

# Opterećenje koljena kod čučanja

---

Lopac, Vjeko

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:235:242983>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2025-04-02**

Repository / Repozitorij:

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



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU  
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

# ZAVRŠNI RAD

**Vjeko Lopac**

Zagreb, 2022.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU  
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

# ZAVRŠNI RAD

Mentori:

Prof. dr. sc. Tanja Jurčević Lulić, dipl. ing.

Student:

Vjeko Lopac

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 savjetima tijekom izrade ovog rada te pruženoj mogućnosti za provođenje mjerenja na katedri za biomehaniku i ergonomiju. Hvala i kolegi Marku Čeredaru na pomoći pri mjerenju.

Veliko hvala mojoj obitelji, prijateljima i djevojci na razumijevanju, strpljenju i podršci tijekom studiranja.

Vjeko Lopac



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: **Vjeko Lopac**

JMBAG: **0035212947**

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Opterećenje koljena kod čučanja**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Knee loading during squatting**

Opis zadatka:

Čučanje je položaj tijela koji čovjek zauzima tijekom svakodnevnih aktivnosti, a povezan je i s određenim zanimanjima. Čučanje je i uobičajena vježba treninga snage koja se koristi za rehabilitaciju, kondicijski trening i pripremu za natjecanje. Naprezanje u hrskavici koljena tijekom čučanja smatra se potencijalnim patološkim mehanizmom jer savijanje u koljenu kod čučanja uzrokuje povećanje tlačnih sila u zglobu koje mogu biti nekoliko puta veće od težine tijela.

U radu je potrebno:

- pomoću *Tekscan* platforme provesti mjerenje kontaktnog pritiska pri čučanju,
- opisati metodu izračunavanja opterećenja u koljenom zglobu,
- izračunati opterećenja u koljenom zglobu za čučanje na prstima i na punom stopalu,
- opisati prednosti i nedostatke utvrđene metode te usporediti dobivene rezultate.

Potrebno je navesti korištenu literaturu i eventualno dobivenu pomoć.

Zadatak zadan:

9. 5. 2022.

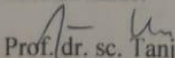
Datum predaje rada:

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

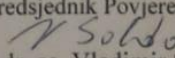
Predviđeni datumi obrane:

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 .....	II
POPIS TABLICA.....	III
POPIS OZNAKA .....	IV
SAŽETAK.....	V
SUMMARY .....	VI
1. UVOD.....	1
1.1. Anatomija zgloba koljena .....	2
1.1.1. Koštani sustav zgloba koljena.....	2
1.1.2. Ligamenti zgloba koljena.....	6
1.1.3. Menisci zgloba koljena .....	8
1.1.4. Mišićni sustav zgloba koljena .....	10
1.2. Biomehanika zgloba koljena.....	12
2. MJERNI UREĐAJ .....	16
3. MJERENJE.....	18
3.1. Metoda izračunavanja opterećenja koljenog zgloba .....	18
3.2. FootMat Research .....	22
3.3. Čučanje na punom stopalu bez utega .....	24
3.4. Čučanje na punom stopalu s utezima.....	26
3.5. Čučanje na prstima bez utega.....	28
3.6. Čučanje na prstima s utezima.....	29
4. IZRAČUN OPTEREĆENJA .....	32
4.1. Čučanje na punom stopalu .....	32
4.2. Čučanje na prstima.....	33
5. ZAKLJUČAK.....	36
LITERATURA.....	37

## POPIS SLIKA

Slika 1.	Kretnje bedrene kosti u odnosu na goljeničnu kost pri čučanju.....	1
Slika 2.	Zglob koljena.....	2
Slika 3.	Bedrena kost (femur).....	3
Slika 4.	Medijalni i lateralni kondili bedrene kosti .....	4
Slika 5.	Goljenična kost (tibia) .....	5
Slika 6.	Patela (iver) .....	6
Slika 7.	Ligamenti zgloba koljena .....	7
Slika 8.	Menisci koljena .....	9
Slika 9.	Pomicanje medijalnog i lateralnog meniska tijekom različitih pokreta koljena ...	10
Slika 10.	Ekstenzori natkoljenice .....	11
Slika 11.	Fleksori natkoljenice .....	11
Slika 12.	Referentne osi koljena .....	12
Slika 13.	Opterećenje tibiofemoralnog zgloba prilikom uspravnog stajanja na obje noge ..	13
Slika 14.	Raspored sila na menisku prilikom uspravnog stajanja .....	13
Slika 15.	Stupnjevi slobode opsega pokreta u koljenom zglobu .....	14
Slika 16.	Granične vrijednosti opsega pokreta koljena u sagitalnoj ravnini .....	14
Slika 17.	Sile u koljenu tijekom stajanja i položaja čučnja .....	15
Slika 18.	<i>MobileMat</i> platforma.....	16
Slika 19.	Kapacitivni senzor .....	17
Slika 20.	Omjer sila ligamenta i tetive patele u odnosu na kut savijanja koljenog zgloba...	19
Slika 21.	Kontaktne sile natkoljenice i potkoljenice .....	20
Slika 22.	Obrnuta proporcionalnost kontaktne sile natkoljenice i potkoljenice i sile mišića kvadricepsa.....	20
Slika 23.	Oslobađanje tibije veza .....	21
Slika 24.	Solidifikacija potkoljenice.....	22
Slika 25.	Grafičko sučelje <i>FootMat Research</i> .....	23
Slika 26.	Osnovni podatci ispitanika .....	23
Slika 27.	Kalibracija sustava .....	24
Slika 28.	Osnovne mjerne jedinice .....	24
Slika 29.	Mjerenje na punom stopalu bez utega .....	25
Slika 30.	2D prikaz mjerenja na punom stopalu bez utega .....	25
Slika 31.	3D prikaz mjerenja na punom stopalu bez utega .....	25
Slika 32.	Mjerenje na punom stopalu s utezima.....	26
Slika 33.	2D prikaz mjerenja na punom stopalu s utezima .....	27
Slika 34.	3D prikaz mjerenja na punom stopalu s utezima .....	27
Slika 35.	Mjerenje na prstima bez utega.....	28
Slika 36.	2D prikaz mjerenja na prstima bez utega .....	28
Slika 37.	3D prikaz mjerenja na prstima bez utega .....	29
Slika 38.	Mjerenje na prstima s utezima.....	30
Slika 39.	2D prikaz mjerenja na prstima s utezima .....	30
Slika 40.	3D prikaz mjerenja na prstima s utezima .....	30

**POPIS TABLICA**

Tablica 1. Osnovna mehanička svojstva ligamenata koljena [10] .....	8
Tablica 2. Specifikacije platforme <i>MobileMat</i> [18] .....	16
Tablica 3. Vrijednosti mjerenja na punom stopalu bez utega .....	26
Tablica 4. Vrijednosti mjerenja na punom stopalu s utezima .....	27
Tablica 5. Vrijednosti mjerenja na prstima bez utega .....	29
Tablica 6. Vrijednosti mjerenja na prstima s utezima .....	31
Tablica 7. Opterećenja koljena prilikom čučanja na punom stopalu .....	33
Tablica 8. Opterećenja koljena prilikom čučanja na prstima .....	34



## POPIS OZNAKA

Oznaka	Jedinica	Opis
$C$	F	Električni kapacitet
$d$	mm	Udaljenost membrane od vodljive ploče
$F_a$	N	Sila u gležnju
$F_{kx}$	N	x komponenta tibiofemoralne sile
$F_{ky}$	N	Y komponenta tibiofemoralne sile
$F_p$	N	Sila podloge
$F_{pf}$	N	Sila u patelofemoralnom zglobu
$F_{pt}$	N	Sila patelarne tetive
$F_{tc}$	N	Sila kontakta stražnje strane natkoljenice i potkoljenice
$F_{tf}$	N	Sila u tibiofemoralnom zglobu
$F_{qt}$	N	Sila tetive mišića kvadricepsa
$G_t$	N	Težina tereta
$L_{kp}$	m	Krak sile s obzirom na središte tibiofemoralnog zgloba
$L_{pt}$	m	Krak patelarne tetive s obzirom na središte tibiofemoralnog zgloba
$L_{tc}$	m	Udaljenost hvatišta sile kontakta stražnje strane natkoljenice i potkoljenice i središta tibiofemoralnog zgloba
$S$	mm <sup>2</sup>	Površina osjetne membrane
$\alpha$	°	Kut fleksije koljena
$\beta$	°	Kut savijanja tibije
$\delta$	°	Kut patele
$\varepsilon$	F/m	Dielektrična konstanta

## SAŽETAK

U ovom su radu na primjeru čučanja, pomoću dodirnog pritiska stopala i podloge, istražena statička opterećenja u koljenu za dvije pozicije mjerenja, na punom stopalu i na prstima. Mjerenja su provedena putem *Tekscan* platforme, a izmjereni podatci analizirali su se preko programskog paketa *FootMat Research*.

U uvodnom dijelu rada razmatrana je anatomija i fiziologija koljenog zgloba te njegova biomehanika. Također, teorijski su opisani svi najvažniji dijelovi koljena. Nakon toga opisivani su uređaji za mjerenje i njihov način rada. Prije samog opisivanja mjerenja objašnjena je metoda izračunavanja opterećenja koljena. Nakon izmjerenih svih pozicija u eksperimentalnom dijelu rada, proveden je računski dio u kojem su uspoređene dobivene sile.

Ključne riječi: koljeno, čučanj, biomehanika, opterećenje

## SUMMARY

In this paper, using the example of the squatting, through the contact pressure of the foot and the surface, the static loads in the knee were examined through two measurement positions, on the full foot and on the toes. The measurements were carried using *Tekscan* platform, and the measured data were analyzed using *FootMat Research* software package.

In the introductory part of the paper, the anatomy and physiology of the knee joint and its biomechanics will be discussed. Also, all of the most important parts of the knee are described. After that, begins the description of the measuring device and its mode of operation. Before describing the measurement itself, the method of calculating knee load is described. After all positions of the experimental part have been carried out, using described method the knee load is calculated and compared.

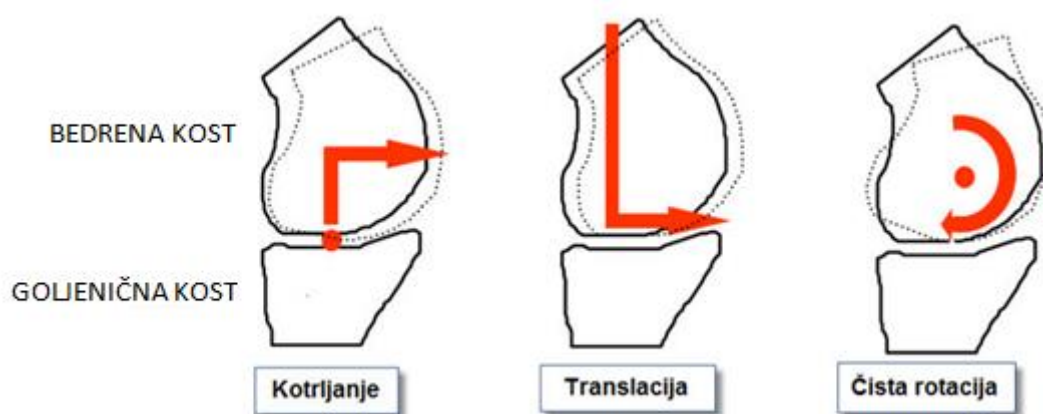
Key words: knee, squatting, biomechanics, load

## 1. UVOD

Čučanje je položaj koji ljudsko tijelo zauzima tijekom svakodnevnih aktivnosti te pogotovo kod pojedinih zanimanja ili rekreacijskih i profesionalnih sportova. Cilj rada je odrediti opterećenje koljenog zgloba kod različitih načina čučanja. Kako bismo tijelo doveli u klasičan položaj čučanja nekoliko zglobova mora biti flektirano, odnosno savijeno. Među njima je i koljeno, čija fleksija čini osnovu položaja čučanja. U zglobu koljena se prilikom čučanja zbivaju različita gibanja kosti natkoljenice u odnosu na kosti potkoljenice, kao što su kotrljanje, translacija ili čista rotacija bedrene kosti (Slika 1). Koljeno je snažan zglob koji pri tome podnosi povećanje tlačnih sila nekoliko puta veće od težine tijela [1].

Upravo zbog toga, kod pretjerano učestalog ili nepravilnog položaja čučanja s vremenom dolazi do degenerativnih promjena u zglobnoj hrskavici koljena, a u težim slučajevima i u samim zglobnim tijelima, odnosno kostima. Tako nastaje bolest koju nazivamo osteoartritis koljena koja je najčešća bolest zglobova te je među vodećim uzrocima kronične onesposobljenosti.

