



Srednja šola
Slovenska Bistrica

SREDNJA ŠOLA SLOVENSKA BISTRICA

Simulacija obremenitev na modelu človeškega kolena in ugotavljanje vpliva indeksa telesne mase na obrabo meniskusa

Interdisciplinarna področja: astronomija ali fizika, biologija, tehnika ali tehnologija

Raziskovalna naloga

Avtor: Filip Rap

Mentor: mag. Marko Žigart

Slovenska Bistrica, 2022

ZAHVALA

Iskreno se zahvaljujem vsem, ki so tako ali drugače pomagali pri nastanku tega raziskovalnega dela, predvsem pa lektorici gospe Maji Kodrič Crnjakovič in mentorju magistru Marku Žigartu.

KAZALO VSEBINE

POVZETEK.....	5
ABSTRACT.....	6
1. UVOD.....	7
2. TEORETIČNI DEL.....	8
2.1 Anatomija kolena	8
2.2 Kinematika kolena.....	9
2.3 Napake na kolenu	10
2.4 Obraba v tehniki.....	10
2.5 Indeks telesne mase.....	11
3. RAZISKOVALNI DEL.....	12
3.1 Raziskovalne metode	12
3.1.1 Namen raziskave	12
3.1.2 Cilji raziskave	12
3.1.3 Raziskovalne hipoteze.....	12
3.1.4 Metode dela.....	12
3.1.5 Potek dela	12
3.2 Rezultati	14
3.2.1 Preverjanje hipoteze 1:	14
3.2.2 Preverjanje hipoteze 2:	16
3.2.3 Preverjanje hipoteze 3:	25
4. RAZPRAVA.....	27
5. ZAKLJUČEK.....	29
6. VIRI IN LITERATURA.....	30

KAZALO SLIK

Slika 1: Koleno z vezmi.....	9
Slika 2: Iksasto in oksasto koleno.....	10
Slika 3: Tabela za vrednosti ITM.....	11
Slika 4: Fotografija modela noge med eksperimentom in skica fotografiranega.....	14
Slika 5: Fotografija makete kolena поближе.....	17
Slika 6: Skica mehanizma delovanja modela.....	18

KAZALO TABEL

Tabela 1: Oddaljenost uteži od težišča za posamezna stanja modela.....	15
Tabela 2: Tabela korakov premikanja modela.....	15
Tabela 3: Izračunane navpične sile na koleno za posamezna stanja modela.....	19
Tabela 4: Izračunane vodoravne sile na koleno za posamezna stanja modela.....	19
Tabela 5: Direktno pridobljene sile iz silomera.....	20
Tabela 6: Izmerjene navpične sile na koleno za posamezna stanja modela.....	21
Tabela 7: Izmerjene vodoravne sile na koleno za posamezna stanja modela.....	22
Tabela 8: Projekcija trajnosti za umetno koleno iz keramike glede na obrabo meniskusa iz keramike.....	26

KAZALO GRAFOV

Graf 1: Navpične sile na model med navpičnim gibanjem.....	23
Graf 2: Vodoravne sile na model med navpičnim gibanjem.....	23
Graf 3: Teoretične in praktične sile v navpični in vodoravni smeri na model med navpičnim gibanjem.....	24
Graf 4: Velikost rezultante sil na model med navpičnim gibanjem.....	24

POVZETEK

V raziskovalni nalogi z naslovom *Simulacija obremenitev na modelu človeškega kolena in ugotavljanje vpliva indeksa telesne mase na obrabo meniskusa* smo nameravali ugotoviti, kako se spreminjajo sile na koleno med počepom in kako na trajnost kolena vpliva indeks telesne mase posameznika. Raziskovanja smo se lotili na način, da smo izdelali model levega človeškega kolena z gležnjem v naravnem merilu in na njem izvajali meritve. Na modelu smo izvajali meritve sil na koleno in določene druge meritve, s pomočjo katerih smo lahko predvideli obrabo meniskusa. Obrabo meniskusa smo predvideli za primer, če bi bil ta izdelan iz keramike, saj je definiranje človeškega meniskusa odvisno od preveč dejavnikov.

Skozi raziskovalno delo nas vodijo tri hipoteze. V prvi hipotezi smo na podlagi resničnih podatkov izračunali idealen in s tem najbolj verjeten mehanizem navpičnega gibanja človeškega kolena v povezavi z gležnjem. Pravzaprav gre za odnos med kotom v kolenu in kotom v gležnju pri navpičnem gibanju (počepu) v vsakem trenutku. V okviru druge hipoteze smo s pomočjo izdelanega modela merili sile na koleno v odvisnosti od njegovega položaja. Sile smo najprej določili računsko, nato pa izmerili na modelu in upoštevali aritmetično sredino obeh podatkov. V okviru druge hipoteze smo prišli do ugotovitve, da v okviru naših meritev največja sila na koleno nastane pri velikosti kolenskega kota 50 stopinj, ko je kot v gležnju 45 stopinj. Z zadnjo hipotezo smo raziskovali, kako na obrabo meniskusa v kolenu pri posameznem človeku vpliva njegova masa oziroma natančneje njegov indeks telesne mase (ITM). S pomočjo določenih vrednosti, ki smo jih pridobili iz meritev na izdelanem modelu, smo po Archardovi enačbi določili obrabo keramičnega meniskusa v kolenu. Predvideli smo, koliko počepov bi do popolne obrabe meniskusa v obdobju 50 let zmogla narediti enako velika oseba z normalno težo in oseba z debelostjo prve stopnje. Na koncu se je izkazalo, da sta ITM človeka in obraba njegovega kolena premo sorazmerna.

Raziskovanje je navkljub določenim tehničnim izzivom potekalo uspešno, na kar kažejo tudi zelo natančni rezultati meritev, ki se izjemno približajo teoretično izračunanim vrednostim. Prav gotovo obstajajo možnosti za popravke, ki bi težili v smer povečanja natančnosti meritev z večkratnim merjenjem tudi pri različnih obremenitvah. Povsem mogoče bi bilo izboljšati raziskavo z natančnejšim določanjem mas posameznih delov človeškega telesa, kar bi omogočalo natančnejšo oceno ITM-ja posameznika pri tretji hipotezi. Tako nadgradnjo raziskave bi morali izvajati z zavedanjem, da razmerja mas posameznih organov pri vseh ljudeh gotovo niso enaka. V nadaljevanju bi lahko raziskovali še sile na koleno pri različnih oblikah in deformacijah kolena. Natančneje bi bilo moč tudi razdelati sile znotraj samega kolenskega sklepa ali pa izvajati raziskavo v drugem mediju, npr. v vodi, saj se določene terapije po operacijah izvajajo tudi v vodi.

