscus medialis*) je polumjesečast i straga je širi nego sprijeda. Srastao je s medijalnim kolateralnim ligamentom i ne može se gibati kao lateralni menisk jer su mu mjesta na kojima se pričvršćuje vrlo udaljena. Zbog manje gibljivosti oštećenje medijalnog meniska dvadeset puta je učestalije od lateralnog. Najveća naprezanja i pomake trpi pri rotaciji potkoljenice prema van, a rasterećen je pri rotaciji prema unutra [6].

Lateralni menisk (lat. *meniscus lateralis*) je više okruglog oblika i podjednako je širok medijalnom. Mjesta na kojima se pričvršćuje su mu vrlo blizu i nije srastao s lateralnim kolateralnim ligamentom pa se može više micati nego medijalni što rezultira manjim opterećenjima pri raznim kretnjama [6].



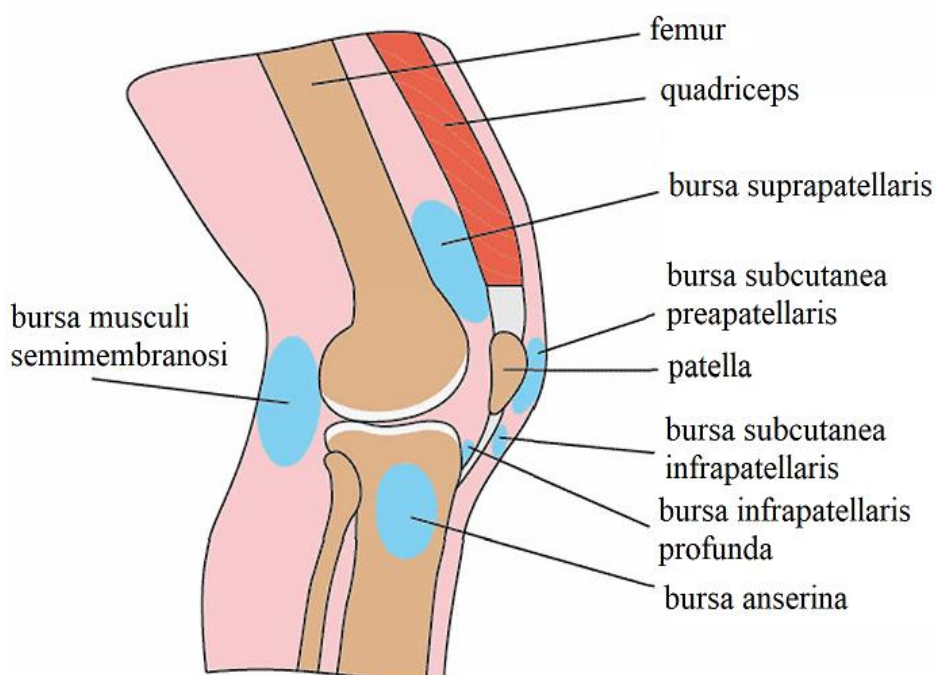
Slika 3. Menisci u zglobu koljena [13]

1.1.4. Burze

Burze su sluzne vrećice koje se mogu naći na mjestima gdje tetive ili mišići prelaze preko koštanih izbočina. Površinske burze su smještene između kože i koštanih izraslina, u koljenu je primjer takve burza na prednjoj strani ivera. Postoje i duboke burze koje se nalaze dublje u tijelu, takvom se može klasificirati burza ispod koštanog izdanka ramena koja je u svezi s tetivom mišića ramena. Njihova je zadaća smanjiti trenje između tetiva i kosti, između kože i koštanih izbočina te između tetiva i tetiva. Izgledom nalikuju balonu ispunjenom s malo tekućine koji je smješten u uski prostor između ostalog tkiva [14], [15].

U zglobu koljena mogu se naći različite burze koje mogu, ali i ne moraju biti spojene sa zglobnim prostorom. Najveća je *bursa suprapatellaris* koja povećava zglobnu šupljinu, a nalazi se na prednjem dijelu koljena te je spojena sa zglobnim prostorom kao i manje burze sa stražnje strane koljena: *bursa m. semimembranosi* i *recessus subpopliteus*. Među burzama koje nisu spojene sa zglobnim prostorom su: *bursa subcutanea preapatellaris* koja se nalazi iznad

ivera te dubinska infrapatelarna burza (lat. *bursa infrapatellaris profunda*) smještena između patelarne tetive i fibrozne opne zglobne čahure. [6]

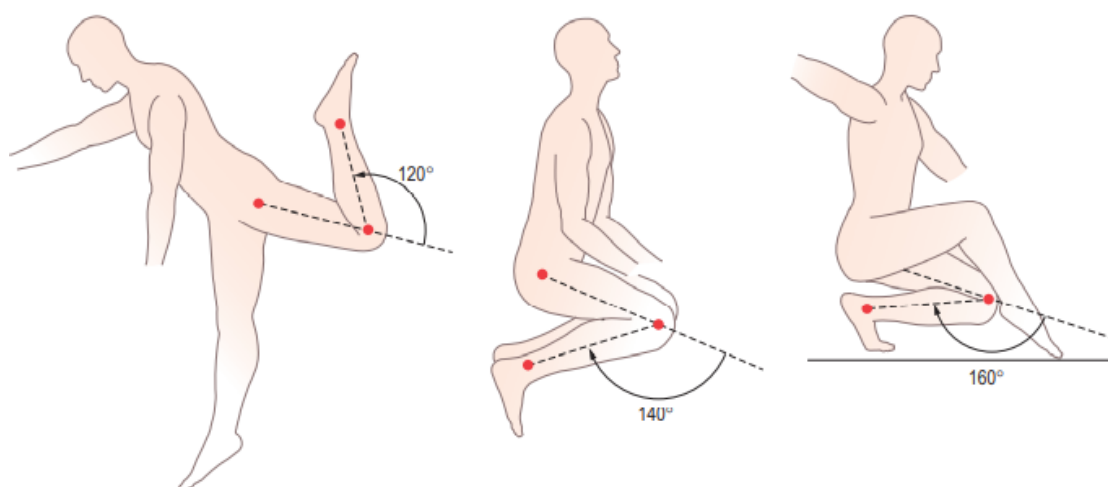


Slika 4. Burze u koljenu, nazivi na lat.

1.1.5. Biomehanika koljena

U zglobu koljena razlikujemo uzdužnu i poprečnu os rotacije. Oko uzdužne osi vrše se rotacije potkoljenice prema van i unutra, a oko poprečne osi fleksija i ekstenzija potkoljenice s velikim amplitudama [17].

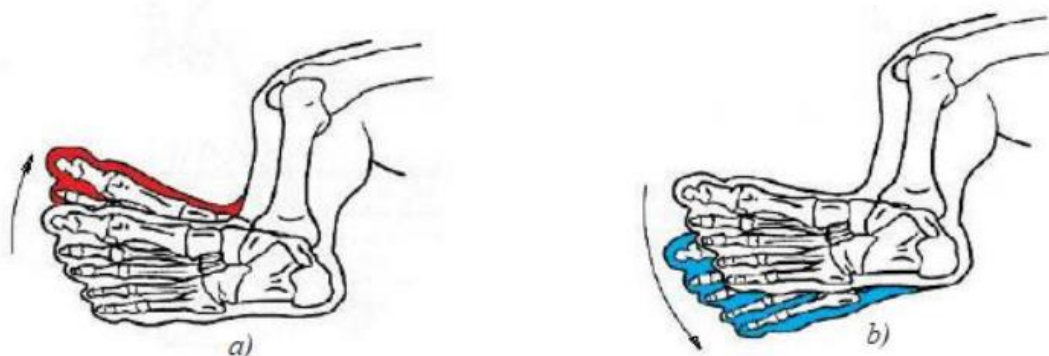
Fleksija bez utjecaja vanjskih sila moguća je do 120 ili 130 stupnjeva, ali pod utjecajem vanjskih sila, granica se može povećati do 160 stupnjeva kada su potkoljenica i natkoljenica priljubljene (Slika 5.).



Slika 5. Maksimalna fleksija koljena u različitim položajima tijela

Taj raspon između 130 i 160 stupnjeva se zove pasivna fleksija ili mrtvi mišićni prostor. Pod utjecajem vanjskih sila je također moguća hiperekstenzija koljena do 5 stupnjeva, a daljnju ekstenziju sprječavaju kolateralni i križni ligamenti [7], [17].

Pri uspravnom položaju tijela, unutarnja i vanjska rotacija oko uzdužne osi koljena su gotovo nemoguće. Ako se koljeno nalazi u polusavijenom položaju, smanjuje se zategnutost kolateralnih ligamenata pa su navedene rotacije moguće. Pri fleksiji koljena za 90 stupnjeva, moguća je rotacija za 10, a vanjska za 40 stupnjeva (Slika 6.) [17].



Slika 6. a) Unutarnja rotacija koljena, b) Vanjska rotacija koljena

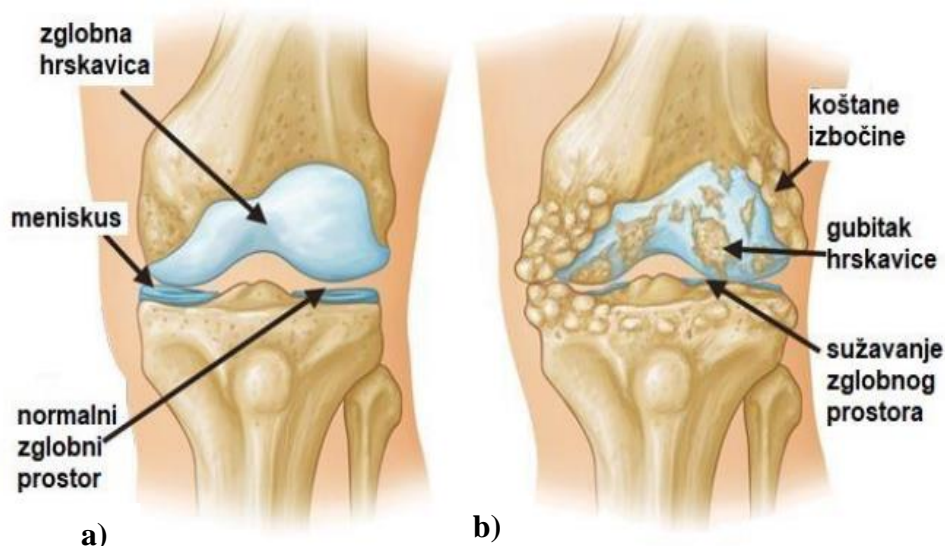
1.2. Osteoartritis

Osteoartritis (OA) predstavlja kroničnu, degenerativnu i progresivnu bolest zglobova čija je osnovna značajka propadanje zglobne hrskavice. Većina ljudi starijih od 60 godina ima neke radiološke znakove OA-a koljena, ali samo četvrtina ima određene simptome bolesti [18]. Može se podijeliti na primarni i sekundarni oblik prema čimbenicima rizika koji su uzrokovali bolest.

Primarni oblici se ne mogu povezati s vanjskim čimbenicima rizika, osim u rijetkim slučajevima kada postoji neki nasljedni oblik (Hebardenovi i Bouchardovi čvorići na malim zglobovima prstiju šaka). Sekundarni oblici nastaju zbog djelovanja poznatih čimbenika rizika na zglob, a neki od njih su: ponavljajuća i dugotrajna opterećenja zgloba, upale zgloba (infekcije), poremećaji krvotoka (Pagetova bolest, avaskularna nekroza), neuropatski poremećaji (dijabetes) ili, sve češće, prekomjerna tjelesna težina koja značajno povećava naprezanja u zglobnim hrskavicama [19].

Degenerativni proces zgloba počinje na zglobnoj hrskavici koja gubi svoju čvrstoću zbog kidanja kolagenih vlakana. Zglobna tekućina ne može dovoljno podmazivati hrskavicu kako bi se regenerirale njene neravnine te se svakim dodatnim opterećenjem ona dodatno oštećuje. Nakon nekog vremena hrskavica se dovoljno stanji da kost koju oblaže postaje izložena značajno većem trenju, a time i povećanom mehaničkom opterećenju zbog kojeg kost pokušava nadoknaditi oštećeno tkivo procesima izgradnje i razgradnje kosti. Ovisno prevlada li proces

izgradnje ili razgradnje, postoje dva oblika bolesti: atrofični i hipertrofični. Atrofični karakterizira destrukcija hrskavice koja nije praćena odgovorom subhondralne kosti, dok hipertrofični oblik karakterizira masivna formacija nove kosti na rubovima zgloba (Slika 7). Nakon značajnije degradacije hrskavice, dva kraja kosti prilegnu jedno uz drugo pa zbog dodatno većeg trenja dolazi do habanja kosti [19], [20].



Slika 7. a) Zdravo koljeno, b) Osteoartritis koljena [21]

Važno je napomenuti da osim kosti i hrskavica, OA zahvaća čitav zglob; promjene obuhvaćaju i ligamente, tetive, mišiće, zglobne čahure i sinovijalne membrane. Tako ligamentarna entezopatija (upala područja gdje se ligamenti pričvršćuju na kosti) nastaje zbog promijenjenih statičko-dinamičkih odnosa u zglobu, a čest je izvor boli OA-a koljena. Mišići koji djeluju preko oboljelog zgloba nakon nekog vremena počinju pokazivati nespecifični tip atrofije. Također i zbog ograničenog opsega kretnji zgloba, mogu se uočiti skraćene tetive mišića, a ako se one nadražuju zbog novog oblika zgloba, može doći i do upale tetiva [20].

1.2.1. Posttraumatski osteoartritis

Posttraumatski osteoartritis (PTA) čini oko 12% svih slučajeva OA, a razvija se nakon direktne, akutne traume zgloba. Izmijenjena biomehanika zgloba nakon ozljede rezultira češćom progresivnom degradacijom [18]. Češće se javlja kod mlađih ljudi, a najčešće je posljedica sportskih ozljeda, padova, prometnih nesreća... Ponavljajuće traume i prijelomi značajno povećavaju rizik PTA-a [22].

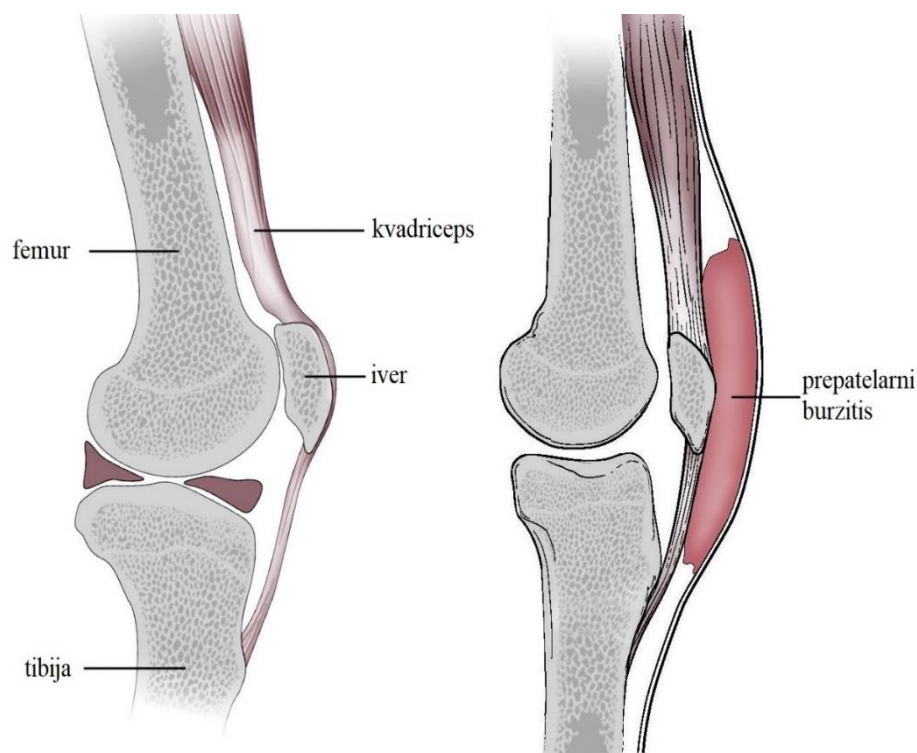
Vjeruje se da razvoj PTA započinje odmah nakon inicijalne traume upalama sinovijalne tekućine i patogenkim procesima, no bolest može ostati asimptomatska čak i do 20 godina nakon traume pa ju je vrlo teško dijagnosticirati [22].

1.3. Burzitis

Burzitis se definira kao upala burze koja može biti izazvana udarcem, istegnućem, preopterećenjem, ali također i infekcijom... Dolazi do povećanja količine tekućine unutar burze koja dalje pritiskuje okolne strukture pa dolazi do osjetljivosti, boli, otekline i smanjenja opsega pokreta [23], [24].

Upalni burzitis je potaknut trenjem, biokemijskim spojevima ili septički. Burzitis koji nastaje trenjem često je uzrokovan ponavljajućim kretanjem tetive preko burze u kombinaciji s djelovanjem vanjskih sila, a najčešće se pojavljuje kod sportaša koji na treningu ili natjecanjima mnogo puta ponavljaju iste pokrete. Kemijski burzitis je naziv za stanje kada je burzitis uzrokovan biokemijskim spojevima nastalim kao posljedica neke druge upale u okolini burze - najčešće upale tetive. Burzitis se tada treba tretirati kao posljedica i važno je najprije liječiti prvotnu upalu. Takvo stanje se najčešće pojavljuje u ramenu. Septički se burzitis odnosi na upale uzrokovane prodiranjem bakterije u burzu putem krvotoka ili rane koja je oštetila kožu i stijenku burze [23], [24].

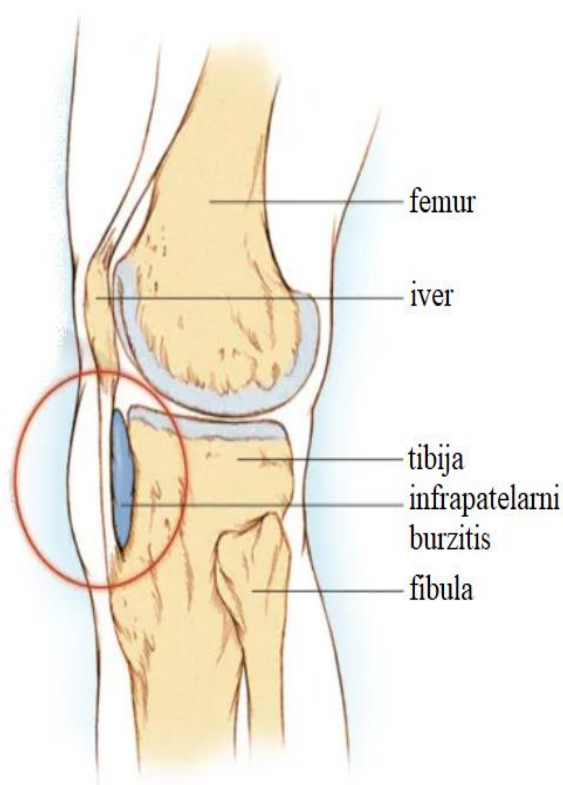
Prepatelarni burzitis (Slika 8.) je upala prepatelarne burze (lat. *bursa subcutanea preapatellaris*) te je najčešća upala burze uzrokovane klečanjem kada je tijelo nagnuto prema naprijed. Toliko je učestalo da je gotovo poprimilo status profesionalnog oboljenja parketara, keramičara, čistačica... Na engleskom jeziku poremećaj je poznat kao i „koljeno kućne pomoćnice“ (eng. *housemaid's knee*). Kada se prepatelarna burza upali, ispred ivera se nalazi napeta otekline veličine nekoliko centimetara. Ne liječenje ove vrste burzitisa može dovesti do



Slika 8. Prepatelarni burzitis [27]

trajne preosjetljivosti koljena i na najmanje udarce, a nakon liječenja nužno je nositi zaštitne steznike koji će smanjiti trenje koje uzrokuje upalu i štititi koljeno od potencijalnih vanjskih mehaničkih podražaja [23], [25], [26].

Infrapatelarni burzitis (Slika 9.) je upala infrapatelarne burze (lat. *bursa infrapatellaris profunda*) kojem je najčešći uzrok klečanje kada je tijelo uspravno ili naslonjeno na pete, a može biti i rezultat kratkotrajne traume kao što je pad na koljeno. Pošto se nalazi iza patelarne tetive, kada se upali strši uz oba ruba tetive i izvana poprima oblik pješčanog sata. Tokom upale koljeno ima znatno ograničenu mogućnost fleksije, pa pacijenti često imaju problema kretanjem po stepenicama [26], [28], [29].



Slika 9. Infrapatelarni burzitis [28]

Bakerova cista, odnosno burzitis burze sa stražnje strane koljena (*bursa m. semimembranosi*) najčešći je razlog boli sa stražnje strane koljena prilikom klečanja. Uzrok je najčešće vanjski mehanički podražaj zbog kojeg sinovijalna tekućina kreće puniti burzu. Također se može pojaviti u paru s osteoartritisom ili nekom upalom koljena. Rijetko naraste toliko da pritiskuje žile i živce na stražnjem dijelu koljena pa dolazi do trnjenja i osjećaja žarenja niz nogu. Bakerova cista može puknuti pa dolazi do izlivanja tekućine u potkoljenu zbog čega dolazi do velike boli i oticanja potkoljenice [23], [30].