U literaturi [21] se navodi da se opterećenje u koljenu pri čučanju razlikuje ovisno o položaju stopala, odnosno ovisno o tome stoji li osoba na punom stopalu ili na prstima. Isto tako na navedeno može utjecati i položaj ruku. Pomoću različitih uređaja moguće je provesti mjerenje kontaktnog pritiska pri čučanju i time izračunati opterećenja u koljenom zglobu pri čučanju.



**Slika 1.** Gibanje bedrene kosti u odnosu na goljeničnu kost pri čučanju [3]

## 1.1. Anatomija zgloba koljena

Koljeno (lat. *articulatio genum*) predstavlja najveći zglob koštano-mišićnog, tj. lokomotornog sustava čovjeka čija je funkcija, uz mogućnost pokreta, prenošenje tjelesne težine prilikom savijanja (Slika 2). Sadrži sinovijalnu tekućinu koja uz prehranu hrskavice i povećanje pokretljivosti samog spoja kostiju, smanjuje trenje zglobnih površina. Stoga se koljeni zglob ubraja u skupinu sinovijalnih zglobova, a po mehanici je *trochoginglymus* jer uz ekstenziju i fleksiju moguća je i rotacija. Također, najsloženije je građe jer se u njemu uzglobljuju kosti natkoljenice, potkoljenice i patela čiju pokretljivost omogućuju aktivni stabilizatori, odnosno mišići, a stabilnost osiguravaju pasivni stabilizatori, odnosno ligamenti i menisci.



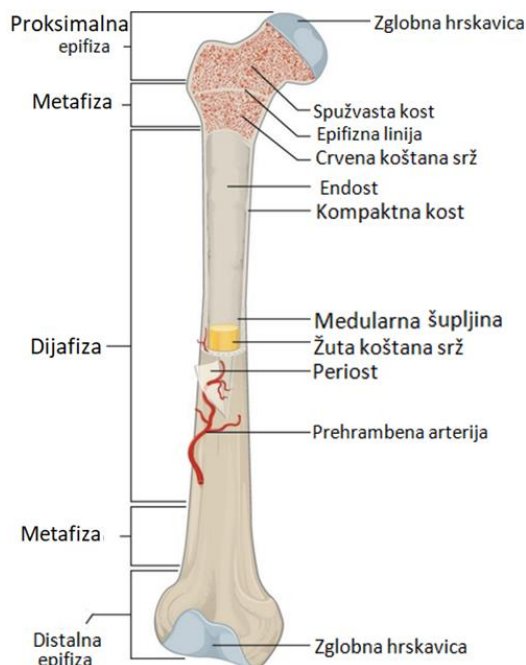
Slika 2. Zglob koljena [1]

### 1.1.1. Koštani sustav zgloba koljena

Glavna zadaća kostiju, kao osnove lokomotornog sustava čovjeka, je potpora mekih tkiva. Sila potrebna za gibanje u prostoru prenosi se na kosti preko mišića, tj. njihovih tetiva koje ih spajaju s kosti. S obzirom na to, kosti su prilikom gibanja konstantno pod utjecajem različitih opterećenja, dok kod njihovog preopterećenja dolazi do prijeloma.

Osnovu koljena čini zglobna kombinacija konveksne površine bedrene kosti (lat. *femur*) i konkavne, ali skoro pa ravne, površine goljenične kosti (lat. *tibia*). Drugi zglob u koljenu čine femur i patela čija je glavna zadaća zaštita koljena. Zadaća lisne kosti (lat. *fibula*) u koljenom zglobu je ta što se na nju veže lateralni kolateralni ligament, ali ona ne doprinosi pokretanju samoga koljena.

Bedrena kost najduža je i najjača kost u ljudskom tijelu te je ujedno i glavni predstavnik dugih cjevastih kostiju. Kao i sve duge kosti, dijeli se na dijafizu ili središnji dio, metafizu koji označava prijelazni dio i dvije epifize, proksimalnu i distalnu, koje predstavljaju krajeve kosti (Slika 3).



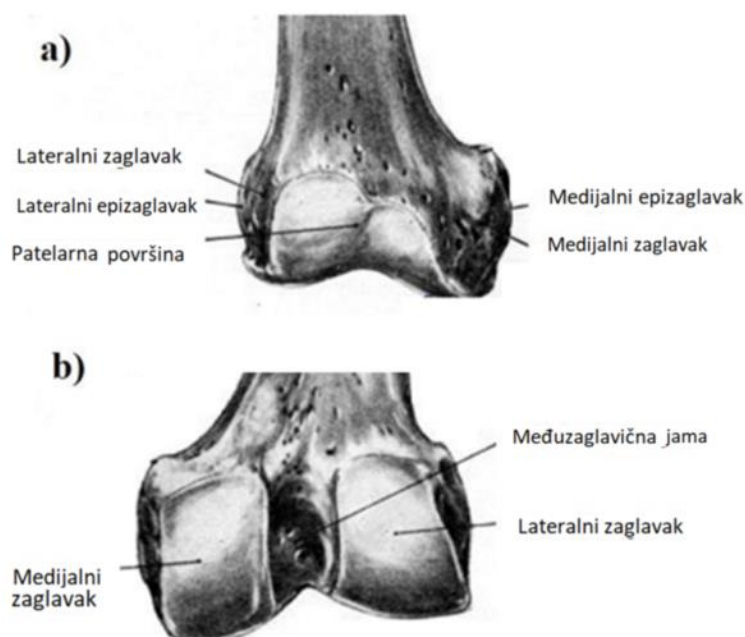
**Slika 3. Bedrena kost [2]**

Unutarnji dio dijafize građen je od medularne šupljine u kojoj se nalazi žuta koštana srž čija je uloga spremište energije. Svoju žutu boju ima zbog velikog broja masnih stanica (lipocita) te se u njoj nalaze krvne žile. U svom vanjskom dijelu dijafiza sadrži čvrsto, kompaktno i gusto kortikalno koštano tkivo. Takvo tkivo sastoji se od snopova osteona, strukturnih jedinica kompaktne kosti, koji su postavljeni u smjeru uzdužne osi kosti. Osnovna zadaća tako smještenih snopova osteona je povećanje otpornosti na tlačna opterećenja [1].

Krajevi kostiju, tj. epifize izvana su građene na isti način kao i dijafiza kosti, od kompaktnog kortikalnog koštanog tkiva. S druge strane, iznutra su epifize ispunjene trabekularnim ili spužvastim koštanim tkivom. Karakteriziraju ga trabekule, tj. mreže koštanih listića i gredica posložene u smjeru naprezanja. Prednost ovakve strukture koštanog tkiva je ta što se postiže velika čvrstoća kosti uz smanjene težine same kosti [1].

Dio bedrene kosti koji je dio zgloba koljena je distalna epifiza. Ona je deblja od proksimalnog dijela epifize, a za to su upravo zaslužni medijalni i lateralni zaglavci ili kondili. Može se uočiti kako su zaglavci s prednje strane puno zaobljeniji i istaknutiji u odnosu na pogled sa stražnje strane (Slika 4). Kondili su longitudinalno i transverzalno konveksne površine koje

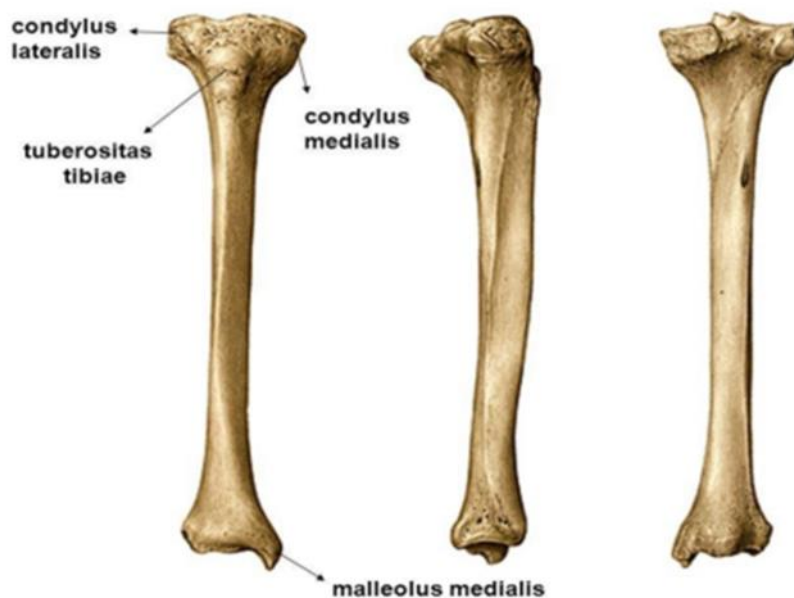
su s prednje strane uzglobljene sa patelarnom površinom, a razdvojene međuzaglavičnom jamom sa stražnje strane na koju se vežu križni ligamenti.



**Slika 4. Medijalni i lateralni kondili bedrene kosti [3]**

Goljenična kost jedna je od dvije duge cjevaste kosti koje čine kostur potkoljenice. Druga kost potkoljenice jest lisna kost. Goljenična kost je veća, masivnija te snažnija od tih dviju kosti potkoljenice. Ona je ujedno i nosiva kost potkoljenice. U odnosu na lisnu kost smještena je frontalno i medijalno [4].

Tibija je duga prosječno 30-40 cm i spada u vrstu dugih, cjevastih kosti pa je na temelju toga možemo podijeliti u tri dijela kao: proksimalni i distalni krajnji dio kosti (epifize) te središnji dio (dijafiza) koji se također naziva i trupom kosti [4].



**Slika 5. Goljenična kost (tibia) [4]**

Proksimalni dio goljenične kosti, koji još nazivamo i tibijalni plato (lat. *caput tibiae*) uzgobljen je u koljenom zglobu. Taj dio tibije sadrži dvije blago konkavne zglobne površine (lat. *condylus medialis et condylus lateralis*) [5]. Na zglobnim površinama nalaze se zglobne plohe (lat. *facies articularis superioris*) koje su ravne i nisu kongruentne sa zglobnim plohamama na bedrenoj kosti (lat. *femur*) (Slika 5). Iz tog razloga su bitni vezivno-hrskavični mensici koji smanjuju tu nekongruentnost između zglobnih ploha dviju kosti spojenih u koljenom zglobu [1].

Patela (íver, lat. *patella*) je sezamska kost u koljenom zglobu (Slika 6). Ona je zapravo najveći pripadnik te skupine kostiju. Takve kosti prepoznajemo po tome što se nalaze unutar tetiva u zglobu. Na taj način sezamska kost, u ovom slučaju patela, povećava krak sile, a time i moment sile koja se može proizvesti s obzirom da je tetiva zbog nje udaljenija od središta zgloba [1].





Slika 6. Patela (iver) [6]

Ova kost trokutastog oblika u koljenu je smještena tako da je hrapavi vrh usmjeren distalno, a šira baza stoji proksimalno. Stražnja površina u neposrednom je kontaktu sa patelarnom površinom distalne epifize femura. Vrh patele služi za prihvat nastavka tetive mišića kvadricepsa, tj. patelarnog ligamenta koji se veže na goljeničnu kost.

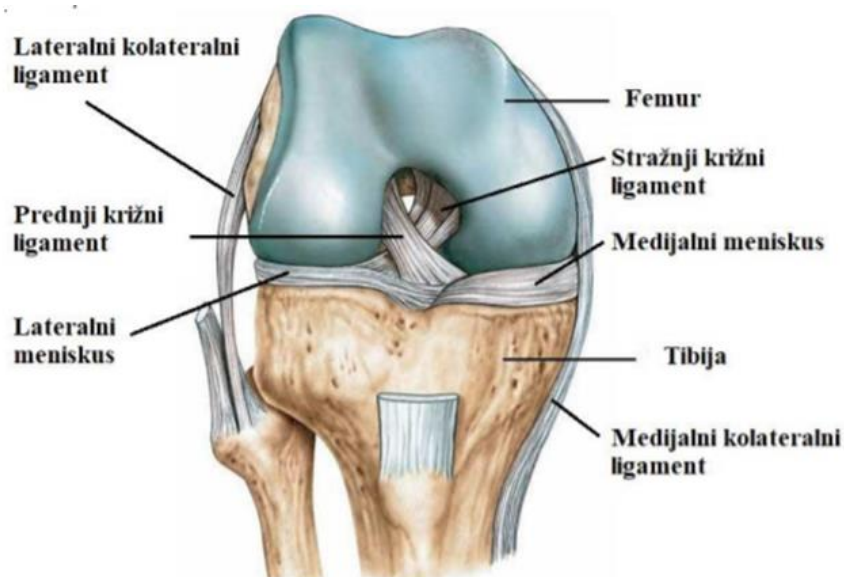
### 1.1.2. Ligamenti zgloba koljena

Ligament (lat. *ligamentum*) je kratka čvrsta traka vlaknastih vezivnih tkiva koja međusobno spaja dvije kosti te stabilizira zglobna tijela koja čine zglob. Vezivno tkivo koje gradi ligamente nazivamo gusto formirano vezivno tkivo. Gusto je jer sadrži manje stanica, a više međustanične tvari [1].