Ključne besede: model kolena, dinamika kolena, sile na koleno, obraba kolena, indeks telesne mase

ABSTRACT

In a research paper entitled Load Simulation on a Human Knee Model and Determining the Influence of Body Mass Index on Meniscus Wear, we intended to determine how knee forces change during squats and how individual body mass index affects knee durability. We undertook the research by making a model of the left human knee with the ankle on a natural scale and performing measurements on it. On the model, we performed measurements of forces on the knee and certain other measurements, with the help of which we were able to predict the wear of the meniscus. The wear of the meniscus was predicted in the event that it was made of ceramic, as the definition of the human meniscus depends on too many factors.

Three hypotheses guide us through our research work. In the first hypothesis, based on real data, we calculated the ideal and thus the most probable mechanism of vertical movement of the human knee in relation to the ankle. In fact, it is the relationship between the angle at the knee and the angle at the ankle in vertical movement (squatting) at all times. In the second hypothesis, we measured the forces on the knee with the help of the developed model, depending on its position. The forces were first calculated, then measured on a model and the arithmetic mean of both data was taken into account. In the second hypothesis, we came to the conclusion that in the framework of our measurements, the maximum force per knee occurs at the size of the knee angle of 50 degrees, when the angle at the ankle is 45 degrees. With the last hypothesis, we investigated how the wear of the meniscus in the knee in an individual is affected by their weight or, more precisely, their body mass index (BMI). Using certain values obtained from the measurements on the fabricated model, we determined the wear of the ceramic meniscus in the knee according to Archard's equation. We predicted how many squats a person of normal weight and a person with first-degree obesity would be able to do until complete wear of the meniscus over a period of 50 years. In the end, the BMI of the individual and the wear of their knee proved to be directly proportional.

Despite certain technical challenges, the research was successful, as evidenced by the very accurate results of measurements, which are extremely close to the theoretically calculated values. Certainly, there are possibilities for corrections that would tend to increase the accuracy of measurements by multiple measurements even at different loads. It would be quite possible to improve the research by more accurately determining the masses of individual parts of the human body, which would allow a more accurate assessment of an individual's BMI in the third hypothesis. Such an upgrade of research should be carried out with the awareness that the ratios of the masses of individual organs in all people are certainly not the same. In the following, we could also investigate the forces on the knee in various shapes and deformations of the knee. More specifically, it would also be possible to distribute forces within the knee joint itself or to conduct research in another medium, e.g. in water, as certain therapies are also performed in water after operations.

Key words: knee model, knee dynamics, knee forces, knee wear, body mass index

1. UVOD

Človeštvo se že od samega začetka obstoja ukvarja s spoznavanjem, proučevanjem, z zdravljenjem in nadgrajevanjem človeškega telesa. Bonitete in omejitve našega telesa nas spremljajo na vsakem koraku. Človek si želi, da bi razumel delovanje človeškega telesa in bi ga znal pozdraviti in optimalno nadgraditi, tako kot lahko optimizira razne stroje in naprave. Človeško telo ni stroj, zato je njegovo razumevanje izredno kompleksno in morda ravno zaradi tega še zanimivejše za raziskovanje.

Raziskovalna naloga je nastala z željo raziskovati sile v kolenu. Ugotoviti smo želeli, kakšne sile delujejo na človeško koleno ter kako se le-te spreminjajo glede na pozicijsko stanje človeške noge. V mislih smo imeli izvedbo počepa. Ko smo o tem razmišljali, nas je pričelo zanimati, kako poteka celoten mehanizem izvedbe počepa, torej zveza med kotom v kolenu in v gležnju pri navpičnem gibanju noge. Ob koncu pa smo želeli izvedeti še, kako indeks telesne mase (ITM) vpliva na obrabo kolena. Pri tem smo se omejili na umetno koleno iz keramike. Z raziskovalno nalogo smo torej nameravali ugotoviti, kako se spreminjajo sile na koleno med počepom in kako na trajnost kolena vpliva človekov ITM.

Pred začetkom raziskovanja smo pregledali teorijo s področja raziskovanja. Obdelali smo anatomijo, kinematiko ter napake na kolenu, definirali obrabo materiala in ITM. Teoretični del je postavil izhodišče za določitev raziskovalnih hipotez v nadaljevanju. Po pregledu teorije smo si zastavili naslednja raziskovalna vprašanja:

- **Kakšna je zveza med kotoma v kolenu in gležnju med počepom?**
- **Pri katerem kotu kolena so sile na kolenu največje?**
- **Kako sta povezana ITM človeka in obraba kolena ter kako se to izraža v praksi?**

Zastavili smo si naslednje hipoteze:

- **Kot v kolenu in kot v gležnju sta pri navpičnem gibanju medsebojno linearno odvisna.**
- **Največje sile na koleno nastanejo v stanju najbolj pokrčenega kolena.**
- **ITM človeka in obraba njegovega kolena sta premo sorazmerna, kar se v praksi kaže kot rezultat projekcije, ki človeku z višjim ITM napoveduje manjše število gibov do izrabe umetnega kolena iz keramike.**

Ko smo imeli zastavljena raziskovalna vprašanja, smo se lotili načrtovanja izvedbe poskusa. Pred izvedbo poskusa smo splanirali in izdelali model kolena, na katerem smo poskus izvajali. Izdelava modela je predstavljena v poglavju *Metode raziskovanja*. Model je izdelan v naravni velikosti s pomočjo tehnologije 3D-tiska. Na modelu smo izvedli vse potrebne meritve. V okviru prve hipoteze smo rezultate določili računsko. Pri drugi hipotezi smo delno fiksirali model kolena in ga obremenjevali z utežjo mase 2 kg ter nato merili sile, ki delujejo na koleno. V okviru tretje hipoteze smo na podlagi modela določili stične površine znotraj kolenskega sklepa in izračunali obrabo kolenskega meniskusa glede na ITM človeka. Potek meritev in izračuni so prikazani v poglavju *Rezultati*. Na koncu smo rezultate analizirali v poglavju *Razprava*.

Nikjer nismo zasledili raziskovalnih nalog, ki bi na tak način raziskovale kolenski sklep. Pri določenih delih raziskovanja nas je omejevalo ravno pomanjkanje teoretičnih podatkov.

