

Biomehanički utjecaj smanjenja težine tijela na opterećenje koljena

Andačić, Ana

Undergraduate thesis / Završni rad

2021

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://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:235:826183>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-07-03**

Repository / Repozitorij:

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



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Ana Andačić

Zagreb, 2021.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Mentor:

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

Student:

Ana Andačić

Zagreb, 2021.

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

Zahvaljujem se mentorici prof. dr. sc. Tanji Jurčević Lulić na savjetima, razumijevanju i uloženom vremenu.

Također se zahvaljujem svojoj obitelji koja mi je bila podrška u dobrim i teškim trenucima tijekom studija.

Ana Andačić



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE



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

Sveučilište u Zagrebu Fakultet strojarstva i brodogradnje	
Datum	Prilog
Klasa: 602 - 04 / 21 - 6 / 1	
Ur.broj: 15 - 1703 - 21 -	

ZAVRŠNI ZADATAK

Student: **Ana Andačić** Mat. br.: 0035209378

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Biomehanički utjecaj smanjenja težine tijela na opterećenje koljena**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Biomechanical influence of body weight reduction on the knee load**

Opis zadatka:

Prekomjerna tjelesna težina povećava mehaničko opterećenje zglobnih hrskavica te rizik od nastanka boli i osteoartritis koljenog zgloba. Osteoarthritis nastaje kad podmazivanje zglobne tekućine ne može poravnati neravnine hrskavice te svako (pre)opterećenje i pokret dodatno oštećuje površinski sloj. Gubitkom debljine hrskavice, kost na koju priliježe postaje izložena trenju. Liječnici često naglašavaju pacijentima koliko kilograma trebaju izgubiti da bi se smanjilo opterećenje u koljenom zglobu, odnosno ukoliko smanje masu za 1 kg, opterećenje u zglobu koljena smanjit će se 2 do 4 puta više.

U radu je potrebno:

- objasniti biomehaniku koljenog zgloba,
- opisati metodu izračunavanja opterećenja u koljenom zglobu,
- izračunati opterećenja u koljenom zglobu na temelju provedenog mjerenja ljudskog hoda,
- utvrditi vezu između povećanja težine tijela i povećanja opterećenja u koljenom zglobu.

Potrebne podatke dogovoriti s mentorom.

U radu navesti korištenu literaturu i eventualno dobivenu pomoć.

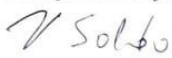
Zadatak zadan:
30. studenoga 2020.

Datum predaje rada:
1. rok: 18 veljače 2021.
2. rok (izvanredni): 5. srpnja 2021.
3. rok: 23. rujna 2021.

Predviđeni datumi obrane:
1. rok: 22.2. – 26.2.2021.
2. rok (izvanredni): 9.7.2021.
3. rok: 27.9. – 1.10.2021.

Zadatak zadao:


Prof. dr. sc. Tanja Jurčević Lulić

Predsjednik Povjerenstva:

Prof. dr. sc. Vladimir Soldo

SADRŽAJ

SADRŽAJ	I
POPIS SLIKA	II
POPIS OZNAKA	III
POPIS KRATICA	IV
SAŽETAK	V
SUMMARY	VI
1. UVOD	1
2. KOLJENI ZGLOB	2
2.1. Građa koljena	3
2.1.1. Kostí koljena	4
2.1.2. Zglobovi koljena	5
2.2. Biomehanika koljenog zgloba	6
2.2.1. Mišići koji vrše savijanje, opružanje i rotaciju koljenog zgloba	8
2.3. Osteoartritis koljena	10
3. METODE ZA IZRAČUNAVANJE OPTEREĆENJA U KOLJENOM ZGLOBU	12
3.1. Upotreba inverzne dinamike	12
3.2. Mjerenja na leševima	14
3.2.1. Mjerenje sile u tetivi patele (PTF)	14
3.2.2. Mjerenje naprezanja u patelofemoralnom zglobu (PFS)	16
3.3. Elite sustav	17
3.4. Metoda mjerenja ovisnosti opterećenja u koljenu i povećanja težine za 10%	19
3.5. Metoda izračunavanja opterećenja u koljenom zglobu	21
3.5.1. Rezultati mjerenja	25
LITERATURA	30

POPIS SLIKA

Slika 1. Prikaz oblika zglobova i pripadnih stupnjeva slobode [3]	3
Slika 2. Kostí koljena [5]	4
Slika 3. Femorotibijalni zglob s njegovim svezama [7]	6
Slika 4. Fleksija koljenog zgloba [1]	7
Slika 5. Ekstenzija koljenog zgloba [1]	7
Slika 6. a) Unutarnja rotacija koljena; b) Vanjska rotacija koljena [1].....	8
Slika 7. Mišići koji omogućuju gibanje koljenog zgloba [9]	9
Slika 8. Mišići koji omogućuju gibanje koljenog zgloba [9]	9
Slika 9. Osteoartritis koljena [11].....	11
Slika 10. Model temeljen na 4 koštana i 9 mekih segmenata [12]	13
Slika 11. Simulator gibanja koljena [12]	14
Slika 12. Simulator gibanja koljena [12]	15
Slika 13. BTS Elite sustav [21]	17
Slika 14. Koordinatni sustav Kistler platforme [21].....	18
Slika 15. Davisov protokol [22]	18
Slika 16. Sustav za mjerenje od 8 kamera i 5 platformi [12]	19
Slika 17. Plug-in Gait model prikazan sa stražnje strane [12]	20
Slika 18. Plug-in Gait model prikazan s bočne strane [12].....	20
Slika 19. Centar koljena, reakcijske sile podloge i njihova hvatišta u frontalnoj (0yz) i sagitalnoj (0xy) ravnini.....	22
Slika 20. Opterećenja koljena u frontalnoj ravnini [24]	24
Slika 21. Dijagram ovisnosti koordinata centra koljenog zgloba (x, y, z) o vremenu	25
Slika 22. Dijagram ovisnosti komponenata reakcijske sile podloge (F_x , F_y , F_z) o vremenu	26
Slika 23. Dijagram ovisnosti normaliziranih komponenata reakcijske sile podloge o vremenu	26
Slika 24. Dijagram ovisnosti normaliziranog opterećenja u medijalnom i lateralnom dijelu koljenog zgloba te normaliziranog opterećenja u medijalnom kolateralnom ligamentu o vremenu	27
Slika 25. Dijagram ovisnosti normaliziranog ukupnog opterećenja koljenog zgloba o vremenu	27

POPIS OZNAKA

Oznaka	Jedinica	Opis
F_{cl}	N	Opterećenje lateralnog kolateralnog ligamenta
F_{cm}	N	Opterećenje medijalnog kolateralnog ligamenta
F_{ll}	N	Vertikalna komponenta ukupnog opterećenja koljena koja djeluje u lateralnom dijelu zgloba
F_{lm}	N	Vertikalna komponenta ukupnog opterećenja koljena koja djeluje u medijalnom dijelu zgloba
F_m	N	Sila mišića kvadricepsa i dvoglavog lisnog mišića
F_q	N	Sila mišića kvadricepsa
F_t	N	Sila u tetivi patele
F_x	N	Reakcijska sila podloge u smjeru osi x
F_y	N	Reakcijska sila podloge u smjeru osi y
F_z	N	Reakcijska sila podloge u smjeru osi z
G	N	Težina tijela
h	cm	Visina ispitanika
K	-	Konstanta za tibiofemoralni zglob
m	kg	Masa ispitanika
M_q	Nmm	Efektivni moment kvadricepsa
M_x	Nmm	Moment oko osi x
M_y	Nmm	Moment oko osi y
M_z	Nmm	Moment oko osi z
p_x	mm	Koordinata hvatišta sile po osi x
p_z	mm	Koordinata hvatišta sile po osi z
w	cm	Udaljenost između kondila bedrene kosti
x_i	mm	Koordinata centra koljenog zgloba u smjeru gibanja
y_i	mm	Koordinata centra koljenog zgloba u vertikalnom smjeru
z_i	mm	Koordinata centra koljenog zgloba u transverzalnom smjeru
x, y, z	-	Osi Kartezijevog koordinatnog sustava
X	N	Iznos za koji se smanji težina tijela
α	°	Kut između dvaju dijelova zgloba

POPIS KRATICA

BMI	Indeks tjelesne mase
GRF	Reakcijska sila podloge
PFCF	Kontaktna sila u patelofemoralnom zglobu
PFS	Naprezanje u patelofemoralnom zglobu
PTF	Sila u tetivi ivera (patele)

SAŽETAK

Liječnici pacijentima često naglašavaju koliko kilograma trebaju izgubiti kako bi se smanjilo opterećenje u koljenom zglobu. Potaknuto time, u ovome radu je opisano nekoliko metoda za određivanje opterećenja u koljenom zglobu. Metoda koja se koristila za izračunavanje opterećenja je koristila Elite sustav i Kistler platformu. Ispitivanje se vršilo na jednom ispitaniku tijekom normalnog hoda. Pomoću dobivenih podataka izračunato je ukupno opterećenje koljenog zgloba te je izvedena jednadža koja povezuje povećanje/smanjenje težine tijela s povećanjem/smanjenjem opterećenja u koljenu.

Kroz rad je, uz metode određivanja opterećenja u koljenu, opisana građa koljenog zgloba, biomehanika koljena te degenerativna bolest zglobova, osteoartritis, koja zbog povećanog trenja u zglobu dodatno doprinosi povećanju opterećenja u koljenu.

Ključne riječi:

opterećenje koljenog zgloba, povećanje/smanjenje težine tijela, osteoartritis, Elite sustav

SUMMARY

Doctors often point out to patients how many pounds they need to lose in order to reduce knee joint load. Encouraged by this, several methods for determining knee joint load are described in this paper. The method that is used to calculate the load was using Elite system and Kistler platform. The experiment was performed on one subject during normal walking. Using the obtained data, the total load of the knee joint was calculated and the equation that connects body weight increase/decrease with knee joint increase/decrease was derived.

In addition to methods of determining the knee joint load, the paper describes the structure of the knee joint, biomechanics of the knee and degenerative joint disease, osteoarthritis, which due to increased friction in the joint, additionally contributes to an increase in the knee joint load.

Key words:

knee joint load, body weight increase/decrease, osteoarthritis, Elite system

1. UVOD

Koljeni zglob je najveći i najkompliciranije građen zglob u ljudskom tijelu. Zbog prekomjerne tjelesne težine dolazi do povećanog mehaničkog opterećenja koljena te do nemogućnosti zglobne tekućine da poravna neravnine hrskavice, odnosno dolazi do osteoartritisa. Zbog slabijeg podmazivanja hrskavica, svako preopterećenje i pokret dodatno oštećuju površinski sloj. Gubljenjem debljine hrskavice, kosti koje naliježu jedna na drugu postaju podložnije trenju. Kako bi se to spriječilo, liječnici pacijentima često naglašavaju koliko kilograma trebaju izgubiti kako bi se smanjilo opterećenje u koljenom zglobu.

Cilj ovog rada je opisati biomehaniku koljenog zgloba, prikazati metode za izračunavanje opterećenja u koljenom zglobu, izračunati opterećenje u koljenu na temelju provedenog istraživanja te utvrditi vezu između povećanja težine tijela i povećanja opterećenja u koljenom zglobu.