Kolagen je temeljni sastojak kolagenih vlakana međustanične tvari koja sačinjava vezivno tkivo te ga čine čvršćim i otpornijim na djelovanje mehaničkih sila. Osnovna karakteristika kolagena je fleksibilnost. Kolagena vlakna otporna su na vlak te se kod najvećeg vlačnog opterećenja produže za samo 5%. Modul elastičnosti kolagena je 1000 MPa, a vlačna čvrstoća iznosi 50 – 100 MPa. Osim kolagena, još jedan protein, bitan za građu i funkciju ligamenata, a posebno tetiva, je elastin. Elastin je ključni izvanstanični protein važan za rastezljivost i elastičnost mnogih tkiva uključujući i ligamente i tetive, a isto tako i kožu, arterije i pluća. Svojom histološkom građom ligamenti nalikuju tetivama jer su i oni također građeni od vezivnog tkiva, no razlikuju se od tetiva jer sadrže manje elastina što im daje manju rastezljivost. Razlikujemo bijele i žute ligamente. Bijeli ligamenti sadrže više kolagenih vlakana, stoga su čvršći i manje elastični, za razliku od žutih koji su bogati elastičnim vlaknima [7].

Glavna uloga ligamenata je sprječavanje neželjenih pokreta, napose u zglobovima. Uz aktivnu funkciju mišića, ova pasivna uloga ligamenata iznimno je bitna za stabilizaciju samih zglobova. Također, svojim živcima poboljšavaju koordinaciju pokreta i štite zglob od moguće ozljede [8].

U ligamente koljena ubrajamo unutarnji i vanjski postranični (medijalni i lateralni kolateralni) te prednji i stražnji ukriženi ligament (Slika 7).



Slika 7. Ligamenti zgloba koljena [1]

Prednji i stražnji ukriženi/križni ligamenti unutar koljena tvore strukturu u obliku slova X, odakle im i sam naziv „križni” te su ujedno i najvažniji pasivni stabilizatori koljena (najviše djeluju u sagitalnoj ravnini). Križni ligament svojim križanjem povezuju natkoljenicu (femur) sa potkoljenicom (tibijom) te na taj način, prateći pokrete u zglobu, osiguravaju stabilnost zgloba. Oni direktno povezuju dvije kosti i nemaju nikakvu drugu zaštitu oko sebe osim vlastite čvrstoće i funkcije aktivnih stabilizatora. Prednji križni ligament (ACL) sprječava translaciju koljena, odnosno klizanje ili pomicanje potkoljenice prema naprijed u odnosu na natkoljenicu, te sprječava prekomjernu rotaciju potkoljenice te je zategnut prilikom ekstenzije koljena. ACL kreće od medijalne strane lateralnog zaglavka femura, a završava iza hvatišta prednjeg roga meniska. S druge strane, hvatišta stražnjeg križnog ligamenta (PCL) je na prednjem dijelu medijalnog zaglavka femura i na stražnjoj interkondilarnoj plohi tibije. Sprječava translaciju potkoljenice u odnosu na natkoljenicu prema natrag. Također, ne dopušta hiperfleksiju koljena prilikom čučnja. Kod prevelikih sila dolazi do preopterećenja i

ozlijede jednog od ligamenata, češće prednjeg križnog s obzirom da je stražnji građen od dva snopa koji se izmjenjuju prilikom fleksije i ekstenzije [8].

Kolateralni ligamentni (lateralni i medijalni) su čvrsto, elastično vezivno tkivo koje okružuje zglob kako bi mu osiguralo stabilnost u frontalnoj ravnini. Medijalni kolateralni ligament (MCL) medijalno stabilizira koljeno od sila, tj. stabilizira pomicanje i propadanje koljena u medijalnom smjeru. Ovaj ligament je opušten pri fleksiji koljena, a prilikom ekstenzije je zategnut. Hvatišta medijalnog kolateralnog ligamenta su, kako mu samo ime govori, na medijalnim stranama proksimalne tibije i distalnog femura. Osim toga, u kontaktu je sa medijalnim meniskom što je i razlog da prilikom ozlijede ligamenta dolazi i do ozlijede meniska te i križnih ligamenata [9]. S druge strane, hvatišta lateralnog kolateralnog ligamenta (LCL) su na lateralnim stranama distalne epifize femura i epifize fibule. Iz razloga što je jači ligament od medijalnog, njegove su ozlijede rjeđe. Glavna zadaća lateralnog kolateralnog ligamenta je stabilizacija koljena od lateralnih pokreta.

Ligamenti zgloba koljena razlikuju se po svojim mehaničkim svojstvima (Tablica 1).

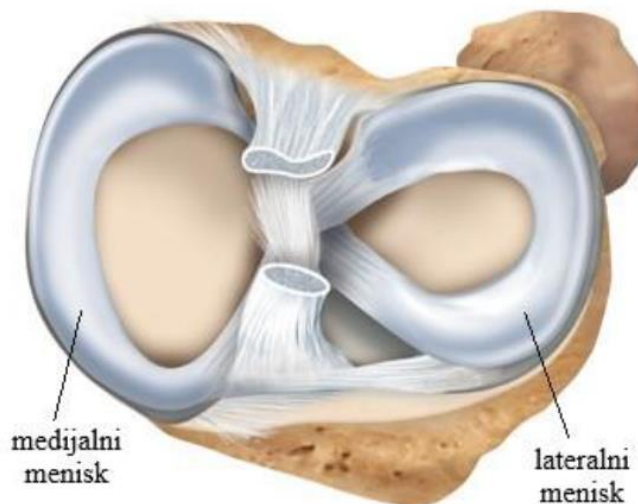
**Tablica 1. Osnovna mehanička svojstva ligamenata koljena [10]**

Ligamenti koljena:	Modul elastičnosti, MPa	Vlačna čvrstoća, MPa	Produljenje, %
Prednji križni	65 – 541	13 – 46	9 – 44
Stražnji križni	109 – 413	24 – 36	10 – 29
Lateralni	216 – 512	24 – 46	13 – 17
Medijalni	54 – 321	16 – 34	10 – 33

### 1.1.3. Menisci zgloba koljena

Menisci koljena (*lat. menisci*) su vrlo bitne vezivno-hrskavične strukture u koljenom zglobu koje se nalaze između zglobnih tijela femura i tibije na način da su donje površine meniska u

kontakta s površinama tibije, a gornje su u dodiru s površinama femura [11]. Postoji vanjski, odnosno lateralni menisk (*lat. meniscus lateralis*) i unutarnji, odnosno medijalni menisk (*lat. meniscus medialis*). Karakterističnog su polumjesečastog, tj. srpolikog oblika, a u presjeku su trokutasto-klinastog oblika [12] (Slika 8).



**Slika 8. Menisci koljena [11]**

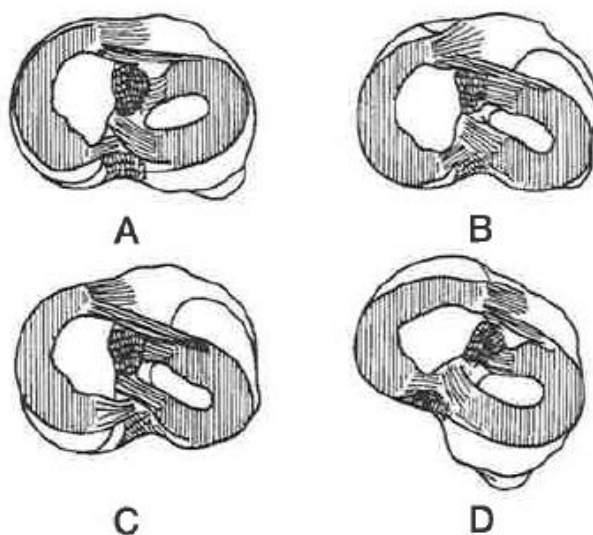
U literaturi [13] se navodi da menisci koljena zapravo imaju tri glavne funkcije. Prva funkcija je da omogućuju pokretljivost koljena na način da povećavaju kongruentnost kontaktnih zglobnih površina. Slijedeća bitna funkcija je to da smanjuju opterećenje na zglobnu hrskavicu pri ekstenziji koljena, a još i više pri njegovoj fleksiji. Na taj način doprinose očuvanju zglobne hrskavice što smanjuje mogućnost nastanka degenerativne bolesti zgloba koljena (osteoartritisa koljena). Naposljetku je vrlo bitno spomenuti da također imaju ključnu funkciju u stabilnosti koljenog zgloba. Preciznije rečeno, menisci su, uz ligamente koljena, tzv. pasivni stabilizatori koljena. Također menisci su bitni za prehranu zgloba koljena te njegovu propriocepciju tj. osjećaj položaja i pokreta u zglobu.

Medijalni menisk je oblika otvorenog slova „C“ i zauzima oko 60% zglobne površine medijalnog kondila tibije. Lateralni menisk je oblika zatvorenog slova „C“, skoro kružnog oblika te je manji od medijalnog meniska, ali pokriva veću površinu kondila tibije, odnosno oko 80% njegove površine. Lateralni menisk je znatno pokretljiviji od medijalnog [11].

Građa meniska je specifična. Građeni su od dvije temeljne komponente: vode i organske tvari i to u omjeru 70:30. Organska tvar se sastoji od kolagena (78%), nekolagenskih proteina (8%) te glikoproteina, proteoglikana, stanica fibroblasta i fibrohondrocita (1%) [13].

Menisci su pretežno avaskularne strukture što znači da imaju vrlo oskudnu krvnu opskrbu, koja je održana samo u vanjskoj trećini meniska. Pri rođenju je cijeli menisk vaskularan, ali se smanjenje vaskularnosti u njegovom centralnom dijelu odvija do dobi od 10. godina. Avaskularne dvije trećine u središtu meniska se opskrbljuju pretežno procesima difuzije [12]. Živčani elementi najbrojniji su u vanjskoj trećini meniska [11].

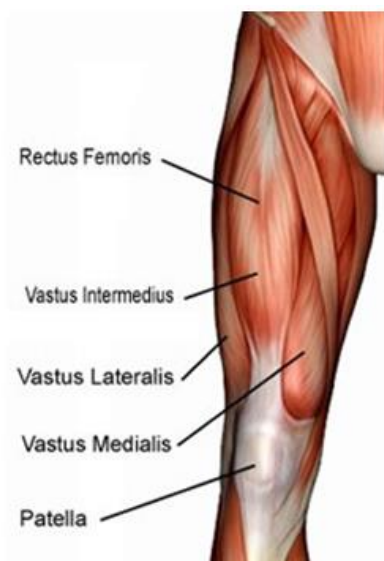
Medijalni i lateralni menisk pomiču se sukladno različitim pokretima koljena [Slika 9]. Lateralni menisk je pokretniji od medijalnog. Na slici broj 9A prikazana je ekstenzija prema naprijed što se očituje pomicanjem meniska prema naprijed, dok je kod slike broj 9B situacija obrnuta tj. prilikom fleksije koljena menisci se pomiču prema nazad. Slike broj 9C i 9D pokazuju unutarnju i vanjsku rotaciju koljena te sukladno ponašanje meniska.



**Slika 9. Pomicanje medijalnog i lateralnog meniska tijekom različitih pokreta koljena [9]**

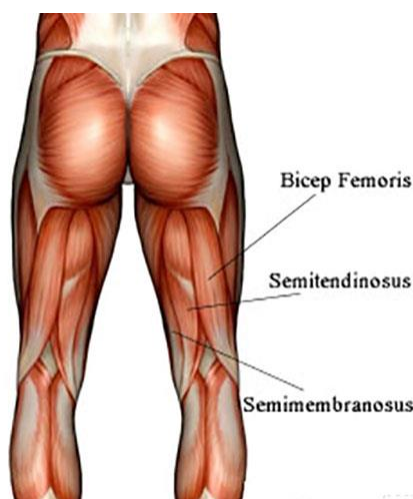
#### **1.1.4. Mišićni sustav zgloba koljena**

Mišići čija je zadaća pokret, ali i stabilizacija koljena, su mišići prednje i stražnje strane natkoljenice. Glavni aktivni stabilizator koljena te ujedno i osnovni mišić prednje skupine mišića natkoljenice jest četveroglavi bedreni mišić (kvadriceps, *lat. musculus quadriceps femoris*). Taj se mišić sastoji od četiri dijela; *m. rectus femoris*, *m. vastus lateralis*, *m. vastus medialis* te *m. vastus intermedius* (Slika 10). Završne grane svih navedenih glava kvadricepsa ujediniuju se iznad patele s kojom su srasle i tvore patelarnu svezu (*lat. ligamentum patellae*) koja se hvata na hrapavost goljenične kosti (*lat. tuberositas tibiae*) na njenom proksimalnom prednjem dijelu. Kvadriceps je glavni ekstenzor koljena [14].