2. TEORETIČNI DEL

2.1 Anatomija kolena

Koleno je tečajast sklep (Sperryn, 1994) med stegenico (femur), golenico (tibia) in pogačico (patella) (Knee, b. d.). Kolenski sklep je v osnovi sklep med golenico in stegenico, pri čemer pogačica služi za podaljševanje vzvoda in kot prepreka za pretirano razprtje kolena. Tečajast sklep kolenu omogoča premikanje kosti v smeri ene osi in razpon do 145 kotnih stopinj, čeprav v kolenskem sklepu golenica tudi nekoliko rotira na stegenici (Sperryn, 1994). Golenica in stegenica ne drsita direktno druga po drugi, temveč drsita po dveh meniskusih, ki se nahajata med njima (Knee, b. d.).

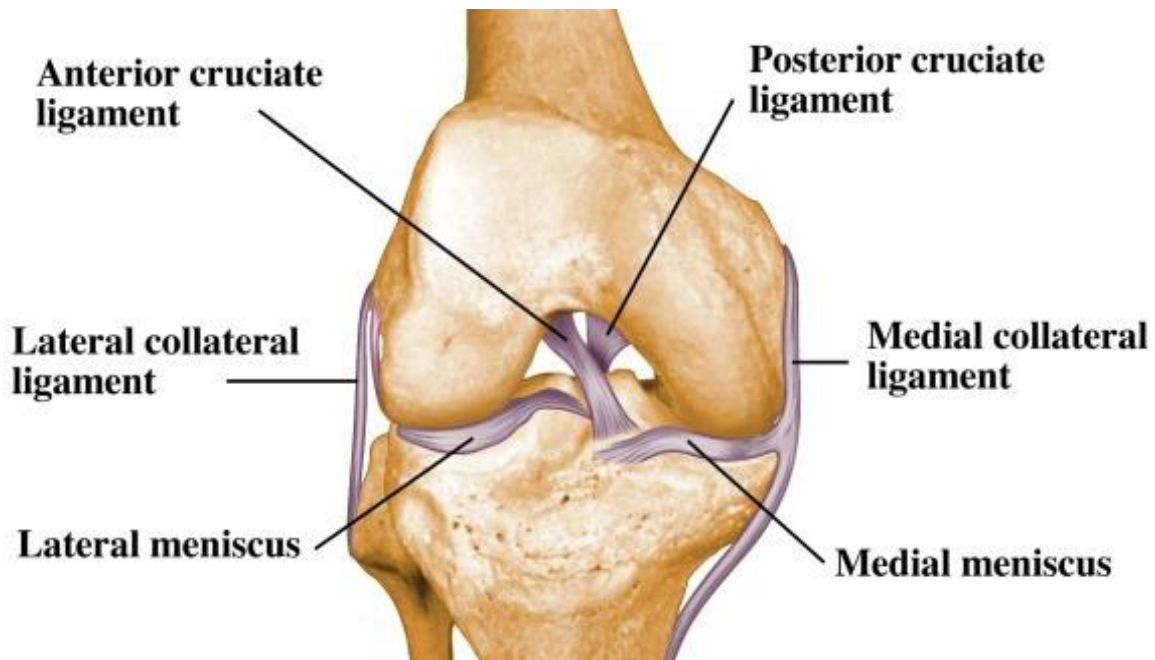
Meniskus je lamela v obliki polmeseca, ki je spredaj in od zadaj privzdignjena, kar mu na zgornji površini daje konkavno obliko (Knee, b. d.). Prečen prerez meniskusa je trikoten. Elastični modul meniskusa znaša med 50 in 198 Mpa, na nekaterih delih telesa pa med 8 in 19 Mpa. V kolenu večja kontaktno površino, izboljšuje porazdelitev teže, blaži udarce in stabilizira koleno (Abdelgaieda idr., 2015). Meniskus je zelo bistven za delovanje kolena, saj so študije pokazale, da prihaja med hojo do kompresijskih obremenitev na kolenu, ki znašajo 1–2-kratnik telesne teže ter 3–4-kratnik med tekom. Med tekom prav tako prihaja do številnih tresljajev. Da ti tresljaji ne razmečejo kolena na kose, koleno držijo skupaj določene vezi, ki jih imenujemo ligamenti (Knee, b. d.).

Ligamenti so vezi, ki ohranjajo stabilnost kolena. Okoli kolena se nahaja sklepna kapsula, ki je sestavljena iz ligamentov tako, da ima na površini debelo in vlaknasto plast in nato vedno tanjše plasti proti notranjosti sklepa. Zaradi svoje strukture je kapsula najbolj napeta takrat, ko je koleno zloženo in najbolj sproščena takrat, ko je koleno sproščeno. Znotraj kapsule se nahaja sinovialna membrana, ki oskrbuje sklep s sinovialno tekočino. Sinovialna tekočina maže sklep med gibanjem. Druge strukture znotraj sklepne kapsule vključujejo infrapatelarno maščobno blazinico in burzo, ki blažita zunanje sile na koleno. Sklepna kapsula tako koleno oskrbuje s snovmi in zaradi ligamentov skrbi za njeno stabilnost (Knee, b. d.).

V človeškem kolenu se nahaja nekaj zelo pomembnih ligamentov:

1. Medialni kolateralni ligament (MCL) poteka od medialnega epikondila stegenice do medialnega kondila in zgornjega dela medialne površine golenice in je sestavljen iz površinskih in globinskih vlaken. Medialni kolateralni ligament deluje predvsem proti valgusnim silam, silam, ki delujejo na zunanjo/laterno površino kolena in na sile, ki povzročajo laterno rotacijo golenice na stegenico.
2. Stranski kolateralni ligament (LCL) poteka vzdolž lateralnega epikondila stegenice in se združi s tetivo bicepsa stegenice. Stranski kolateralni ligament kolena se upira varusnim silam in preprečuje stransko rotacijo golenice na stegenico.
3. Sprednja križna vez (ACL) poteka znotraj kolenskega sklepa od sprednjega dela golenice na zadnji del stegenice. Sprednja križna vez se imenuje zato, ker z zadnjo križno vezjo na sredini kolenskega sklepa tvori križ. Obstajata dve vrsti vlaken sprednjih križnih vezi: anteromedialni snop (AMB) in posterolateralni snop (PLB). Sprednje križne vezi se upirajo strižnim silam na koleno. Ko se koleno bliža popolnemu iztegu, deluje posterolateralni snop (PLB), ko pa je obratno, deluje anteromedialni snop (AMB). Sprednje križne vezi pomagajo nasprotovati tudi silam varus in valgus, delno pa tudi rotaciji. Pri rotaciji pride do največ poškodb sprednjih križnih vezi.
4. Zadnja križna vez (PCL) se začne pri zadnji površini golenice med zadnjima rogovoma meniskusa, nato poteka zgoraj in spredaj ter se pritrdi na lateralni del medialnega stegeničnega kondila. Zadnja križna vez je veliko krajša in hkrati tudi veliko bolj močna kot sprednja križna vez. Zadnje križne vezi so sestavljene iz dveh snopov

vlaknen posteromedialnega (PMB) in anterolateralnega snopa (ALB). Ko je koleno iztegnjeno, bolj deluje anterolateralni snop (ALB) in obratno. Glavna naloga zadnjih križnih vezi je upiranje se silam varus in valgus (Knee, b. d.).