1.4. Patelarni tendinitis

Patelarni tendinitis, poznatiji i kao skakačko koljeno, sindrom je prenaprezanja zbog kojeg dolazi do boli u prednjem dijelu koljena, najčešće na vršku patele, na polazištu patelarne tetive. Smatra se kako su razlog nastanka ove bolesti degenerativne promjene do kojih dolazi zbog kontinuiranog opterećenja ekstenzornog mehanizma koljena [31]. Iako klečanje ne uzrokuje skakačko koljeno, dolazi do iznimne boli ako takav pacijent uopće pokuša klečati. Bol tokom klečanja koju iskusi pacijent sa skakačkim koljenom nestaje brzo nakon ustajanja za razliku od boli nakon klečanja koju osjete pacijenti koji boluju od osteoartritisa ili burzitisa [29].



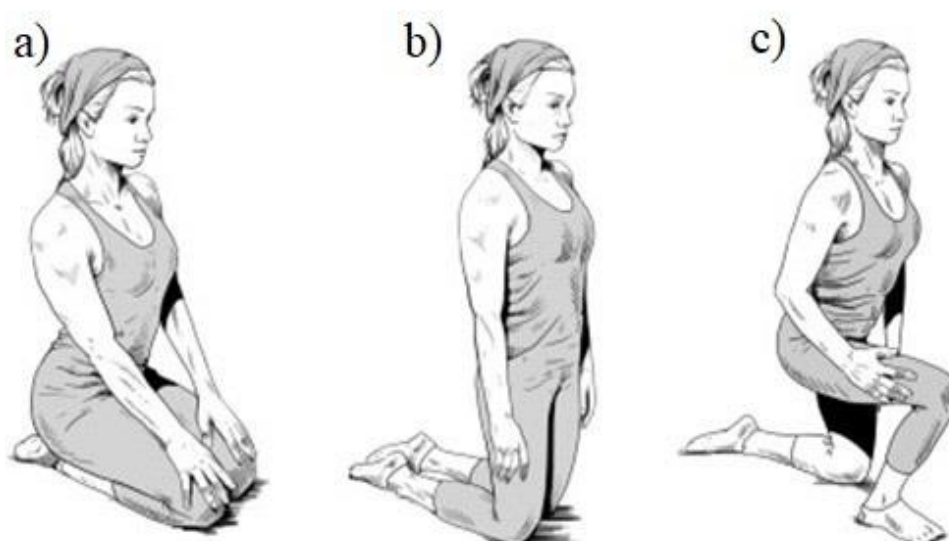
Slika 10. Skakačko koljeno [32]

1.5. Osgood-Schlatterova bolest

Osgood-Schlatterovu bolest uzrokuje prekomjerna sportska aktivnost i nagli rast među djecom i adolescentima. Koštani rast brži je od produljivanja mišića i tetiva pa dolazi do velikih vlačnih sila na vrlo malom hvatištu patelarne tetive na tibiji. Učestalim ponavljanjem pokreta tokom kojih dolazi do kontrakcije kvadricepsa, koji je u ovom slučaju prekratak, uzrokuje avulzije na proksimalnom kraju tibije, tj. otrgnuća dijela kosti tetivom mišića ili ligamentom. Rezultat avulzija je promjena unutar hvatišta i ovojnice patelarne tetive pa dolazi do udaljavanja hvatišta od tibije. Ponovnim rastom, kost popravljiva dio oštećen avulzijom te nastaje vrlo izraženo izbočenje koje je najčešće samo estetski nedostatak. U manje od 5% slučajeva, ne dolazi do kompletnog sraštavanja kosti pa unutar koljena ostaje koštani komadić koji može izazivati jake bolove [33], [34]. Pacijenti s ovom bolesti se žale na iznimno jake bolove ako pokušaju klečati [29].

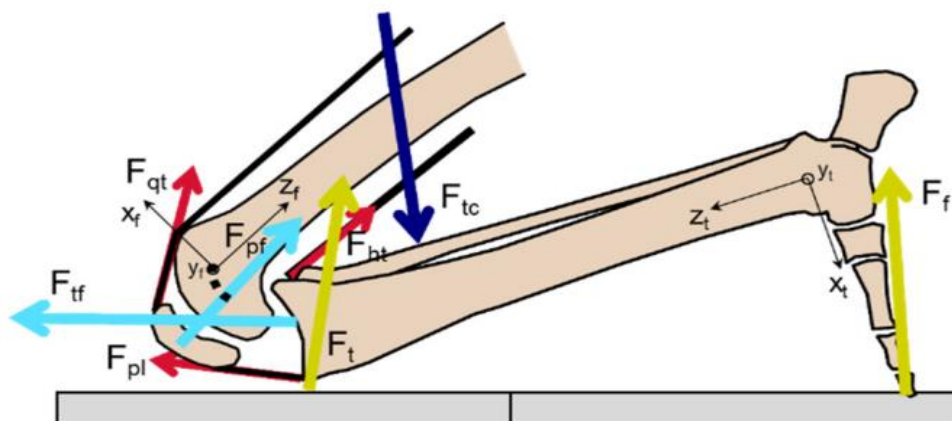
2. UTJECAJNI FAKTORI NA RASPODJELU SILA KOD KLEČANJA

Brojni faktori utječu na raspodjelu sila na koljena prilikom klečanja. Najznačajniji utjecaj ima sam položaj tijela, uključujući kut gornjeg dijela tijela, broj nogu na kojima se kleči i u kojem su položaju. Položaji čije će se varijacije mjeriti u ovom radu su klečanje na obje potkoljenice s kutom između potkoljenice i natkoljenice od približno 0° (a) na slici 11.), klečanje na obje potkoljenice s kutom između potkoljenice i natkoljenice od 90° (b) na slici 11.) i klečanje na jednoj potkoljenici (c) na slici 11.).



Slika 11. Položaji tijela pri klečanju [35]

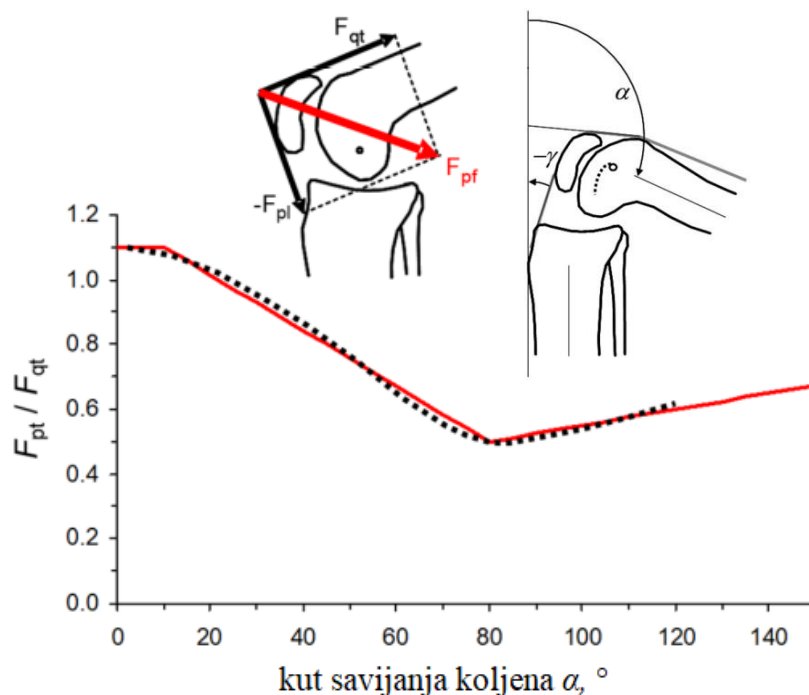
Glitsch et al. [3] napravili su 3D model noge prilikom klečanja (Slika 12.) kako bi se mogle izračunati sile. Nedostatak takvog modela je što je tibiofemoralni zglob modeliran samo s jednim stupnjem slobode, što je čest nedostatak analitičkih modela koljena, ali je u redu za 2D model. Sile koje djeluju između poda i koljena: sila stopala (F_f), između poda i koljena (F_t , dalje u radu kao F_k), između natkoljenice i potkoljenice (F_{tc}), sila patelarne tetive (F_{pl}), tetive



Slika 12. Sile u koljenu i stopalu pri klečanju [3]

kvadricepsa (F_{qt}), tetive „stražnje lože“ (F_{ht}), sila u tibiofemoralnom zglobu (F_{tf}) i patelofemoralnom zglobu (F_{pf}).

Također, u Glitsch et al. [3] grafički je prikazana ovisnost omjera sila patelarne tetive i tetive kvadricepsa sa kutom savijanja koljena (α), gdje manji kut označava manju fleksiju koljena. (Slika 13.) Crvena linija označava rezultate tog istraživanja, a točkasta crna rezultate prema Van Eijdenovom matematičkom modelu [36]. Sila patelarne tetive će biti najveća na otprilike 10° , na otprilike 20° sile će biti jednake, a na otprilike 80° će sila tetive kvadricepsa biti najveća.



Slika 13. Omjer sila patelarne tetive i tetive kvadricepsa u ovisnosti sa kutom savijanja koljena [3]

Mnoga istraživanja zbog nedostatka tehnologije ne mjere istovremeno sile između koljena i podloge, stopala i podloge i pritisak između natkoljenice i potkoljenice kada on postoji. Uzimajući u obzir sile između natkoljenice i potkoljenice, dobiju se značajno niže vrijednosti kada se računanju sile u kvadricepsu nego kada se one izostave iz računa, a koriste se samo sile reakcija s podlogom [3]. Zelle et al. [37] izračunali su kako meko tkivo na mjestu pritiska između potkoljenice i natkoljenice, pri klečanju na obje potkoljenice s kutom između potkoljenice i natkoljenice od približno 0° , kompenzira 62 do 68% relevantnih sila između koljena i podloge te stopala i podloge. Uzevši u obzir njihovo opažanje da dominantna noga (desna kod dešnjaka) preuzima otprilike 20% više opterećenja zbog stabilnosti, meko tkivo na toj nozi preuzima čak 74 do 82% relevantnih sila s podlogom. Glitsch et al. [3] dobili su nešto veći rezultat – prema njihovom istraživanju, meko tkivo preuzima 85% relevantnih sila između koljena i podloge te stopala i podloge.

Položaj ruku također ima utjecaj na raspodjelu sila koljena. U većini zanimanja se kleči kako bi se radilo nešto na podu, često s nekim teretom (čekić, bušilica...) u rukama; težina tereta utječe na raspodjelu sila koljena. Ako se kleči s ispruženim rukama prema naprijed u kojima je neki teret, težište tijela će se pomaknuti prema naprijed i povećati sile između koljena i podloge kako bi se održao stabilni položaj.

Kako bi se povećala površina kontakta koljena i poda, ali i zaštitila koljena od površinskih ozljeda, najčešće se koriste štitnici za koljena, dodatno podstavljeni mekanim materijalom za još ugodnije uvjete klečanja. Štitnici se mogu podijeliti na prilagodljive i neprilagodljive štitnike. Prilagodljivi štitnici su obično sastavljeni od dva dijela koji su pomični ovisno o fleksiji koljena tako da kada korisnik stoji uspravno - štitnici su potpuno ravni, a kada kleči – štitnici su savijeni (Slika 14.). Neprilagodljivi štitnici se ne savijaju sa koljenom te su uvijek iste forme.

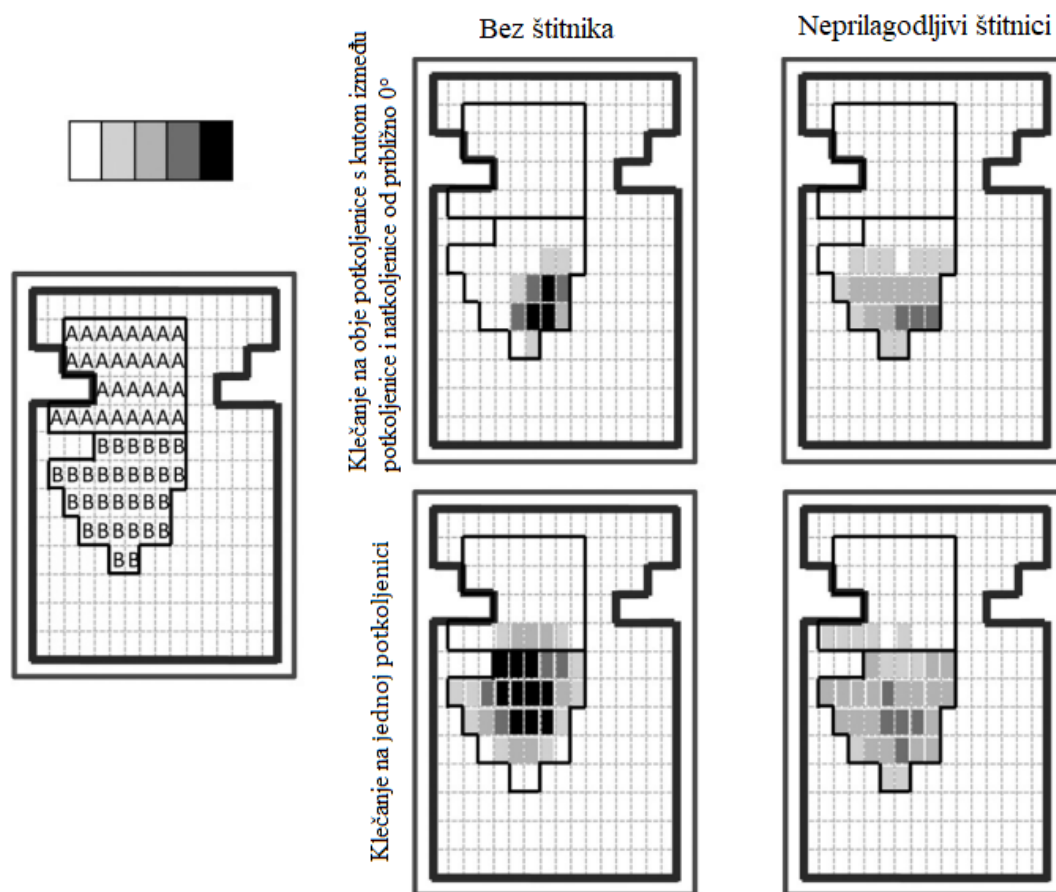


Slika 14. A) Prilagodljivi štitnici, B) neprilagodljivi štitnici za koljena [38]

Pollard et al. [38] pokazali su kako štitnici zanemarivo utječu na stabilnost gornjeg dijela tijela i koljena pri klečanju. Castagno [39] nije mogao dokazati da postoji negativan utjecaj dugotrajnog nošenja štitnika na biomehaniku hoda. Pollard et al. [1] pokazali su da ne postoje značajne razlike u raspodjeli sila između prilagodljivih i neprilagodljivih štitnika.

Porter et al. [40] prikazali su pritisak na koljenu bez i sa štitnicima za koljena u dva položaja: klečanje na obje potkoljenice s kutom između potkoljenice i natkoljenice od približno 0° i klečanje na jednoj potkoljenici (Slika 15.). Područje „A“ označava područje dodira patele i senzora (podloge), a područje „B“ mjesto dodira patelarne tetive i tibije s podlogom. Tamniji

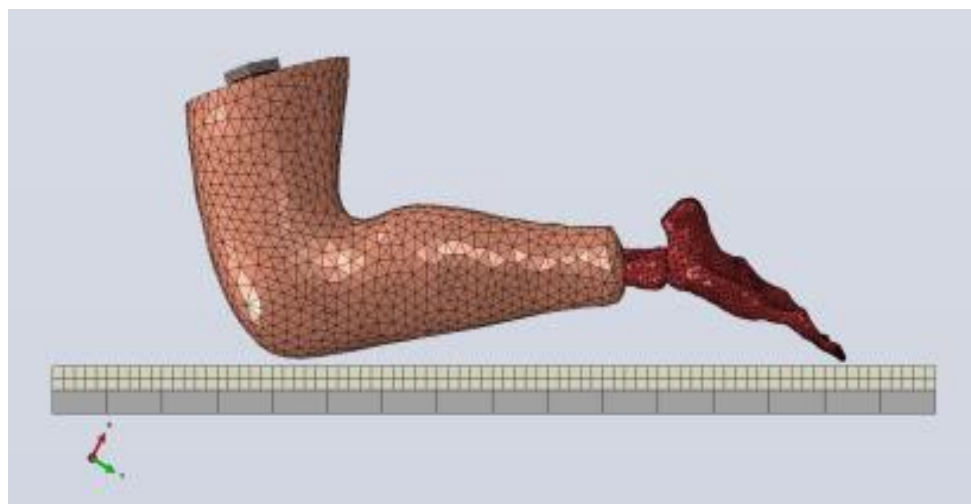
kvadratići označavaju veći pritisak, a svjetliji manja. Štitnici vidljivo proširuju područje dodira koljena i podloge te tako i smanjuju kritični pritisak. Naime, i dalje postoje značajna naprezanja koja se nalaze na dijelovima koljena koja su podložna bolestima pri dužem opterećenju (burze - burzitis) te bi se trebali razviti štitnici koji će opterećenja prenositi na druge dijelove noge, npr. na niže dijelove tibije.



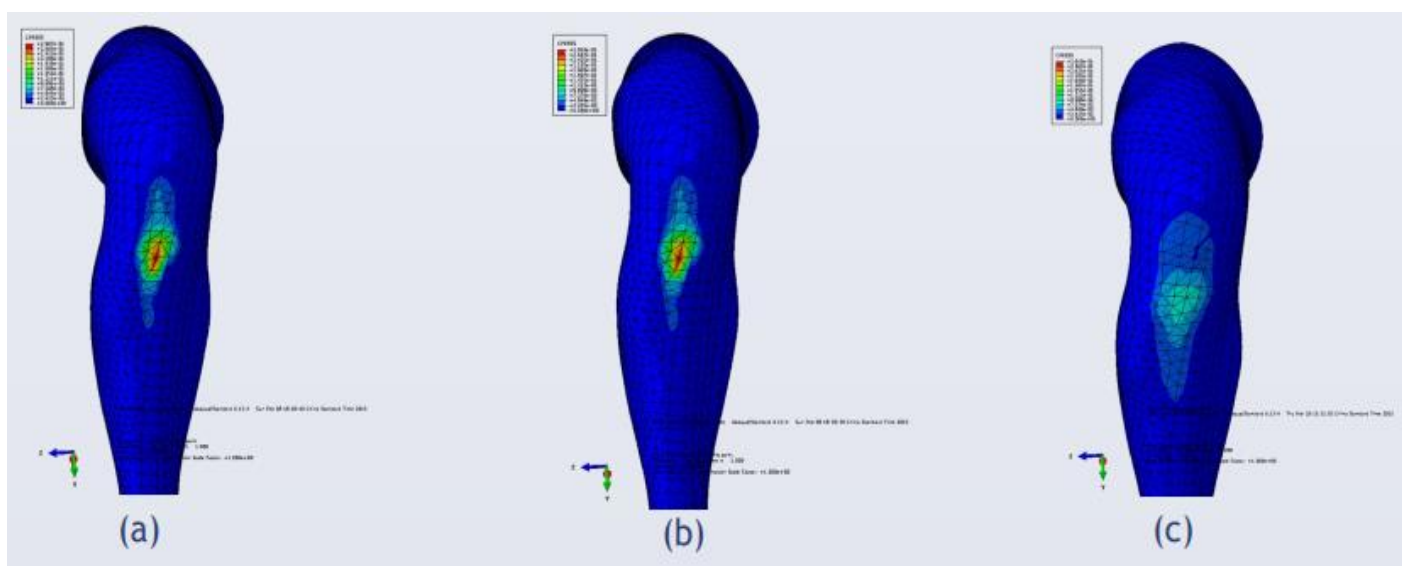
Slika 15. Naprezanja bez i sa štitnicima za koljena [40]

Temperatura, vlaga, faktor trenja i reljef podloge utječu na stabilnost klečanja, a tako i na raspodjelu sila. Lošiji uvjeti će rezultirati većim koncentracijama sila pa je svakako poželjno koristiti štitnike čim je više moguće.

Tvrdoća podloge također je važan faktor pri raspodjeli sila na koljeno prilikom klečanja. Sun et al. [41] izradili su 3D model koljena te su metodom konačnih elemenata izračunali naprezanja koljena prilikom klečanja na podlogama različitih modula elastičnosti gdje je kut između potkoljenice i natkoljenice bio 90° (Slika 16.). Modul elastičnosti podloge (a) bio je najveći, podloge (b) 8 puta manji, a podloge (c) 8000 puta manji od podloge (a) (Slika 17.). Najveća naprezanja su bila na podlozi s najvećim modulom elastičnosti, a nižom vrijednosti modula elastičnosti padale su i vrijednosti naprezanja.