Slika 10. Ekstenzori natkoljenice [14]

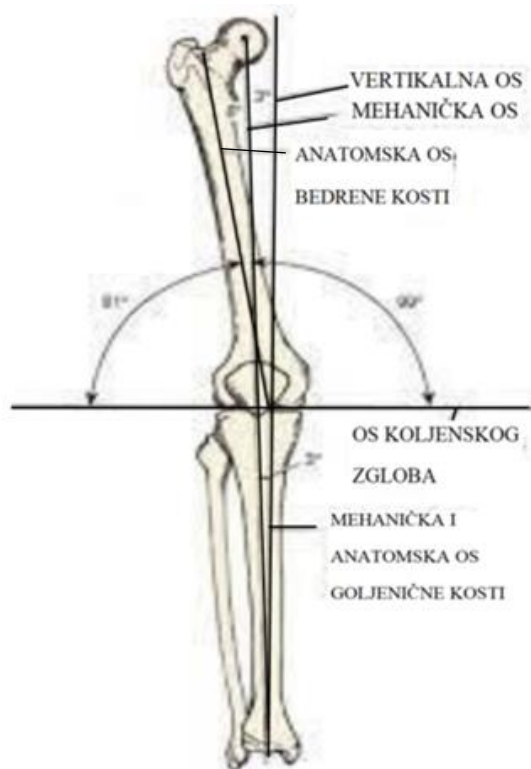
S druge strane mišići stražnje strane natkoljenice primarno su zaduženi za izvođenje fleksije koljena. U njih se ubrajaju dvoglavi mišić natkoljenice (lat. *musculus biceps femoris*) koji radi pokret fleksije i vanjske rotacije, zatim *musculus semitendinosus* koji radi pokret fleksije s unutarnjom rotacijom te posljednji *musculus semimembranosus* koji izvodi pokret fleksije i unutarnje rotacije [14] [Slika 11].



Slika 11. Fleksori natkoljenice [14]

## 1.2. Biomehanika zgloba koljena

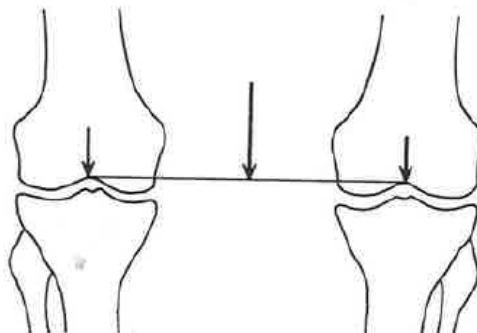
Za samo shvaćanje osnovnih pokreta koljena, potrebno je odrediti referentne osi koljenog zgloba. Prva i najvažnija os je vertikalna os jer se pomoću nje definiraju ostale osi koljena i ona vertikalno prolazi kroz središte gležnja. Slijedeća os prolazi kroz središte glave femura do središta zgloba gležnja te se naziva mehanička os. Mehaničku os možemo podijeliti na bedrenu i goljeničnu mehaničku os. Bedrena mehanička os počinje od središta glave femura do međuzaglavične jame dok goljenična mehanička os prolazi kroz središte proksimalne epifize tibije do središta zgloba gležnja. Anatomska os prolazi kroz intramedularne šupljine kostiju [16].



Slika 12. Referentne osi koljena [16]

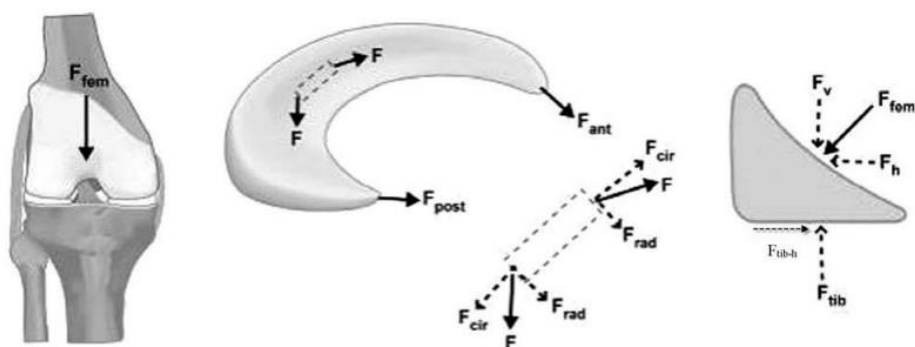
Kao što je već spomenuto, koljeno kao najkompliciraniji zglob u ljudskom tijelu građen je od dva spoja, tibiofemoralnog i patelofemoralnog. Ima najvažniju ulogu u prenošenju tjelesne težine u čijem radu kontinuirano sudjeluju pasivni i aktivni stabilizatori. Sveze ili ligamenti koljena predstavljaju pasivne stabilizatore koji su glavni nositelji stabilnosti i povezanosti koljena te sprječavaju neželjene pokrete zgloba. Tibiofemoralni zglob je prilikom stajanja

opterećen jednako na obje noge (Slika 13). Prilikom uspravnog stajanja na tibiofemoralni zglob djeluju sljedeća opterećenja: sila podloge preko tibije od dolje te težina tijela preko femura od gore [9].



**Slika 13. Opterećenje tibiofemoralnog zgloba prilikom uspravnog stajanja na obje noge [9]**

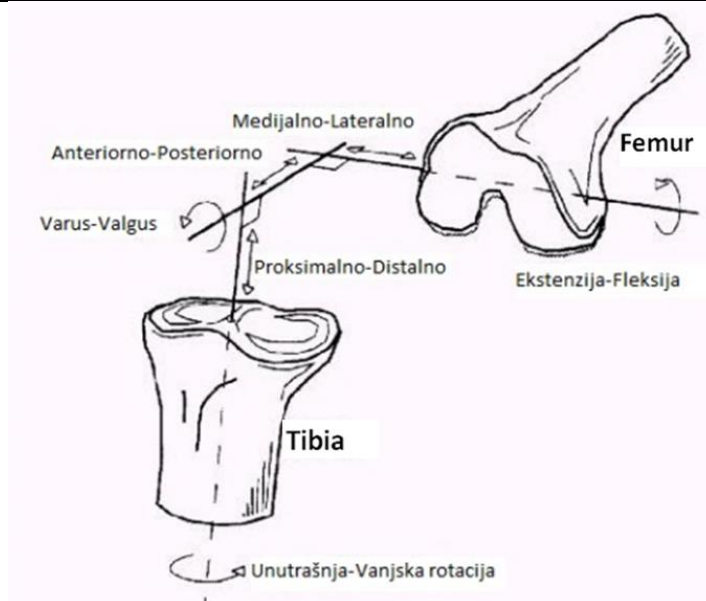
Sam zglob koljena nalazi se u sredini donjih ekstremiteta te je na kritičnom mjestu djelovanja najvećeg momenta. Radi toga izrazito važnu ulogu predstavljaju menisci koji omogućavaju praćenje kosti tibiofemoralnog zgloba, a svojim deformacijama tijekom gibanja smanjuju opterećenja na same kosti i hrskavicu [9] (Slika 14).



**Slika 14. Raspored sila na menisku prilikom uspravnog stajanja [16]**

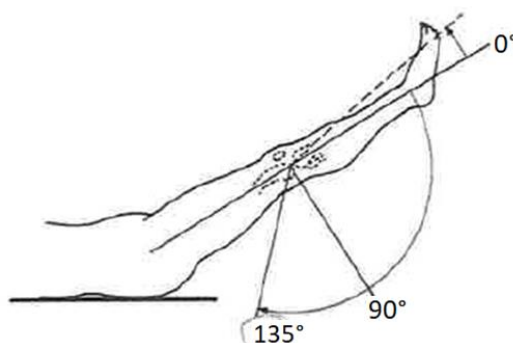
U zglobu koljena postoje točno određeni stupnjevi slobode opsega pokreta (Slika 15). Fleksija i ekstenzija su mogući zbog posebne građe zaglavaka distalne epifize femura te oba kondila sudjeluju u vršenju tih pokreta, a rotaciju u velikom dijelu uvjetuje građa medijanog zaglavka femura.





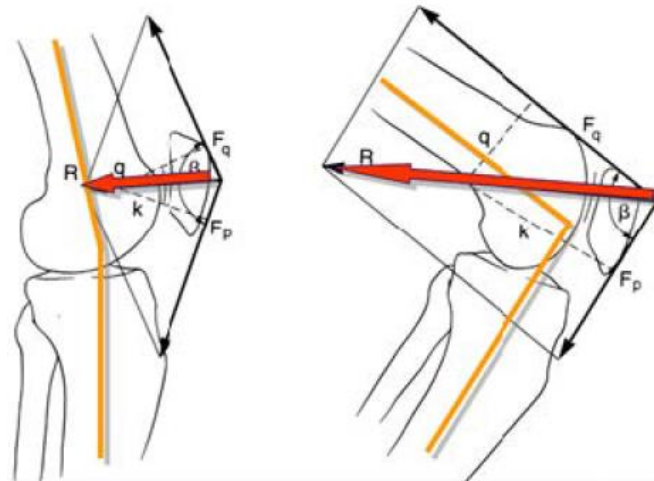
Slika 15. Stupnjevi slobode opsega pokreta u koljenom zglobu [17]

Krajnje vrijednosti opsega pokreta koje koljeno može postići određene su s obzirom na njegovu mehaniku tj. da je sastavljen od kutnog i obrnutog zgloba (Slika 16). Razlikujemo aktivne i pasivne granice, ovisno jesu li vrijednosti postignuti snagom mišića ili vanjskim utjecajima. Aktivna ekstenzija moguća je do  $0^\circ$ , dok pasivnu hiperekstenziju koljena možemo dosegnuti do  $5^\circ$ . Sve više od  $15^\circ$  se smatra patološkom hiperekstenzijom koljena. Isto tako aktivna fleksija moguća je od  $0^\circ$  pa sve do  $135^\circ$ , a krajnja granica fleksije je moguća do  $160^\circ$ . Položaj koljena između granica aktivne i pasivne fleksije, tj.  $135^\circ$  do  $160^\circ$  naziva se „mrtvim mišićnim prostorom“. Rotacija potkoljenice moguća je jedino u savijenom stanju, s obzirom da su kolateralni ligamenti tada opušteni pa je prilikom fleksije od  $90^\circ$  moguća rotacija prema van od  $40^\circ$ , a rotacija prema unutra od  $10^\circ$  [9].



Slika 16. Granične vrijednosti opsega pokreta koljena u sagitalnoj ravnini [9]

Spoj patele i femura od izuzetne je važnosti jer pomoću njega koljeno prilikom fleksije uspijeva izdržati sile čak i do nekoliko puta veće od vlastite težine (Slika 17). Također je vidljivo kako se patelofemoralna sila povećava s povećanjem fleksije koljena što je upravo i slučaj kod pozicije čučnja [9].