Slika 1: Koleno z vezmi. Pridobljeno 13. 1. 2022 s <https://www.physio-pedia.com/Knee>.

Kosti v človeškem telesu preko kit premikajo mišice in tako upravljajo s sklepi. Na kolenski sklep deluje ogromno različnih mišic. Pogačica je na kolenski sklep pritrjena tako, da je zasidrana v debeli skupni kiti štiriglave stegenske mišice. Ko se ta zgosti, nastane pogačična kita, ki vodi pogačico v nasadišče na vrhu golenice. Naloga pogačice je, da dviga črto, v kateri kita vleče gor in vstran od sklepa, in s tem podaljšuje ročico vzvoda. Koleno zraven omenjenega ščitijo še maščobne obloge in koža (Sperryn, 1994).

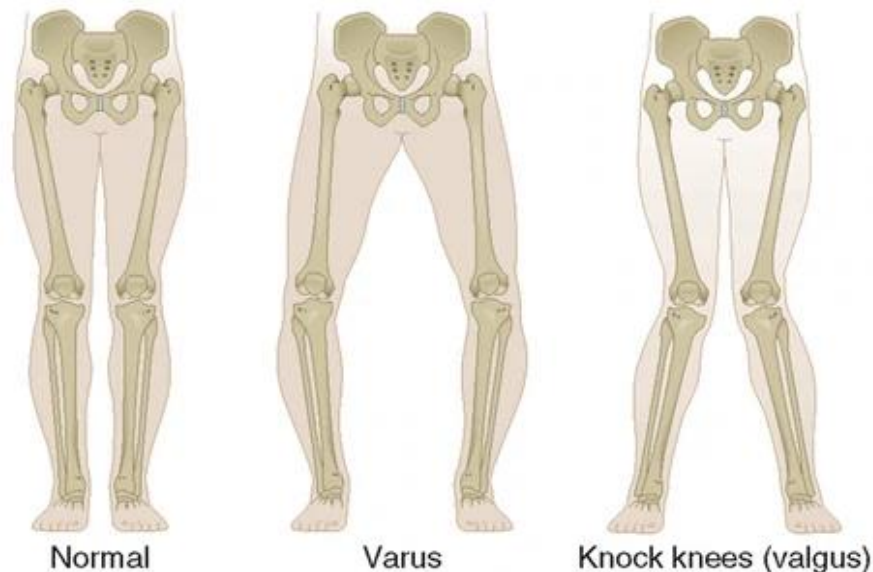
2.2 Kinematika kolena

Poglejmo si najprej osteokinematiko kolena in obseg gibanja kolena. Kite in mišice omogočajo kolenu gibanje. Gibanje kolena se imenuje izteg ali fleksija in poteka tako, da se sklepne površine stegenice kotalijo in drsijo po površini golenice (pogačica deluje sinhrono z golenico). Za gibanje kolena skrbijo številne mišice. Sekundarno gibanje kolena je rotacija golenice na stegenico, ki je možna le pri upognjenem kolenu (Knee, b. d.).

Sedaj si pogledajmo še artrokinematiko kolena. Opazovano glede na sagitalno ravnino je sklepna površina stegenice konveksna, golenica pa konkavna. Med iztegovanjem kolena od kota približno 20 stopinj do popolne iztegnjenosti golenica drsi spredaj po stegenici in stegenica drsi zadaj po golenici. Golenica se torej pri iztegovanju kolena vrti navzven, stegenica pa navznoter. Med upogibanjem kolena od popolne iztegnjenosti do približno kota 20 stopinj golenica drsi zadaj po stegenici in stegenica drsi spredaj po golenici. Med upogibanjem kolena v tej smeri se torej golenica vrti navznoter, stegenica pa navzven. Koleno lahko zelo omejeno tudi rotira; mehanizem, ki narekuje rotacijo kolena, imenujemo mehanizem "screw-home". Omenjen mehanizem omogoča kolenu (v končni fazi iztega kolena) določeno možnost rotacije. Rotacija je omejena z zategom križnih vezi (Knee, b. d.).

2.3 Napake na kolenu

Večina ljudi se rodi z zdravimi kolenu, določeni pa imajo nesrečo, da se rodijo s kakšno od prirejenih deformacij kolena. Znale prirojene deformacije kolena so na primer: iksasto koleno (valgus), oksasto koleno (varus) in uleknjeno koleno, kar vidimo na sliki 2. Te tri deformacije pravzaprav pomenijo, da so kolena na nepravilen način usmerjena in to dolgoročno ovira normalno gibanje. Pri iksastem kolenu so noge usmerjene navznoter, pri oksastem kolenu usmerjene navzven in pri uleknjenem kolenu so upognjene nazaj. Prirojeno se lahko pojavi tudi pogačica nepravilne oblike, kar povzroča bolečine v kolenu. Obstaja še ogromno drugih prirejenih napak kolena, obstajajo pa tudi deformacije kolena, ki nastanejo tekom človeškega življenja in ne kot posledica nepravilnega razvoja.



Slika 2: Oksasto in iksasto koleno. Pridobljeno dne 27. 1. 2022 s <https://selectflex.com/blogs/how-to-tips/guide-to-valgus-knee-prevention>.

Nastane lahko tudi vnetje notranje sinovijske plasti, znano kot "voda v kolenu". Lahko se strga hrustanec in se koleno pri obračanju ali krčenju zaskoči. Poškodujejo se lahko medialne (sredinske) kolenske vezi ali meniskusi. Pri bolj nasilnih poškodbah lahko pride do pretrganja križnih vezi. V vsakdanjem življenju bomo morda opazili, da nekdo spontano kleca. Klecanje v kolenu se lahko pojavi zaradi pretrganega meniskusa ali prostega telesa (odkrhnen del neke kosti), ki je zašel v sklep (Sperryn, 1994).