2. KOLJENI ZGLOB

Zglob predstavlja skup elemenata pomoću kojih se kosti međusobno spajaju. Ovi spojevi između kostiju omogućavaju stabilnost, elastičnost i gibljivost pojedinih dijelova ili cijelog tijela. Svaki od zglobova mora ispunjavati sljedeća četiri uvjeta:

- međusobno stabilno spajati susjedne koštane dijelove,
- omogućiti međusobnu pokretljivost susjednih koštanih dijelova,
- prenositi djelatne sile,
- prenositi osjetilne podatke o položaju i stanju pasivnih sigurnosnih struktura.

Anatomskim i funkcionalnim zahtjevima najbolje odgovara podjela spojeva prema pokretljivosti i to na nepokretne, polupokretne i pokretne [1]. Koljeni zglob spada u grupu pokretnih zglobova.

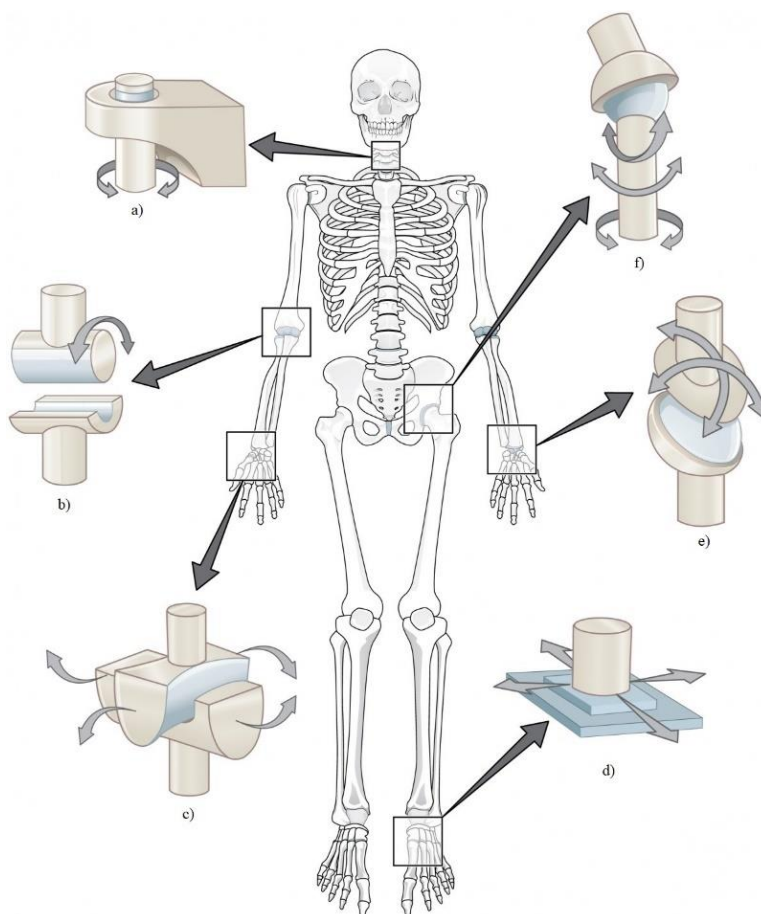
Pokretni zglobovi su pravi zglobovi kod kojih razlikujemo glavne i sporedne dijelove. U glavne dijelove ubrajamo: zglobna tijela i površine, zglobnu šupljinu i zglobnu čahuru.

Zglobna tijela čine krajevi kostiju koji su obično priljubljeni, a često i utisnuti jedan u drugi, pa kažemo da su to pravilni ili sukladni zglobovi. Međuprostora između zglobnih površina gotovo da i nema. Kod nepravilnih zglobova, zglobna tijela nisu priljubljena, pa sukladnost ostvaruju zglobni koluti (discus) ili zglobni menisci (meniscus) [1].

Zglobnih površina u svakom zglobu ima obično po dvije, jedna je udubljena (konkavna), a druga izbočena (konveksna). Obložene su tankim slojem glatke i sjajne zglobne hrskavice koja smanjuje trenje, štiti koštane zglobne plohe, a istodobno elastičnošću ublažuje pritisak, opterećenja i udare. Zglobna šupljina je kapilarni prostor između zglobnih površina koji sadrži sluzavu, tzv. sinovijalnu tekućinu koja omogućuje ishranu zglobnih hrskavica i lako klizanje zglobnih površina. Zglobna čahura potpuno obavija i nepropusno zatvara čitav zglob, rubovima se vezujući za krajeve koštanih zglobnih tijela [1].

Jedna od najčešćih podjela zglobova je prema broju zglobnih tijela i izgleda zglobnih površina. Prema broju zglobnih tijela se dijele na jednostavne i složene. U jednostavnom zglobu se nalaze dva koštana dijela, a u složenom tri ili više koštanih dijelova. Što se tiče podjele prema izgledu zglobnih površina, postoji šest različitih tipova zglobova: ravni zglob, valjkasti zglob koji može biti kružni i klipni te kondilarni i kutni, zatim sedlasti zglob, jajolik zglob, kuglasti zglob i kruti

zglob [2]. Svakog od ovih zglobova karakterizira i broj zglobnih osi, odnosno stupnjeva slobode koje posjeduje i koji su vidljivi na slici 1. Na slici 1. su prikazani: a. klipni zglob, b. valjkasti kondilarni zglob, c. sedlasti zglob, d. ravni zglob, e. elipsoidni zglob, f. kuglasti zglob.



Slika 1. Prikaz oblika zglobova i pripadnih stupnjeva slobode [3]

2.1. Građa koljena

Koljeni zglob je najkompleksniji zglob u ljudskom tijelu. Građen je od dva zgloba (femorotibijalni i patelofemoralni zglob) i tri kosti (bedrena kost - femur, goljenična kost - tibija, iver - patela). Koljeni zglob uzglobljuje distalni okrajak bedrene kosti s proksimalnim okrajkom goljenične kosti te je u njega uložena i najveća sezamska kost, iver (patela). Kretnje omogućuju pasivni i aktivni stabilizatori koljena. Pasivni stabilizatori su ligamenti, a aktivni su mišići [4].

2.1.1. Kostí koljena

Kao što je već rečeno, kosti koje čine koljeni zglob su bedrena kost, goljениčna kost i iver. Bedrena kost ili femur se ubraja u skupinu dugih kosti. Najdulja i najteža je kost u tijelu. Trup joj je cilindričnog oblika i blago je savijen s konveksitetom okrenutim prema naprijed. Distalno se na trup nastavljaju okomito položena dva valjkasta konveksna zglobna tijela, medijalni i lateralni kondil koji su razdvojeni jamom i koji se uzglobljavaju s goljениčnom kosti [4].

Goljениčna kost je također duga kost. Na proksimalnom kraju ove kosti se nalaze lateralni i medijalni kondil koji predstavljaju konkavna zglobna tijela u zglobu koljena i s gornje strane su prekriveni zglobnom hrskavicom, a razdvojeni su grebenom [4].

Iver je sezamoidna kost trokutastog oblika (vrh trokuta okrenut je prema dolje) zatvorena u tetivi četveroglavog mišića natkoljenice, ispred koljena. Na stražnjoj strani patele nalazi se zglobna ploha za uzglobljavanje sa zglobnom plohom natkoljениčne kosti. Zglobna ploha je grebenom podijeljena na dvije fasete, manju medijalnu i veću lateralnu [4].



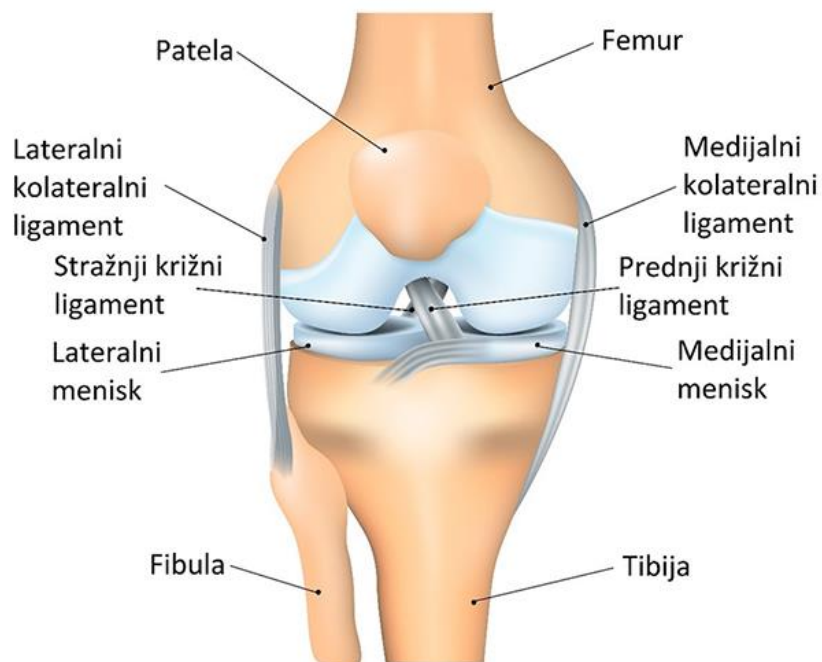
Slika 2. Kostí koljena [5]

2.1.2. Zglobovi koljena

Ranije je navedeno da se koljeni zglob sastoji od dva zgloba i to femorotibijalnog i patelofemoralnog. Femorotibijalni zglob čine kondili bedrene kosti s kondilima goljениčne kosti. Budući da su kondili goljениčne kosti plitke konkavne površine, njihovu udubljenost povećavaju vezivno-hrskavični menisci u obliku polumjeseca i klinastog poprečnog presjeka [4]. Oni ostvaruju sukladnost u koljenom zglobu, a mogu biti medijalni i lateralni. Pomicanje meniska omogućuje da konkavno zglobno tijelo prilikom pokreta prati konveksno zglobno tijelo. Zglobni menisci u koljenom zglobu imaju zadaću elastičnih ublaživača. Također, sprječavaju da kondili bedrene kosti ne upiru u glavu goljениčne kosti prilikom fleksije. Vanjski rub meniska je zadebljan i vezan uz zglobnu čahuru goljениčne kosti. Prema sredini menisci se stanjuju i oblikuju tanak slobodni rub [6]. Stabilan položaj zglobnih tijela dodatno osnažuju medijalna i lateralna kolateralna sveza (ligamenti) i mišići. S prednje strane, zglobna čahura ojačana je zajedničkom tetivom četveroglavoga bedrenog mišića u koju je uložena patela te patelarnim ligamentom. Kolateralni lateralni i medijalni ligamenti čine bočna ojačanja [4].