Slika 17. Sile u koljenu tijekom stajanja i položaja čučnja [9]

## 2. MJERNI UREĐAJ

Eksperimentalni dio ovog rada provodio se na Katedri za biomehaniku i ergonomiju na Fakultetu strojarstva i brodogradnje u Zagrebu. Mjerenje je izvršeno pomoću prijenosne pedobarografske platforme tvrtke Tekscan<sup>TM</sup>, model *MobileMat* (Slika 18). Ova platforma preko USB 2.0 povezuje se sa računalom te je predviđena za izračunavanje i analiziranje rada stopala i hoda no pomoću nje se može mjeriti i raspodjela pritiska prilikom sjedenje, klečanja i sl. U dolje prikazanoj tablici navedene su specifikacije navedene platforme (Tablica 2). [18]



**Slika 18.** *MobileMat* platforma [18]

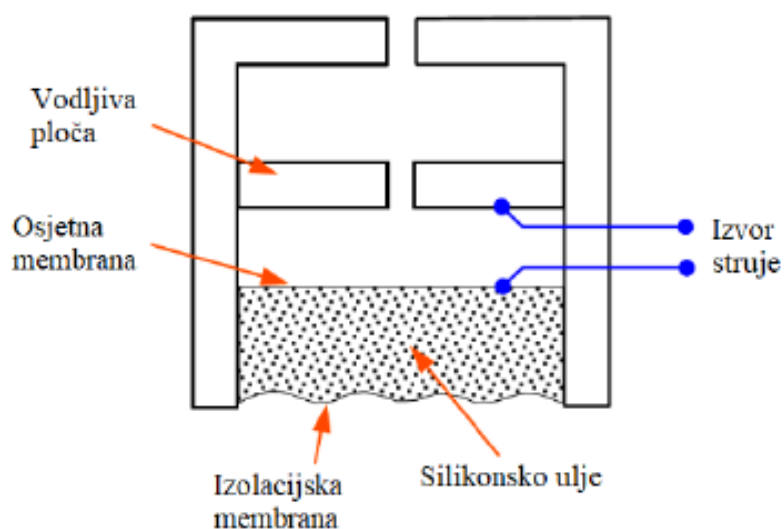
**Tablica 2.** Specifikacije platforme *MobileMat* [18]

Rezolucija senzora	1 senzor/cm <sup>2</sup>
Dimenzije platforme (duljina x širina x visina)	63.6 x 55.9 x 4.2 cm
Aktivno senzorno područje (duljina x širina)	48.7 x 44.7 cm
Debljina senzornog područja	0.76 cm
Maksimalni raspon tlaka	od 345 do 862 kPa
Frekvencija mjerenja	100 Hz
Masa platforme	3.5 kg
Radna temperatura	od 0° do 35°

Rad *MobileMat* platforme temelji se na principu kapacitivnog senzora (Slika 19). Vodljiva ploča, koja na sebi ima otvor za prolaz zraka i osjetna membrana spojene su na izvor struje te između njih dolazi do kapaciteta. Do deformacije i pomaka osjetne membrane prema vodljivoj ploči dolazi u slučaju tlačenja fluida tj. silikonskog ulja. Do povećanja električnog kapaciteta dolazi smanjenjem razmaka između vodljive ploče i osjetne membrane prema:

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

$\varepsilon$  predstavlja dielektričnu konstantu,  $S$  je površina osjetne membrane dok je  $d$  razmak između vodljive ploče i osjetne membrane.



Slika 19. Kapacitivni senzor [19]

### 3. MJERENJE

Pozicije čučanja u kojima se provodilo mjerenje, razlikovale su se na nekoliko načina. Prije svega, čučanje je najviše ovisilo o položaju stopala s obzirom na podlogu, stoga razlikujemo čučanj na punom stopalu i čučanj na prstima. Nadalje, veliki utjecaj je imao i položaj ruku u odnosu na tijelo.

Za oba položaja stopala s obzirom na podlogu, provedena su tri različita mjerenja, ovim redoslijedom: ruke sa strane, ruke na natkoljenicama i ruke ispred tijela. Također, provedeno je i mjerenje za svaki od tih položaja sa utezima u rukama. Utezi su predstavljali i glavni povod samog spuštanja u poziciju čučnja. Stoga za ova statička mjerenja razlikujemo dvanaest različitih pozicija kroz koje je ispitanik prošao.

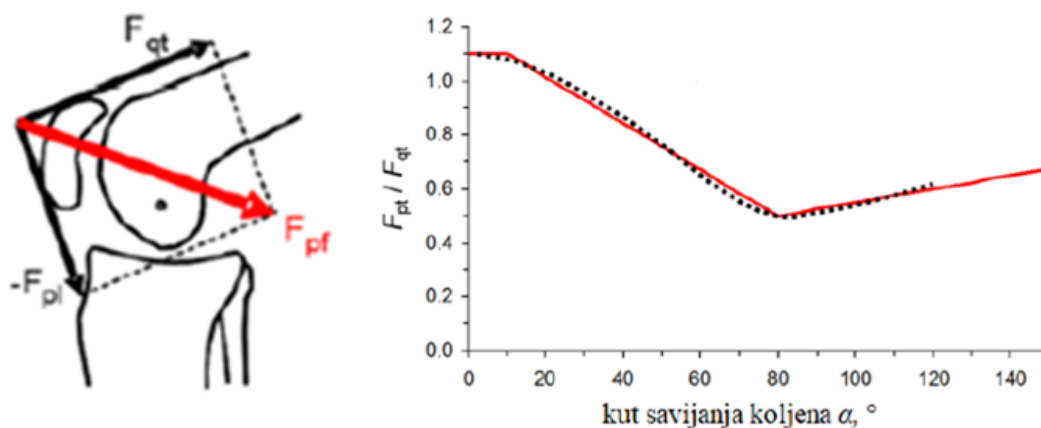
Sva mjerenja su odrađena za istog ispitanika težine  $G = 774.99$  N kod kojeg je zbog dugogodišnjeg bavljenja nesimetričnim sportom (košarka) desna strana tijela prevladavala nad lijevom. Utezi koji su simulirali teret kod rada u poziciji čučnja bili su iste mase  $m = 1$  kg, tj. težine  $G_t = 9.81$  N, jedan u lijevoj, a drugi u desnoj ruci.

Za izračun opterećenja u koljenu, razmatrano je desno stopalo te preko *FootMat Researcha* određena sila koja djeluje na to stopalo. Također, određen je krak hvatišta te sile koji će se u izračunu upotrebljavati za moment navedene sile.

#### 3.1. Metoda izračunavanja opterećenja koljenog zgloba

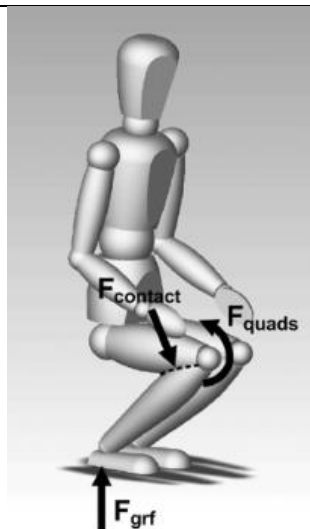
Opterećenje koljena prilikom čučanja ovisi o nekoliko faktora. Najvažniji utjecaj dakako ima sam položaj koljena prilikom čučanja, tj. kut fleksije koljenog zgloba. Na slici 20 prikazana je ovisnost kuta savijanja koljena u odnosu na sile ligamenata i tetiva patele. Shema koljenog zgloba na navedenoj slici ukazuje na djelovanje sile u patelofemoralnom zglobu ( $F_{pf}$ ) kao rezultatne sile patelarne tetive ( $F_{pt}$ ) i tetive mišića kvadricepsa ( $F_{qt}$ ), a dijagram, desno od sheme prikazuje, ovisnost omjera ligamenta patele i sile tetive kvadricepsa o kutu fleksije koljena ( $\alpha$ ) (na dijagramu označeno crvenom linijom). Kut fleksije koljena mjeri se između mehaničkih osi potkoljenica i natkoljenica. Crna točkasta linija na grafu označava rezultate prema matematičkom modelu Van Eijdenova [20]. Pri relativno malim kutevima fleksije

koljena, do  $20^\circ$ , sila ligamenta će biti veća od sile tetive kvadricepsa, a nakon  $20^\circ$  pa do  $80^\circ$  prevladavat će sila tetive mišića kvadricepsa.

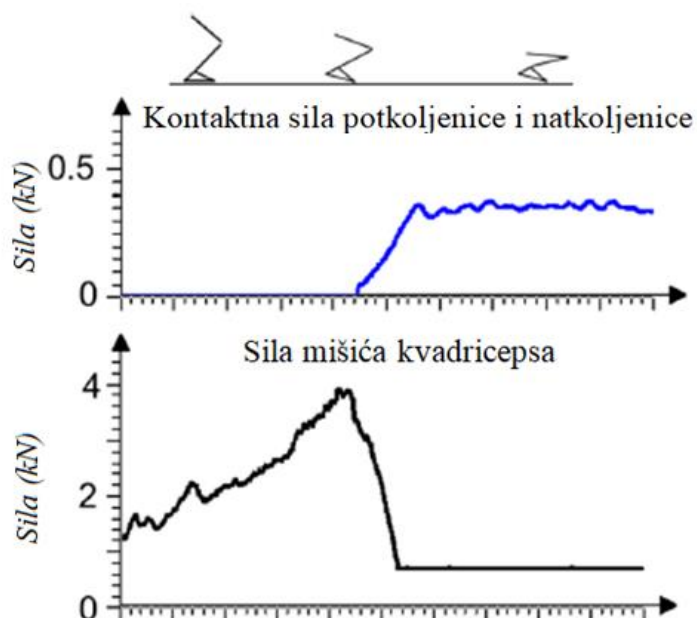


Slika 20. Omjer sila ligamenta i tetive patele u odnosu na kut savijanja koljenog zgloba [20]

Pri jako velikim fleksijama koljena, koja se postizala prilikom ovih mjerenja, pojavljuje se sila kontakta natkoljenice i potkoljenice, odnosno stražnje lože i mišića lista (Slika 21). Ta nova sila od izuzetne je važnosti kod opterećenja koljena iz razloga što znatno utječe na smanjenje sile kvadricepsa. Uočavamo kako moment sile mišića kvadricepsa i moment sile kontakta natkoljenice i potkoljenice djeluju u istom smjeru te nastoje biti u ravnoteži sa silom podloge. Slika 22 opisuje tri različita kuta fleksije koljena te vrijednosti sila kontakta natkoljenice i potkoljenice te mišića kvadricepsa te uspoređujući grafove uočavamo njihovu recipročnost.

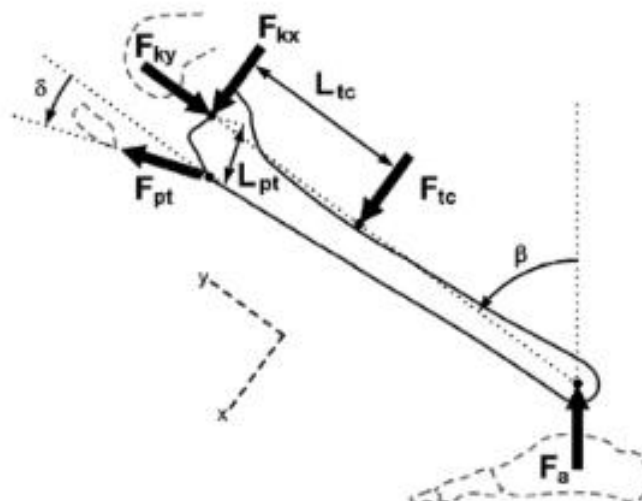


Slika 21. Kontaktna sila natkoljenice i potkoljenice [21]



Slika 22. Obrnuta proporcionalnost kontaktne sile natkoljenice i potkoljenice i sile mišića kvadricepsa [20]

U tom slučaju, ako zamislimo goljeničnu kost kao kruto tijelo i oslobodimo je veza, na nju će djelovati pet različitih sila (Slika 23). Na mehaničku os tibije sa proksimalnog dijela djeluju tibiofemoralne sile,  $F_{ky}$  i  $F_{kx}$  čija rezultanta daje ukupno opterećenje između tibije i femura,  $F_{tf}$ . Na distalnom dijelu tibije djeluje sila  $F_a$  koja predstavlja silu u gležnju. Nadalje, pod kutem  $\delta$  na tibiju djeluje sila ligamenta patele,  $F_{pt}$ . Sila kontakta stražnje strane natkoljenice i potkoljenice,  $F_{tc}$ , radi moment oko tibiofemoralnog zgloba preko svog kraka,  $L_{tc}$ . [21].