2.4 Obraba v tehniki

V naravi prihaja pri medsebojnem drsenju dveh ali več predmetov do progresivnih poškodb kontaktnih površin, ki vključujejo izgubo materiala. Temu rečemo, da se predmeta obrabita. Obraba se pojavi na površinah, ki so izpostavljene obremenitvam in hkrati medsebojnemu relativnemu gibanju. Obraba je neločljivo povezana s trenjem in jo omilimo z mazanjem. V industriji obrabe materialov prinašajo ekonomsko škodo, saj je treba obrabljene dele na določen čas zamenjevati. Delno obrabljeni deli lahko zmanjšajo kakovost izdelkov, povečajo potrebno energijo za nek delovni proces itd. (Kalin, 2008).

Za določanje obrabe potrebujemo podatek o drsni poti dveh predmetov, o trdnosti mehkejšega, o normalni sili med telesoma in o brezdimenzijskem koeficientu. Vse skupaj je postavljeno v Archardovo enačbo obrabe:

$$w = \frac{KW_s}{H}$$

V zgornji enačbi w predstavlja obrabo, torej odnos materiala v m^3 . K predstavlja Archardov brezdimenzijski koeficient obrabe, W normalno silo, s pot in H elastični modul materiala v enoti Pa. Archardova enačba nam je v pomoč pri določanju obrabe, čeprav se moramo zavedati, da rezultati enačbe ne ločujejo dobro različnih materialov ali pogojev. Obraba pa je lahko različna glede na načine odnašanja materiala. V našem primeru smo prepoznali naslednje mehanizme obrabe:

- abrazija,
- fretting,
- utrujanje.

Abrazija nastane, kadar je površina izpostavljena vplivu delcem enake ali večje trdote. Stopnja abrazijske obrabe je izjemno visoka, zato jo po navadi poskušamo čim prej izničiti ali minimizirati. Abrazija prinaša negativne posledice predvsem na različnih delih kmetijske in gradbene mehanizacije, skratka kot del procesa v vseh obrabnih aplikacijah. Nasprotno je abrazija zaželena pri procesih brušenja, poliranja in lepenja materialov. Pod abrazijo sodi, glede na karakteristike materialov, več fizikalnih procesov abrazije, za vse pa je značilno, da je modeliranje abrazije zelo nezanesljivo.

Drugi mehanizem obrabe, ki se neposredno navezuje na obrabo umetnega keramičnega kolena, je fretting. Obraba fretting izhaja iz poškodb, ko sta dve stikajoči se površini v relativnem oscilarnem tangencialnem gibanju z majhno amplitudo pomika in nastopi relativen tangencialni razmik, ki ga imenujemo slip oz. zdrs. Fretting ima majhno vlogo pri obrabi materiala v našem primeru in ga rezultati sploh ne zaznajo. Fretting bi nastopil pri različnih nenadnih poškodbah kolena (Kalin, 2008).

Utrujanje materiala nastopi pri naravnem kolenu in ne pri keramičnem. Utrujanje materiala je namreč značilno za žilave materiale, ki se med interakcijo med materialoma čez čas vedno bolj utrujajo (Kalin, 2008).

2.5 Indeks telesne mase

Indeks telesne mase (ITM, angleško BMI – body mass index) je antropološka mera za razvrščanje ljudi glede na njihovo telesno formo. Definirana je kot telesna masa v kilogramih, deljena s kvadratom telesne višine v metrih. Vrednost ITM nam poda približni uvid v telesno formo našega telesa, saj je treba upoštevati, da se ljudje razlikujemo tudi po genetiki in količini maščevja in mišičja. Vrednost ITM za človeka z normalno telesno maso naj bi znašala 18,5 do 25, 5. Ljudje z manjšo vrednostjo ITM so podhranjeni, ljudje z vrednostjo ITM-ja od 25,0 do 30,0 imajo zvečano telesno maso, ljudi z ITM nad 30,0 po ITM-lestvici prištevamo med debele (Indeks telesne mase, 2021).

ITM	TELESNA MASA	ZDRAVSTVENA OGROŽENOST
manj kot 18,5	premajhna	zvečana
18,5-24,9	normalna	povprečna
25,0-29,9	čezmerna	zvečana
30,0-34,9	debelost, 1. razreda	velika
35,0-39,9	debelost, 2. razreda	zelo velika
več kot 40	debelost, 3. razreda	izjemno velika

Slika 3: Tabela za vrednosti ITM. Pridobljeno 23. 1. 2022 s <https://11.si/indeks-telesne-mase>.

3. RAZISKOVALNI DEL

3.1 Raziskovalne metode

3.1.1 Namen raziskave

Namen raziskave je bil ugotoviti, kako se spreminjajo sile na koleno med počepom in kako na trajnost kolena vpliva indeks telesne mase posameznika.

3.1.2 Cilji raziskave

Cilj raziskave je bil izmeriti, kolikšne sile delujejo na maketo kolena v naravni velikosti v različnih položajih, in določiti obrabo kolena glede na ITM posameznika.

3.1.3 Raziskovalne hipoteze

V raziskovalni nalogi bomo preverjali naslednje hipoteze:

Hipoteza 1: Kota v kolenu in gležnju sta med seboj linearno odvisna.

Hipoteza 2: Največje sile na koleno nastanejo v stanju najbolj pokrčenega kolena.

Hipoteza 3: ITM človeka in obraba njegovega kolena sta premo sorazmerna, v praksi se to kaže kot rezultat projekcije, ki človeku z višjim ITM napoveduje manjše število gibov do izrabe umetnega kolena iz keramike.

3.1.4 Metode dela

V raziskovalni nalogi smo pri pisanju teoretičnega dela uporabili metodo dela z viri. Nato smo uporabili metodo praktičnega dela pri izdelavi modela in metodo eksperimentalnega dela pri izvajanju eksperimenta z modelom. Ob koncu smo uporabili analitično in sintetično metodo dela, ko smo rezultate analizirali.

Vse omenjene metode skupaj sodijo pod metodo dela, imenovano metoda Bottom-Up. Ta tehnika dela predpisuje princip raziskovanja, pri katerem raziskujemo tehnološke procese pri naravnih procesih ter preverjamo nove procese ali spoznanja in izhajamo od elementa do kompozicije. Skozi celotno raziskavo smo sledili tej metodi, saj smo začeli s konstrukcijsko nalogo in zaključili s popolno verifikacijo elementov v sestavu, na katerem smo izvajali meritve in jih analizirali.

3.1.5 Potek dela

Raziskovanje smo začeli z zbiranjem teoretičnih podatkov ter s postavitvijo raziskovalnih vprašanj in hipotez. Nato smo začeli s pripravo modela za izvajanje eksperimenta. Priprava modela je bila sestavljena iz:

- pridobitve modela,
- prilagoditve modela,
- tiskanja modela,
- umerjanja, modeliranja in tiskanja meniskusov,
- sestavo ostalega ogrodja modela.