Dva križna ligamenta nalaze se unutar zgloba te povezuju udubinu između kondila bedrene kosti s proksimalnim okrajkom goljениčne kosti. Križni ligamenti zavijeni su oko vlastite uzdužne osi i međusobno se ukrižuju, čime je u svakom položaju koljena jedan dio križnog ligamenta napet te se time osigurava stalan doticaj između zglobnih površina [4]. Prednji križni ligament sprječava prednju translaciju koljenog zgloba, odnosno klizanje ili pomicanje potkoljenice prema naprijed u odnosu na natkoljениcu. Stražnji križni ligament sprječava translaciju potkoljenice u odnosu na natkoljениcu prema natrag. Ova dva ligamenta direktno povezuju dvije kosti i nemaju nikakvu drugu zaštitu oko sebe osim vlastite čvrstoće i funkcije aktivnih stabilizatora. Kod prevelikih sila dolazi do preopterećenja i ozljede jednoga od križnih ligamenata, češće prednjeg križnog ligamenta.

Na slici 3. prikazan je femorotibijalni zglob s ligamentima koji osiguravaju stabilan položaj zglobnih tijela.

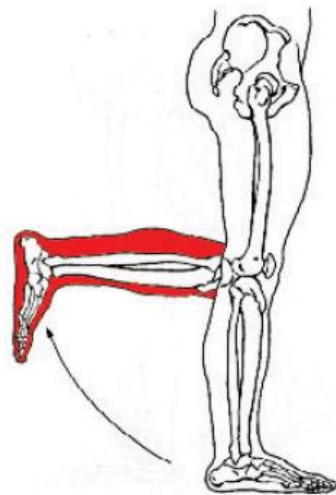


Slika 3. Femorotibijalni zglob s njegovim svezama [7]

2.2. Biomehanika koljenog zgloba

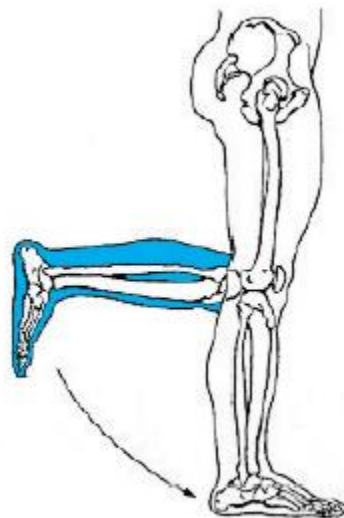
Zglob koljena je složen od kutnog i rotacijskog zgloba tako da razlikujemo dvije osi rotacije: poprečnu i uzdužnu. Oko poprečne osi vrše se fleksija (pregibanje) i ekstenzija (opružanje) potkoljenice s velikim amplitudama, dok se oko uzdužne osi vrše pokreti rotacije potkoljenice prema vani i unutra [1].

Aktivno pregibanje (fleksija) moguće je samo do 120 ili 130 stupnjeva. Međutim, pod utjecajem vanjskih sila može se povećati do krajnje granice od oko 160 stupnjeva kada se potkoljenica posve priljubi uz natkoljenicu. Raspon između 130 i 160 stupnjeva naziva se pasivna fleksija ili mrtvi mišićni prostor [1]. Na slici 4. prikazana je fleksija potkoljenice u koljenom zglobu u kojoj sudjeluju razni mišići.



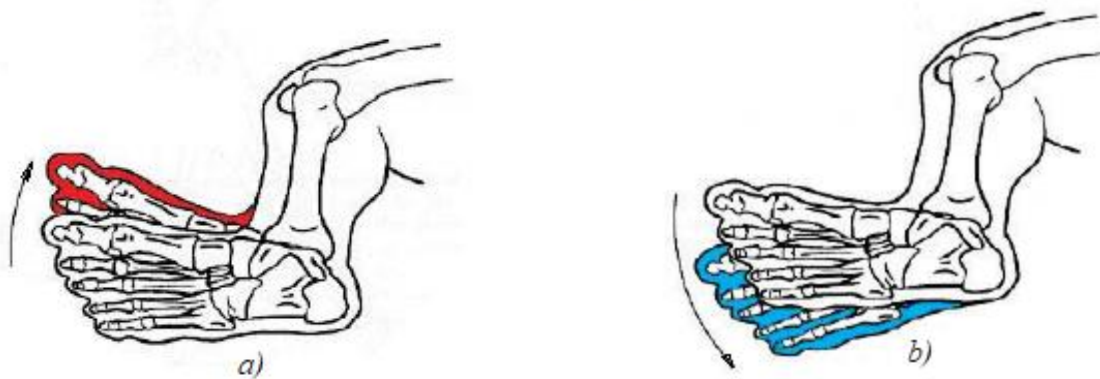
Slika 4. Fleksija koljenog zgloba [1]

Opružanje u zglobu koljena moguće je samo do položaja kada potkoljenica i natkoljenica čine ispruženi kut (180 stupnjeva), što označavamo kao nulti položaj (0 stupnjeva). Međutim, pod utjecajem vanjskih sila, moguće je pasivno opružanje (hiperekstenzija), ali samo do oko 5 stupnjeva više od nultog položaja. Daljnje opružanje sprječavaju bočne i ukrižene sveze. Na slici 5. prikazana je ekstenzija potkoljenice u koljenom zglobu u kojoj sudjeluju razni mišići [1].



Slika 5. Ekstenzija koljenog zgloba [1]

Kada se čovjek nalazi u uspravnom položaju, pri ispruženom koljenu gotovo da i nije moguća rotacija potkoljenice u koljenom zglobu. Međutim, kada je zglob koljena u polusavijenom položaju, smanjuje se zategnutost pobočnih sveza, što omogućuje rotaciju potkoljenice oko uzdužne osi prema unutra (unutarnja rotacija) i prema vani (vanjska rotacija). Pri fleksiji koljena od 90 stupnjeva moguća je unutarnja rotacija za 10, a vanjska za 40 stupnjeva [1]. Na slici 6. su prikazane vanjska i unutarnja rotacija koljenog zgloba.

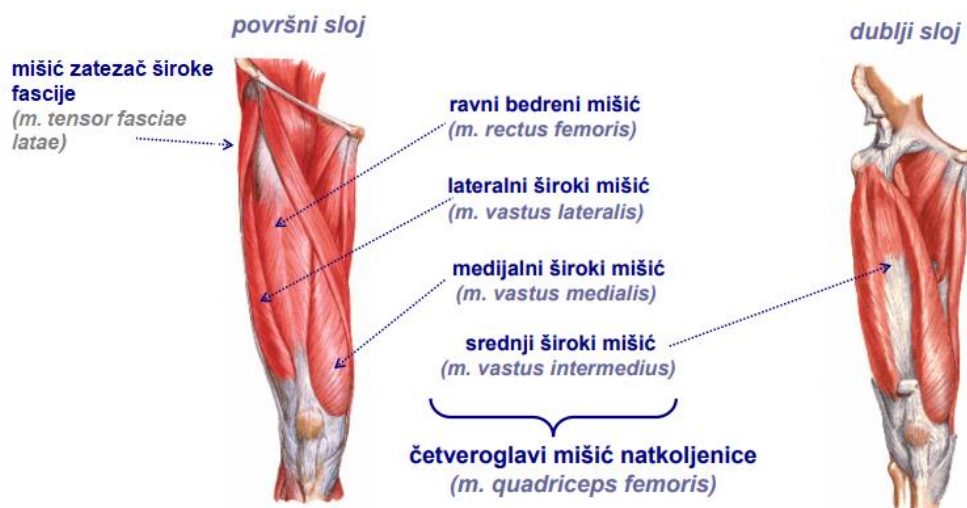


Slika 6. a) Unutarnja rotacija koljena; b) Vanjska rotacija koljena [1]

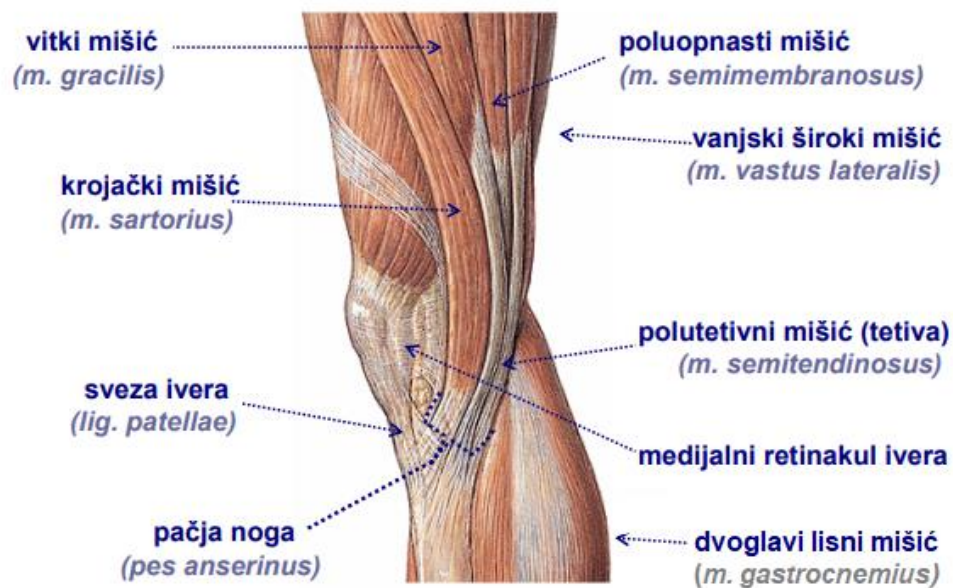
2.2.1. Mišići koji vrše savijanje, opružanje i rotaciju koljenog zgloba

Mišići koji vrše fleksiju koljena su: „zadnja loža“ (polutetivni mišić, poluopnasti mišić i dvoglavi mišić bedra), dvoglavi lisni mišić, krojački mišić i vitki mišić. Glavna uloga zadnje lože je savijanje koljena iz potpuno ispruženog položaja, povlači potkoljenicu prema natrag i tako djeluje kao zaštitnik prednjeg križnog ligamenta, najvažnijeg stabilizatora koljena. Vitki mišić pomaže zadnjoj loži u početku faze njihanja kod hoda. Osim što je bitan kod fleksije, vitki mišić potpomaže unutarnjoj rotaciji u polusavijenom položaju koljena. Krojački mišić omogućava bilo koju aktivnost koja uključuje fleksiju koljena i kuka, kombinirano s vanjskom rotacijom bedrene kosti. Mišići koji vrše ekstenziju koljena su: ravni bedreni mišić, lateralni široki mišić, medijalni široki mišić, srednji široki mišić i mišić zatezač široke fascije, a mišići koji omogućuju rotaciju su: dvoglavi mišić bedra, polutetivni, poluopnasti, vitki, krojački i zakoljeni mišić [8].

Na slikama 7. i 8. su prikazani mišići koljenog zgloba koji omogućavaju pojedino gibanje.



Slika 7. Mišići koji omogućuju gibanje koljenog zgloba [9]



Slika 8. Mišići koji omogućuju gibanje koljenog zgloba [9]

2.3. Osteoartritis koljena

Osteoartritis predstavlja kroničnu, progresivnu, degenerativnu bolest zglobova kojoj je osnovni uzrok propadanje zglobne hrskavice. Generalno, osteoartritis možemo podijeliti na primarni i sekundarni oblik. U nastanku osteoartritisa sudjeluje više čimbenika rizika, a to su uglavnom kombinacija životnih navika i aktivnosti, nasljeđe, hormonalni faktori, trauma te djelovanje određenih enzima i kemijskih spojeva [10].