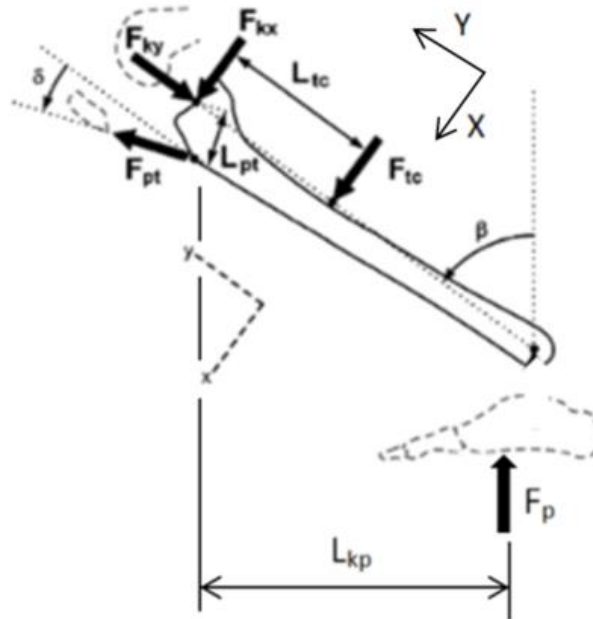
Slika 23. Oslobađanje tibije veza [21]

Potrebno je naglasiti da se masa goljenične kosti, zbog malog reda veličine u odnosu na ostale sile, ne uzima u obzir, tj. zanemaruje se. Isto tako, radi pojednostavljenja, jer se pomoću *FootMat Research* platforme analizira kontakt stopala i podloge, metodom solidifikacije stopala i tibije se smanjuje broj jednađbi potrebnih za izračunavanje opterećenja u koljenu (Slika 24). Smanjuje se broj nepoznanica, tj. silu gležnja,  $F_a$ , neće biti potrebno računati, nego će se smatrati da je jednaka sili podloge  $F_p$ . Udaljenost hvatišta sile podloge do koljena, odnosno tibiofemoralnog zgloba  $L_{kp}$ , mjeri se kao udaljenost hvatišta rezultante sile podloge koja djeluje na desno stopalo i vertikalne projekcije koljena u pripadajućoj ravnini. Prema [12], duljinu kraka patelarne tetive,  $L_{pt}$ , uzimamo kao vrijdnost od 6 cm.

Kut  $\delta$  između sile patelarne tetive i mehaničke osi tibije izračunava se prema [20] te je u direktnoj ovisnosti o kutu fleksije koljena:

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





Slika 24. Solidifikacija potkoljenice

Nepoznanice  $F_{tc}$  i njemu pripadajući krak  $L_{tc}$  računaju se prema [22]:

$$F_{tc} = 4,7133 \cdot 10^{-2} \alpha^2 - 12,256 \alpha + 798,6 \quad (3)$$

$$L_{tc} = 6,9596 \cdot 10^{-6} \alpha^3 - 2,8729 \cdot 10^{-3} \alpha^2 + 0,39584 \alpha - 18,088 \quad (4)$$

Globalni koordinatni sustav (Slika 24) poklapa se sa lokalnim koordinatnim sustavom goljениčne kosti, tj globalna os Y paralelna je sa mehaničkom osi tibije. Nakon toga, ostaju nepoznanice  $F_{pt}$ ,  $F_{ky}$  i  $F_{kx}$  moguće je izračunati iz jednadžbi ravnoteže:

$$\sum F_x = 0 \quad F_{kx} + F_{pt} \cdot \sin \delta + F_{tc} - F_p \cdot \sin \beta = 0 \quad (5)$$

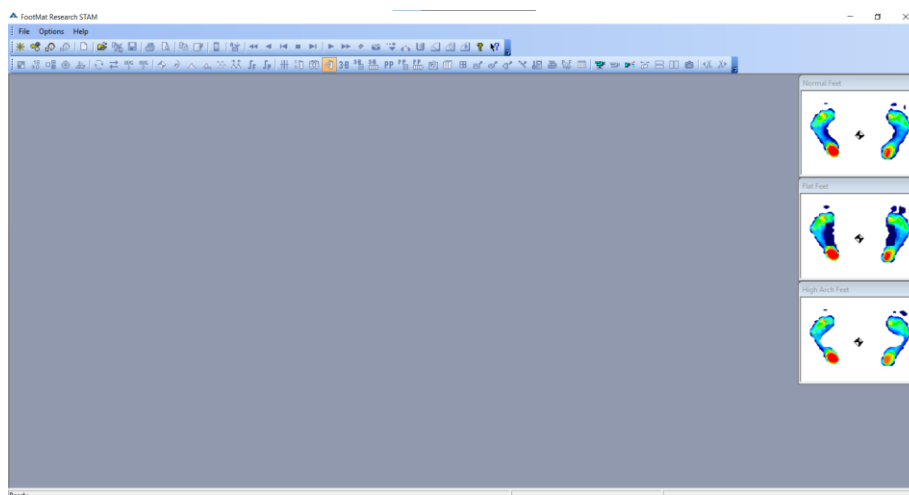
$$\sum F_y = 0 \quad -F_{ky} + F_{pt} \cdot \cos \delta + F_p \cdot \cos \beta = 0 \quad (6)$$

$$\sum M_k = 0 \quad -F_{pt} \cdot L_{pt} - F_{tc} \cdot L_{tc} + F_p \cdot L_{kp} = 0 \quad (7)$$

### 3.2. FootMat Research

Mjerenje se pratilo preko programskog paketa *FootMat Research* (Slika 25). Prije samog početka eksperimentalnog dijela bilo je potrebno unijeti osnovne parametre ispitanika (Slika 26). Nakon definiranja ulaznih podataka, potrebno je izvršiti kalibraciju sustava (Slika 27). Kalibracija se provela na način da ispitanik uspravno stoji na platformi na jednoj nozi. S

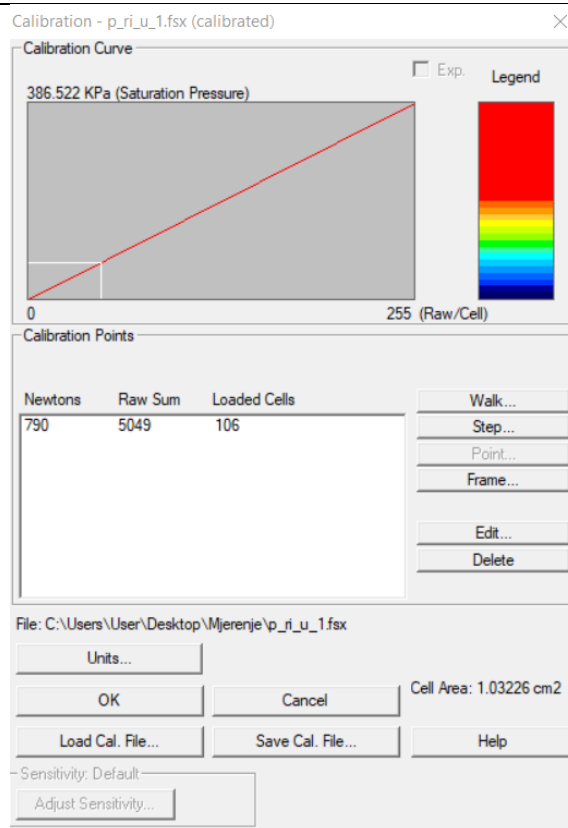
obzirom na frekvenciju od 5 Hz i vrijeme trajanja od 5 s, za statička mjerenja se raspolagalo sa 25 snimljenih *frame-ova*. Mjerne jedinice mogu se mijenjati preko *Options* pa *Measurement Units*. Tu su za duljinu odabrani centimetri (cm), za silu njutni (N), a za tlak kilopaskali (kPa) (Slika 28).



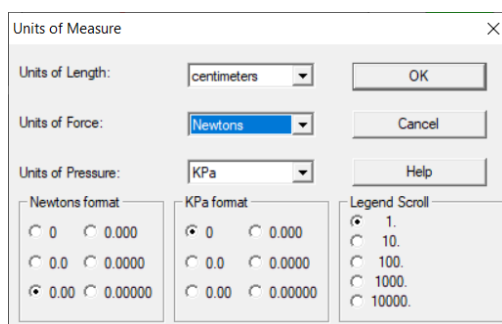
Slika 25. Grafičko sučelje *FootMat Research*

Patient Record - Vjeko Lopac		
Patient Info		
FIRST NAME:	Middle Name:	LAST NAME:
Vjeko		Lopac
Patient ID:	Date of Birth (d.M.yyyy.):	Gender:
	19 10 1997	<input type="radio"/> Female <input checked="" type="radio"/> Male
Body Weight (lb):	(Patient Change) OK	
774.99		

Slika 26. Osnovni podatci ispitanika



Slika 27. Kalibracija sustava



Slika 28. Osnovne mjerne jedinice

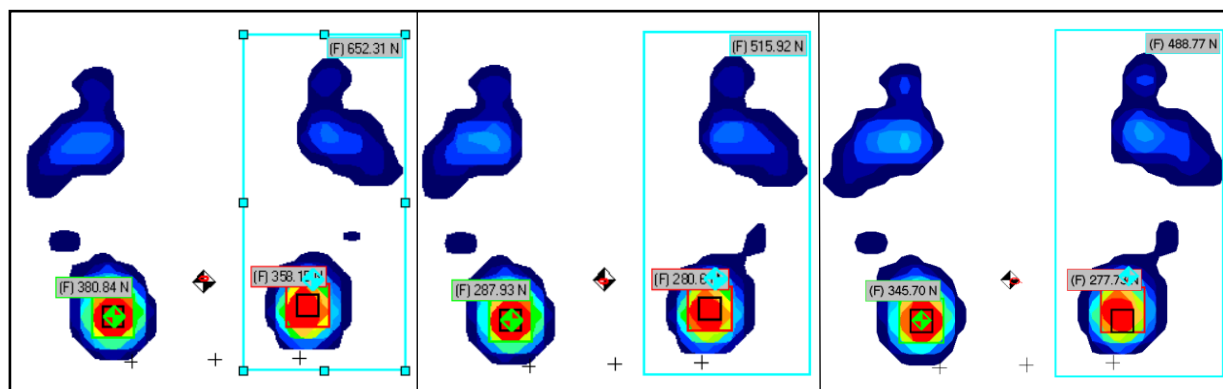
### 3.3. Čučanje na punom stopalu bez utega

Slika 29 prikazuje pozicije čučanja na punom stopalu s različitim položajima ruku bez utega. Slika 30 prikazuje 2D dodirne površine stopala i platforme na kojima su bojom označene raspodjele pritiska. Također, napisane su i maksimalne vrijednosti pritiska. Slika 31 te iste pritiske opisuje 3D prikazom. Očitane vrijednosti za zadane položaje priložene su u tablici (Tablica 3). Očitana udaljenost hvatišta rezultantne sile i vrha prstiju stopala iznosi 20 cm dok

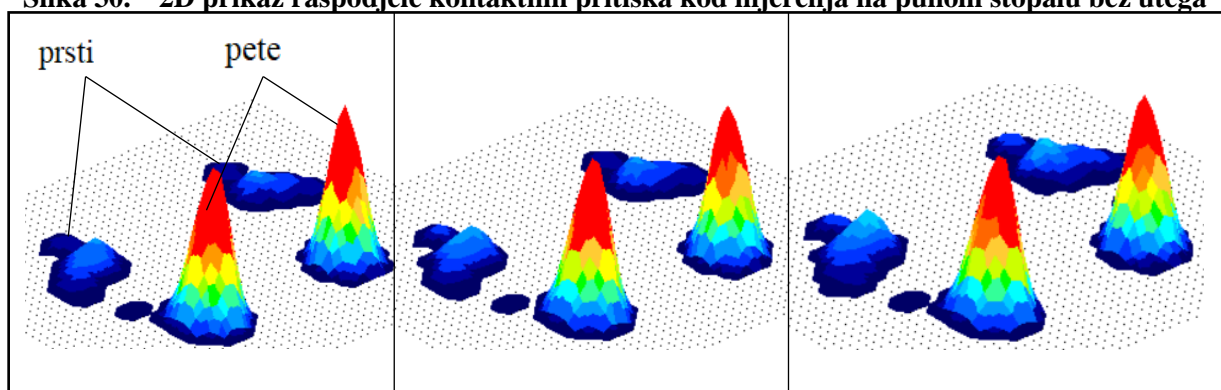
udaljenost od vrha prstiju do koljena iznosi 8 cm, što ukupno daje krak sile od 28 cm te je izmjerena fleksija koljena  $\alpha = 153^\circ$ .