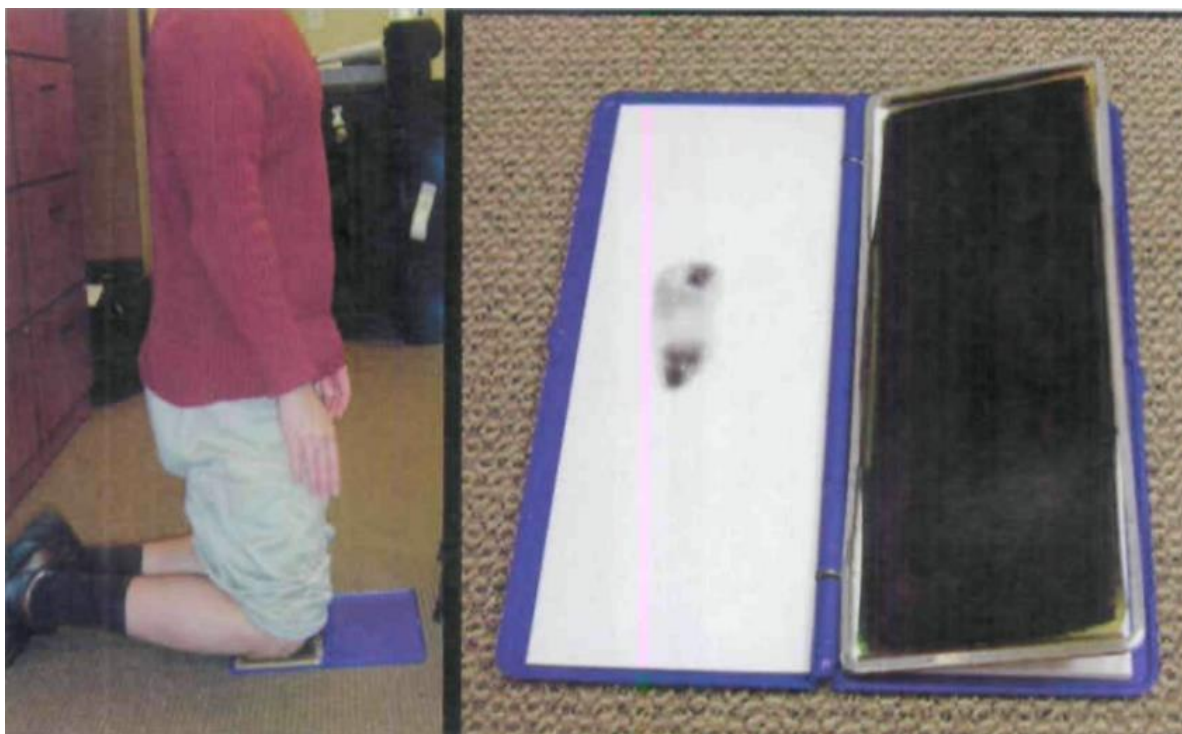
Slika 16. 3D model koljena prilikom klečanja [41]



Slika 17. Naprezanja koljena pri različitim podlogama s različitim vrijednostima modula elastičnosti [41]

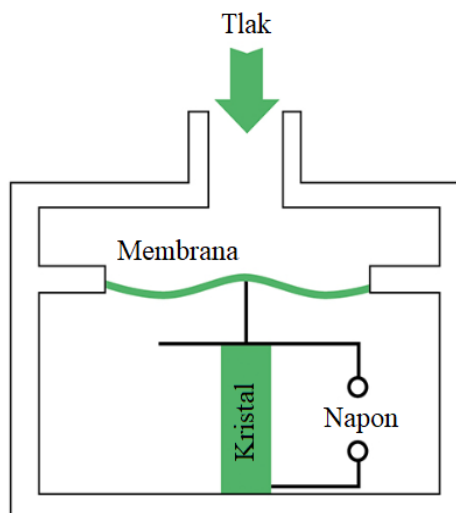
3. MJERNI UREĐAJI

Za mjerenje sila prilikom klečanja nužno je koristiti prikladnu opremu. Jedna od takvih metoda je mjerenje raspodjele sila pomoću filma za indicaciju tlaka (Slika 18.). U takvom filmu se nalaze sitni mikro mjehurići koji pucaju pod različitim tlakovima te različitim nijansama boja prikazuju koliko je koji dio filma bio stlačen – tamnija boja označava veći tlak. Za preciznije očitavanje tlaka, tj. boja mogu se koristiti posebne precizne kamere. Takvi filmovi su savitljivi pa su pogodni za oble površine, a najčešća im je upotreba u prostorima ograničene veličine gdje se ne mogu postaviti neki drugi senzori.



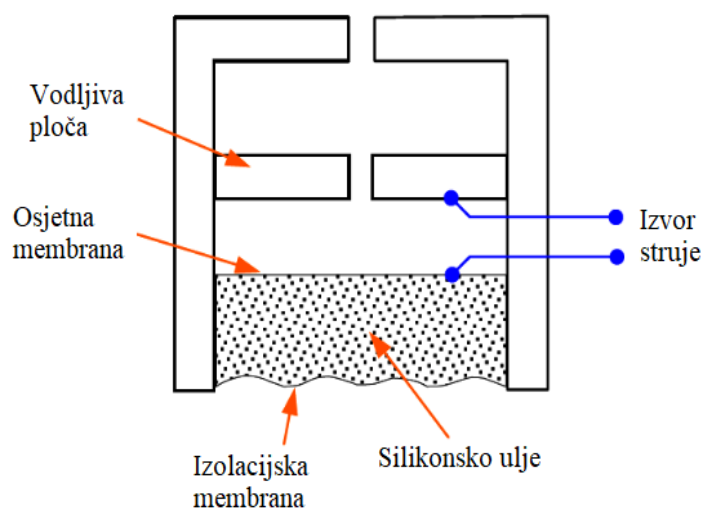
Slika 18. Mjerenje raspodjele sila pomoću filma za indicaciju tlaka [43]

Danas se češće koriste pretvarači, tj. tansduktori za sile. To su uređaji koji mehaničku podražaj (silu) najčešće pretvaraju u električni signal. Takvi pretvarači se mogu podijeliti na: kapacitativni, piezoelektrični, piezootporni, tenzometar... Piezoelektričnost je pojam kojim se opisuje svojstvo materijala koje omogućuje promjenu naboja primjenom tlaka te takvi senzori koriste male kristale koji su najčešće od silicijevog oksida (Slika 19.); prilikom mjerenja dolazi do malih deformacija u kristalnoj strukturi što dovodi do promjene naboja preko koje se tada mjere sile [44]. Piezoelektrični senzori nisu povoljni za statička mjerenja zbog postupnog gubljenja naboja – ako se na njih primijeni konstantna sila tokom duljeg vremenskog perioda (dulje statičko klečanje), očitavanje sile će se smanjivati sve do nule [45]. Piezootporni senzori imaju sličan mehanizam rada, ali mjeri se promjena otpora, a ne naboja. Prednost takvih senzora je jednostavnost sklopa za očitavanje vrijednosti.



Slika 19. Shema piezoelektričnog senzora [46]

U eksperimentalnom dijelu ovog istraživanja koristi se platforma koja radi na principu kapacitativnih senzora. Takvi senzori se sastoje od vodljivih redova i stupaca koji okružuju sloj osjetljiv na tlak. Slika 20. prikazuje shemu takvog senzora. Osjetna membrana i vodljiva ploča spoje se na izvor električne struje kako bi došlo do kapaciteta između ploče i osjetne membrane. Pritiskom na izolacijsku membranu tlači se fluid pa se osjetna membrana deformira i pomiče prema vodljivoj ploči. Provrt na sredini vodljive ploče služi za cirkulaciju zraka prilikom gibanja membrane [45], [47].



Slika 20. Shema kapacitativnog senzora [48]

Smanjenjem udaljenosti ploče i membrane, povećava se električni kapacitet prema:

$$C = \varepsilon \cdot \frac{S}{d}, \quad (1)$$

gdje je ε dielektrička konstanta, S je površina membrane, a d udaljenost membrane od vodljive ploče [47]. Umjesto silikonskog ulja može se nalaziti bilo koji nevodljivi elastomer s visokom

vrijednosti dielektrične konstante. Vrlo je važno koristiti jako osjetljivu, preciznu i stabilnu opremu za očitavanje [45].

U praksi se najčešće koriste piezootporni i kapacitativni senzori. Prednost kapacitativnih senzora je manji utjecaj temperature i vlage na rezultate. Također, rezultati kapacitativnih senzora su manji jer mjere prosječni pritisak, tj. prosječnu silu na mjerenoj površini, a piezootporni mjere vršni pritisak, tj. najveću silu na mjerenoj površini [45]. Obje vrste senzora imaju svoje prednosti i nedostatke pa nije moguće sveukupno istaknuti „najbolji“, već se biraju prema najbitnijim potrebnim parametrima zasebno za svaku vrstu mjerenja.

4. EKSPERIMENTALNI DIO

Ekperimentalni dio ovog rada odrađen je na Katedri za biomehaniku i ergonomiju na Fakultetu strojarstva u brodogradnje u Zagrebu. Za mjerenja je korištena prijenosna pedobarografska platforma *MobileMat* tvrtke Tekscan™ (Slika 21.). Platforma je najpogodnija za mjerenje i procjenu statičkih i dinamičkih značajki stopala, za ortopedske potrebe, za procjenu posturalne stabilnosti i analizu hoda. Spaja se na računalo putem USB 2.0 priključka te je spremna za rad čim se pokrene program na računalo [49]. Tehničke specifikacije platforme nalaze se u Tablici 1.



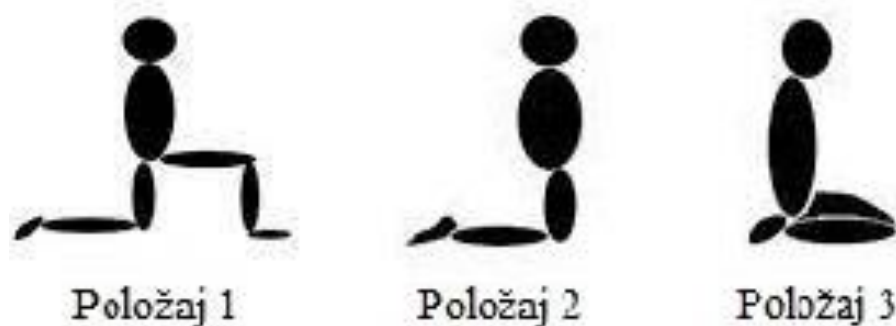
Slika 21. *MobileMat* platforma [49]

Tablica 1. Tehničke specifikacije platforme *MobileMat* [49]

Rezolucija senzora	1 senzor/cm ²
Dimenzije platforme (duljina x širina x visina)	64,6 x 55,9 x 4,2 cm
Područje mjerenja (duljina x širina x visina)	48,6 x 44,7 x 0,76 cm
Granične vrijednosti maksimalnog tlaka	345 – 862 kPa
Frekvencija mjerenja	100 Hz
Masa platforme	3,5 kg
Radna temperatura	0 – 35 °C

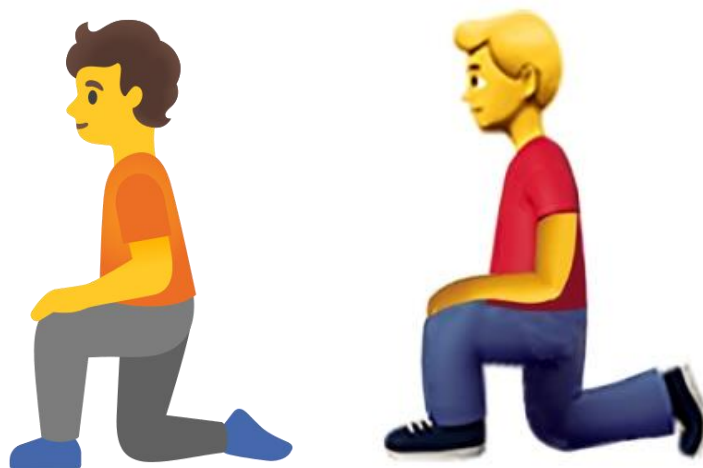
4.1. Pregled mjerenja

Kao što je rečeno u 2. poglavlju, položaji koji su mjereni u vidu ovog rada su: klečanje na jednoj potkoljenici s rukama uz tijelo (položaj 1 na slici 22.), klečanje na obje potkoljenice s kutom između potkoljenice i natkoljenice od 90° s rukama uz tijelo (položaj 2 na slici 23) i klečanje na obje potkoljenice s kutom između potkoljenice i natkoljenice od približno 0° s rukama uz tijelo (položaj 3 na slici 23.).



Slika 22. Mjereni položaji klečanja [50]

Provedeno je i mjerenje prirodnog položaja klečanja s nagnutim trupom i rukama prema naprijed dok je u rukama teret; tako se simulira najčešći razlog za klečanje – rad na podu. Svi navedeni položaji su mjereni statički, a Položaj 1 prema slici 23. i s varijacijama gdje je stopalo noge na kojoj se kleči paralelno i vertikalno u odnosu na podlogu (Slika 23.).






Slika 23. Paralelno i vertikalno stopalo u odnosu na podlogu

Također je provedeno dinamičko mjerenje u kojemu se subjekt uzdiže iz klečanja na obje potkoljenice s kutom između potkoljenice i natkoljenice od 0° (položaj 3) u klečanje na obje potkoljenice s kutom između potkoljenice i natkoljenice od približno 90° (položaj 2). U mjerenjima je sudjelovao jedan subjekt: muškarac, visine $h = 183$ cm i težine $G = 765$ N kojemu je desna strana dominantna. Teret koji se koristio bila je boca napunjena vodom težine $G_t = 1,114$ kg = 10,92 N (Slika 24.). Tablica 2. prikazuje pregled mjerenja.



Slika 24. Teret, masa na vagi je prikazana u gramima

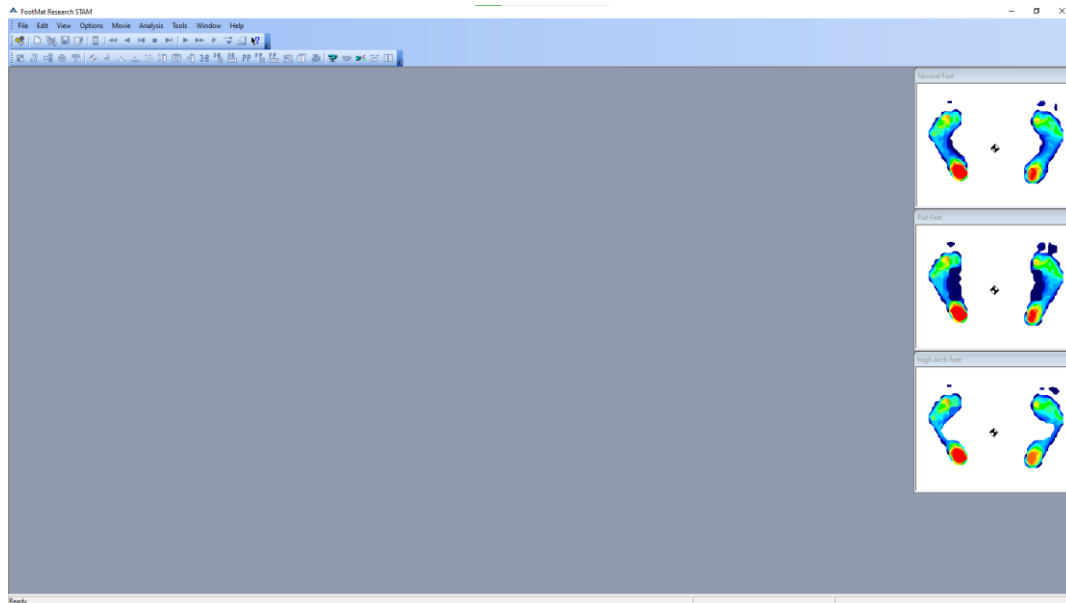
Tablica 2. Pregled mjerenja

	 Položaj 1	 Položaj 2	 Položaj 3	Teret Položaj 4	Dinamičko mjerenje
Vertikalno stopalo	+	+	+	+	+
Horizontalno stopalo	+	-	-	+	-

4.2. *FootMat Research*

FootMat Research, čije je sučelje prikazano na slici 25, programski je paket koji se koristio u svrhu mjerenja te analizu pritiska, sila i doticajnih površina. Najprije je potrebno unijeti ulazne parametre subjekta od kojih je najbitnija težina (Slika 26). Nakon toga je potrebno provesti kalibraciju platforme – subjekt stoji na platformi uspravno na jednoj nozi. (Slika 27.) Statička mjerenja trajala su 5 sekundi frekvencijom od 5 Hz što daje 25 snimljenih *frame*-ova. Dinamička mjerenja snimana su 3 sekunde, ali s frekvencijom od 33 Hz što daje 99 *frame*-ova. Funkcijom *Peak/Stance Averaging* dobije se prosječni pritisak u svakom senzoru tokom mjerenja te se funkcijom *Peak Pressure Analysis* mogu analizirati i pregledati najveći

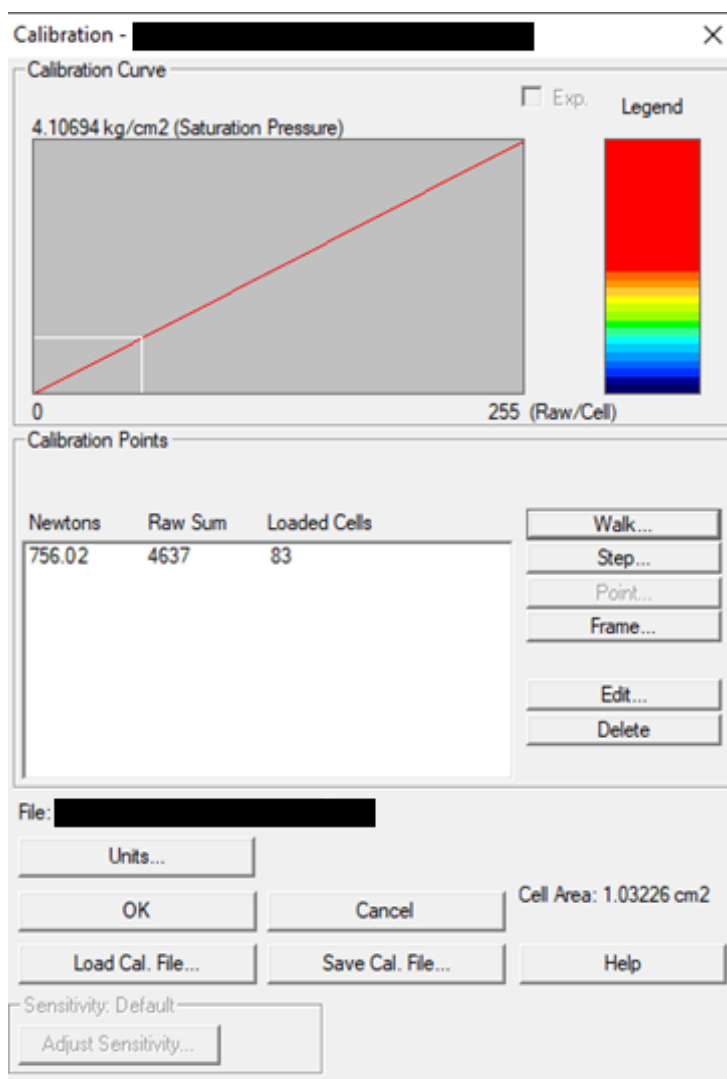
pritisci. Kako bi se prikazala sila nekog područja, potrebno je koristiti funkciju *Add Box* kojom se označi željeno područje te na *Analysis* i *Properties* odabrati *Force*. Mjerne jedinice moguće je mijenjati odlaskom na *Options* pa *Measurement Units*. U ovom slučaju, za duljinu su odabrani centimetri (cm), za silu njutni (N), a za tlak kilopaskali (kPa) (Slika 28.)