Primarni oblik je onaj koji ne možemo povezati sa izvanjskim rizičnim čimbenikom, izuzev u rijetkim slučajevima kod kojih postoji obiteljski oblik (Heberdenovi i Bouchardovi čvorići na malim zglobovima prstiju šaka). S druge strane, sekundarni oblici nastaju zbog poznatih čimbenika djelovanja na zglob kao što su prekomjerna tjelesna težina, ponavljana pretjerana opterećenja zgloba, prethodne traume, stanja nakon upale zgloba, neuropatski poremećaji i poremećaji krvotoka [10].

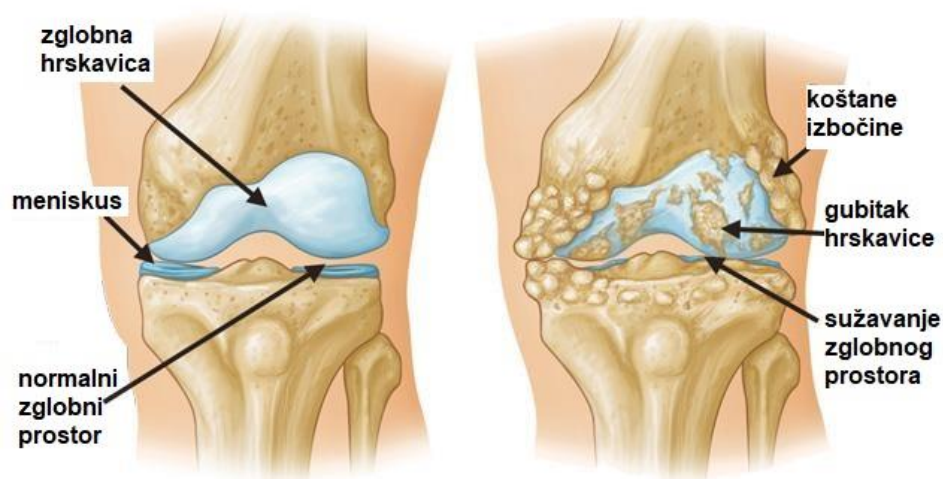
Prekomjerna tjelesna težina pojačava mehaničko opterećenje na zglobne hrskavice. Pod ponavljanim pretjeranim opterećenjima na zglob podrazumijevamo, primjerice, sjedenje na niskim podlogama koje opterećuju zglob kuka, sjedenje sa koljenima savijenim za 90 i više stupnjeva, kao i sjedenje sa nogama podvučenim pod stolicu za zglob koljena [10].

Degenerativni proces zgloba započinje na zglobnoj hrskavici. Naime, zbog starenja organizma i zbog prisutnih rizičnih čimbenika, na površini hrskavice dolazi do kidanja vlakana (kolagenih, građevnih) te ona gubi glatkoću. Podmazivanje zglobne tekućine nije dostatno da poravna neravnine hrskavice te svako (pre)opterećenje i pokret dodatno oštećuje površinski sloj. Gubitkom debljine hrskavice, kost na koju priliježe postaje izložena trenju. Na rubovima zgloba formiraju se koštane izbočine (osteofiti), a unutar kosti mogu se javljati i cistične promjene [10].

Zbog upalne komponente smanjuje se viskoznost zglobne tekućine, odnosno podmazivanje hrskavice. Osim toga, zbog sužavanja zglobnog prostora razvijaju se promjene na okolnim mekim tkivima. Zglobna čahura s jedne strane postaje razlabavljena, a s druge strane zadebljana, što remeti opseg pokreta zgloba. Slične promjene događaju se na okolnim ligamentima, pa oni gube svoju statičku funkciju održavanja zglobnih tijela u normalnom položaju. S obzirom da zglobna čahura i ligamenti gube funkciju navođenja pokreta u zglobu, hrskavica se dodatno oštećuje. Nastaje i poremećaj okolnog mišićnog tkiva, slabost jednih i skraćivanje drugih skupina mišića.

Poremećajem funkcije mišića pojačava se trenje pri kretanjama zgloba. Opisani degenerativni proces je postupan i traje godinama do pojave prvih simptoma [10].

Na slici 9. je prikazana usporedba zdravog koljena i koljena kod osobe oboljele od osteoartritisa.



Slika 9. Osteoartritis koljena [11]

3. METODE ZA IZRAČUNAVANJE OPTEREĆENJA U KOLJENOM ZGLOBU

Kako bi se izračunalo opterećenje u koljenom zglobu, korištene su razne metode. Za procjenu opterećenja, računa se sila u tetivi patele (PTF – *patella tendon force*), kontaktna sila u patelofemoralnom zglobu (PFCF – *patellofemoral joint contact force*), naprezanje u patelofemoralnom zglobu (PFS – *patellofemoral joint stress*), vršna reakcijska sila podloge (GRF – *ground reaction force*), kut između dvaju dijelova zgloba te momenti u zglobu.

3.1. Upotreba inverzne dinamike

Jedan od načina za izračun opterećenja u koljenu je upotreba inverznog dinamičkog pristupa kako bi se izračunali momenti u koljenom zglobu pri analizi hodanja. Glavni cilj ove metode je utvrditi sile i momente koji su potrebni za ostvarivanje kinematičkih pokreta [12].

Ljudsko kretanje se mjeri pomoću različitih sustava za mjerenje pokreta tijela i udova, kao što su na primjer Vicon i OptiTrack, dok se reakcija podloge mjeri na platformi za mjerenje sile. Inverzna dinamika koristi model s povezanim segmentima koji uključuje stopalo, potkoljenicu i natkoljenicu te zglobove između njih koji se nalaze na kuku, koljenu i gležnju. Kako bi se ostvarili vanjski momenti u zglobu, segmenti su modelirani kao kruta tijela koja su povezana pomoću zglobnog zatika. Koordinatni sustavi su dodijeljeni segmentima zdjelice, natkoljenice, potkoljenice i stopala, a mase, inercijski parametri i lokacije centara masa su vođeni onima koje je opisao Hinrichs 1985. godine [12].

Momenti u zglobovima se računaju pomoću podataka o gibanju, reakcijskih sila podloge, inercijskih sila, težina pojedinih segmenata i jednostavnih dinamičkih principa (Newton-Eulerove jednačbe) [12].

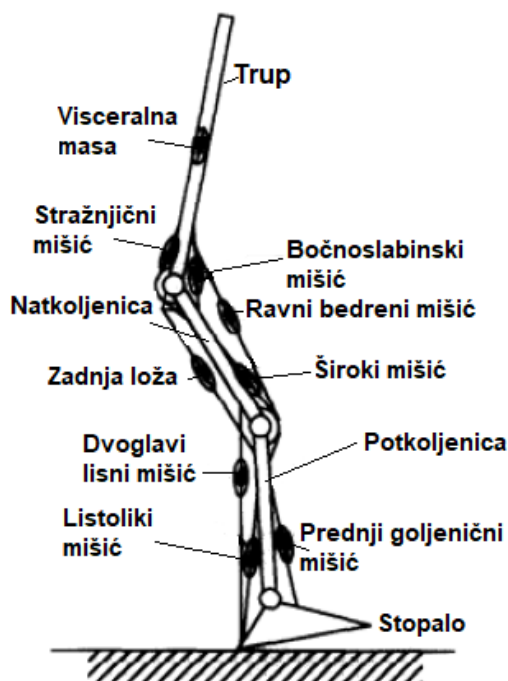
Modeli koji se koriste za simulaciju kretanja mogu se podijeliti na 3 vrste [13]:

1. Kruti model u sagitalnoj ravnini – ukupna masa je zbroj masa četiriju segmenata (trup, natkoljenica, potkoljenica i stopalo). U ovom modelu nisu uključene sile mišića i gibanja mekih tkiva.
2. Kruti model s mišićima – ukupna masa s dodanom mišićnom masom.
3. Deformabilni model – ukupna masa s dodanom mišićnom masom i pokretima mekih tkiva.

Kruti model se temelji na nekoliko pretpostavki [14]:

1. U zglobovima nema trenja.
2. Postoji generalizirana kontinuirana ili koncentrirana raspodjela mase.
3. Ne postoji kontrakcija mišića agonista i antagonista.

Momenti tromosti natkoljenice, potkoljenice i stopala su dobiveni na osnovu podataka dobivenih mjerenjem na leševima. Na slici 10. su prikazana 4 koštana segmenta (trup, natkoljenica, potkoljenica i stopalo) s 9 segmenata mekih tkiva.



Slika 10. Model temeljen na 4 koštana i 9 mekih segmenata [12]

Iz istraživanja koje je 1985. godine proveo Van Eijden [15] je dobiveno da je deformabilni model najpovoljniji za predviđanje vanjskog opterećenja na kuk, koljeno i gležanj. Kod krutog modela u sagitalnoj ravnini, patelofemoralni zglob je pojednostavljen i predstavljen kao dvodimenzionalni mehanizam u sagitalnoj ravnini. Bedrena kost i patela se smatraju krutim tijelima te se između njihovih zglobnih površina trenje zanemaruje. Ovaj model se primarno podvrgava samo statičkim opterećenjima. Međutim, ako se uz pokrete u više ravnina uzmu u obzir mišićne sile koje djeluju

u različitim smjerovima, dobiju se različiti modeli pomoću kojih je moguće odrediti mehanizam između bedrene kosti i patele [16].

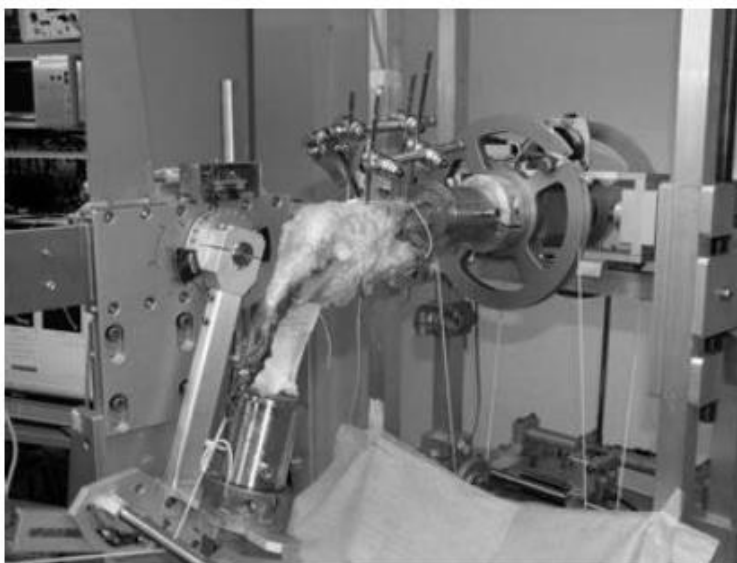
Što se tiče ograničenja inverzne dinamike, ona proizlaze iz pretpostavki da može doći do trenja u zglobu (npr. kod artritisa), da raspodjela mase u segmentu nije jednolika ili koncentrirana u jednoj točki te da je procjena centra rotacije zgloba sklona pogreškama. Na primjer, može postojati kretanje markera na koži, posebno markera u obliku štapića. Također, praćenje markera može biti sklono brojnim pogreškama uslijed interpolacija kada markeri nestanu te se podaci izgube. Osim toga, moguće je povećanje pogrešaka kod numeričkog deriviranja (pomaci, brzine, ubrzanja) [12].