Najbolj natančne modele kosti, ki sestavljajo kolenski sklep (golenica, stegnenica, pogačica), s public domain licencami za prosto uporabo, je bilo moč dobiti v spletni knjižnici modelov za 3D-tisk Ameriškega inštituta za javno zdravje: U.S. Department of Health and Human Services, National Institutes of Health, Turning Discovery Into Health™. Iz te knjižnice smo sneli modele v računalniški obliki zapisa STL.

Te modele smo nato uredili v programu SolidWorks, pri čemer smo modele stegnenice in golenice obrezali tako, da smo pustili le okrajka obeh kosti, ki sta bila ključna za raziskavo. Odrezan del smo nadomestili z aluminijasto palico premera 14 mm, saj ta ni bistveno spreminjala parametrov modela, je pa omogočala mnogo lažjo vpetje modela pri eksperimentu. V model smo umestili tudi utora za vpetje teh dveh aluminijastih palic in utore za namestitve križnih vezi. Oba modela kosti smo računalniško razdelili na dva dela (skupno smo imeli 4 dele), saj je bilo tako bistveno lažje vstaviti križne vezi. Tako smo obrnili tudi smer nanašanja plasti (layerjev) pri 3D-tisku, kar je rezultiralo v gladko površino na stikih kosti in grobo na nepomembnih stranskih delih kosti. Te modele smo nato natisnili iz materiala ABS, saj je bil ta glede na parametre poskusa primeren.

Nato smo natiskane modele zlepili in povezali s križnimi vezmi in z drugimi vezmi ter jim umerili meniskusa. Metoda umerjanja meniskusov je temeljila na pravilu, da bo meniskus ustrezen, ko bo zagotavljal tekoče drsenje kosti in bo preprečil stik kost na kost ter bo usmerjal gibanje sklepa tako, da sklep ne bo zdrsnil iz sklepne površine. Taka meniskusa smo umerili in zmodelirali ter natisnili iz materiala Pa-CF6. Material Pa-CF6 je z ogljikovimi vlakni obogaten najlon, ki smo ga izbrali zato, ker je njegov elastični modul ($67,7 \pm 4,7$ MPa) v intervalu elastičnih modulov meniskusov v človeškem telesu. Natiskana meniskusa smo umestili v model.

V naslednji fazi smo modelu dodali še kolateralne ligamente in pogačico ter izdelali preprost 2D-model gležnja iz vezanih plošč. Na model smo dodali še povezavo, ki je služila za nastavljanje kota kolena, in model gležnja rahlo plavajoče vgradili v škatlo, ki je omogočala trenje med eksperimentom.

Naslednji korak raziskave je bil izvedba eksperimenta. Eksperiment je potekal na stojalu, in sicer tako, da je bilo koleno obrnjeno obratno, kot je v naravi (zasuk za 180 stopinj po vodoravni osi). Taka orientacija modela nam je v območju modela nudila več prostora in hkrati omogočala natančnejše merjenje s silomerom na vrhu. Koleno je tako viselo na elektronskem silomeru Vernier in se je glede na spremembo oblike zaradi navorov zagozdovalo na robove škatle in tako ustvarjalo trenje, ki se je glede na trenutno obliko kolena spreminjalo. Silomer je vedno meril sile v navpični osi. Med poskušanjem smo neodvisno spreminjali kot kolenskega sklepa v obsegu od vključno 180 do vključno 40 stopinj s korakom 10 stopinj in kot gležnja v obsegu od vključno 0 do vključno 45 stopinj s korakom 15 stopinj. Model smo v vseh pozicijah obremenjevali z enako obtežitvijo z maso 2kg in podatke odčitavali s programom Logger Pro.

V sklepnem delu raziskovanja smo rezultate računalniško analizirali s programom Microsoft Excel.

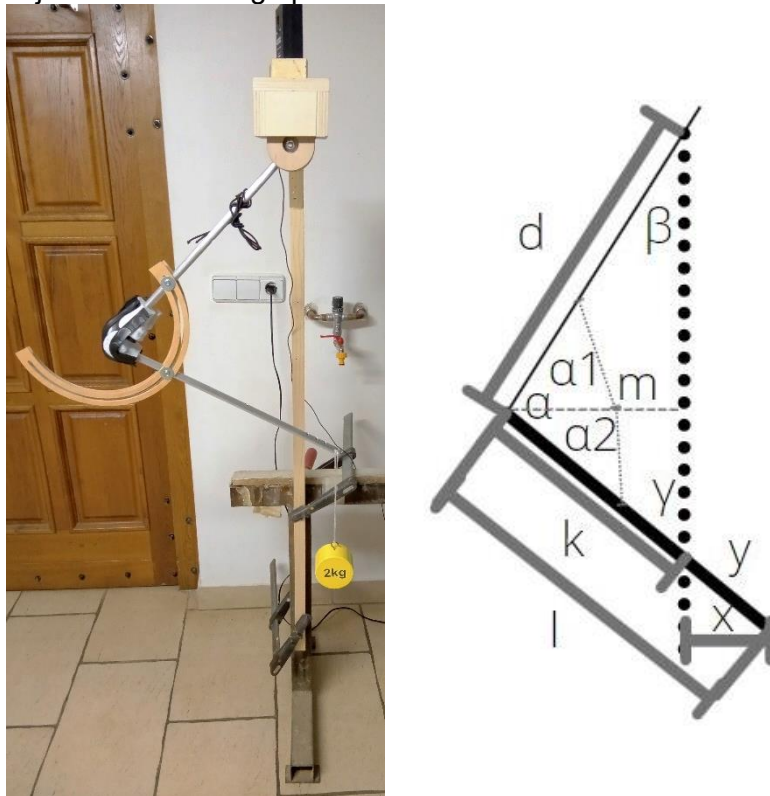
3.2 Rezultati

3.2.1 Preverjanje hipoteze 1:

Kot v kolenu in kot v gležnju sta pri navpičnem gibanju medsebojno linearno odvisna.

V okviru prve hipoteze smo matematično ugotavljali vodoravno odmaknjenost pritrditve uteži od navpičnice, ki prebada točko pritrditve na silomera, glede na različne kote kolena in gležnja ter iz izračunov predvidevali mehanizem navpičnega gibanja kolena. Točka pritrditve uteži na model simulira težišče človeškega telesa pri navpičnem gibanju kolena. Model, ki smo ga uporabili pri raziskavah v naravnem merilu, vsebuje sklep, ki simulira naravni sklep v kolenu in v gležnju. Pravzaprav gre za dvojno nihalo, kjer sta gibanja obeh nihal predpisana s koraki in omejena z intervali kotov, ki sta jih zmožna doseči. Kot gležnja (β) izhaja iz navpične lege, ima korak 15 stopinj in dosega kote v intervalu: $[0, 45]$ stopinj. Kot na kolenu (α), ki je v tem primeru drugo nihalo, ima korak 10 stopinj in dosega kote v intervalu: $[180, 40]$ stopinj. Kota α in β sta med seboj neodvisna.