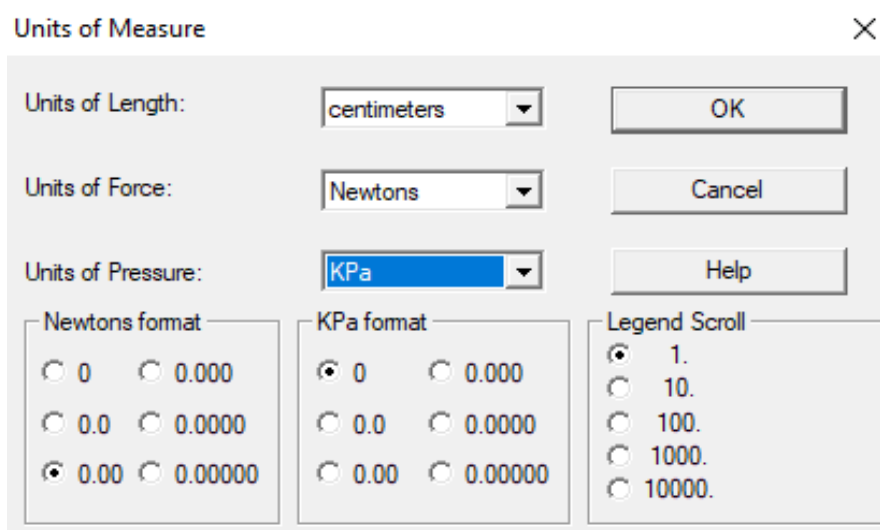
Slika 25. Sučelje programskog paketa *FootMat Research*

Patient Info		
FIRST NAME:	Middle Name:	LAST NAME:
[REDACTED]		[REDACTED]
Patient ID:	Date of Birth (d.M.yyyy.):	Gender:
	21 11 1998	<input type="radio"/> Female <input checked="" type="radio"/> Male
Body Weight (N):	OK	
765.02		
Cancel		Help

Slika 26. Ulazni parametri subjekta



Slika 27. Kalibracija platforme



Slika 28. Odabrane mjerne jedinice

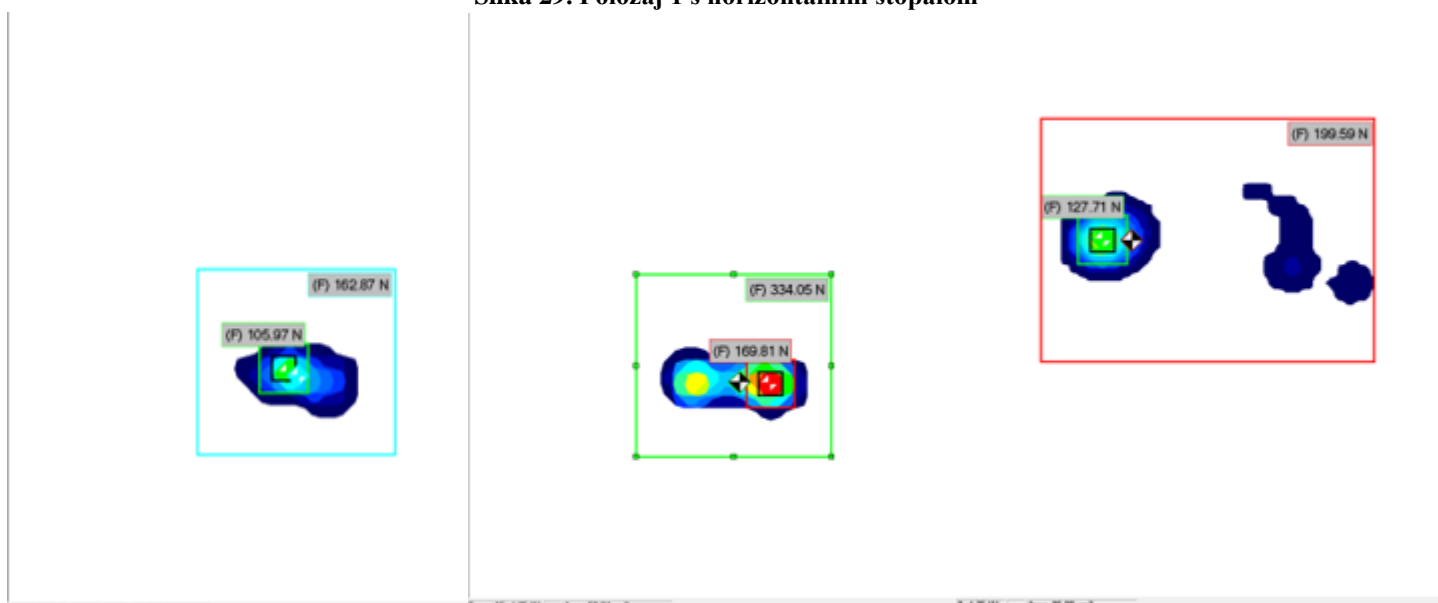
4.3. Statičko mjerenje – položaj 1

4.3.1. Horizontalno stopalo

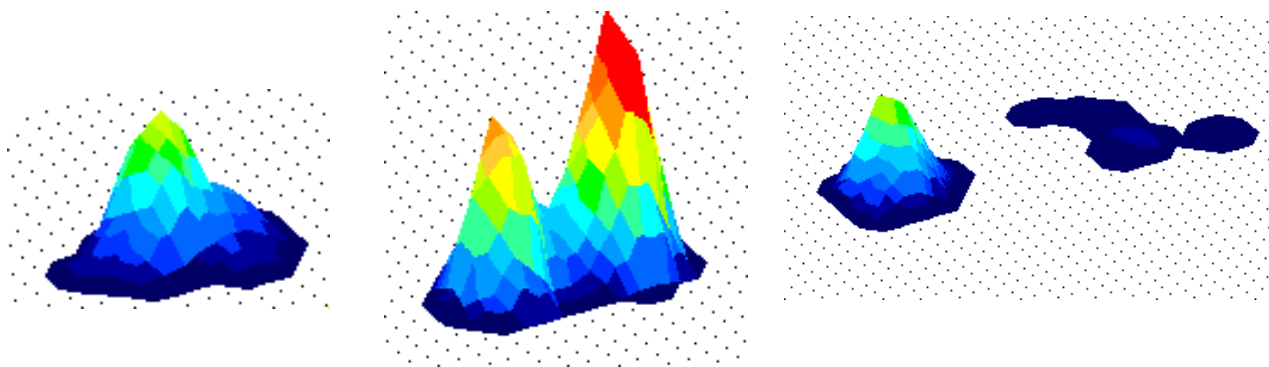
Na slici 29. prikazan je položaj 1 s horizontalnim stopalom. Na slici 30. lijevo prikazane su 2D dodirne površine s označenim zonama najvećeg pritiska (crni kvadrat) te ukupnim silama stopala desne noge, u sredini koljena desne noge, a desno stopala lijeve noge. Na slici 31. prikazane su 3D vršne vrijednosti pritiska istim redoslijedom. Tablica 3. prikazuje očitane vrijednosti dodirne površine, maksimalnih pritiskaka i sila za položaj 1 s horizontalnim stopalom.



Slika 29. Položaj 1 s horizontalnim stopalom



Slika 30. 2D prikaz kontaktnih površina s označenim zonama najvećeg pritiska (crni kvadrat) i ukupnih sila za položaj 1 s horizontalnim stopalom (stopalo desne noge, koljeno desne noge, stopalo lijeve noge)



Slika 31. 3D prikaz raspodjele pritiska za položaj 1 s horizontalnim stopalom
(stopalo desne noge, koljeno desne noge, stopalo lijeve noge)

Tablica 3. Očitane vrijednosti za položaj 1 s horizontalnim stopalom

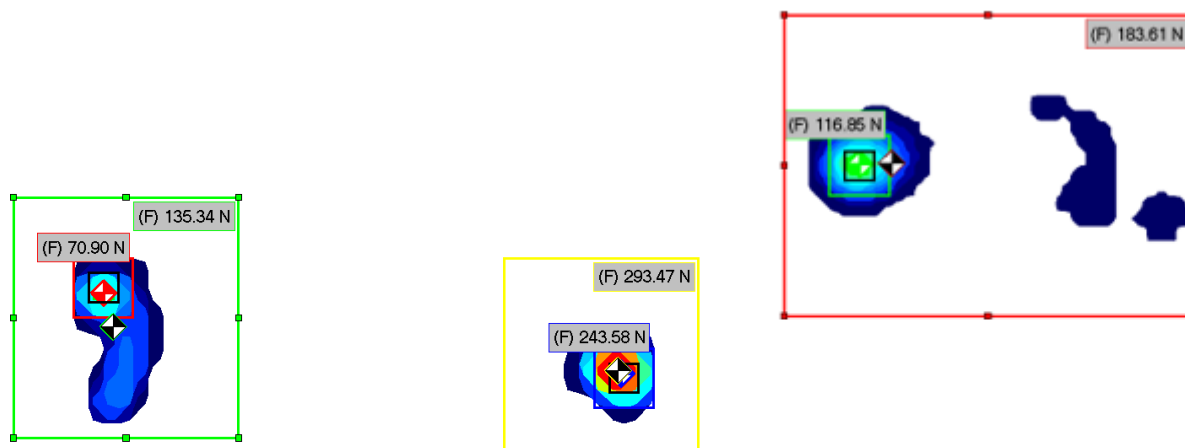
Položaj 1 Horizontalno stopalo	Dodirna površina (cm ²)	Maksimalni pritisak (kPa)	Sila (N)
Stopalo desne noge	47,48	110	162,87
Koljeno desne noge	58,84	264	334,05
Stopalo lijeve noge	96	187	199,59

4.3.2. Vertikalno stopalo

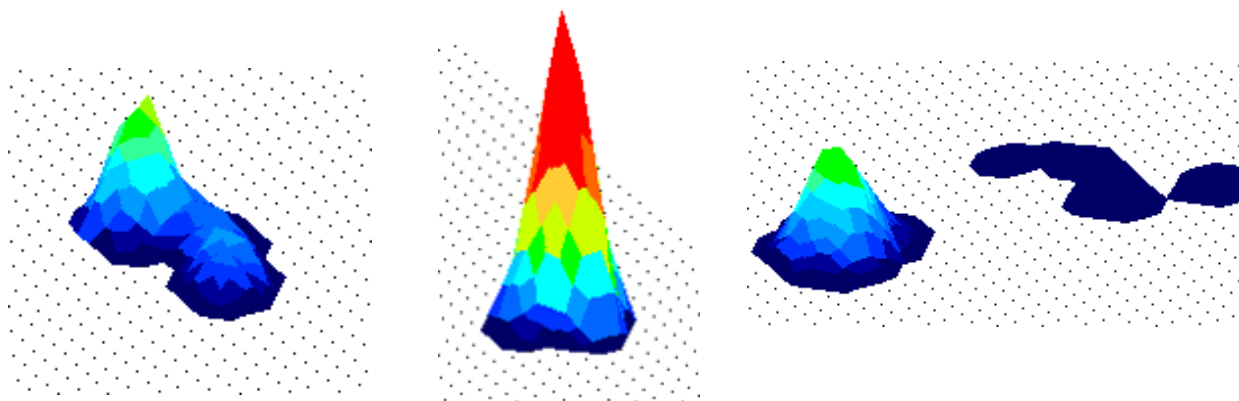
Na slici 32. prikazan je položaj 1 s vertikalnim stopalom. Na slici 33. lijevo prikazane su 2D dodirne površine s označenim zonama najvećeg pritiska (crni kvadrat) te ukupnim silama stopala desne noge, u sredini koljena, a desno stopala lijeve noge. Na slici 34. prikazane su 3D vršne vrijednosti pritiska istim redoslijedom. Tablica 4. prikazuje očitane vrijednosti dodirne površine, maksimalnih pritisaka i sila za položaj 1 s vertikalnim stopalom.



Slika 32. Položaj 1 s vertikalnim stopalom



Slika 33. 2D prikaz kontaktnih površina s označenim zonama najvećeg pritiska (crni kvadrat) i ukupnih sila za položaj 1 s vertikalnim stopalom (stopalo desne noge, koljeno desne noge, stopalo lijeve noge)



Slika 34. 3D prikaz raspodjele pritiska za položaj 1 s vertikalnim stopalom
(stopalo desne noge, koljeno desne noge, stopalo lijeve noge)

Tablica 4. Očitane vrijednosti za položaj 1 s vertikalnim stopalom

Položaj 1 Vertikalno stopalo	Dodirna površina (cm ²)	Maksimalni pritisak (kPa)	Sila (N)
Stopalo desne noge	51,61	105	135,34
Koljeno desne noge	29,94	257	293,47
Stopalo lijeve noge	87,74	192	183,61

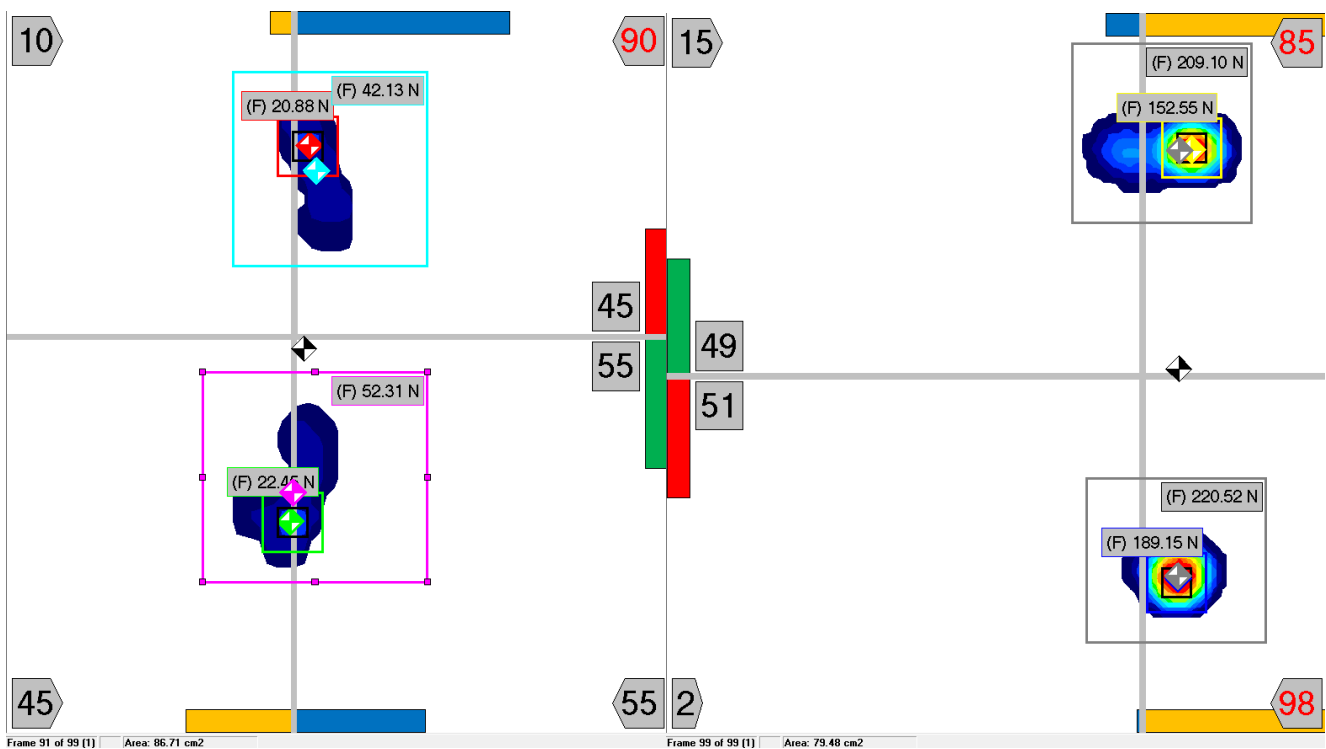
Usporedbom rezultata u tablici 3. i tablici 4. može se uočiti da ne postoji velika razlika u iznosima maksimalnog pritiska na stopalima i koljenu u položaju 1 s horizontalnim i vertikalnim stopalima. Razlika u maksimalnom pritisku na koljenu je samo 2,65%. Ukupna sila na koljenu je veća za 12,15% u položaju 1 s horizontalnim stopalom jer je veća dodirna površina koljena i podloge.

4.4. Statičko mjerenje – položaj 2

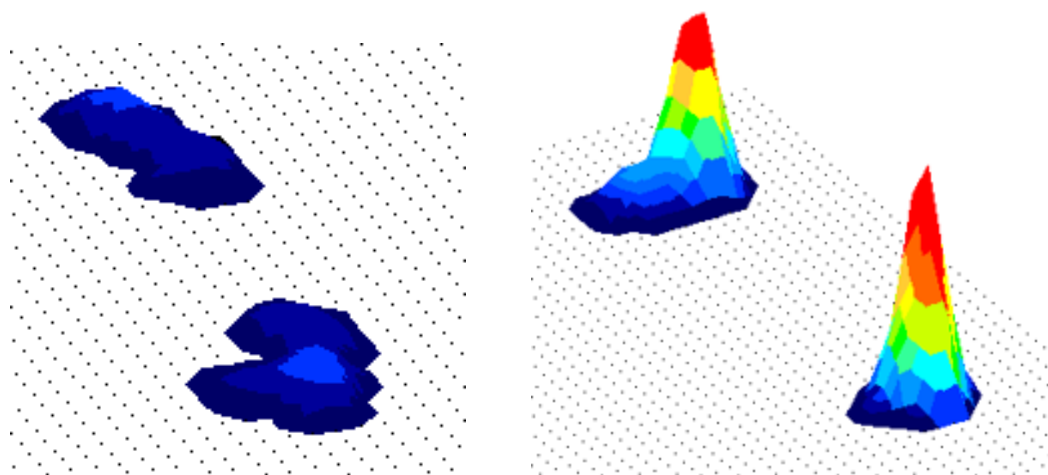
Na slici 35. prikazan je položaj 2. Na slici 36. lijevo prikazane su 2D dodirne površine s označenim zonama najvećeg pritiska (crni kvadrat) te ukupnim silama stopala, a desno koljena. Na slici 37. prikazane su 3D vršne vrijednosti pritiska istim redoslijedom. Na prikazu 2D kontaktnih površina koljena, crveni pravokutnik predstavlja udio sile na desnom koljenu u ukupnoj sili na oba koljena izražen u postotku, a zeleni pravokutnik udio sile na lijevom koljenu. Dok za stopala crveni pravokutnik predstavlja iste vrijednosti za lijevo stopalo, a zeleni za desno stopalo. Tablica 5. prikazuje očitane vrijednosti dodirne površine i pritiska za položaj 2.



Slika 35. Položaj 2



Slika 36. 2D prikaz kontaktnih površina s označenim zonama najvećeg pritiska (crni kvadrat) i ukupnih sila za položaj 2 (lijevo i desno stopalo, lijevo i desno koljeno)



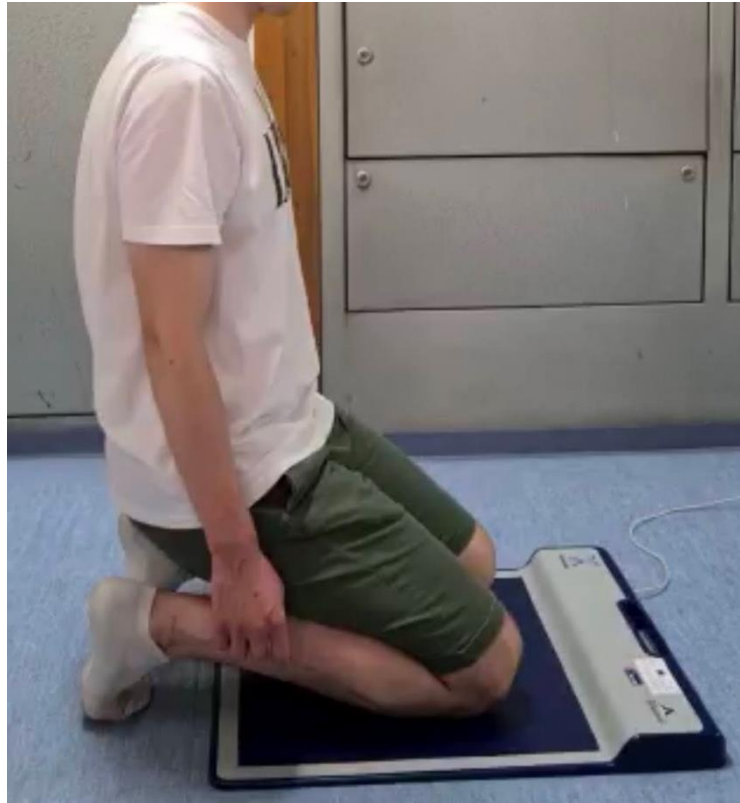
Slika 37. 3D prikaz raspodjele pritiska za položaj 2
(lijevo i desno stopalo, lijevo i desno koljeno)