3.2. Mjerenja na leševima

Metode koje omogućavaju in vivo procjenu opterećenja u zglobu su metode mjerenja na leševima. Kod ovih metoda se za mjerenje koriste noge ljudskih leševa ili životinjski modeli. Pri modeliranju se koriste različiti modeli kako bi simulirali in vivo uvjete kretanja. Simulacijski model pruža dobro razumijevanje različitih mehanizama, uključujući mišiće, ligamente i ostala meka tkiva koja utječu na opterećenje zgloba [12].

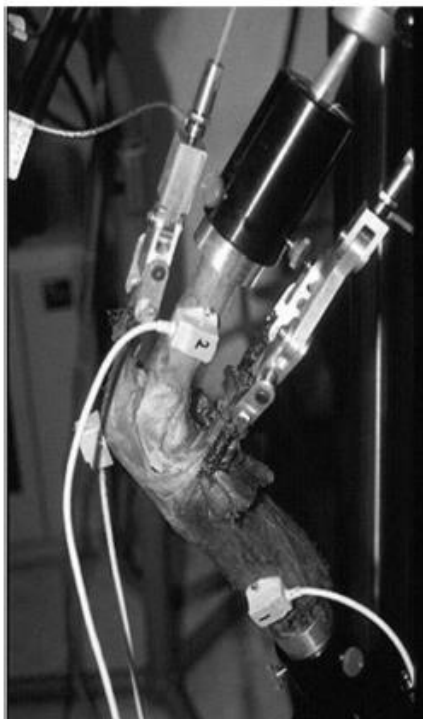
3.2.1. Mjerenje sile u tetivi patele (PTF)

Simulatori pokreta služe za simulaciju gibanja ljudskog ili životinjskog leša kako bi se dobile sile u koljenu [12]. Slike 11. i 12. prikazuju različite simulatore pokreta pomoću kojih se proučava fleksija koljena i opterećenje u koljenom zglobu uslijed različitih aktivnosti.



Slika 11. Simulator gibanja koljena [12]

Na slici 11. je prikazan simulator gibanja koljena. Zglob koljena se više puta giba od 0 do 180 stupnjeva (fleksija koljena) u 6 stupnjeva slobode. Na taj način se omogućava kontinuirano mjerenje patelofemoralnog i tibiofemoralnog gibanja te reakcijskih sila u zglobu [12].



Slika 12. Simulator gibanja koljena [12]

Na slici 12. je prikazan simulator koji treba ispitati fleksiju koljena i opterećenja koljenog zgloba uslijed obavljanja vježbe čučnja. Pomoću hidrauličkih aktuatora primijenjena su neovisna opterećenja na simuliranom zglobu kuka, medijalnoj i lateralnoj tetivi zadnje lože i tetivi kvadricepsa. Tetive su pročvršćene za aktuatora pomoću cryo-stezaljki [12].

U modelu koji su 1986. godine predstavili Van Eijden i suradnici [17], morfološki parametri su dobiveni iz rendgenskih snimaka obdukcije koljena u različitim položajima (odnosi se na fleksiju koljena). Radiografija i makroskopska ispitivanja uzoraka su vršene na nogama ljudskih leševa. Nakon identifikacije na rendgenskim snimkama, mjere se duljina patelarnog ligamenta, duljina patele, duljina kraka sile i širina kondila bedrene kosti. Bedrena kost se fiksira u stezaljci tako da se omogući slobodno gibanje potkoljenice u horizontalnoj ravnini. Na tetivu kvadricepsa je primijenjena sila koja je paralelna s trupom bedrene kosti kako bi se osiguralo da patela bude čvrsto pritisnuta u svim uvjetima savijanja koljena. Tijekom fleksije, promijenio se smjer tetive kvadricepsa u odnosu na bedrenu kost, kao i krak sile.

3.2.2. Mjerenje naprezanja u patelofemoralnom zglobu (PFS)

Naprezanje u patelofemoralnom zglobu se računa tako što se sila u tetivi patele (PTF) podijeli s kontaktnom površinom patelofemoralnog zgloba. Neskladnost zglobnih tijela omogućava da zglobne površine pri niskim opterećenjima ne budu u kontaktu, kako bi hrskavica bila izložena sinovijalnoj tekućini koja je zaslužna za podmazivanje. Pri visokim opterećenjima, različita debljine hrskavice omogućava da se postigne stanje hidrostatkog tlaka i to tako što hrskavica koja sadrži velik udio tekućine može prenositi visoke pritiske bez gubitka integriteta [18].

Kontaktno područje unutar femorotibijalnog zgloba prvo se istraživalo upotrebom radiografskih metoda i pomoću tehnika lijevanja. Ova istraživanja su pomogla u spoznaji da su menisci zaslužni za raspodjelu opterećenja u koljenu [12].

Tehnike lijevanja koriste silikonsku gumu u tekućem stanju koja je izlivena oko jedne kosti u zglobu. Zglob se drži pod opterećenjem sve dok se guma ne stvrdne, što traje oko 4 minute. Nakon uklanjanja opterećenja, kontaktna područja se mogu utvrditi iz lokacija i veličina rupa na gumi [12].

Fuji film metoda se sastoji od umetanja Fuji filma kroz bilateralne retinalne rezove između zglobnih površina uslijed uvlačenja patele. Sile koje utječu na ekstenziju koljena nastaju uslijed podražaja bedrenog živca, dok je goljenična kost zadržana u određenom položaju pomoću poluge za ograničavanje. Rezultirajuća kontaktna površina u patelofemoralnom zglobu je snimljena izravno na Fuji film. Ova metoda omogućava usporedbu netaknutog prednjeg križnog ligamenta i presječenog zgloba, kao i rani stadij osteoartritisa [12].

Znanstvenici Fukubayashi i Kurosawa su kombinirali metodu lijevanja s Fuji filmom osjetljivim na pritisak kako bi izmjerili i kontaktnu površinu i raspodjelu tlaka u tibiofemoralnom zglobu kod degeneriranih i zdravih koljena, sa i bez meniska. Utvrđeno je da degenerirana koljena imaju veću kontaktnu površinu u odnosu na zdrava koljena, a pritisci koje je doživjela hrskavica su se znatno povećali uklanjanjem meniska [19].

Znanstvenik Ahmed je zajedno sa suradnicima [20] mjerio raspodjelu statičkog tlaka u tibiofemoralnom i patelofemoralnom zglobu pomoću pretvarača mikro-udubljenja. Utvrđeno je da raspodjela naprezanja u patelofemoralnom zglobu ovisi o stupnju djelovanja različitih mišića

kvadricepsa. Naglasio je da se prilikom korištenja bilo koje tehnike za mjerenje kontaktne površine i raspodjele tlaka, mora uzeti u obzir poremećaj prirodne mehanike u zglobu.

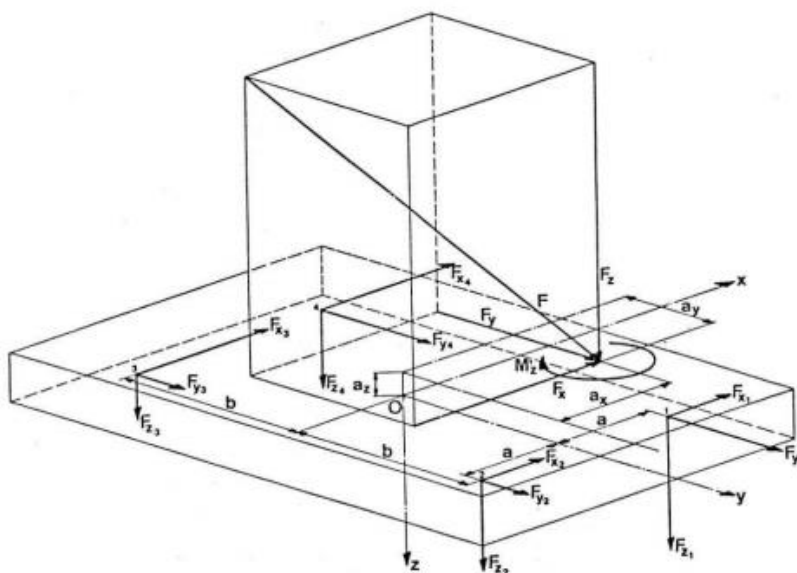
3.3. Elite sustav

BTS Elite mjerni sustav je proizvod talijanske firme BTS Bioengineering koji se upotrebljava za analizu gibanja. Ovaj sustav omogućuje praćenje markera i utvrđivanje njihovih koordinata u prostoru tijekom mjerenja, a prikazan je na slici 13.



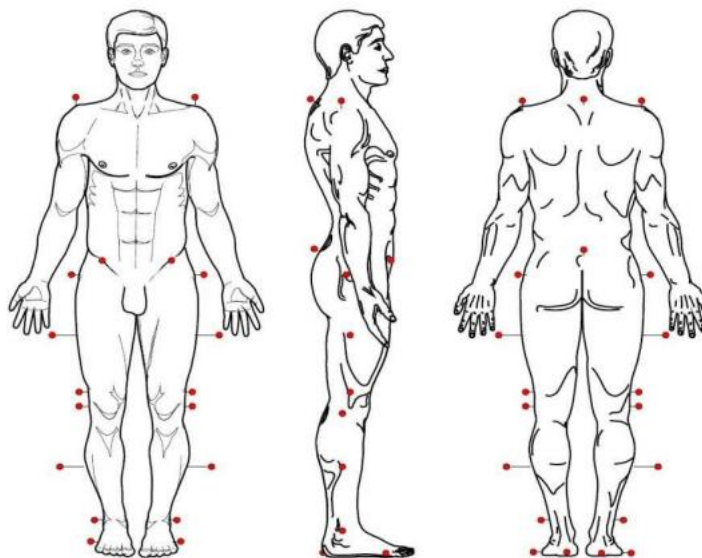
Slika 13. BTS Elite sustav [21]

Sustav se sastoji od 8 kamera koje rade na frekvenciji od 100 Hz. Kamere imaju ugrađene bljeskalice (LED diode) koje emitiraju infracrvene zrake i sinkronizirane su s kamerama. U prostoru se još nalaze i dvije obične kamere koje snimaju mjerenje iz dva kuta. Kamere prate markere i primaju reflektirane infracrvene zrake te ih pretvaraju u elektrone, pa u digitalni zapis koji se šalje u procesor računala koji analizira svaki „frame“ i na temelju toga izračunava koordinate markera u prostoru. Na računalno je spojena Kistler platforma kako bi bila povezana sa sustavom kamera. Kistler platforma mjeri tri komponente sile (F_x , F_y , F_z) i tri komponente momenta (M_x , M_y , M_z). Platforma koristi Kartezijev koordinatni sustav u kojem je os z okomita na površinu platforme i pozitivan smjer je u platformu, os y je u smjeru kretanja tijekom snimanja, a os x je poprečna os [21]. Koordinatni sustav platforme prikazan je na slici 14.