Maketo obesimo obrnjeno navzdol, kot kaže Slika 4, in med poskusom spreminjamo α in β za predpisane korake v okviru predpisanih intervalov. Tako dobimo 60 različnih kombinacij. Za vse te kombinacije izračunamo lego pritrditve uteži.



Slika 4: Fotografija modela noge med eksperimentom in skica fotografiranega (Rap, 2022)

Računanje lege pritrditve uteži se lotimo na način, da najprej model skiciramo in ga označimo (slika 4). Sedaj začnemo z izpeljevanjem matematičnih formul. Najprej izpeljemo sinus za kot γ in iz tega dolžini x ter k :

$$1. \sin(\gamma) = \frac{x}{y}$$

$$2. x = y * \sin(\gamma), y = l - k$$

V nadaljevanju poiščemo k :

$$\text{➤ } \alpha_1 = 90^\circ - \beta$$

$$\text{➤ } \alpha_2 = \alpha - \alpha_1 = \alpha + \beta - 90^\circ$$

$$\text{➤ } \cos(\alpha_1) = \frac{m}{d}, \cos(\alpha_2) = \frac{m}{k}$$

$$\text{➤ } k = d * \cos(\alpha_1) * \cos(\alpha_2) = d * \cos(90^\circ - \beta) * \cos(\beta + \alpha - 90^\circ)$$

V zadnji fazi računanja poiščemo x :

- $\gamma = 180^\circ - (\beta + \alpha)$
- $x = (l - k) * \sin(\gamma)$
- $x = (l - d * \cos(90^\circ - \beta) * \cos(\beta + \alpha - 90^\circ)) * \sin(180^\circ - (\beta + \alpha))$

Dobili smo formulo, po kateri izračunamo vodoravno odmaknjenost pritrditve uteži od navpičnice, ki prebada točko pritrditve na silomer za vsako možno stanje makete v okviru podanih pogojev. Rezultati izračunov so podani v spodnji tabeli.

Tabela 1: Horizontalna oddaljenost uteži od težišča kolena za posamezna stanja modela, izražena v centimetrih

α / β [°]	0	15	30	45
180	0	11	27	46
170	7	4	17	35
160	14	3	8	24
150	21	10	0	13
140	26	15	6	4
130	31	19	11	3
120	36	23	14	8
110	39	25	16	11
100	40	27	17	12
90	41	28	17	12
80	40	28	17	10
70	39	28	17	9
60	36	28	17	7
50	31	27	17	6
40	26	25	17	6

Najmanjši odmiki v naravi pomenijo najmanjši odmik težišča modela od težišča telesa. Telo stremi k vzdrževanju ravnotežja, in če je položaj zgornjega dela konstanten, mora biti težišče kolena čim bližje navpičnici, ki prebada težišče telesa. Na tak način telo vzdržuje ravnotežje, če se prijemališče rezultante sil pri počepu preveč odmakne od težišča, izgubimo ravnotežje in bodisi pademo bodisi potrebujemo neko zunanjo oporo. Po enaki analogiji izberemo za vsak kot α temu primeren β , da minimaliziramo odmik težišča modela od navpičnice skozi prijemališče. Tako dobimo 15 pozicij kolena, iz katerih predvidevamo mehanizem navpičnega premikanja kolena. V spodnji tabeli je prikazan omenjeni mehanizem.

Tabela 2: Tabela korakov premikanja modela

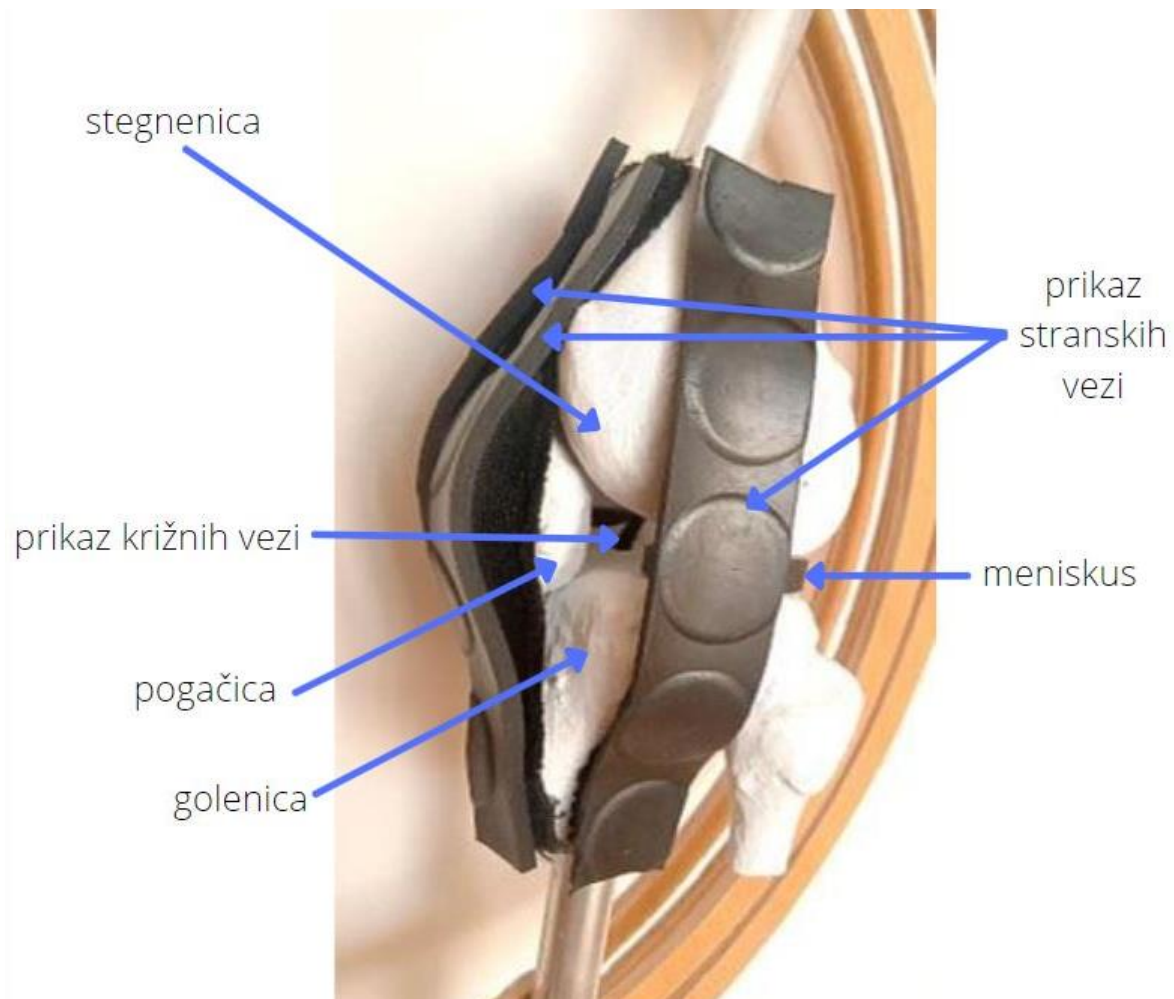
korak	Kot kolena (α) [°]	Kot gležnja (β) [°]
1	180	0
2	170	15
3	160	15
4	150	30
5	140	45