Tablica 5. Očitane vrijednosti za položaj 2

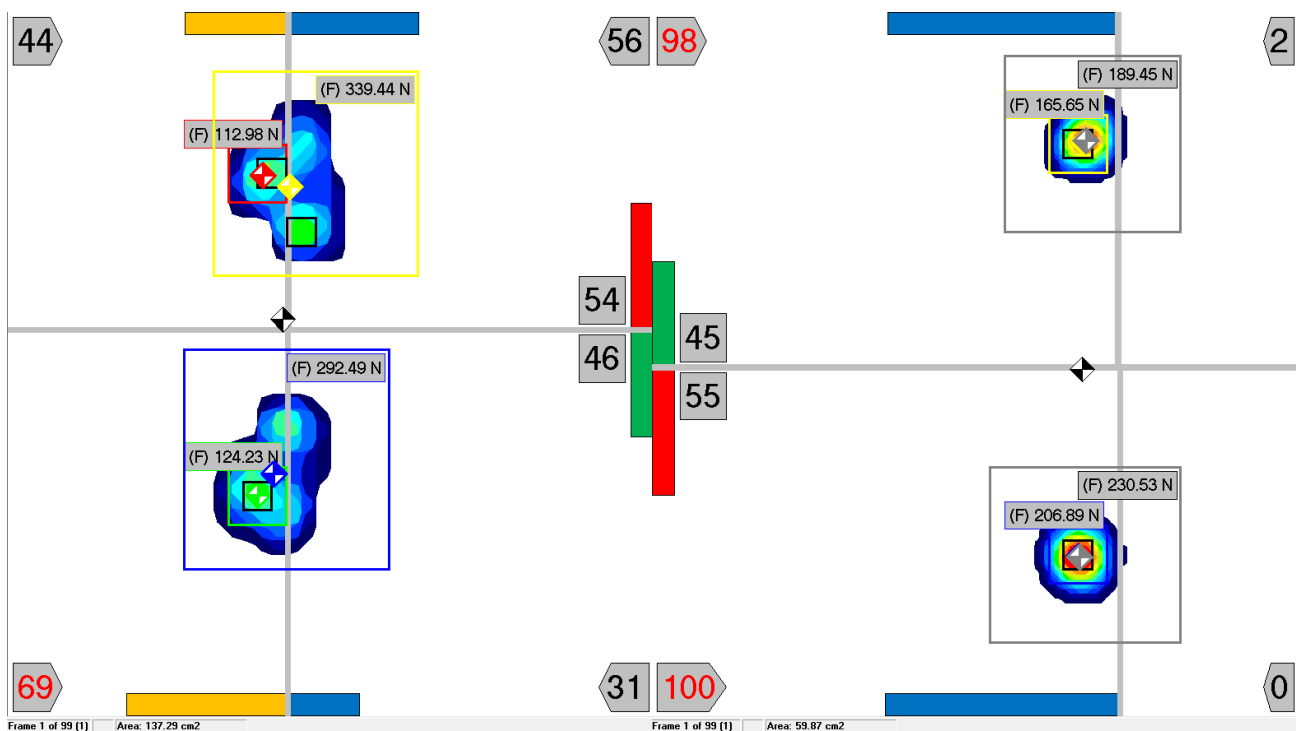
Položaj 2	Dodirna površina, ukupno (cm ²)	Maksimalni pritisak, lijeva strana (kPa)	Maksimalni pritisak, desna strana (kPa)	Sila, lijeva strana (N)	Sila, desna strana (N)
Stopala	86,71	18	31	42,13	52,31
Koljena	79,48	167	198	209,1	220,52

4.5. Statičko mjerenje – položaj 3

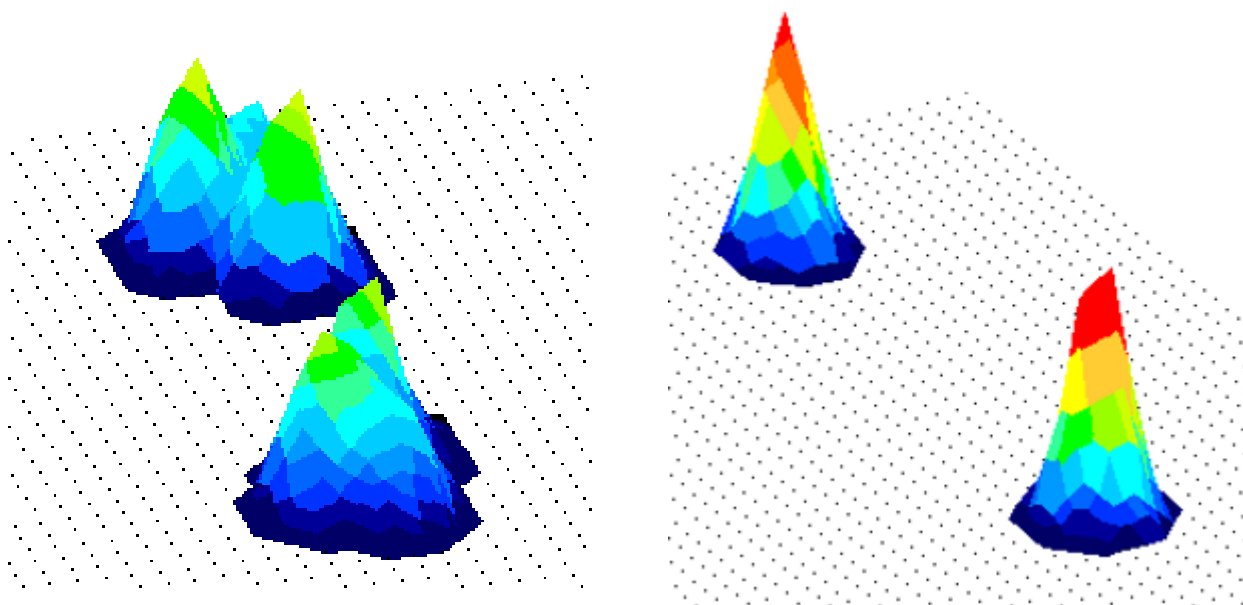
Na slici 38. prikazan je položaj 3. Na slici 39. lijevo prikazane su 2D dodirne površine s označenim zonama najvećeg pritiska (crni kvadrat) te ukupnim silama stopala, a desno koljena. Na slici 40. prikazane su 3D vršne vrijednosti pritiska istim redoslijedom. Na prikazu 2D kontaktnih površina koljena, crveni pravokutnik predstavlja udio sile na desnom koljenu u ukupnoj sili na oba koljena izražen u postotku, a zeleni pravokutnik udio sile na lijevom koljenu. Dok za stopala crveni pravokutnik predstavlja iste vrijednosti za lijevo stopalo, a zeleni za desno stopalo. Tablica 6. prikazuje očitane vrijednosti dodirne površine i pritiska za položaj 3.



Slika 38. Položaj 3



Slika 39. 2D prikaz kontaktnih površina s označenim zonama najvećeg pritiska (crni kvadrat) i ukupnih sila za položaj 3 (lijevo i desno stopalo, lijevo i desno koljeno)



Slika 40. 3D prikaz raspodjele pritiska za položaj 3
(lijevo i desno stopalo, lijevo i desno koljeno)

Tablica 6. Očitane vrijednosti za položaj 3

Položaj 3	Dodirna površina, ukupno (cm ²)	Maksimalni pritisak, lijeva strana (kPa)	Maksimalni pritisak, desna strana (kPa)	Sila, lijeva strana (N)	Sila, desna strana (N)
Stopala	137,29	122	118	338,44	292,49
Koljena	59,87	174	222	189,45	230,53

Desno koljeno preuzima više opterećenja od lijevog i u položaju 2 i u položaju 3. To je u skladu s pretpostavkom Pollard et al. [1] da će dominantna strana biti 20% više opterećena zbog održavanja stabilnosti.

U položaju 2, koljeno desne, dominantnije, strane opterećenije je za 15,66%, a u položaju 3 za 21,62%. Također, položaj 2 ima manju vršnu silu od položaja 3 na koljenu zato jer je koljeno 2 opterećeno na većoj površini. Težište trupa je u položaju 3 bliže stopalima pa su ona tako znatno više opterećena nego u položaju 2.

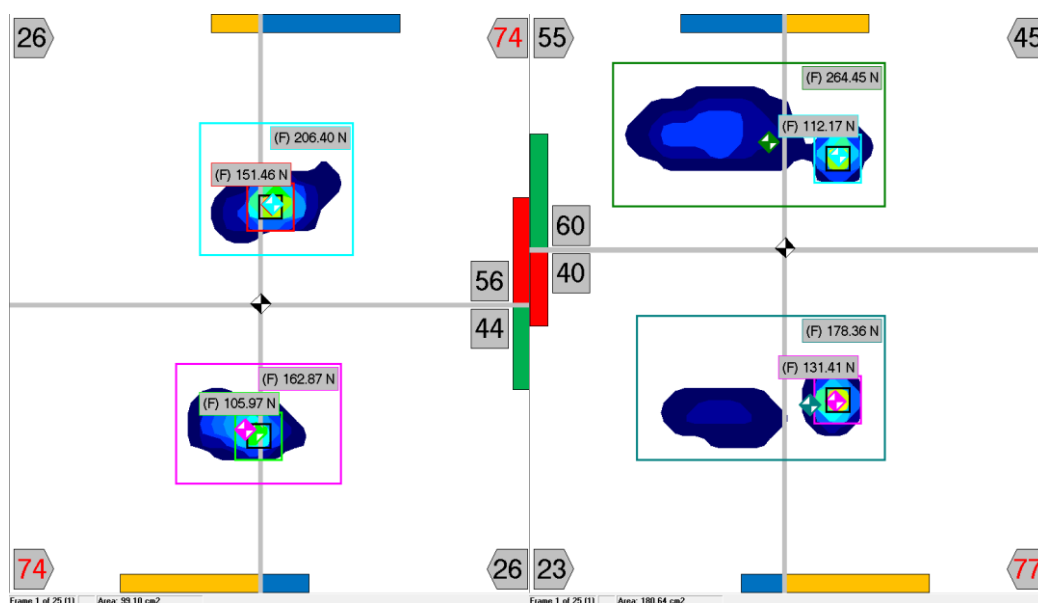
4.6. Statičko mjerenje – položaj 4 (teret)

4.6.1. Horizontalna stopala

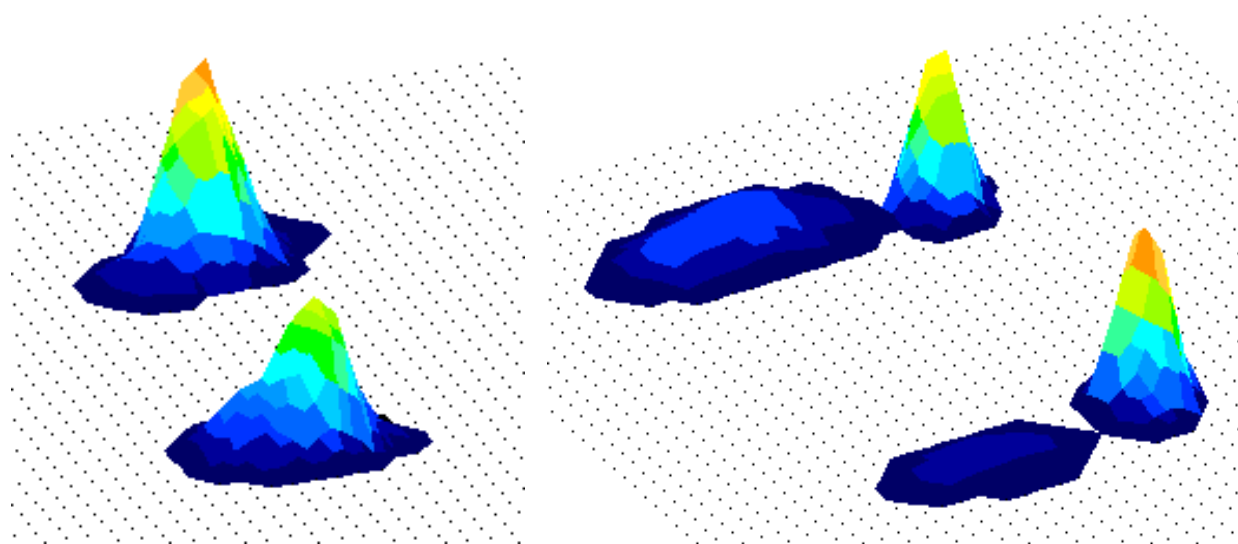
Na slici 41. prikazan je položaj 4 s horizontalnim stopalima. Na slici 42. lijevo prikazane su 2D dodirne površine s označenim zonama najvećeg pritiska (crni kvadrat) te ukupnim silama stopala, a desno koljena. Na slici 43. prikazane su 3D vršne vrijednosti pritiska istim redoslijedom. Na prikazu 2D kontaktnih površina koljena, crveni pravokutnik predstavlja udio sile na desnom koljenu u ukupnoj sili na oba koljena izražen u postotku, a zeleni pravokutnik udio sile na lijevom koljenu. Dok za stopala crveni pravokutnik predstavlja iste vrijednosti za lijevo stopalo, a zeleni za desno stopalo. Tablica 7. prikazuje očitane vrijednosti dodirne površine i pritiska za ovaj položaj.



Slika 41. Položaj 4 s horizontalnim stopalima



Slika 42. 2D prikaz kontaktnih površina s označenim zonama najvećeg pritiska (crni kvadrat) i ukupnih sila za položaj 4 s horizontalnim stopalima (lijevo i desno stopalo, lijevo i desno koljeno)



Slika 43. 3D prikaz raspodjele pritiska za položaj 4 s horizontalnim stopalima (lijevo i desno stopalo, lijevo i desno koljeno)

Tablica 7. Očitane vrijednosti za položaj 4 s horizontalnim stopalima

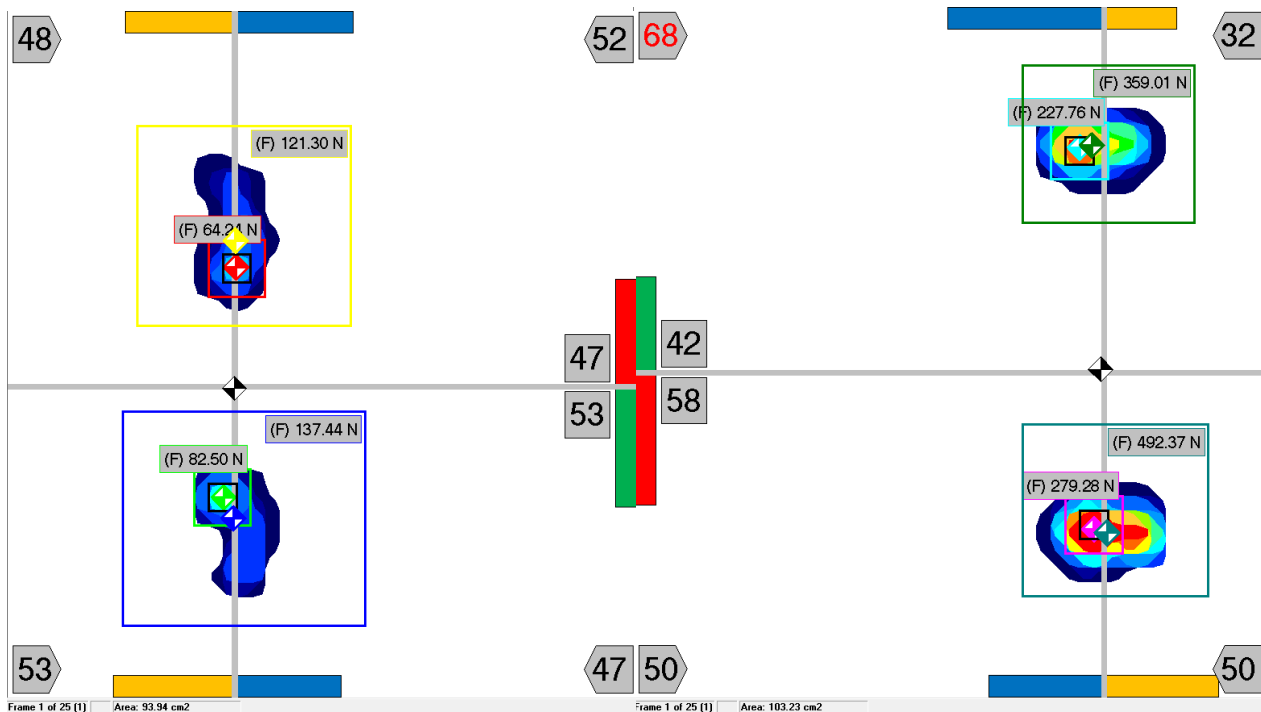
Položaj 4 (teret) s horizontalnim stopalima	Dodirna površina, ukupno (cm ²)	Maksimalni pritisak, lijeva strana (kPa)	Maksimalni pritisak, desna strana (kPa)	Sila, lijeva strana (N)	Sila, desna strana (N)
Stopala	99,1	170	126	162,87	206,4
Koljena	180,64	139	161	264,45	178,36

4.6.2. Vertikalna stopala

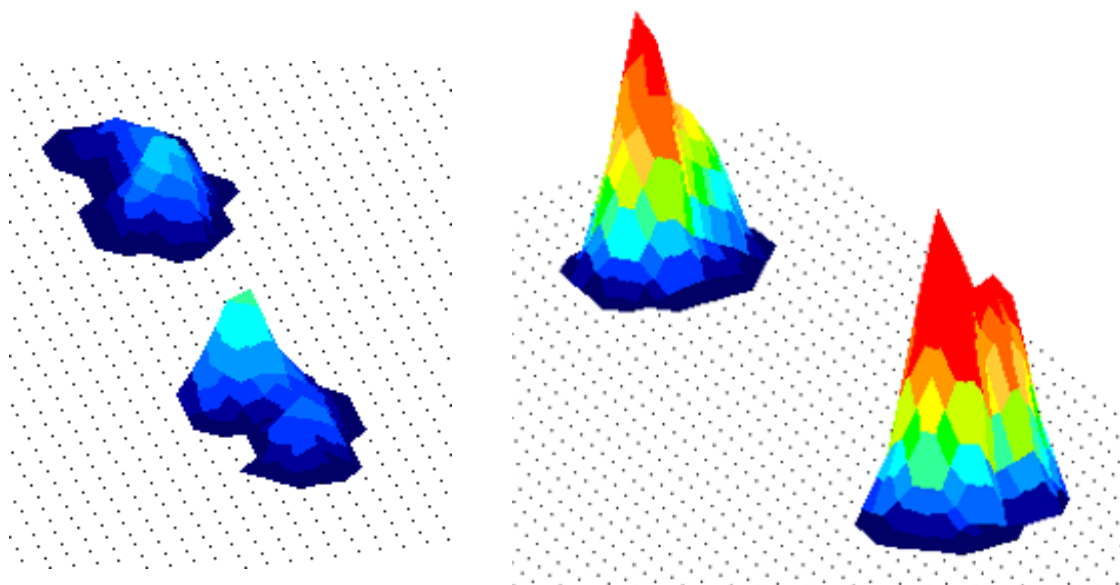
Na slici 44. prikazan je položaj 4 s vertikalnim stopalima. Na slici 45. lijevo prikazane su 2D dodirne površine s označenim zonama najvećeg pritiska (crni kvadrat) te ukupnim silama stopala, a desno koljena. Na slici 46. prikazane su 3D vršne vrijednosti pritiska istim redoslijedom. Na prikazu 2D kontaktnih površina koljena, crveni pravokutnik predstavlja udio sile na desnom koljenu u ukupnoj sili na oba koljena izražen u postotku, a zeleni pravokutnik udio sile na lijevom koljenu. Dok za stopala crveni pravokutnik predstavlja iste vrijednosti za lijevo stopalo, a zeleni za desno stopalo. Tablica 8. prikazuje očitane vrijednosti dodirne površine i pritiska za ovaj položaj.



Slika 44. Položaj 4 s vertikalnim stopalima



Slika 45. 2D prikaz kontaktnih površina s označenim zonama najvećeg pritiska (crni kvadrat) i ukupnih sila za položaj 4 s vertikalnim stopalima (lijevo i desno stopalo, lijevo i desno koljeno)



Slika 46. 3D prikaz raspodjele pritiska za položaj 4 s vertikalnim stopalima (lijevo i desno stopalo, lijevo i desno koljeno)

Tablica 8. Očitane vrijednosti za položaj 4 s vertikalnim stopalima

Položaj 4 (teret) s vertikalnim stopalima	Dodirna površina, ukupno (cm ²)	Maksimalni pritisak, lijeva strana (kPa)	Maksimalni pritisak, desna strana (kPa)	Sila, lijeva strana (N)	Sila, desna strana (N)
Stopala	93,94	75	97	121,3	137,44
Koljena	103,23	257	280	359,01	492,37

Položaj 4 s horizontalnim stopalima povoljniji je za koljena pošto je najveći vršni pritisak manji za 42,5%, ali nepovoljniji je za stopala gdje je najveći vršni pritisak veći za 42,94% od onog u položaju s vertikalnim stopalima.

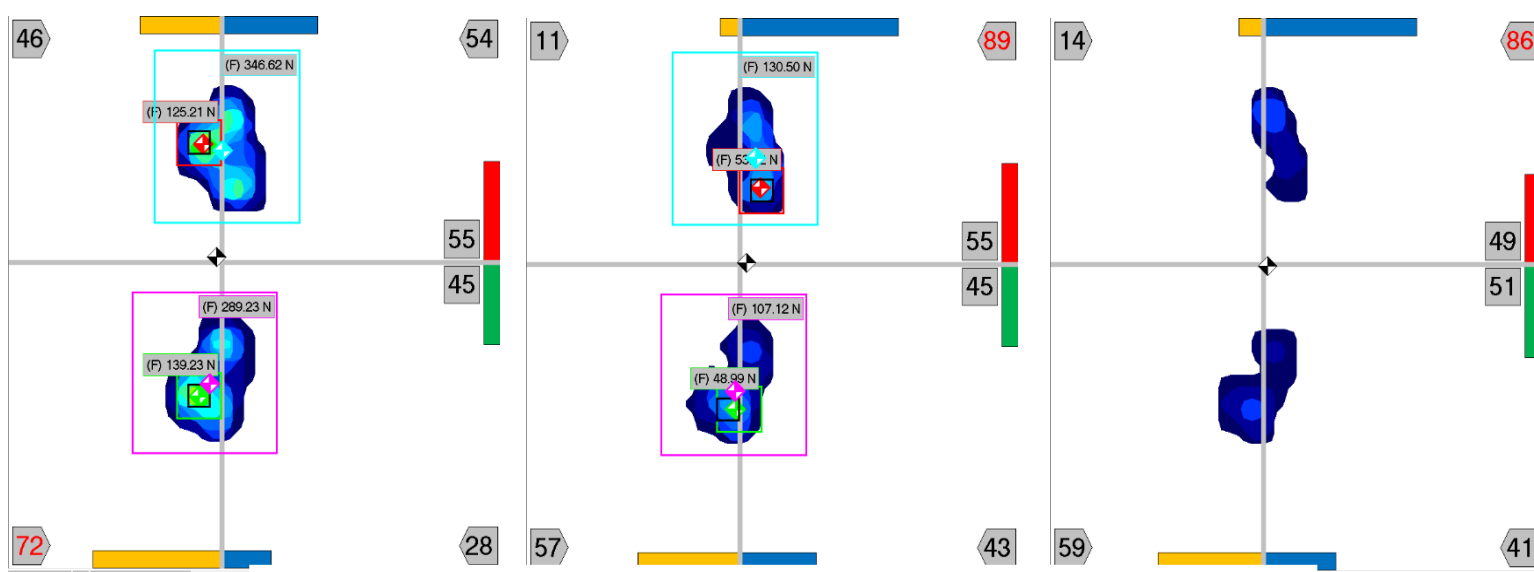
Ponovno je veći pritisak na desnoj, dominantnijoj, strani. Vršni pritisak na desnom koljenu u položaju 4 s horizontalnim stopalima veći je za 13,66% od onog na lijevom, a u položaju s vertikalnim stopalom za samo 8,21%. Jasno je vidljiv i utjecaj tereta i položaja ruku iako je masa tereta samo 1,114 kg – u položaju 4 s vertikalnim stopalima vršni pritisci na koljenima su primjetno veći nego u položajima 2 i 3, gdje su stopala također vertikalna.