Slika 14. Koordinatni sustav Kistler platforme [21]

Kako bi sustav ispravno radio i davao točne podatke mjerenja, prostorija u kojoj se provodi mjerenje mora biti pravilno osvijetljena kako se ne bi pojavljivali odbljesci jer bi inače došlo do grešaka u mjerenju zbog gubitka markera. Također, radna prostorija se mora kalibrirati kako bi se definirao radni volumen u kojem se izvodi mjerenje. Postoje dva protokola kalibriranja, Amass i Thor protokol. Kod Thor protokola, koordinatni okvir se postavlja u jedan kut platforme koji će ujedno bit i ishodište globalnog koordinatnog sustava [21].

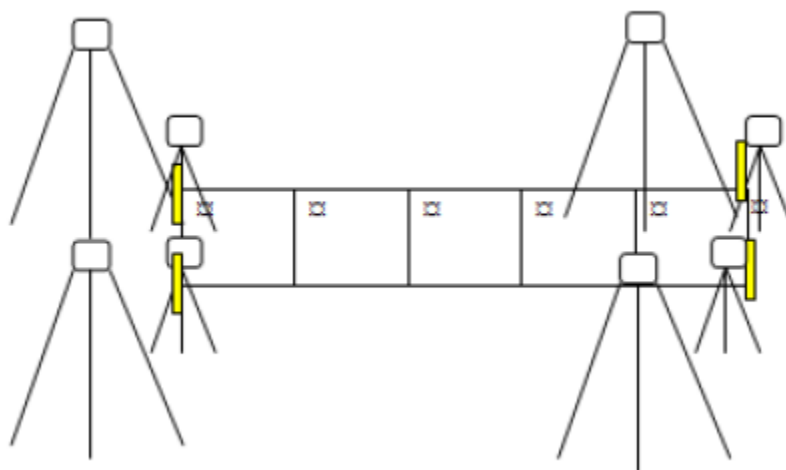


Slika 15. Davisov protokol [22]

Prije početka snimanja, potrebno je na ispitanika precizno postaviti markere. Jedan od načina postavljanja markera je prema Davisovom protokolu koji je prikazan na slici 15. Davisov protokol je razvijen posebno za analizu ljudskoga hoda. Nakon postavljanja markera potrebno je podesiti parametre za kinematiku, platformu, kamere i markere u softveru. Tijekom snimanja, kamere prikupljaju podatke sa svakog markera za svaku sliku i šalju ih prema računalu. Nakon snimanja se pogleda snimka kako bi se utvrdilo je li kamera snimila svaki marker u svakoj slici. Zatim se snimljeni markeri spajaju u žičani model, a softver nam omogućuje očitavanje i daljnju obradu dobivenih podataka [21].

3.4. Metoda mjerenja ovisnosti opterećenja u koljenu i povećanja težine za 10%

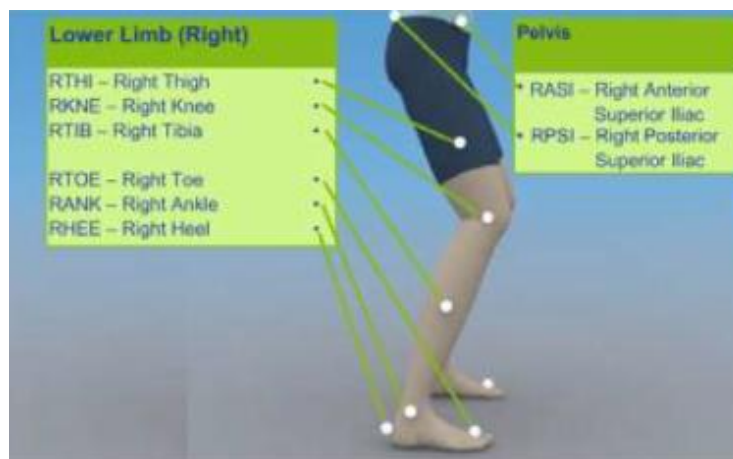
Cilj ove metode je istražiti vezu između povećanja težine tijela za 10% i opterećenja u koljenu tijekom hodanja i trčanja. Istraživanje je provedeno na 11 muških ispitanika (prosječne veličine: $m = 76.32$ kg, $h = 177$ cm, BMI (*Body Mass Index*) = 24.29). Ispitanici su hodali i trčali po stazi dugoj 6.2 m pri željenoj brzini, sa i bez prsluka koji je iznosio 10% težine. Za snimanje markera se koristio sustav od 8 kamera i 5 platformi za mjerenje reakcijskih sila podloge (GRF). Svaki ispitanik je imao po 15 reflektirajućih markera (promjera 2.5 cm) na donjim ekstremitetima. Položaji markera su određeni modelom *Plug-in Gait*. Na slici 16. prikazan je sustav od 8 kamera i 5 platformi, a na slikama 17. i 18. su prikazane pozicije pojedinih markera [12].



Slika 16. Sustav za mjerenje od 8 kamera i 5 platformi [12]



Slika 17. *Plug-in Gait* model prikazan sa stražnje strane [12]



Slika 18. *Plug-in Gait* model prikazan s bočne strane [12]

Plug-in Gait model se koristio za kinematičku i kinetičku analizu (centar mase, duljina i širina koraka), a inverznom dinamikom su se računali unutanji momenti u zglobovima i kut između dvaju dijelova zgloba, odnosno opseg pokreta zgloba [12].

Sila u tetivi se računa prema izrazu [12]:

$$F_t = -0.0616\alpha^2 + 6.3619\alpha + 76.486, \quad (1.1)$$

gdje je α kut između dijelova zgloba.

Efektivni moment kvadricepsa se računa prema izrazu [12]:

$$M_q = 0.00008\alpha^3 - 0.013\alpha^2 + 0.28\alpha + 0.046, \quad (1.2)$$

dok se sila u kvadricepsu računa kao [12]:

$$F_q = \frac{\text{moment u koljenu}}{\text{efektivni moment kvadricepsa}}. \quad (1.3)$$

Kontaktna sila između patele i bedrene kosti (PFCF) se računa kao umnožak sile kvadricepsa i konstante K [12]:

$$\text{PFCF} = F_q \cdot K, \quad (1.4)$$

gdje se konstanta K procjenjuje za tibiofemoralni zglob prema nelinearnoj jednadžbi [12]:

$$k(\alpha) = \frac{0.462 + 0.00147\alpha - 0.0000384\alpha^2}{1 - 0.01622\alpha + 0.000155\alpha^2 - 0.000000698\alpha^3}. \quad (1.5)$$

Naprezanje u patelofemoralnom zglobu se računa kao količnik kontaktne sile u patelofemoralnom zglobu i kontaktne površine u koljenom zglobu.

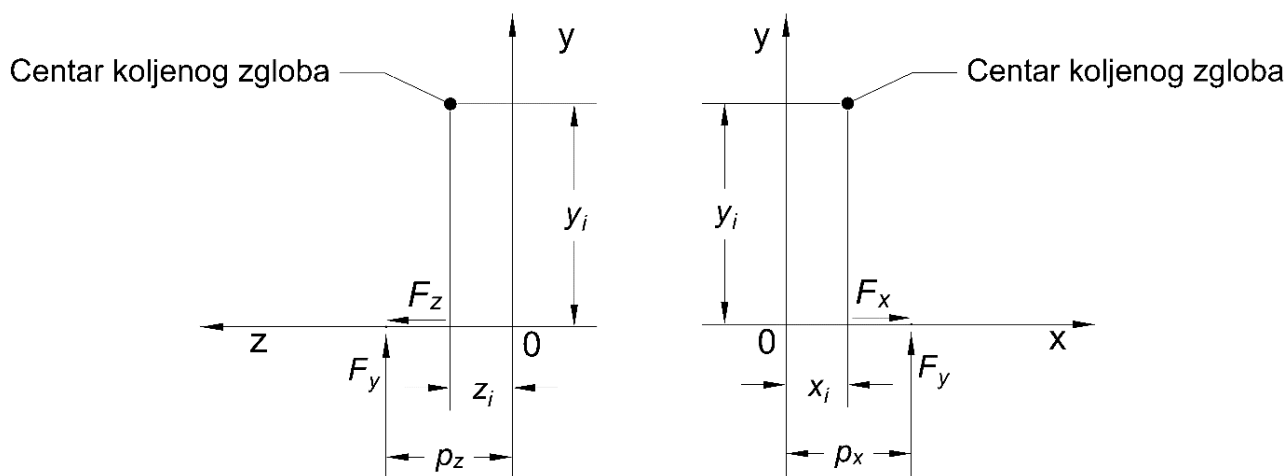
Nakon provedene analize [12] utvrđeno je da ako se težina poveća za 1 N tijekom hodanja, kontaktna sila u patelofemoralnom zglobu se poveća za 1.2 N, sila u tetivi patele se poveća za 2.14 N, a naprezanje u patelofemoralnom zglobu se poveća za 0.05 N. Tijekom trčanja, odnos između povećanja težine i kontaktne sile u patelofemoralnom zglobu je 1:4, sile u tetivi patele 1:4 te naprezanja u patelofemoralnom zglobu 1:0.1. Također je utvrđeno da tijekom hodanja s prslukom, vertikalna komponenta reakcijske sile podloge iznosi 1.03G, a tijekom trčanja s prslukom ta sila iznosi 3.7G.

3.5. Metoda izračunavanja opterećenja u koljenom zglobu

U ovom radu je za izračunavanje opterećenja u koljenu korištena metoda koja je opisana u nastavku. Zbog epidemiološke situacije uzrokovane pandemijom COVID-19 nije bilo moguće mjeriti podatke, pa su isti uzeti iz ranijeg ispitivanja provedenog u laboratoriju.

Ova metoda daje procjenu sila u koljenom zglobu u frontalnoj i sagitalnoj ravnini. Zbog pojednostavljena je zanemareno ubrzanje tijekom normalne brzine hoda. Ispitivanje je provedeno na jednom ženskom ispitaniku ($m = 62.25$ kg, $h = 172$ cm, $w = 11$ cm). Na karakteristične točke snimane noge su postavljena 4 reflektirajuća markera: dva na lateralnom i medijalnom dijelu koljena te dva na lateralnom i medijalnom dijelu zgloba. Pomoću BTS Elite sustava s osam CCD

kamera su se snimale trajektorije markera tijekom hodanja po ravnoj površini. Referentni koordinatni sustav je bio fiksiran s obzirom na laboratorij. Os x koordinatnog sustava se podudarala sa smjerom gibanja, dok je os y vertikalna os. Jedan vrh pravokutne Kistler-ove platforme je predstavljao ishodište koordinatnog sustava. Pomoću Kistler-ove platforme za mjerenje sila, mjerile su se reakcijske sile podloge te lokacije hvatišta sila. Središta koljenog zgloba i gležnja su izračunata pomoću 3D koordinata markera koji su postavljeni na lateralnom i medijalnom dijelu zglobova. Opisana metoda omogućava analizu sila u koljenom zglobu u sagitalnoj (Oxy ravnina) i frontalnoj ravnini (Oxz ravnina). Slika 19. prikazuje pojednostavljen prikaz središta koljenog zgloba, reakcijske sile podloge i hvatišta sila u frontalnoj i sagitalnoj ravnini.