Slika 29. Mjerenje na punom stopalu bez utega



Slika 30. 2D prikaz raspodjele kontaktnih pritiska kod mjerenja na punom stopalu bez utega



Slika 31. 3D prikaz raspodjele kontaktnih pritiska kod mjerenja na punom stopalu bez utega

**Tablica 3. Vrijednosti mjerenja na punom stopalu bez utega**

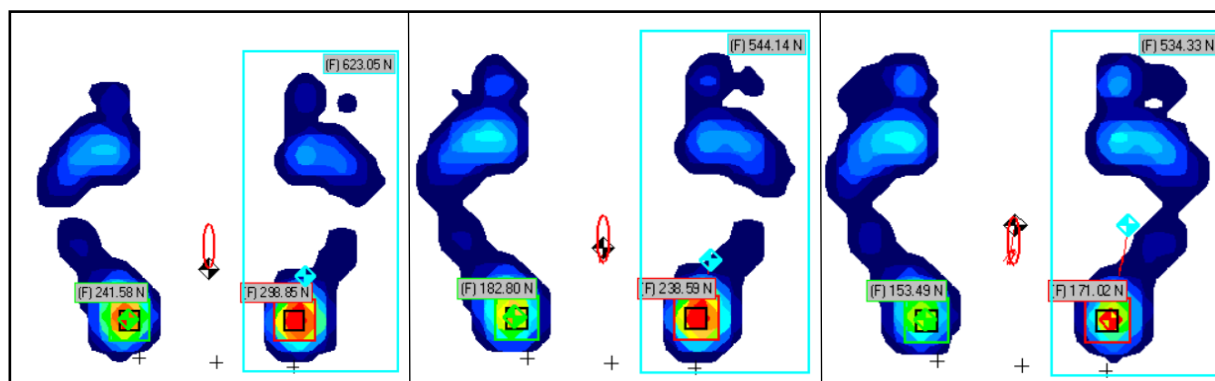
Čučanj na punom stopalu bez utega	Ukupna površina kontakta (cm <sup>2</sup> )	Maksimalni pritisak (kPa)		Sila na desno stopalo $F_p$ (N)
		Lijevo stopalo	Desno stopalo	
Ruke sa strane	273,6	307	290	652,3
Ruke na potkoljenicama	278,7	234	232	516
Ruke ispred tijela	287	285	250	488,8

### 3.4. Čučanje na punom stopalu s utezima

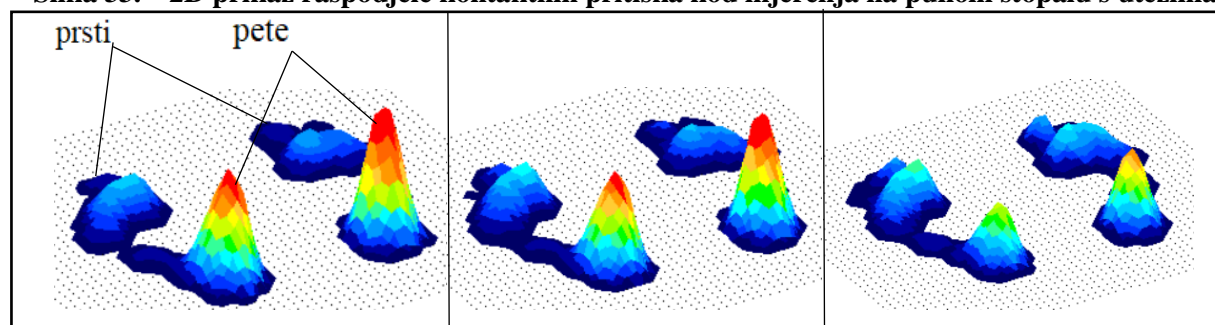
Slika 32 prikazuje pozicije čučnja na punom stopalu sa različitim položajima ruku bez utega. Slika 33 prikazuje 2D dodirne površine na kojima su označene površine najvećih dodirnih pritisaka stopala. Isto tako, Slika 34 ta ista površinska opterećenja opisuje 3D projekcijom. Očitane vrijednosti za zadane položaje priložene su u tablici (Tablica 4). Izmjerena udaljenost težišta sile i vrha prstiju stopala iznosi 20 cm dok udaljenost od vrha prstiju do koljena iznosi 8 cm, što također daje ukupno krak sile od 28 cm.



**Slika 32. Mjerenje na punom stopalu s utezima**



Slika 33. 2D prikaz raspodjele kontaktnih pritiska kod mjerenja na punom stopalu s utezima



Slika 34. 3D prikaz raspodjele kontaktnih pritiska kod mjerenja na punom stopalu s utezima

Tablica 4. Vrijednosti mjerenja na punom stopalu s utezima

Čučanj na punom stopalu sa utega	Ukupna površina kontakta (cm <sup>2</sup> )	Maksimalni pritisak (kPa)		Sila na desno stopalo $F_p$ (N)
		Lijevo stopalo	Desno stopalo	
Ruke sa strane	320	197	247	623,1
Ruke na potkoljenicama	331,4	154	213	544,1
Ruke ispred tijela	362,3	119	145	534,3

Rezultati mjerenja ukazuju na razlike vrijednosti sila za mjerenja provedena sa i bez utega. Primjećujemo da su za mjerenja bez utega vrijednosti maksimalnog pritiska veće nego kod mjerenja sa utezima dok je površina pritiska veća kod mjerenja sa teretom nego bez. S

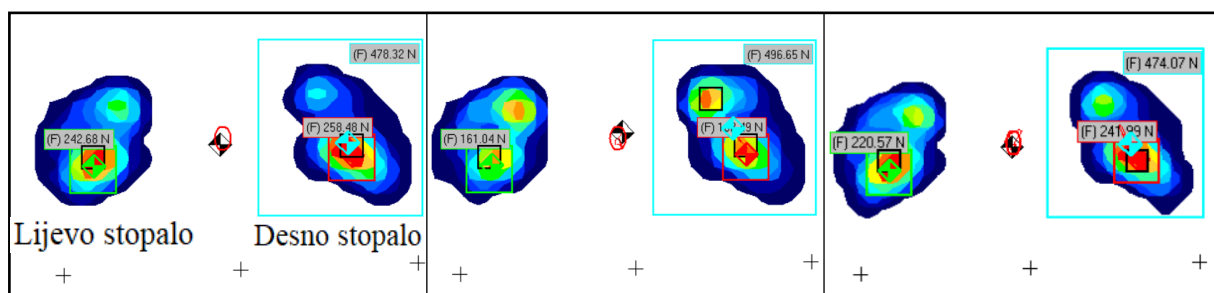
obzirom da se tijekom mjerenja težište tijela pomiče sukladno pomicanjem ruku, tj. unaprijed, logično je da će kod većeg opterećenja na rukama (držanje tereta) rasti površina kontakta te će se tako pritisak rasporediti po toj površini. Ta razlika se najbolje očituje prilikom usporedbe (Slika 31 i 34).

### 3.5. Čučanje na prstima bez utega

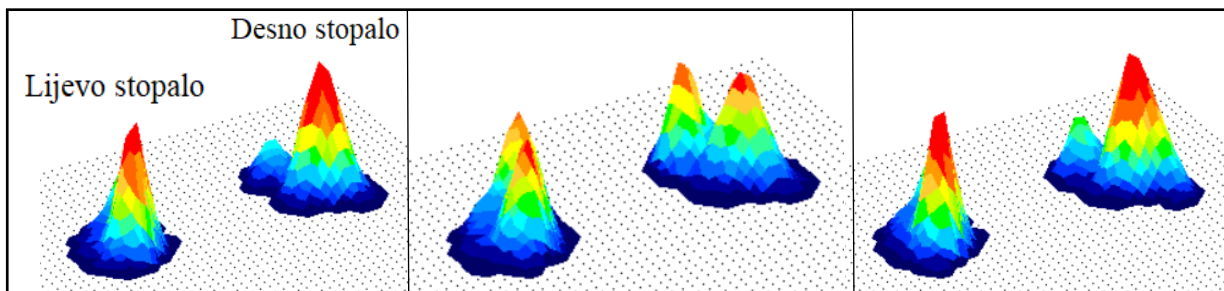
Slijedeća statička mjerenja prikazuju manje kontaktne površine s obzirom da je dodir između podloge i stopala samo na prstima. Mjereni položaji te 2D i 3D raspodjele pritiska na kontaktnim površinama prikazani su na slikama 35, 36 i 37, a očitane vrijednosti nalaze se u Tablici 5. Izmjerena udaljenost hvatišta rezultantne sile i vrha prstiju stopala iznosi 7,4 cm dok udaljenost od vrha prstiju do koljena iznosi 27 cm, što daje ukupno krak sile od 34,4 cm.



Slika 35. Mjerenje na prstima bez utega



Slika 36. 2D prikaz raspodjele kontaktnih pritiska kod mjerenja na prstima bez utega



Slika 37. 3D prikaz raspodjele kontaktnih pritiska kod mjerenja na prstima bez utega

Tablica 5. Vrijednosti mjerenja na prstima bez utega

Čučanj na prstima bez tereta	Ukupna površina kontakta (cm <sup>2</sup> )	Maksimalni pritisak (kPa)		Sila na desno stopalo $F_p$ (N)
		Lijevo stopalo	Desno stopalo	
Ruke sa strane	185,8	235	231	478,3
Ruke na potkoljenicama	191	164	169	496,7
Ruke ispred tijela	195,1	202	224	474,1

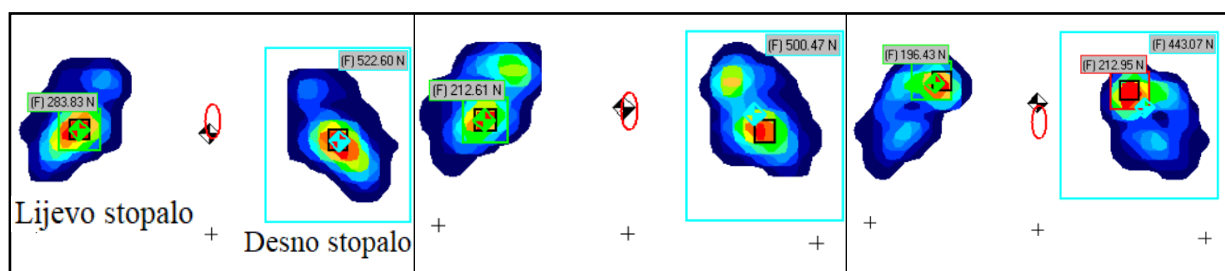
### 3.6. Čučanje na prstima s utezima

Posljednji položaj mjerenja, čučanje na prstima s utezima (Slika 38), kao i 2D (Slika 39) i 3D (Slika 40) raspodjele kontaktnog pritiska omogućavaju očitavanje vrijednosti koje se nalaze u tablici (Tablica 6). Izmjerena udaljenost hvatišta rezultantne sile i vrha prstiju stopala iznosi 7 cm dok udaljenost od vrha prstiju do koljena iznosi 27 cm, što daje ukupno krak sile od 34 cm.

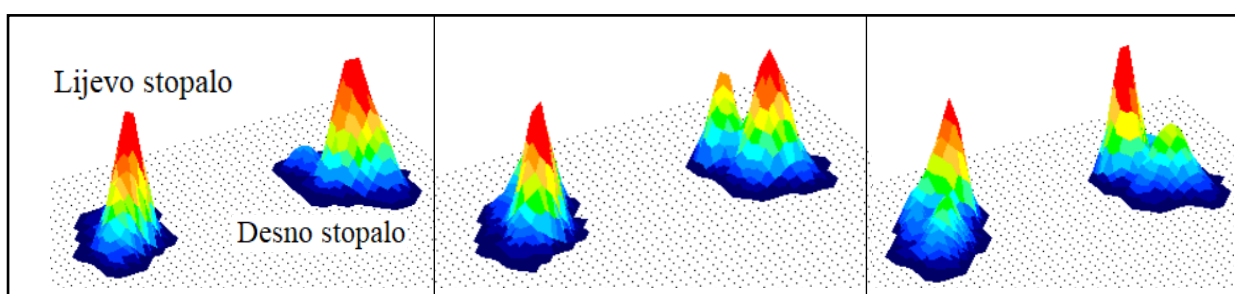




Slika 38. Mjerenje na prstima s utezima



Slika 39. 2D prikaz raspodjele kontaktnih pritiska kod mjerenja na prstima s utezima



Slika 40. 3D prikaz raspodjele kontaktnih pritiska kod mjerenja na prstima s utezima

**Tablica 6. Vrijednosti mjerenja na prstima s utezima**

Čučanj na prstima sa teretom	Ukupna površina kontakta (cm <sup>2</sup> )	Maksimalni pritisak (kPa)		Sila na desno stopalo $F_p$ (N)
		Lijevo stopalo	Desno stopalo	
Ruke sa strane	198,2	255	254	522,6
Ruke na potkoljenicama	199,2	206	206	500,5
Ruke ispred tijela	206,5	188	205	443,1

Usporedbom rezultata za čučanje na prstima sa ili bez utega, vide se male razlike u kontaktnoj površini. Kod čučanja na prstima sa utezima, veće su vrijednosti kontaktne površine i maksimalnog pritiska za oba stopala, osim u slučaju kada su ruke ispred tijela.