4.7. Dinamičko mjerenje

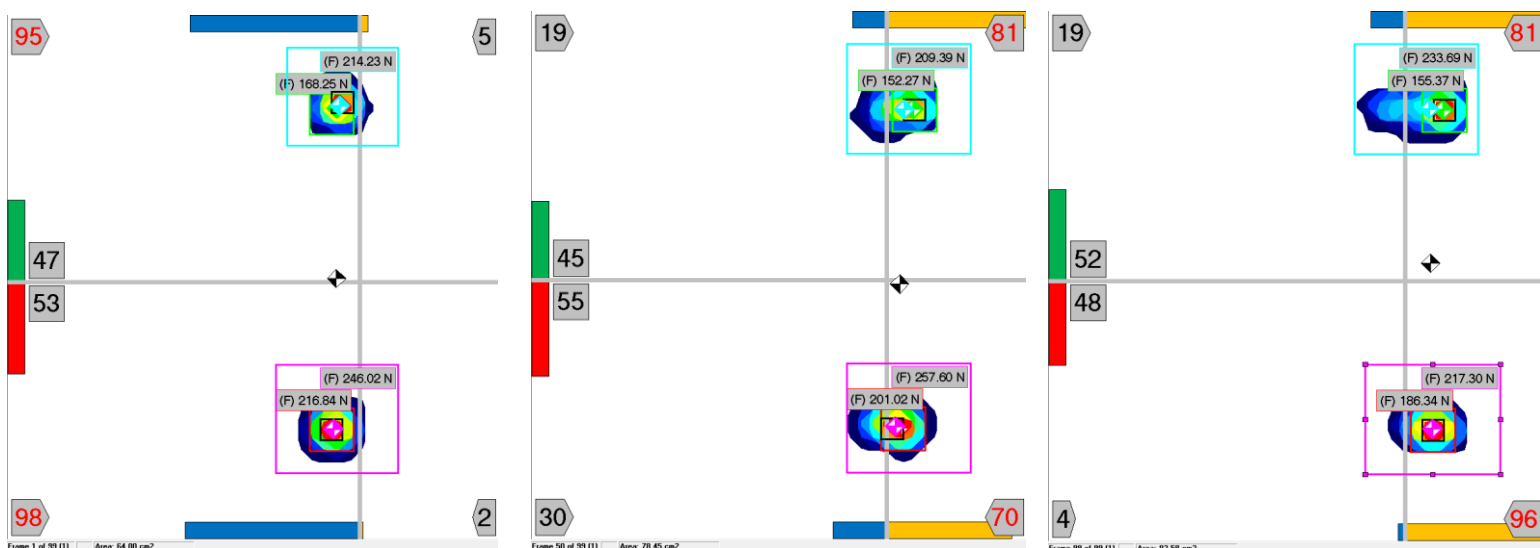
Dinamičko mjerenje trajalo je 3 sekunde, a mjerilo se mijenjanje iz položaja 3 u položaj 2, tj. iz klečanja na obje potkoljenice s kutom između potkoljenice i natkoljenice od približno 0° s vertikalnim stopalima i rukama uz tijelo u klečanje na obje potkoljenice s kutom između potkoljenice i natkoljenice od 90° s vertikalnim stopalima i rukama uz tijelo. Slika 47. lijevo prikazuje subjekt na početku mjerenja, u sredini nakon 1,5 sekundi i desno nakon 3 sekunde, odnosno na kraju mjerenja. Slika 48. istim redoslijedom prikazuje 2D dodirne površine s označenim zonama najvećeg pritiska (crni kvadrat) te ukupnim silama stopala, a Slika 49. koljena. Slika 50. istim redoslijedom prikazuje 3D vršne vrijednosti pritiska stopala, a Slika 51. koljena. Na prikazu 2D kontaktnih površina koljena, crveni pravokutnik predstavlja udio sile na desnom koljenu u ukupnoj sili na oba koljena izražen u postotku, a zeleni pravokutnik udio sile na lijevom koljenu. Dok za stopala crveni pravokutnik predstavlja iste vrijednosti za lijevo stopalo, a zeleni za desno stopalo.



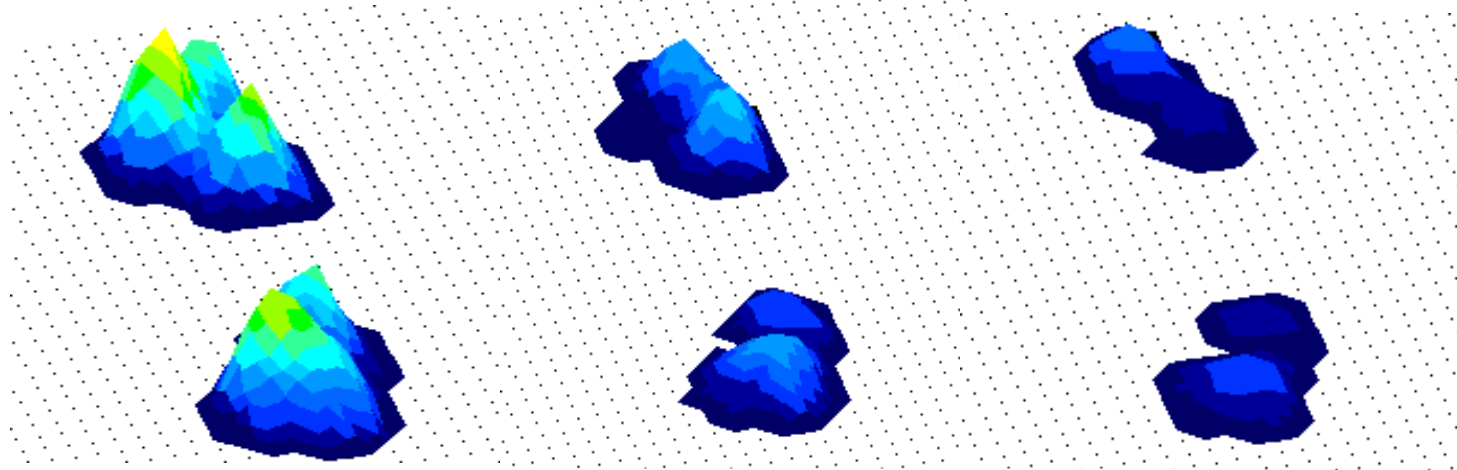
Slika 47. Položaji tokom dinamičkog mjerenja



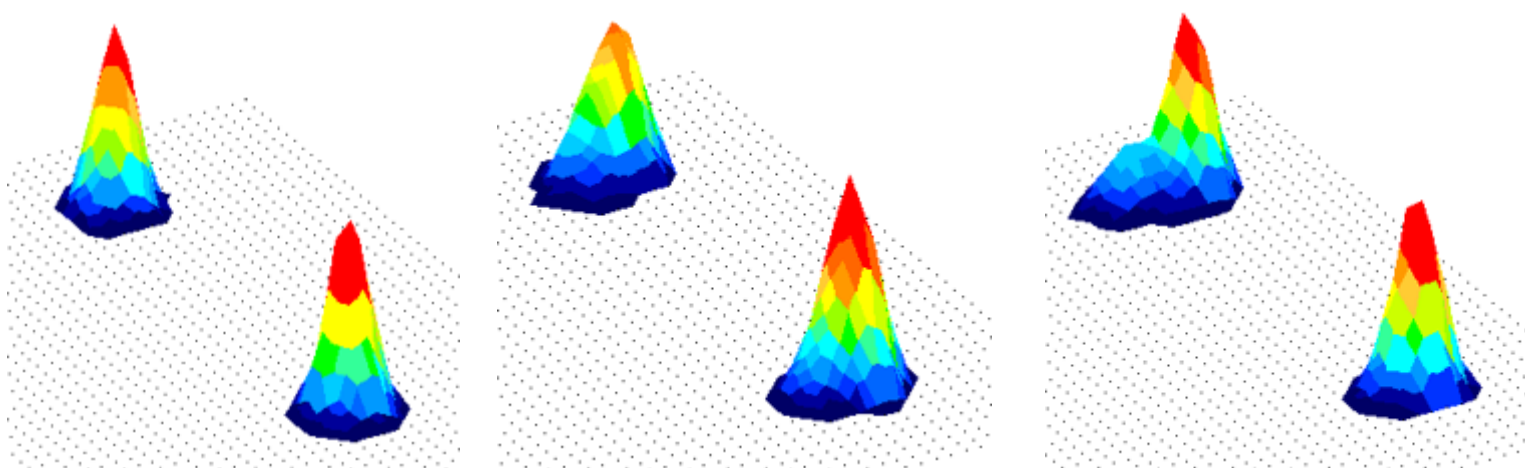
Slika 48. 2D prikaz kontaktnih površina stopala s označenim zonama najvećeg pritiska (crni kvadrat) i ukupnih sila za dinamičko mjerenje (0s, 1,5s, 3s)



Slika 49. 2D prikaz kontaktnih površina koljena s označenim zonama najvećeg pritiska (crni kvadrat) i ukupnih sila za dinamičko mjerenje (0s, 1,5s, 3s)



Slika 50. 3D prikaz raspodjele pritiska stopala za dinamičko mjerenje (0s, 1,5s, 3s)



Slika 51. 3D prikaz raspodjele pritiska koljena za dinamičko mjerenje (0s, 1,5s, 3s)

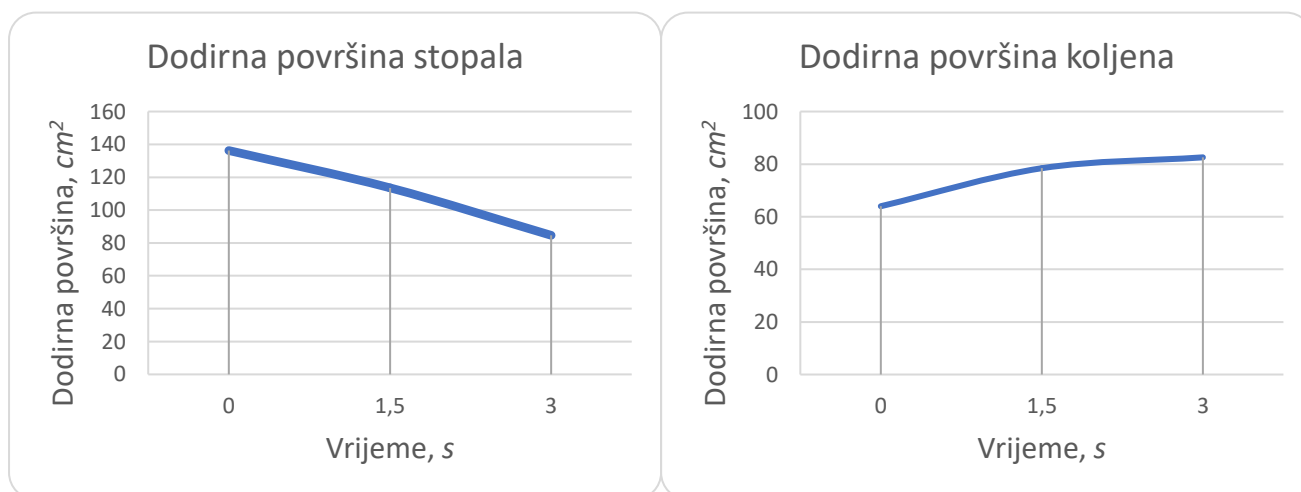
Tablica 9. prikazuje očitane vrijednosti dinamičkog mjerenja za stopala, a Tablica 10. za koljena. Slika 52. prikazuje dijagrame dodirne površine stopala i koljena, Slika 53. maksimalnog pritiska lijevog i desnog stopala, a Slika 54. lijevog i desnog koljena tokom dinamičkog mjerenja.

Tablica 9. Očitane vrijednosti za stopala kod dinamičkog mjerenja

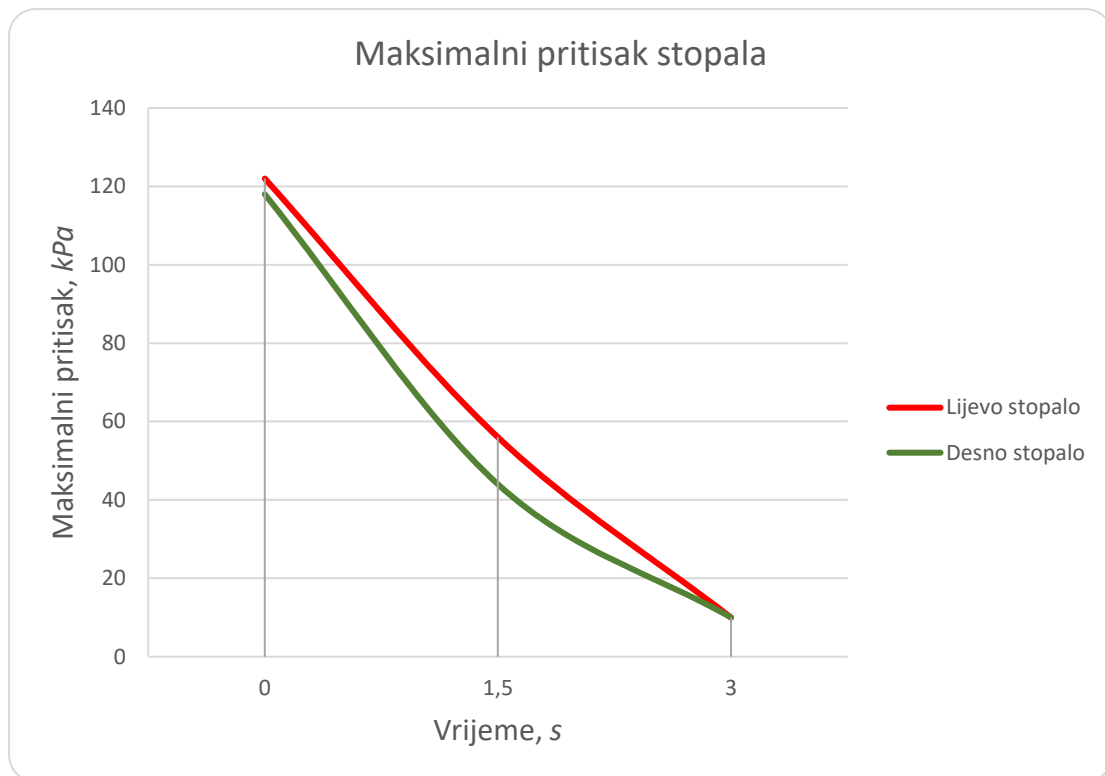
Dinamičko mjerenje Stopala	Dodirna površina, ukupno (cm ²)	Maksimalni pritisak, lijeva strana (kPa)	Maksimalni pritisak, desna strana (kPa)	Sila, lijeva strana (N)	Sila, desna strana (N)
0 s	136,26	122	118	346,62	289,23
1,5 s	113,55	56	44	130,5	107,12
3 s	84,65	-	-	-	-

Tablica 10. Očitane vrijednosti za koljena kod dinamičkog mjerenja

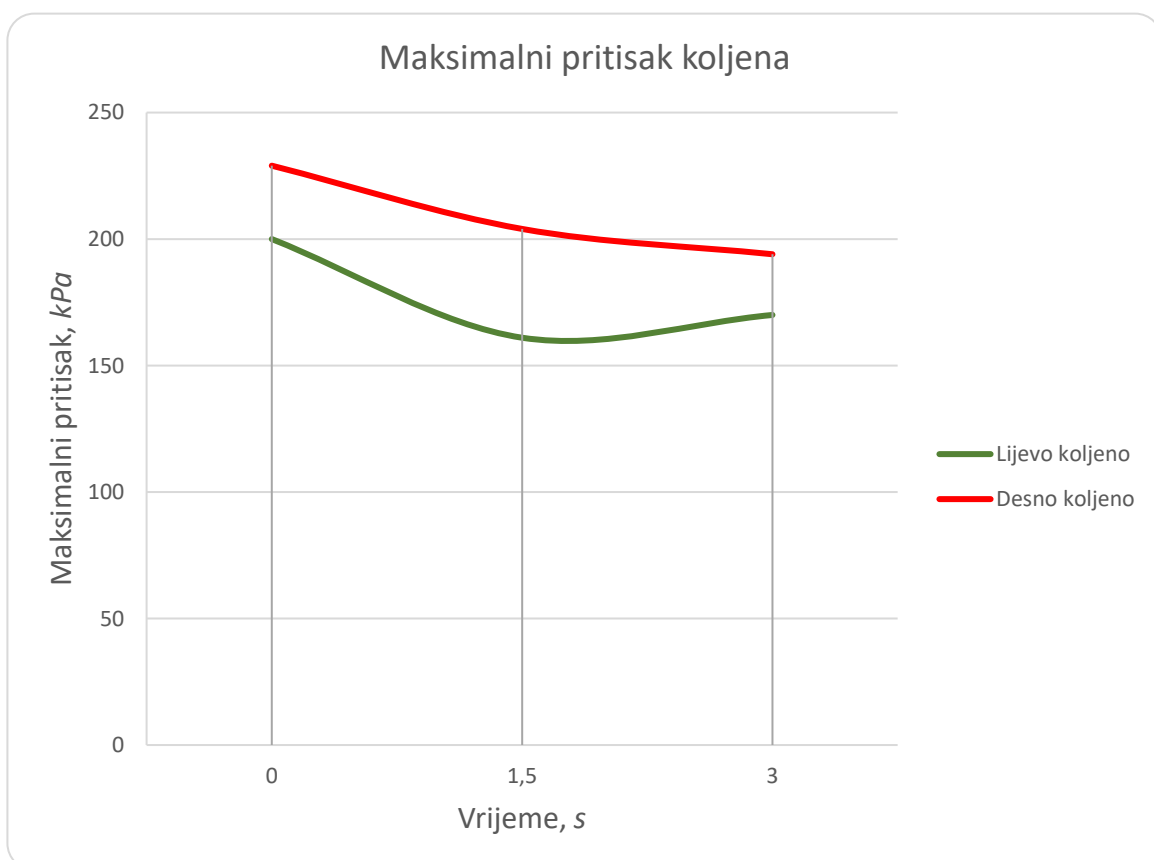
Dinamičko mjerenje Koljena	Dodirna površina, ukupno (cm ²)	Maksimalni pritisak, lijeva strana (kPa)	Maksimalni pritisak, desna strana (kPa)	Sila, lijeva strana (N)	Sila, desna strana (N)
0 s	64	200	229	214,23	246,02
1,5 s	78,45	161	204	209,39	257,60
3 s	82,58	170	194	233,69	217,3



Slika 52. Dijagrami ovisnosti dodirne površine stopala i koljena o vremenu kod dinamičkog mjerenja



Slika 53. Dijagram ovisnosti maksimalnih pritisaka stopala o vremenu kod dinamičkog mjerenja



Slika 54. Dijagram ovisnosti maksimalnih pritisaka koljena o vremenu kod dinamičkog mjerenja

Očekivano, približavanjem iz položaja 3 u položaj 2, dodirna površina stopala se smanjuje, a vršni pritisci se smanjuju sve dok ne dosegnu toliko nisku vrijednost koju korištena platforma ne može očitati; s druge strane, maksimalni pritisci koljena također se smanjuju, ali dodirna površina koljena istovremeno i raste pa preuzimaju više opterećenja, samo je vršno opterećenje nešto manje.

Tokom dinamičkog mjerenja, vršni pritisci desnog, dominantnijeg, koljena bili su prosječno veći za 15,37% od lijevog, što je malo manje od pretpostavljenih 20% prema Pollard et al. [1]

4.8. Usporedba rezultata statičkih mjerenja

Tablica 11. prikazuje usporedbu statičkih mjerenja za stopala kod različitih položaja klečanja s položajem 3 gdje su vrijednosti izražene u postocima – tako će vrijednosti položaja 3 iznositi 100%. Tablica 12. prikazuje istu usporedbu, ali za koljena.