Slika 19. Centar koljena, reakcijske sile podloge i njihova hvatišta u frontalnoj ($0yz$) i sagitalnoj ($0xy$) ravnini

Prema slici 19., moment M_z u sagitaloj ravnini se računa prema izrazu:

$$M_z = F_y \cdot (p_x - x_i) + F_x \cdot y_i, \quad (1.6)$$

gdje je:

x_i - koordinata centra koljenog zgloba u smjeru gibanja,

y_i - koordinata centra koljenog zgloba u vertikalnom smjeru,

F_x - reakcijska sila podloge u smjeru osi x ,

F_y - reakcijska sila podloge u smjeru osi y ,

p_x - koordinata hvatišta sile po osi x .

Sila mišića kvadricepsa i dvoglavog lisnog mišića F_m ovisi o momentu M_z i udaljenosti između kondila bedrene kosti w , a računa se prema izrazima [23]:

$$F_m = \left| \frac{M_z}{2.69w} \right| \text{ za } M_z < 0, \quad (1.7)$$

$$F_m = \left| \frac{M_z}{3.18w} \right| \text{ za } M_z > 0. \quad (1.8)$$

Ukupno opterećenje koljenog zgloba se računa prema izrazu:

$$F_s = F_y + F_m, \quad (1.9)$$

gdje je F_y vertikalna komponenta reakcijske sile podloge. Moment M_x u frontalnoj ravnini iznosi:

$$M_x = -F_z \cdot y_i - F_y \cdot (p_z - z_i), \quad (1.10)$$

Gdje je:

z_i – koordinata centra koljenog zgloba u transverzalnom smjeru,

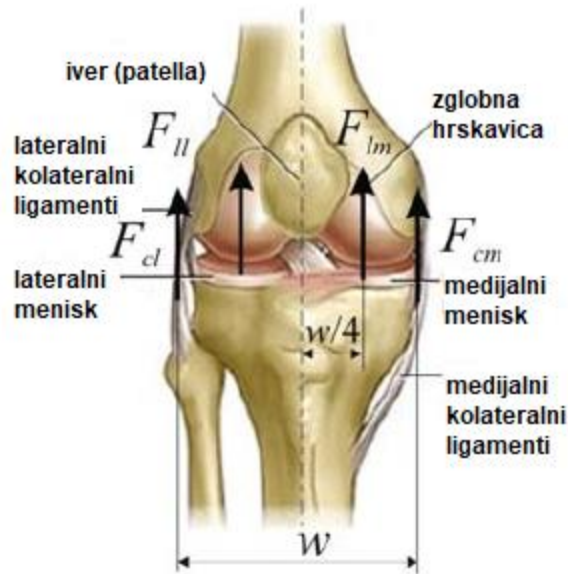
y_i – koordinata centra koljenog zgloba u vertikalnom smjeru,

F_z – reakcijska sila podloge u smjeru osi z ,

p_z – koordinata hvatišta sile po osi z .

U frontalnoj ravnini koljena, ukupno opterećenje koljenog zgloba F_s , opterećenja ligamenata i sile mišića su u ravnoteži. Ukupno opterećenje koljenog zgloba je podijeljeno na dvije vertikalne komponente (F_{lm} i F_{ll}) koje djeluju na medijalnom i lateralnom dijelu zgloba. Ove dvije komponente djeluju na udaljenosti $w/4$ od sredine koljena. Opterećenja kolateralnih ligamenata F_{cm} i F_{cl} se uvode zbog održavanja stabilnosti kada moment M_x reducira opterećenja u oba dijela na nulu.

Na slici 20. je prikazano opterećenje koljena u frontalnoj ravnini.



Slika 20. Opterećenja koljena u frontalnoj ravnini [24]

U frontalnoj ravnini koljena, moment M_x i ukupno opterećenje koljena F_s se mogu zapisati preko sljedećih izraza:

$$M_x = -F_{lm} \cdot \frac{w}{4} + F_{ll} \cdot \frac{w}{4}, \quad (1.11)$$

$$F_s = F_{lm} + F_{ll}. \quad (1.12)$$

Izrazi (1.11) i (1.12) predstavljaju sustav dvije jednačbe s dvije nepoznanice (F_{lm} i F_{ll}). Ako se utvrdi da je opterećenje bilo kojeg dijela manje od nule, onda se od susjednog kolateralnog ligamenta očekuje da preuzme opterećenje koje je dovoljno za održavanje integriteta zgloba, a negativno opterećenje dobiva vrijednost nula:

$$\text{ako je } F_{lm} < 0, \text{ tada je } F_{lm} = 0 \text{ i } M_x = F_{ll} \cdot \frac{w}{4} - F_{cm} \cdot \frac{w}{2}, \quad (1.13)$$

$$\text{ako je } F_{ll} < 0, \text{ tada je } F_{ll} = 0 \text{ i } M_x = -F_{lm} \cdot \frac{w}{4} + F_{cl} \cdot \frac{w}{2}, \quad (1.14)$$

gdje su F_{cm} i F_{cl} opterećenja medijalnog i lateralnog kolateralnog ligamenta.

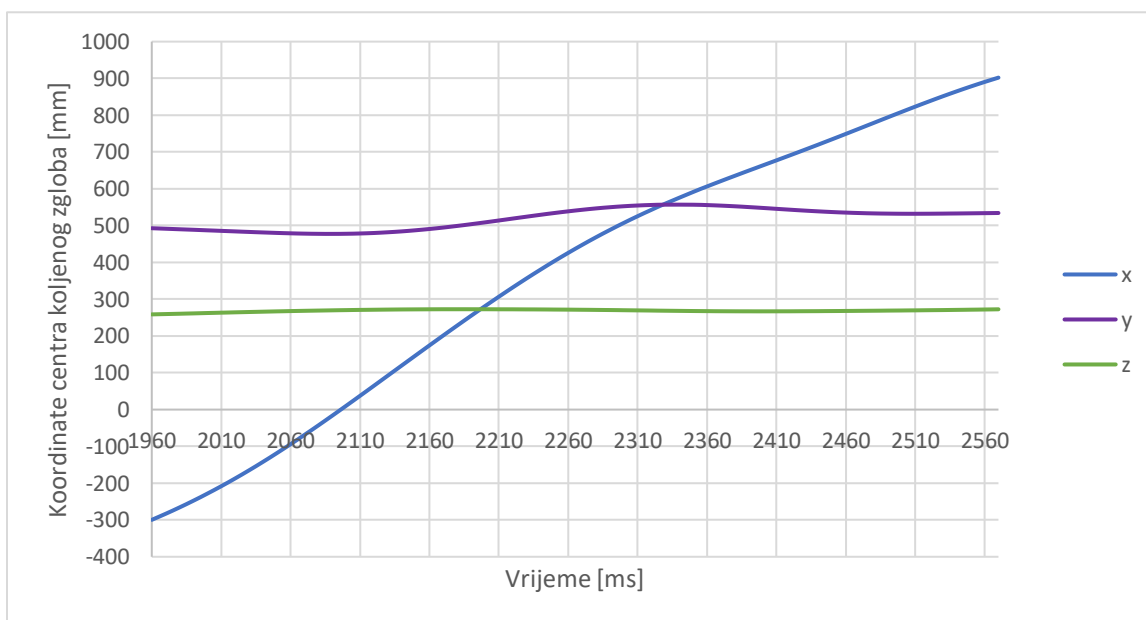
S obzirom na izraze (1.13), (1.14) i (1.9), ukupno opterećenje koljenog zgloba se računa:

$$F_s = F_y + F_m + F_{cl} \text{ (ili } F_{cm}) \quad (1.15)$$

3.5.1. Rezultati mjerenja

Snimljeni podaci su obrađeni te su uklonjeni oni kod kojih ispitanica nije stajala punim stopalom na podlozi. Reakcijske sile podloge su normalizirane s tjelesnom težinom (F/G). Na slikama 21., 22. i 23. su prikazane trajektorije centra koljenog zgloba i sile reakcije podloge kao funkcije kontakta između stopala i platforme.

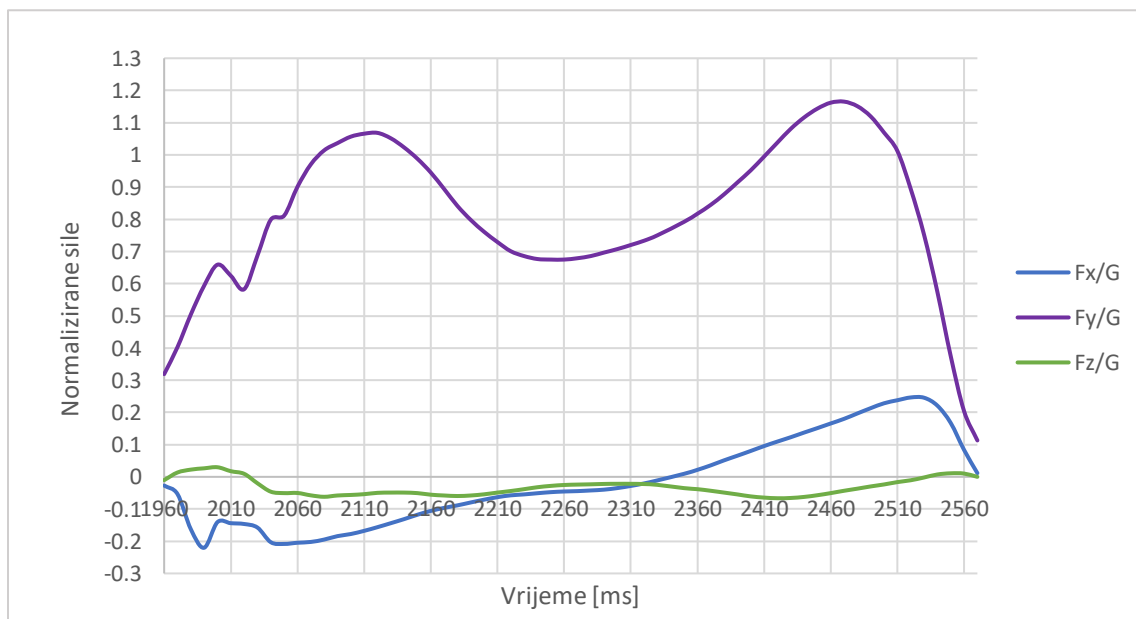
Na slikama 24. i 25. su prikazane izračunate normalizirane sile u medijalnom i lateralnom dijelu zgloba, normalizirano opterećenje kolateralnih ligamenata izračunato prema izrazima (1.13) i (1.14) te ukupno opterećenje koljena tijekom kontakta stopala i platforme izračunato prema izrazu (1.15).