## 4. IZRAČUN OPTEREĆENJA

### 4.1. Čučanje na punom stopalu

Za mjerenje na punom stopalu bez utega, očitane vrijednosti za fleksiju koljena  $\alpha = 153^\circ$  uvrštavaju se u jednažbe (3) i (4). Iz (3) je dobiveno:

$$F_{tc} = 4,7133 \cdot 10^{-2} \cdot 153^2 - 12,256 \cdot 153 + 798,6 = 26,7684\%$$

Izračunati rezultat izražen je u postotku ukupne tjelesne težine, stoga se sila treba izraziti u Newtonima:

$$F_{tc} = 0,267684 \cdot 790 = 211,47 \text{ N}$$

Izračun kraka sile  $F_{tc}$  prema (4), glasi:

$$L_{tc} = 6,9596 \cdot 10^{-6} 153^3 - 2,8729 \cdot 10^{-3} 153^2 + 0,39584 \cdot 153 - 18,088$$

$$L_{tc} = 0,15 \text{ m} = 15 \text{ cm}$$

Nadalje je potrebno izračunati kut patele  $\delta$  prema (2) uvrštavanjem izračunatog kuta fleksije koljena:

$$\delta = -0,29 \cdot 153 + 20 = -24,37^\circ$$

Također, izračunate vrijednosti  $F_{tc}$ ,  $L_{tc}$  i kut  $\delta$  istog su iznosa za mjerenja na punom stopalu s utezima i bez utega jer samo ovise o kutu savijanju koljena  $\alpha$ .

Uvrštavajući  $F_{tc}$ ,  $L_{tc}$  i kut  $\delta$  u jednažbe (5), (6) i (7) mogu se izračunati opterećenja u koljenu, npr. za mjerenje na punom stopalu bez utega u slučaju kada su ruke ispitanika sa strane:

$$\sum F_x = 0 \quad F_{kx} + F_{pt} \cdot \sin(-24,37^\circ) + 211,47 - 652,31 \cdot \sin(47^\circ) = 0$$

$$\sum F_y = 0 \quad -F_{ky} + F_{pt} \cdot \cos(24,37^\circ) + 652,31 \cdot \cos(47^\circ) = 0$$

$$\sum M_k = 0 \quad -F_{pt} \cdot 0,06 - 211,47 \cdot 0,15 + 652,31 \cdot 0,28 = 0$$

Posljednje, iz jednažbe može se odrediti patelarna tetiva, te ona iznosi:

$$F_{pt} = 2515,4 \text{ N}$$

Nadalje, uvrštavajući dobivenu vrijednost u drugu jednadžbu odrediti će se tibiofemoralna sila u y smjeru:

$$F_{ky} = 1715,5 \text{ N}$$

Na kraju, uvrštavanjem vrijednosti u prvu jednadžbu izračunati će se x komponenta tibiofemoralne sile, tj.  $F_{kx}$ :

$$F_{kx} = 1303,5 \text{ N}$$

Ukupna tibiofemoralna sila,  $F_{tf}$  izračunava se na slijedeći način:

$$F_{tf} = \sqrt{F_{kx}^2 + F_{ky}^2} \quad (8)$$

Slijedeća tablica prikazuje vrijednosti sila koljena izračunate gore navedenom metodom za mjerenja na punom stopalu (Tablica 7).

**Tablica 7. Opterećenja koljena prilikom čučanja na punom stopalu**

Mjerenje na punom stopalu		$F_{pt}$ (N)	$F_{kx}$ (N)	$F_{ky}$ (N)	$F_{tf}$ (N)
Bez tereta	Ruke sa strane	2515,4	1303,5	1715,5	2154,6
	Ruke na natkoljenicama	1878,3	941,2	2063,4	2267,9
	Ruke ispred tijela	1752,3	869	1929,5	2116,1
Sa teretom	Ruke sa strane	2378,9	1255,8	2591,9	2880,1
	Ruke na natkoljenicama	2010,6	1016,1	2202,6	2425,7
	Ruke ispred tijela	1964,9	990,1	2154,2	2370,8

#### 4.2. Čučanje na prstima

Sukladno izračunu opterećenja koljena kod mjerenja na punom stopalu, mjerenje na prstima računamo prema istom postupku. Prema jednadžbama (3) i (4) računa se sila kontakta natkoljenice i potkoljenice te njezin pripadni krak:

$$F_{tc} = 4,7133 \cdot 10^{-2} \cdot 148^2 - 12,256 \cdot 148 + 798,6 = 17,11\%$$

Izračunati rezultat izražen je u postotku ukupne tjelesne težine, stoga sila se treba izraziti u Newtonima:

$$F_{tc} = 0,1711 \cdot 790 = 135,169 \text{ N}$$

Izračun kraka sile  $F_{tc}$ , glasi:

$$L_{tc} = 6,9596 \cdot 10^{-6} 148^3 - 2,8729 \cdot 10^{-3} 148^2 + 0,39584 \cdot 148 - 18,088$$

$$L_{tc} = 0,13 \text{ m} = 13 \text{ cm}$$

Kut patele  $\delta$  istog je iznosa kao kod mjerenja na punom stopalu, tj. iznosi  $\delta = -24,37^\circ$ . Također, izračunate vrijednosti  $F_{tc}$ ,  $L_{tc}$  i kut  $\delta$  istog su iznosa kao i kod mjerenja na punom stopalu s utezima i bez utega jer samo ovise o kutu savijanju koljena  $\alpha$ .

Uvrštavajući gore izvedene vrijednosti u jednadžbe (5), (6) i (7), mogu se izračunati opterećenja u koljenu, npr. za slučaj čučanja na prstima bez utega kada su ruke ispitanika sa strane:

$$\sum F_x = 0 \quad F_{kx} + F_{pt} \cdot \sin(-24,37^\circ) + 211,47 - 478,32 \cdot \sin(75^\circ) = 0$$

$$\sum F_y = 0 \quad -F_{ky} + F_{pt} \cdot \cos(24,37^\circ) + 478,32 \cdot \cos(75^\circ) = 0$$

$$\sum M_k = 0 \quad -F_{pt} \cdot 0,06 - 211,47 \cdot 0,15 + 478,32 \cdot 0,28 = 0$$

Nakon što se riješio sustav jednadžbi dobiveni su slijedeći rezultati patelarne tetive:

$$F_{pt} = 2449,5 \text{ N},$$

tibiofemoralna sila u y smjeru:

$$F_{ky} = 2355 \text{ N},$$

komponenta tibiofemoralne sile u x smjeru, tj.  $F_{kx}$

$$F_{kx} = 1337,6 \text{ N}.$$

Slijedeća tablica prikazuje vrijednosti sila koljena izračunate gore navedenom metodom za čučanje na prstima (Tablica 8).

**Tablica 8. Opterećenja koljena prilikom čučanja na prstima**

Mjerenje prstima		$F_{pt}$ (N)	$F_{kx}$ (N)	$F_{ky}$ (N)	$F_{kf}$ (N)
Bez tereta	Ruke sa strane	2449,5	1337,6	2355	2708,4
	Ruke na natkoljenicama	2553,5	1398,2	2454,5	2824,8
	Ruke ispred tijela	2425,1	1323,4	2331,8	2681,2

Sa teretom	Ruke sa strane	2703,4	1485,1	2597,8	2992,3
	Ruke na natkoljenicama	2576,5	1411,4	2476,5	2850,4

## 5. ZAKLJUČAK

Rezultati mjerenja pokazuju da je najveća razlika u vrijednostima opterećenja koljena zbog načina čučanja, tj. je li čučanje na punom stopalu ili na prstima jer opterećenje koljena uvelike ovisi o površini kontakta stopala i podloge. Stoga, najnepovoljniji položaji su čučanje s utezima odnosno s teretom u rukama. Isto tako, mjerenjem je pokazano da sa rastom kontaktne površine opada vrijednost vršnih pritisaka. Utjecaj imaju i svojstva podloge korištene za mjerenje: tvrdoća i temperatura podloge te trenje stopala i podloge.

Mjerenja i metoda kojom su se računala opterećenja koljena imaju svoje prednosti i nedostatke. Iako je eksperimentalni dio proveden na samo jednom ispitaniku, rezultati će se razlikovati ovisno o osobi koja se mjeri, no normalizirani rezultati, odnosno rezultati prikazani kao postotak težine ispitanika će pokazivati slične vrijednosti nevažno o građi čovjeka. Rezultati opterećenja uvelike ovise o načinu mjerenja te su precizniji što se više puta provodi isto mjerenje. U ovom radu, radi i same zahtjevnosti i neugodnosti mjerenja (neprestano spuštanje i dizanje iz dubokog čučnja sa ili bez utega), mjerenja su se provela svega nekoliko puta. Također, broj ispitanika igra veliku ulogu u procjeni opterećenja za određene skupine ljudi.

Nedostatak ove metode mjerenja je u nemogućnosti točnog poznavanja vrijednosti kraka sile za određenog ispitanika. Na primjer, udaljenost  $L_{pt}$  se nije mogla egzaktno izračunati jer bi to zahtijevalo doslovno seciranje ispitanika, stoga se prema literaturi uzimala prosječna vrijednost. Također, ovom metodom se pojednostavilo te i zanemarilo nekoliko vrijednosti, npr. težine kostiju koje zbog malog reda veličine nisu ulazile u proračun. Isto tako, radi jednostavnosti proračuna, slučaj se razmatrao kao 2D problem, a ne kao 3D.

## LITERATURA

- [1] Krmpotić-Nemanić Jelena, Marušić Ana Anatomija čovjeka, Zagreb, Medicinska naklada. (2007)
- [2] 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? *J. Biomech.* 2009
- [3] T. Punčec, Diplomski rad, Konstrukcija instrumenata za pripremu površina totalne endoproteze koljena, Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje, 2018.
- [4] [https://en.wikipedia.org/wiki/Long\\_bone#/media/File:603\\_Anatomy\\_of\\_Long\\_Bone.jpg](https://en.wikipedia.org/wiki/Long_bone#/media/File:603_Anatomy_of_Long_Bone.jpg); 17.8.2022.
- [5] D. R. Peterson, J. D. Bronzino: Biomechanics Principles and Applications; CRC Press;2008
- [6] Fanghanel J, Pera F, Anderhuber F, Nitsch R. Wadeyova anatomija čovjeka. 17. izd. Zagreb: Golden marketing – tehnička knjiga; 2009.
- [7] Jalšovec D. Sustavna i topografska anatomija čovjeka. Zagreb: Školska knjiga; 2005.
- [8] [<https://bonebrokeblog.files.wordpress.com/2013/06/patella.gif>]; 17.8.2022.
- [9] Agache P. Mechanical properties and Young's modulus of human skin in vivo. *ArchDermatolRes.* 1980: 269; 221-232.
- [10] Platzer, Werner Priručni anatomski atlas u tri sveska; Prvi svezak Sustav organa za pokretanje, Zagreb, Medicinska naklada; (2003)
- [11] Pećina M i suradnici: Ortopedija. Naklada Ljevak, Zagreb, 2004.
- [12] Hin, Teoh Swee: Engineering Materials for Biomedical Applications, World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd., Singapore, 2004.
- [13] Markes AR, Hodax JD, Ma CB. Meniscus Form and Function. *Clin Sports Med.* 2020;39(1):1- 12. doi: 10.1016/j.csm.
- [14] Križan Z. Kompendij anatomije čovjeka. 3. izd. 3. dio, Pregled građe grudi, trbuha, zdjelice, noge i ruke: za studente opće medicine i stomatologije. Zagreb: Školska knjiga; 1997.
- [15] Fox AJ, Wanivenhaus F, Burge AJ, Warren RF, Rodeo SA. The human meniscus: a review of anatomy, function, injury, and advances in treatment. *Clin Anat.* 2015;28(2):269-287. doi:10.1002/ca.22456



- 
- [16] Bajek, Bobinac, Jerković, Malnar i Marić: Sustavna anatomija čovjeka. Medicinski fakultet Rijeka; (2007).
- [17] <https://repozitorij.mef.unizg.hr/>; 17.8.2022.
- [18] Alice J. S. Fox, »The Basic Science of Human Knee Menisci,« *Sports Health*, p. 12, 2012.
- [19] Richard E. Debski, »Use of Robotic Manipulators to Study Diarthrodial Joint Function,« *J Biomech Eng*, p. 7, 2016.
- [20] <https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/mobilemat>; 17.8.2022.
- [21] [How Capacitive Pressure Sensor Works ? | InstrumentationTools](#); 17.8.2022.
- [22] Ulrich G., Kai H., Rolf P. E.: Estimation of Tibiofemoral and Patellofemoral Joint Forces during Squatting and Kneeling, 2021.
- [23] 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? *J. Biomech.* 2007