Napomena: vrijednosti lijevog stopala i koljena za položaj 1 nisu unesene jer se na toj nozi ne kleči.

Tablica 11. Usporedba rezultata statičkih mjerenja za stopala

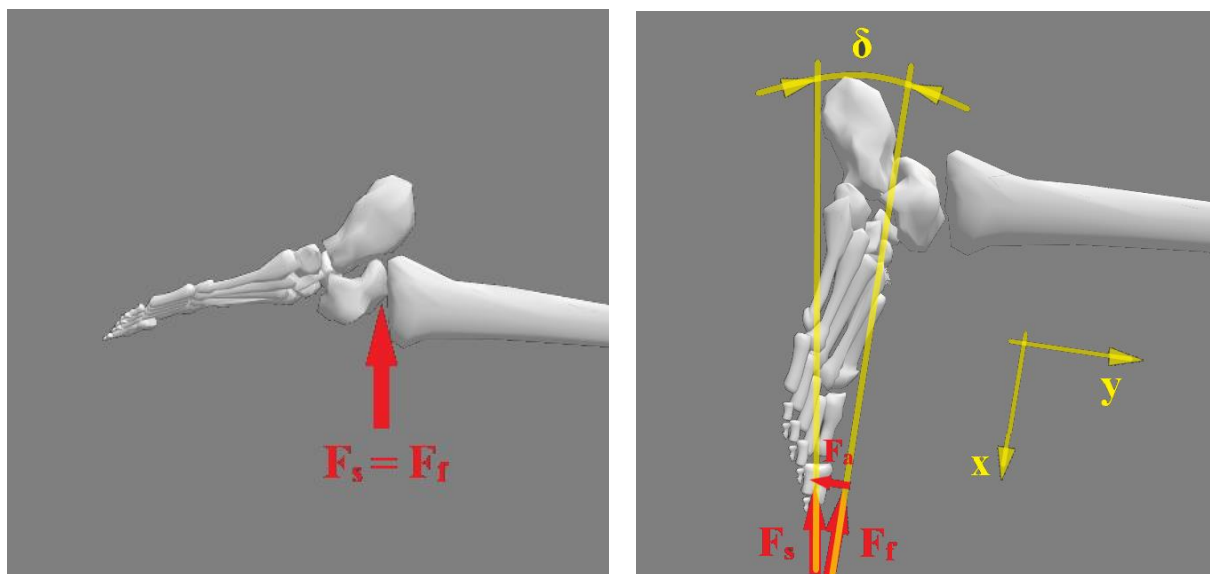
Usporedba rezultata za stopala	Dodirna površina, ukupno	Maksimalni pritisak, lijeva strana	Maksimalni pritisak, desna strana
Položaj 1 Horizontalno stopalo	145,46%	-	93,22%
Položaj 1 Vertikalno stopalo	101,52%	-	88,98%
Položaj 2	66,67%	14,75%	26,27%
Položaj 3	100%	100%	100%
Položaj 4 (teret) Horizontalna stopala	75,76%	139,34%	106,78%
Položaj 4 (teret) Vertikalna stopala	71,21%	61,48%	82,2%

Tablica 12. Usporedba rezultata statičkih mjerenja za koljena

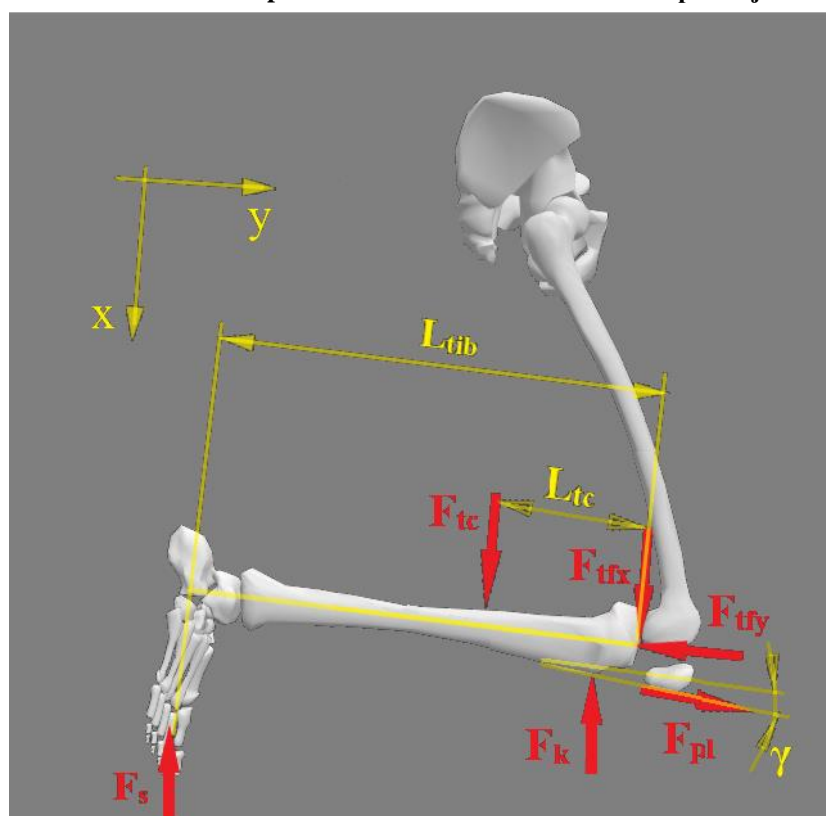
Usporedba rezultata za koljena	Dodirna površina, ukupno	Maksimalni pritisak, lijeva strana	Maksimalni pritisak, desna strana
Položaj 1 Horizontalno stopalo	125,59%	-	118,92%
Položaj 1 Vertikalno stopalo	60,35%	-	115,77%
Položaj 2	131,03%	95,98%	89,19%
Položaj 3	100%	100%	100%
Položaj 4 (teret) Horizontalna stopala	312,07%	79,89%	72,52%
Položaj 4 (teret) Vertikalna stopala	187,94%	147,7%	127,27%

5. ODREĐIVANJE SILA U ZGLOBU KOLJENA

Kako bi se izračunale sile u tibiofemoralnom i patelofemoralnom zglobu, najprije je potrebno stopalo i tibiju osloboditi veza. Slika 55. lijevo prikazuje pojednostavljen prikaz sila stopala u horizontalnom položaju gdje je izmjerena sila F_s uzeta kao sila koja djeluje preko stopala na tibiju, a desno pojednostavljen prikaz sila u stopalu u vertikalnom položaju. Slika 56. prikazuje sile koje djeluju na tibiju. U računu će se promatrati samo desna noga kod statičkih mjerenja.



Slika 55. Sile stopala u horizontalnom i vertikalnom položaju



Slika 56. Sile koje djeluju na tibiju i stopalo

Težine potkoljenice i stopala su zanemarene jer su zanemarive u usporedbi sa silama koje se koriste u računu.

Kut γ može se izračunati pomoću izraza danom u Glitsch et al. [3]:

$$\gamma = -0,29 \cdot \alpha + 20, \quad (2)$$

gdje je α kut savijanja koljena.

Kut δ je izmjeren za položaje u kojima je stopalo vertikalno $\delta = 15^\circ$ (Slika 57.). Ako je stopalo horizontalno $\delta \approx 0$.



Slika 57. Kut δ

Udaljenost L_{tc} je udaljenost komponente sile u tibiofemoralnom zglobu po osi x (F_{tfx}) i sile između potkoljenice i natkoljenice (F_{tc}) te se može izračunati pomoću izraza danog u Zelle et al. [52]:

$$L_{tc} = (6,9596 \cdot 10^{-6} \alpha^3 - 2,8729 \cdot 10^{-3} \alpha^2 + 0,39584 \alpha - 18,088) \cdot 100. \quad (3)$$

Sila između potkoljenice i natkoljenice (F_{tc}) se također može izračunati pomoću izraza danog u Zelle et al. [52].:

$$F_{tc} = \frac{(4,7133 \cdot 10^{-2} \alpha^2 - 12,256 \alpha + 798,68)}{100} \cdot 756. \quad (4)$$

U slučaju kada je stopalo vertikalno, sila F_f je komponenta sile F_s paralelna s osi x, a F_a paralelna s osi y prema slici 55. te iznose:

$$F_f = F_s \cos \delta, F_a = F_s \sin \delta \quad (5)$$

gdje je F_s izmjerena sila između stopala i podloge. Kada je stopalo horizontalno, F_f je jednako F_s , a F_a je jednako 0.

Komponente sile u tibiofemoralnom zglobu i patelarnoj tetivi se mogu raspisati kao sustav s 3 jednadžbe i 3 nepoznanice sumama sila i momenta koje djeluju na tibiju. (Slika 57):

$$\begin{aligned} \sum F_x = 0 &\rightarrow F_{tfx} + F_{pl} \sin \gamma - F_f + F_{tc} - F_k \cos \delta = 0, \\ F_{tfx} &= F_k \cos \delta + F_f - F_{tc} - F_{pl} \sin \gamma, \end{aligned} \quad (6)$$

$$\begin{aligned}\sum F_y = 0 &\rightarrow F_{pl} \cos \gamma - F_{t_{fy}} - F_k \sin \delta - F_a = 0, \\ F_{t_{fy}} &= F_{pl} \cos \gamma - F_k \sin \delta - F_a,\end{aligned}\quad (7)$$

$$\begin{aligned}\sum M_{tf} = 0 &\rightarrow F_{pl}L_{pl} + F_{tc}L_{tc} - F_sL_{tib} - F_kL_k = 0, \\ F_{pl} &= \frac{1}{L_{pl}}(F_kL_k + F_sL_{tib} \cos \delta - F_{tc}L_{tc}),\end{aligned}\quad (8)$$

gdje je L_{tib} duljina tibije koja je izmjerena: $L_{tib} = 43$ cm, a L_{pl} udaljenost između sile patelarne tetive F_{pt} i mjesta djelovanja sile tibiofemoralnog zgloba preuzeta iz Akinomokun et al. [53]: $L_{pl} \approx 7$ cm. L_k je udaljenost izmjerene sile koljena F_k i mjesta djelovanja sile tibiofemoralnog zgloba te je također preuzeta iz Akinomokun et al. [53]: $L_k = 3,08$ cm.

Tada se može izračunati ukupna tibiofemoralna sila:

$$F_{tf} = \sqrt{F_{t_{fx}}^2 + F_{t_{fy}}^2}. \quad (9)$$

Za patelofemoralnu silu potrebne su sila u kvadricepsu F_{qt} i sila patelarne tetive F_{pl} :

$$F_{pf} = \sqrt{F_{pl}^2 + F_{qt}^2}, \quad (10)$$

gdje se sila u kvadricepsu može izračunati pomoću omjera $\frac{F_{pl}}{F_{qt}}$ u ovisnosti o kutu savijanja koljena α prema slici 13 u 2. poglavlju.

5.1. Sile u koljenu za položaj 1

Kut savijanja koljena u položaju 1:

$$\alpha = 90^\circ. \quad (11)$$

Sila u kvadricepsu prema slici 13.:

$$F_{qt} = 2F_{pl}. \quad (12)$$

Kut γ prema izrazu (2):

$$\gamma = -0,29 \cdot 90 + 20 = -6,1^\circ. \quad (13)$$

U ovom položaju ne postoji sila između potkoljenice i natkoljenice F_{tc} jer se one ne dodiruju.

5.1.1. Horizontalno stopalo

Sila stopala F_f i koljena F_k očitavaju se iz mjerenja:

$$F_f = 162,87 \text{ N} \quad (14)$$

$$F_k = 334,05 \text{ N}.$$

Sila patelarne tetive računa se uvrštavanjem sile stopala F_f i koljena F_k (14) u izraz (8):

$$F_{pl} = \frac{1}{7} (334,05 \cdot 3,08 + 162,87 \cdot 43 \cdot \cos 0) = 1147,47 \text{ N} \quad (15)$$

Vrijednost sile patelarne tetive uvrsti se u izraz (12) kako bi se izračunala sila u kvadricepsu te se te dvije vrijednosti uvrste u izraz (10) kako bi se izračunala sila u patelofemoralnom zglobu:

$$F_{qt} = 2 \cdot 1147,47 = 2294,94 \text{ N} \quad (16)$$

$$F_{pf} = \sqrt{1147,47^2 + 2294,94^2} = 2565,82 \text{ N}. \quad (17)$$

Vrijednost sile patelarne tetive (15), zajedno s vrijednostima očitanih sila (14), uvrste se u (6) i (7) kako bi se izračunale komponente tibiofemoralne sile:

$$F_{tfx} = 334,05 \cdot \cos 15 + 162,87 - 1147,47 \cdot \sin(-6,1) = 607,47 \text{ N} \quad (18)$$

$$F_{tfy} = -334,05 \cdot \sin 15 + 1147,47 \cdot \cos(-6,1) = 1054,51 \text{ N}. \quad (19)$$

Vrijednosti komponenta tibiofemoralne sile osi x (16) i y (17) uvrste se u izraz (10) kako bi se izračunala tibiofemoralna sila:

$$F_{tf} = \sqrt{607,47^2 + 1054,51^2} = 1216,97 \text{ N}. \quad (20)$$

5.1.2. Vertikalno stopalo

Sila reakcije stopala i podloge F_s i koljena F_k očitavaju se iz mjerenja:

$$F_s = 135,34 \text{ N} \quad (21)$$

$$F_k = 293,47 \text{ N}.$$

Sile stopala izračunaju se uvrštavanjem sile reakcije stopala i podloge F_s u izraz (5):

$$F_f = 135,34 \cdot \cos 15 = 130,73 \text{ N}, \quad F_a = 135,34 \cdot \sin 15 = 35,03 \text{ N}. \quad (23)$$

Sila patelarne tetive računa se uvrštavanjem sile stopala F_f (20) i koljena F_k (19) u izraz (8):

$$F_{pl} = \frac{1}{7} (293,47 \cdot 3,08 + 135,34 \cdot 43 \cdot \cos 15) = 932,17 \text{ N} \quad (24)$$

Vrijednost sile patelarne tetive uvrsti se u izraz (12) kako bi se izračunala sila u kvadricepsu te se te dvije vrijednosti uvrste u izraz (10) kako bi se izračunala sila u patelofemoralnom zglobu:

$$F_{qt} = 2 \cdot 932,17 = 1864,35 \text{ N} \quad (25)$$

$$F_{pf} = \sqrt{932,17^2 + 1864,35^2} = 2084,4 \text{ N}. \quad (26)$$

Vrijednost sile patelarne tetive (21), zajedno s vrijednostima očitanih sila (19) i (20), uvrste se u (6) i (7) kako bi se izračunale komponente tibiofemoralne sile:

$$F_{\text{tfx}} = 334,05 \cdot \cos 15 + 130,73 - 932,17 \cdot \sin(-6,1) = 513,26 \text{ N} \quad (27)$$

$$F_{\text{tfy}} = -334,05 \cdot \sin 15 + 932,17 \cdot \cos(-6,1) - 35,03 = 815,91 \text{ N.} \quad (28)$$

Vrijednosti komponenta tibiofemoralne sile osi x (22) i y (23) uvrste se u izraz (10) kako bi se izračunala tibiofemoralna sila:

$$F_{\text{tf}} = \sqrt{513,26^2 + 815,91^2} = 963,92 \text{ N.} \quad (29)$$

5.2. Sile u koljenu za položaj 2

Kut savijanja koljena u položaju 2:

$$\alpha = 90^\circ. \quad (30)$$

Sila u kvadricepsu prema slici 13.:

$$F_{\text{qt}} = 2F_{\text{pt}}. \quad (31)$$

Kut γ prema izrazu (2):

$$\gamma = -0,29 \cdot 90 + 20 = -6,1^\circ. \quad (32)$$

U ovom položaju također ne postoji sila između potkoljenice i natkoljenice F_{tc} jer se one ne dodiruju.

Sila reakcije stopala i podloge F_s i koljena F_k očitavaju se iz mjerenja:

$$F_s = 52,31 \text{ N} \quad (33)$$

$$F_k = 220,52 \text{ N.}$$

Sile stopala izračunaju se uvrštavanjem sile reakcije stopala i podloge F_s u izraz (5):

$$F_f = 52,31 \cdot \cos 15 = 50,53 \text{ N}, \quad F_a = 52,31 \cdot \sin 15 = 13,54 \text{ N.} \quad (34)$$

Sila patelarne tetive računa se uvrštavanjem sile stopala F_f (31) i koljena F_k (30) u izraz (8):

$$F_{\text{pt}} = \frac{1}{7} (220,52 \cdot 3,08 + 52,31 \cdot 43 \cdot \cos 15) = 407,41 \text{ N.} \quad (35)$$

Vrijednost sile patelarne tetive uvrsti se u izraz (12) kako bi se izračunala sila u kvadricepsu te se te dvije vrijednosti uvrste u izraz (10) kako bi se izračunala sila u patelofemoralnom zglobu:

$$F_{\text{qt}} = 2 \cdot 407,41 = 814,83 \text{ N} \quad (36)$$

$$F_{\text{pf}} = \sqrt{407,41^2 + 814,83^2} = 911 \text{ N.} \quad (37)$$

Vrijednost sile patelarne tetive (21), zajedno s vrijednostima očitanih sila (19) i (20), uvrste se u (6) i (7) kako bi se izračunale komponente tibiofemoralne sile:

$$F_{\text{tfx}} = 220,52 \cdot \cos 15 + 50,53 - 407,41 \cdot \sin(-6,1) = 306,83 \text{ N} \quad (38)$$

$$F_{\text{tfy}} = -220,52 \cdot \sin 15 + 407,41 \cdot \cos(-6,1) - 13,54 = 334,49 \text{ N.} \quad (39)$$

Vrijednosti komponenta tibiofemoralne sile osi x (22) i y (23) uvrste se u izraz (10) kako bi se izračunala tibiofemoralna sila:

$$F_{\text{tf}} = \sqrt{306,83^2 + 334,49^2} = 453,9 \text{ N.} \quad (40)$$

5.3. Sile u koljenu za položaj 3

Kut savijanja koljena u položaju 2:

$$\alpha = 150^\circ. \quad (41)$$

Sila u kvadricepsu prema slici 13.:

$$F_{qt} = 1,4286 F_{pl}. \quad (42)$$

Kut γ prema izrazu (2):

$$\gamma = -0,29 \cdot 150 + 20 = -23,5^\circ. \quad (43)$$

Udaljenost L_{tc} uvrštavanjem kuta savijanja koljena α u izraz (3):

$$L_{tc} = 6,9596 \cdot 10^{-6} \cdot 150^3 - 2,8729 \cdot 10^{-3} \cdot 150^2 + 0,39584 \cdot 150 - 18,088 = 13,64 \text{ cm} \quad (44)$$

Sila između natkoljenice i potkoljenice F_{tc} uvrštavanjem kuta savijanja koljena α u izraz (4):

$$F_{tc} = 4,7133 \cdot 10^{-2} \cdot 150^2 - 12,256 \cdot 150 + 798,68 = 157,04 \text{ N.} \quad (45)$$

Sila reakcije stopala i podloge F_s i koljena F_k očitavaju se iz mjerenja:

$$F_s = 292,49 \text{ N} \quad (46)$$

$$F_k = 230,53 \text{ N.}$$

Sile stopala izračunaju se uvrštavanjem sile reakcije stopala i podloge F_s u izraz (5):

$$F_f = 292,49 \cdot \cos 15 = 282,52 \text{ N}, \quad F_a = 292,49 \cdot \sin 15 = 75,7 \text{ N.} \quad (47)$$

Sila patelarne tetive računa se uvrštavanjem sile stopala F_f (44) i koljena F_k (43) u izraz (8):

$$F_{pl} = \frac{1}{7} (230,53 \cdot 3,08 + 292,49 \cdot 43 \cdot \cos 15 - 157,04 \cdot 13,64) = 1530,93 \text{ N.} \quad (48)$$

Vrijednost sile patelarne tetive uvrsti se u izraz (12) kako bi se izračunala sila u kvadricepsu te se te dvije vrijednosti uvrste u izraz (10) kako bi se izračunala sila u patelofemoralnom zglobu:

$$F_{qt} = 1,4286 \cdot 1530,93 = 2187,09 \text{ N} \quad (49)$$

$$F_{\text{pff}} = \sqrt{1530,93^2 + 2187,09^2} = 2669,67 \text{ N.} \quad (50)$$

Vrijednost sile patelarne tetive (45), zajedno s vrijednostima očitanih sila (43) i (44), uvrste se u (6) i (7) kako bi se izračunale komponente tibiofemoralne sile:

$$F_{\text{tfx}} = 230,53 \cdot \cos 15 + 282,52 - 1530,93 \cdot \sin(-23,5) - 157,04 = 958,62 \text{ N}, \quad (51)$$

$$F_{\text{tfy}} = -230,53 \cdot \sin 15 + 1530,93 \cdot \cos(-23,5) - 75,7 = 1268,59 \text{ N}. \quad (52)$$