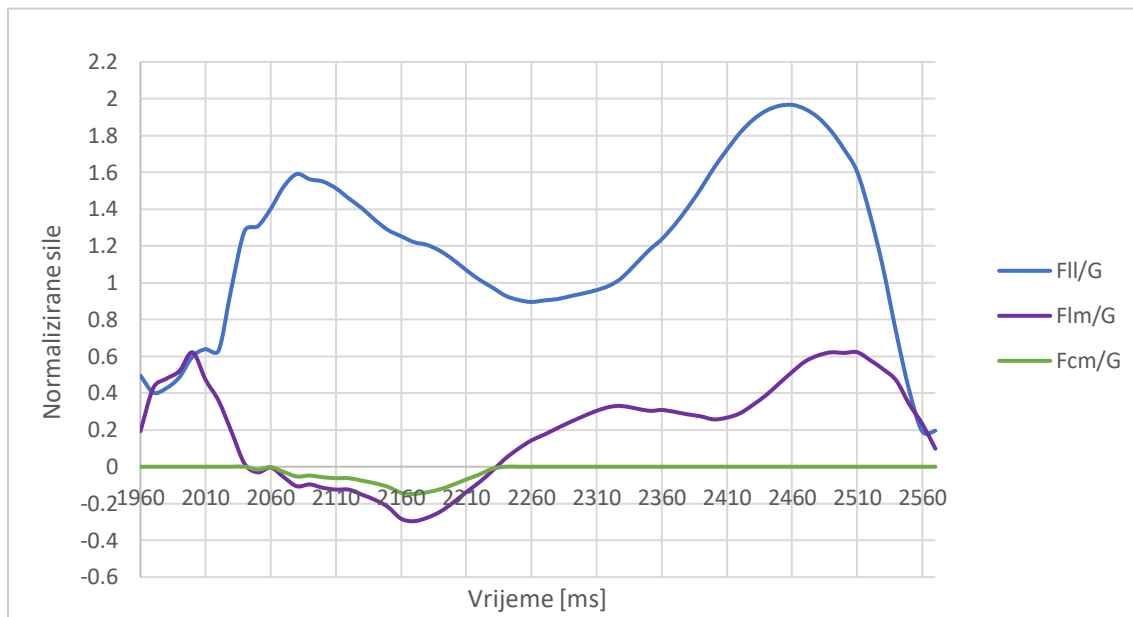
Slika 21. Dijagram ovisnosti koordinata centra koljenog zgloba (x, y, z) o vremenu



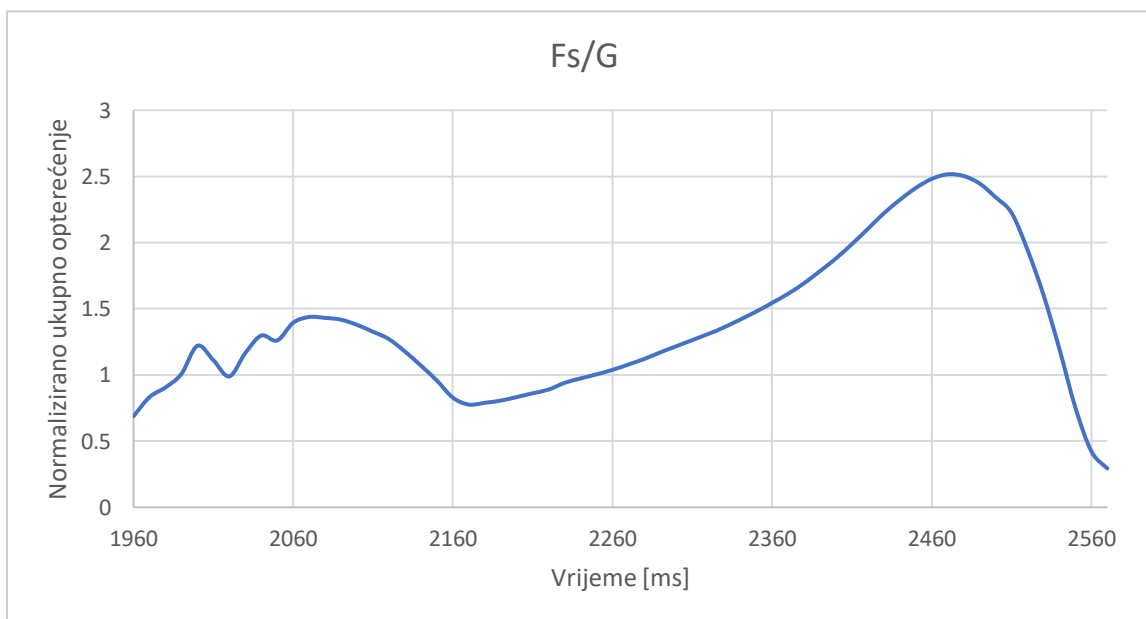
Slika 22. Dijagram ovisnosti komponenta reakcijske sile podloge (F_x , F_y , F_z) o vremenu



Slika 23. Dijagram ovisnosti normaliziranih komponenta reakcijske sile podloge o vremenu



Slika 24. Dijagram ovisnosti normaliziranog opterećenja u medijalnom i lateralnom dijelu koljenog zgloba te normaliziranog opterećenja u medijalnom kolateralnom ligamentu o vremenu



Slika 25. Dijagram ovisnosti normaliziranog ukupnog opterećenja koljenog zgloba o vremenu

Iz slike 25. se vidi da maksimalna vrijednost ukupnog opterećenja koljenog zgloba iznosi $2.5G$. S obzirom na taj podatak, izvodi se jednadžba ovisnosti smanjenja težine tijela za iznos X i opterećenja koljena koja glasi:

$$F_s = 2.5 \cdot G,$$

$$F_{s1} = 2.5 \cdot (G - X),$$

$$\Delta F_s = F_s - F_{s1} = 2.5 \cdot X, \tag{1.16}$$

gdje je:

F_s – opterećenje koljena prije smanjenja težine,

F_{s1} – opterećenje koljena nakon smanjenja težine,

G – težina tijela,

X – iznos za koji se smanjila težina tijela, [N].

4. ZAKLJUČAK

Povećanje tjelesne težine znatno utječe na povećanje opterećenja u koljenom zglobu. Kako bi liječnici mogli reći pacijentima koliko kilograma trebaju izgubiti da bi za određeni iznos smanjili opterećenje u koljenu, bilo je potrebno provesti razne metode određivanja opterećenja koja djeluju u koljenom zglobu. U metodama za određivanje opterećenja su primijenjeni zakoni mehanike na ljudsko tijelo, u ovom slučaju na koljeno, gdje se kompleksnost koljena svela na statiku krutog tijela. Metoda kojom se izračunalo opterećenje u koljenu dala je iznos resultantnog opterećenja od 2.5G, pomoću čega se odredio izraz za izračun opterećenja u koljenu prilikom smanjenja težine tijela za određeni iznos (npr. ako pacijent izgubi 5 kg, opterećenje u koljenu će se smanjiti za otprilike 123 N). Ovo je posebno bitno za starije i pretile osobe koje su oboljele od osteoartritisom kod kojih svako dodatno povećanje težine i pokret zbog trenja u zglobu uzrokuje povećanje opterećenja u koljenu.

Ovdje je ustvari predstavljena poveznica između strojarstva i medicine, odnosno to je jedan od primjera koliko je strojarstvo važno za medicinu. U današnjem svijetu, bez tehnike ne bi bilo napretka ni u medicini ni u industriji, pa tako ni rješenja problema. Iz tog razloga je provedena metoda kako bi se pomoglo pacijentima s bolovima u koljenu ukoliko su isti uzrokovani prevelikom težinom ili osteoartritisom.

LITERATURA

- [1] Dželalija M., Rausavljević N., *Biomehanika sporta*, Fakultet prirodoslovno-matematičkih znanosti i odgojnih područja, Split, 2003.
- [2] Fanghanel, J. i drugi.: *Waldeyerova anatomija čovjeka*, Golden marketing, Tehnička knjiga, 2009.
- [3] *Tri vrste zglobova u tijelu*, <https://hr.peopleperproject.com/posts/16820-the-3-types-of-joints-in-the-body>, 25.01.2021.
- [4] Rotim K. i suradnici, *Anatomija*, Zdravstveno veleučilište, Zagreb, 2017.
- [5] *Knee pain explained*, <https://www.knee-pain-explained.com/kneebones.html>, 25.01.2021.
- [6] Križan M., Završni rad,
<https://zir.nsk.hr/islandora/object/unin%3A2049/datastream/PDF/view>, 25.01.2021.
- [7] *Rekonstrukcija prednjeg križnog ligamenta*, <https://www.svkatarina.hr/centar-izvrsnosti/2/ortopedija-i-sportska-medicina/rekonstrukcija-prednjeg-kriznog-ligamenta-acl/178>, 25.01.2021.
- [8] Palastanga N., Field D., Soames R., *Anatomy and Human Movement*, UK, 2002.
- [9] *Mišićni sustav*, http://ss-medicinska-si.skole.hr/upload/ss-medicinska-si/images/static3/1121/attachment/misicni_sustav.pdf, 25.01.2021.
- [10] *Osteoarthritis - degenerativna bolest zglobova*,
<https://www.plivazdravlje.hr/aktualno/clanak/30657/Osteoarthritis-degenerativna-bolest-zglobova.html>, 25.01.2021.
- [11] *Osteoarthritis koljena*, <https://hr.medicineh.com/33-ostearthritis-of-the-knee-degenerative-arthritis-of-the-knee-17877>, 25.01.2021
- [12] HY Wu C., *Does the increase in body weight change the knee and ankle joint loading in walking and running?*, Master Thesis, 2015.
- [13] Vaughan.C. L., Davis.B. L., O'connor. J. C., *Dynamics of human gait*, Champaign, Illinois, Human Kinetics Publishers, 1992.
- [14] Winter.D. A., *Biomechanics and motor control of human movement*, John Wiley and Sons, 2009.

- [15] Van Eijden, T. M. G. J., De Boer W., Weijs W. A., *The orientation of the distal part of the quadriceps femoris muscle as a function of the knee flexion-extension angle - Journal of biomechanics*, 1985.
- [16] Powers C. M., Lilley J. C., Lee T. Q., *The effects of axial and multi-plane loading of the extensor mechanism on the patellofemoral joint - Clinical Biomechanics*, 1998.
- [17] Van Eijden T. M. G. J., Kouwenhoven E., Verburg J., Weijs W. A., *A mathematical model of the patellofemoral joint - Journal of biomechanics*, 1986.
- [18] Greenwald A. S., O'Connor J. J., *The transmission of load through the human hip joint - Journal of biomechanics*, 1971.
- [19] Fukubayashi T., Kurosawa H., *The contact area and pressure distribution pattern of the knee: a study of normal and osteoarthrotic knee joints - Acta Orthopaedica*, 1980.
- [20] Ahmed A. M., Burke D. L., Yu A., *In-vitro measurement of static pressure distribution in synovial joints—Part I and II: Journal of biomechanical engineering*, 1983.
- [21] Žarko M., Završni rad,
http://repositorij.fsb.hr/5074/1/Zarko_2016_završni_preddiplomski.pdf, 25.01.2021.
- [22] Medved V., Kasović M., *Biomehanička analiza ljudskog kretanja u funkciji sportske traumatologije*, Zagreb, 2007.
- [23] Jurčević Lulić T., Bratić R., Leder Horina J., *A method of loads assessment in the knee joint for ergonomic practice*, FSB, Zagreb, 2013.
- [24] *Knee joint explained*, <https://www.nzihf.co.nz/media-resources-1/articles/personal-training-the-knee-joint-explained>, 25.01.2021.