Vrijednosti komponenta tibiofemoralne sile osi x (48) i y (49) uvrste se u izraz (10) kako bi se izračunala tibiofemoralna sila:

$$F_{\text{tf}} = \sqrt{958,62^2 + 1268,59^2} = 1590,05 \text{ N}. \quad (53)$$

5.4. Sile u koljenu za položaj 4 (teret)

5.4.1. Horizontalna stopala

Kut savijanja koljena u položaju 4 s horizontalnim stopalima:

$$\alpha = 140^\circ. \quad (54)$$

Sila u kvadricepsu prema slici 13.:

$$F_{qt} = 1,5385F_{pl}. \quad (55)$$

Kut γ prema izrazu (2):

$$\gamma = -0,29 \cdot 140 + 20 = -20,6^\circ. \quad (56)$$

Udaljenost L_{tc} uvrštavanjem kuta savijanja koljena α u izraz (3):

$$L_{tc} = 6,9596 \cdot 10^{-6} \cdot 140^3 - 2,8729 \cdot 10^{-3} \cdot 140^2 + 0,39584 \cdot 140 - 18,088 = 11,79 \text{ cm} \quad (57)$$

Sila između natkoljenice i potkoljenice F_{tc} uvrštavanjem kuta savijanja koljena α u izraz (4):

$$F_{tc} = 4,7133 \cdot 10^{-2} \cdot 140^2 - 12,256 \cdot 140 + 798,68 = 50,25 \text{ N}. \quad (58)$$

Sila stopala F_f i koljena F_k očitavaju se iz mjerenja:

$$F_f = 206,4 \text{ N} \quad (59)$$

$$F_k = 178,36 \text{ N}.$$

Sila patelarne tetive računa se uvrštavanjem sile stopala F_f i koljena F_k (56) u izraz (8):

$$F_{pl} = \frac{1}{7}(178,36 \cdot 3,08 + 206,4 \cdot 43 \cdot \cos 0 - 50,25 \cdot 11,79) = 1261,73 \text{ N}. \quad (60)$$

Vrijednost sile patelarne tetive uvrsti se u izraz (12) kako bi se izračunala sila u kvadricepsu te se te dvije vrijednosti uvrste u izraz (10) kako bi se izračunala sila u patelofemoralnom zglobu:

$$F_{qt} = 1,5385 \cdot 1261,73 = 1941,17 \text{ N}. \quad (61)$$

$$F_{pf} = \sqrt{1261,73^2 + 1941,17^2} = 2315,19 \text{ N.} \quad (62)$$

Vrijednost sile patelarne tetive (57), zajedno s vrijednostima očitanih sila (58) i (59), uvrste se u (6) i (7) kako bi se izračunale komponente tibiofemoralne sile:

$$F_{tfx} = 178,36 \cdot \cos 15 + 206,4 - 1261,73 \cdot \sin(-20,6) - 50,25 = 772,36 \text{ N} \quad (63)$$

$$F_{tfy} = -178,36 \cdot \sin 15 + 1261,73 \cdot \cos(-20,6) = 1134,89 \text{ N.} \quad (64)$$

Vrijednosti komponenta tibiofemoralne sile osi x (60) i y (61) uvrste se u izraz (10) kako bi se izračunala tibiofemoralna sila:

$$F_{tf} = \sqrt{772,36^2 + 1134,89^2} = 1372,78 \text{ N.} \quad (65)$$

5.4.2. Vertikalna stopala

Kut savijanja koljena u položaju 4 s horizontalnim stopalima:

$$\alpha = 130^\circ. \quad (66)$$

Sila u kvadricepsu prema slici 13.:

$$F_{qt} = 1,6667F_{pl}. \quad (67)$$

Kut γ prema izrazu (2):

$$\gamma = -0,29 \cdot 130 + 20 = -17,7^\circ. \quad (68)$$

Udaljenost L_{tc} uvrštavanjem kuta savijanja koljena α u izraz (3):

$$L_{tc} = 6,9596 \cdot 10^{-6} \cdot 130^3 - 2,8729 \cdot 10^{-3} \cdot 130^2 + 0,39584 \cdot 130 - 18,088 = 10,94 \text{ cm} \quad (69)$$

Sila između natkoljenice i potkoljenice F_{tc} uvrštavanjem kuta savijanja koljena α u izraz (4):

$$F_{tc} = 4,7133 \cdot 10^{-2} \cdot 130^2 - 12,256 \cdot 130 + 798,68 = 14,72 \text{ N.} \quad (70)$$

Sila reakcije stopala i podloge F_s i koljena F_k očitavaju se iz mjerenja:

$$F_s = 137,44 \text{ N} \quad (71)$$

$$F_k = 492,37 \text{ N.}$$

Sile stopala izračunaju se uvrštavanjem sile reakcije stopala i podloge F_s u izraz (5):

$$F_f = 137,44 \cdot \cos 15 = 132,76 \text{ N}, \quad F_a = 137,44 \cdot \sin 15 = 35,57 \text{ N.} \quad (72)$$

Sila patelarne tetive računa se uvrštavanjem sile stopala F_f (69) i koljena F_k (68) u izraz (8):

$$F_{pl} = \frac{1}{7}(492,37 \cdot 3,08 + 137,44 \cdot 43 \cdot \cos 15 - 14,72 \cdot 10,94) = 1009,13 \text{ N.} \quad (73)$$

Vrijednost sile patelarne tetive uvrsti se u izraz (12) kako bi se izračunala sila u kvadricepsu te se te dvije vrijednosti uvrste u izraz (10) kako bi se izračunala sila u patelofemoralnom zglobu:

$$F_{qt} = 1,6667 \cdot 1009,13 = 1681,92 \text{ N}, \quad (74)$$

$$F_{pf} = \sqrt{1009,13^2 + 1681,92^2} = 1961,43 \text{ N}. \quad (75)$$

Vrijednost sile patelarne tetive (70), zajedno s vrijednostima očitanih sila (71) i (72), uvrste se u (6) i (7) kako bi se izračunale komponente tibiofemoralne sile:

$$F_{tfx} = 492,37 \cdot \cos 15 + 132,76 - 1009,13 \cdot \sin(-17,7) - 14,72 = 900,43 \text{ N}, \quad (76)$$

$$F_{tfy} = -492,37 \cdot \sin 15 + 1009,13 \cdot \cos(-17,7) - 35,57 = 798,35 \text{ N}. \quad (77)$$

Vrijednosti komponenta tibiofemoralne sile osi x (73) i y (74) uvrste se u izraz (10) kako bi se izračunala tibiofemoralna sila:

$$F_{tf} = \sqrt{900,43^2 + 798,35^2} = 1203,39 \text{ N}. \quad (78)$$

5.5. Usporedba sila u koljenu

Tablica 13. prikazuje izračunate tibiofemoralne i patelofemoralne sile za sve položaje.

Tablica 13. Tibiofemoralne i patelofemoralne sile

Sile u desnom koljenu	Tibiofemoralna sila (N)	Patelofemoralna sila (N)
Položaj 1 Horizontalno stopalo	1216,97	2565,82
Položaj 1 Vertikalno stopalo	963,92	2084,4
Položaj 2	453,9	911
Položaj 3	1590,05	2669,67
Položaj 4 (teret) Horizontalna stopala	1372,78	2315,19
Položaj 4 (teret) Vertikalna stopala	1203,39	1961,43

U položaju 1 s vertikalnim stopalom sile su najbliže aritmetičkoj sredini svih sila pa se taj položaj uzima za usporedbu rezultata sila ostalih položaja. Tablica 14. prikazuje usporedbu tibiofemoralnih i patelofemoralnih sila kod različitih položaja klečanja s položajem 1 s

vertikalnim stopalom gdje su vrijednosti izražene u postocima – tako će vrijednosti položaja 1 s vertikalnim stopalom iznositi 100%.

Tablica 14. Usporedba dodirnih površina stopala i koljena i tibiofemoralnih i patelofemoralnih sila

Sile u desnom koljenu	Dodirna površina, stopala	Dodirna površina, koljena	Tibiofemoralna sila	Patelofemoralna sila
Položaj 1 Horizontalno stopalo	92%	196,53%	126,25%	123,1%
Položaj 1 Vertikalno stopalo	100%	100%	100%	100%
Položaj 2	168,01%	265,46%	47,09%	43,71%
Položaj 3	266,01%	199,97%	164,96%	128,08%
Položaj 4 (teret) Horizontalna stopala	192,02%	603,34%	142,42%	111,07%
Položaj 4 (teret) Vertikalna stopala	182,02%	344,79%	124,84%	94,1%

Može se uočiti da je ova metoda računanja sila u koljenu korisna za usporedbu položaja sa sličnim kutom savijanja koljena - ukupna sila između stopala i podloge značajno utječe na iznos sile u patelarnoj tetivi zbog velikog kraka pri računanju momenta (duljina tibije). Tako su, zbog iznimno malenih sila između stopala i podloge u položaju 2, i same sile u koljenu znatno niže nego u ostalim položajima. Također, sam iznos sila ovisi o dodirnoj površini između stopala/koljena i podloge - u položajima sa sličnim kutom savijanja koljena će sila biti veća što je veća i dodirna površina.

Naravno, u ovom je računu provedeno nekoliko pojednostavljenja; umjesto uporabe formule s konstantama i jednom nepoznanicom (kut savijanja koljena), za preciznije računanje sila potrebna je dodatna oprema kojom će se mjeriti točne sile između potkoljenice i natkoljenice. Preciznost bi se povećala i mjerenjem točnih udaljenosti hvatišta tibiofemoralne sile i ostalih sila u koljenu sa rendgenske slike potkoljenice subjekta ili nekom sličnom neinvazivnom metodom.

6. ZAKLJUČAK

Rezultati mjerenja pokazali su da položaj koji osoba zauzme prilikom klečanja znatno utječe na raspodjelu pritiska i sila na koljenima i stopalima. Najnepovoljniji položaj bez dodatnih vanjskih opterećenja je klečanje na jednoj potkoljenici, neovisno je li stopalo noge na kojoj se kleči vertikalno ili horizontalno u odnosu na podlogu. Također, dinamičkim mjerenjem pokazalo se da se vršni pritisci smanjuju zauzimanjem položaja kojim se poveća dodirna površina između koljena i podloge. Klečanje je najčešće potrebno za rad na teško dostupnim mjestima te ako se u rukama ispred tijela drži teret, vršni pritisci će se znatno povećati. Tada je povoljno klečati na obje potkoljenice sa stopalima u horizontalnom položaju kako bi se povećala dodirna površina koljena, tibije i podloge. Svojstva podloge također utječu na klečanje: trenje između koljena i podloge, tvrdoća ili čak temperatura podloge. Takvi su uvjeti u svakodnevici raznih profesija često nepredvidivi, a dugotrajno izlaganje nepovoljno opterećenom klečanju može uzrokovati razne bolesti (osteoartritis, burzitis...). Opterećenja se mogu znatno smanjiti nošenjem štitnika za koljena koji su svake godine sve kvalitetniji i praktičniji. Poželjno je nositi štitnike koji čim više opterećenja preusmjere s koljena na donji dio tibije.

Najpovoljniji položaji prema opterećenju, za osobe koje imaju poteškoća sa zglobovima gležnja ili nekim drugim dijelom stopala, su položaji u kojima su stopala vertikalna u odnosu na podlogu. Kut između natkoljenice i potkoljenice također treba biti čim veći jer tada će težište gornjeg dijela tijela biti bliže koljenima i stopala će biti manje opterećena.

Mjerenja su provedena na samo jednom subjektu; iako će rezultati biti drugačiji za osobe različitih težina, njihov smisao će biti sličan ili isti. Također, tehnologija uređaja za mjerenje dodirnog pritiska brzo se razvija te se novijim uređajima i popratnim programskim paketima mogu dobiti preciznija mjerenja.

LITERATURA

- [1] Pollard Jonisha P., Porter William L., Redfern Mark S.: Forces and Moments on the Knee During Kneeling and Squatting, *J. Appl Biomech.*, 2011, 27(3), 233-241
- [2] Hrvatski zavod za zdravstveno osiguranje, <https://hzzo.hr/ozljede-na-radui-profesionalne-bolesti-specificna-zdravstvena-zastita/2-profesionalna-bolest>, pristupljeno 24.8.2022.
- [3] Ulrich G., Kai H., Rolf P. E.: Estimation of Tibiofemoral and Patellofemoral Joint Forces during Squatting and Kneeling, *Appl. Sci.*, 2022, 12(1), 255-269
- [4] Anderson J. J., Felson D. T.: Factors associated with osteoarthritis of the knee in the first national health and nutrition examination survey (Hanes I), 1988.
- [5] Zglob, Hrvatska enciklopedija, <https://www.enciklopedija.hr/natuknica.aspx?ID=67185>, pristupljeno 24.8.2022.
- [6] Platzer W.: Priručni anatomski atlas u tri sveska, Prvi svezak, 2011.
- [7] Predavanja iz kolegija „Biomehanika“ profesorice T. Jurčević Lulić, Fakultet strojarstva i brodogradnje, Zagreb, 2021.
- [8] Palastanga N., Soames R., *Anatomy and Human Movement, Structure and Function*, 6th edition, 2012.
- [9] Krmpotić-Nemanić, J., Marušić, A.: *Anatomija čovjeka*, 2002.
- [10] D. R. Peterson, J. D. Bronzino: *Biomechanics Principles and Applications*, 2008.
- [11] Osnove funkcionalne anatomije, <https://hns-cff.hr/files/documents/4368/anatomija%20%20uefa%20b.pdf>, pristupljeno 24.8.2022
- [12] MSD priručnik, <http://www.msd-prirucnici.placebo.hr/msd-prirucnik/ozljede-i-trovanja/prijelomi-iscasjenja-uganuca/uganuca-koljena-i-ozljede-meniskusa>, pristupljeno, 24.8.2022.
- [13] Rehabilitacija Nova, <http://reha.hr/cms/ozljeda-meniska-i-izokineticki-trening/>, pristupljeno 24.8.2022.
- [14] Scipion, <http://www.scipion.hr/cd/115/burzitis-scipion-centar-za-fizioterapiju-i-fitness-rijeka-scipion>, pristupljeno 24.8.2022.
- [15] MSD priručnik, <http://www.msd-prirucnici.placebo.hr/msd-prirucnik/bolesti-misica-kostiju-i-vezivnog-tkiva/burzitis-tendinitis-i-fibromialgija>, pristupljeno 24.8.2022.
- [16] Health first osteopathy, <https://www.healthfirstosteopathy.co.uk/post/2018/03/03/knee-painwhat-is-it-what-can-i-do>, pristupljeno 24.8.2022.
- [17] Dželalija M., Rausavljević N., *Biomehanika sporta*, Fakultet prirodoslovno-matematičkih znanosti i odgojnih područja, Split, 2003
- [18] Anderson JJ, Felson DT. Factors associated with osteoarthritis of the knee in the First National Health and Nutrition Examination Survey: evidence for an association with overweight, race and physical demands of work. *Am J Epidemiol.* 1988;128:179-89
- [19] Pliva zdravlje, <https://www.plivazdravlje.hr/aktualno/clanak/30657/Osteoartritis-degenerativna-bolest-zglobova.html> pristupljeno 24.8.2022.

- [20] Ernoić F., Diplomski rad, Medicinski fakultet Sveučilišta u Zagrebu, 2014., <https://repozitorij.mef.unizg.hr/islandora/object/mef:168>
- [21] Medicineh, <https://hr.medicineh.com/33-ostearthritis-of-the-knee-degenerative-arthritis-of-the-knee-17877>, pristupljeno 24.8.2022.
- [22] Punzi L, Galozzi P, Luisetto R, Favero M, Ramonda R, Oliviero F, i sur. Post-traumatic arthritis: overview on pathogenic mechanisms and role of inflammation. 2016.
- [23] Scipion, <http://www.scipion.hr/cd/115/burzitis-scipion-centar-za-fizioterapiju-i-fitness-rijeka-scipion>, pristupljeno 24.8.2022.
- [24] Kreni zdravo, <https://krenizdravo.dnevnik.hr/zdravlje/bolesti-zdravlje/burzitis-uzroci-simptomi-i-lijecenje>, pristupljeno 24.8.2022.
- [25] MSD priručnik, <http://www.msd-prirucnici.placebo.hr/msd-prirucnik/bolesti-misica-kostiju-i-vezivnog-tkiva/burzitis-tendinitis-i-fibromialgija>, pristupljeno 24.8.2022.
- [26] Poliklinika Blaženka Nekić, <http://poliklinika-blazenka-nekic.hr/hr/burzitis/>, pristupljeno 24.8.2022.
- [27] OrthoInfo, <https://orthoinfo.aaos.org/en/diseases--conditions/prepatellar-kneecap-bursitis>, pristupljeno 24.8.2022.
- [28] Anesthesia Key, <https://aneskey.com/deep-infrapatellar-bursitis/>, pristupljeno 24.8.2022.
- [29] Knee Pain Explained, <https://www.knee-pain-explained.com/knee-pain-kneeling.html#:~:text=Bursitis%20is%20probably%20the%20most,become%20inflamed%2C%20known%20as%20bursitis>, pristupljeno 24.8.2022.
- [30] NHS, <https://www.nhs.uk/conditions/bakers-cyst/>, pristupljeno 24.8.2022.
- [31] Dimnjaković D., Dokuzović S., Mahnik A., Smoljanović T., Bojanić I.: Ekscentrične vježbe u liječenju skakačkog koljena, Hrvat. Športskomed. Vjesn. 2010.; 25: 43-51
- [32] Večernji list, <https://blog.vecernji.hr/fiziofanatik/skakacko-koljeno-1511>, pristupljeno 24.8.2022.
- [33] Pliva zdravlje, <https://www.plivazdravlje.hr/aktualno/clanak/16087/Osgood-Schlatterova-bolest-engl-Osgood-Schlatter-Disease.html>, pristupljeno 24.8.2022.
- [34] John Hopkins Medicine, <https://www.hopkinsmedicine.org/health/conditions-and-diseases/osgoodschlatter-disease#:~:text=Osgood%2DSchlatter%20disease%20is%20a%20condition%20that%20causes%20pain%20and,which%20stretches%20over%20the%20kneecap>, pristupljeno 24.8.2022
- [35] Liebenson C., Sparing your spine, Journal of Bodywork & Movement Therapies 1-5, 2015.
- [36] Eijden van, T.; Kouwenhoven, E.; Verburg, J.; Weijs, W.: A mathematical model of the patellofemoral joint. J. Biomech. 1986, 19, 219–229
- [37] Zelle J., Barink M., Loeffen R., De Waal Malefijt M., Verdonschot N.: Thigh-calf contact force measurements in deep knee flexion, Clin Biomech, 2007., 22(7):821-6

- [38] Pollard J. P., Porter W. L., The effect of kneepads on balance while kneeling or squatting, National Institute for Occupational Safety and Health, 2011.
- [39] Castagno T.: The effect of knee pads on gait and comfort, Diplomski rad, Worcester Polytechnic Institute, 2004
- [40] Porter W. L., Mayton A. G., Moore S. M.: Pressure distribution on the anatomic landmarks of the knee and the effect of kneepads, Applied Ergonomics 42, 2010 106-113
- [41] Sun Z., Wang Y., Wong. D., Zhang M.: Development of a finite element model of the knee joint for kneeling study, The Hong Kong Polytechnic University, 2015.
- [42] Lautenschlager S.: True colours or red herrings?: colour maps for finite-element analysis in palaeontological studies to enhance interpretation and accessibility, 2021.
- [43] Goldstein W. M., Gordon A. C., Branson J. J., Simmons C., Berland K. A.: Stress Over the Anterior Aspect of the Knee with Kneeling, The Journal of Bone and Joint Surgery, 2007.
- [44] Winter. D. A.: Biomechanics and Motor Control of Human Movement, 1990.
- [45] Ashruf C. M. A.: Thin flexible pressure sensors, Sensor Review, Vol. 22 Iss: 4 pp. 322 – 327, 2002.
- [46] Avnet Abacus, <https://www.avnet.com/wps/portal/abacus/solutions/technologies/sensors/pressure-sensors/core-technologies/piezoelectric/>, pristupljeno 24.8.2022
- [47] Eaton W. P., Smith J. P.: Micromachined pressure sensors: review and recent developments, Smart Mater. Struct. 6, 530-539, 1997.
- [48] Inst Tools, <https://instrumentationtools.com/capacitive-pressure-sensor/>, pristupljeno 24.8.2022
- [49] Tekscan, <https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/mobilemat>, pristupljeno 24.8.2022
- [50] Benfayed R., Hamilton D., Moran M., Simpson A. H. R. W., Macdonald D.: Interpretation of Kneeling, Syst 2017, 6:3
- [51] Emoji Terra, <https://emojiterra.com/person-kneeling/>, , pristupljeno 24.8.2022
- [52] Zelle J., Barink M., De Waal Malefijt M., Verdonschot N.: Thigh–calf contact: Does it affect the loading of the knee in the high-flexion range, Journal of Biomechanics 42 (2009) 587-593
- [53] Akinmokun O. I., Ibeabuchi N. M.: Anthropometric study of adult tibia bone for pre-operative determination of length of intramedullary nail, EAOJ; Vol. 14.: March 2020