6	130	45
7	120	45
8	110	45
9	100	45
10	90	45
11	80	45
12	70	45
13	60	45
14	50	45
15	40	45

3.2.2 Preverjanje hipoteze 2:

Največje sile na koleno nastanejo v stanju najbolj pokrčenega kolena.

V okviru vrednotenja druge hipoteze smo preverjali, kako se spreminjajo sile, ki delujejo na koleno. V osnovi na kolenu delujejo sile v dveh smereh: v navpični in vodoravni smeri. Tako prve kot druge se, glede na stanje noge, spreminjajo. Navpične sile na koleno blažita meniskusa, vendar gre v glavnem za sile med golenico in stegnenico. Vodoravnim silam na kolenu nasprotujejo vezi v kolenu. V raziskavi smo s stalno obtežitvijo obteževali model človeške noge in s tem tudi model kolena. Uporabljali smo pripravo, ki je predstavljena v *Opisu priprave*, in poskus izvajali tako, da smo neodvisno spreminjali kota α in β . Poskus je potekal v treh fazah: teoretični izračun rezultant sil na koleno, praktično ugotavljanje rezultant sil na koleno, analiza ter primerjava teoretičnih in praktičnih rezultatov. Na sliki 4 je prikazana celotna maketa noge, na sliki 5 pa natančneje del makete, ki predstavlja koleno.

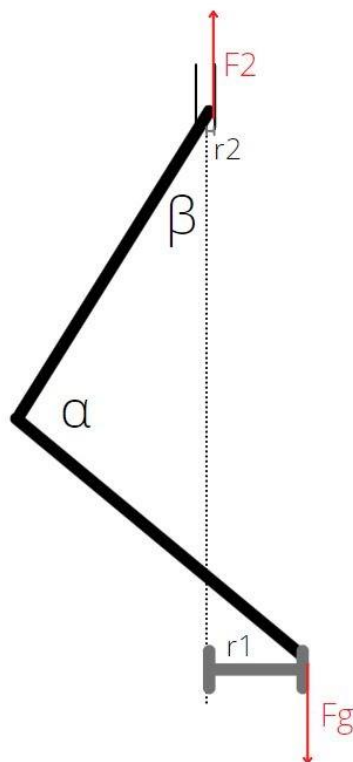


Slika 5: Fotografija makete kolena поближе (Rap, 2022)

V prvi fazi smo torej teoretično izračunali rezultanto vodoravnih in navpičnih sil na koleno za posamezno stanje modela. Izračuna smo se lotili s trditvijo, da model miruje, če veljata ravnovesna pogoja za vsoto zunanjih sil (F) in vsoto navorov zunanjih sil (M):

- $\Sigma F = 0$ in $\Sigma M = 0$.

Na podlagi pravila, da morata biti vsota sil in navorov enaka 0, smo pripravili enačbo za izračun vodoravne in navpične rezultante sil. Lotimo se najprej izpeljevanja rezultante sil, ki na koleno deluje v navpični smeri. Zamislimo si navidezno navpično težiščnico, ki prebada prijemališče modela in si os rotacije modela postavimo v njo. Na modelu poiščemo sile rotiranja modela in v povezavi z ročicami poiščemo silo F_2 , kot kažeta Slika 6 in izračun.



Slika 6: Skica mehanizma delovanja modela (Rap, 2022)

$$\text{➤ } F_2 = \frac{F_g * r_1}{r_2}$$

Od izračunane sile F_2 odštejemo še silo teže F_g in dobimo navpično silo na koleno:

$$\text{➤ } F_y = \frac{F_g * r_1}{r_2} - F_g$$

Sedaj izračunajmo še rezultanto vodoravnih sil na koleno. Vodoravno komponento sil predstavljata odšteti vodoravni sil, ki izhajata iz F_g in F_y :

$$1. \quad F_x = F_{x1} - F_{x2}$$

$$2. \quad F_x = \tan(\beta) * F_y - \tan(180^\circ - \alpha - \beta) * F_g$$

Izračuni navpičnih in vodoravnih sil na koleno v posameznih stanjih so prikazani v spodnjih tabelah 3 in 4, pri čemer so pobarvana polja idealnega giba, izračunanega v okviru prve hipoteze. Sile imajo predznak kot smerno označbo, pri čemer v tabeli 3 pozitivno vrednotimo gravitaciji nasprotno orientirane sile. V tabeli 4 pozitivno vrednotimo sile, ki bi na človeškem telesu delovale vzvratno glede na normalno človeško gibanje.

Tabela 3: Izračunane navpične sile na koleno za posamezna stanja modela

Izračunane navpične sile [N] na koleno glede na: α / β [°]	0	15	30	45
180	-19,6	-25,7	-33,7	-44,1
170	-15,8	-21,6	-28,6	-38,1
160	-12,2	-17,8	-23,8	-32,0
150	-8,75	-14,4	-19,6	-26,4
140	-5,65	-11,6	-16,2	-21,7
130	-2,97	-9,36	-13,7	-17,9
120	-0,79	-7,61	-11,9	-15,2
110	0,80	-6,32	-11,0	-13,7
100	1,79	-5,44	-10,5	-13,2
90	2,12	-4,89	-10,5	-13,4
80	1,79	-4,64	-10,6	-14,1
70	0,81	-4,64	-10,9	-15,0
60	-0,79	-4,89	-10,9	-15,8
50	-2,97	-5,44	-10,8	-16,2
40	-5,65	-6,32	-10,7	-16,2

Tabela 4: Izračunane vodoravne sile na koleno za posamezna stanja modela

Izračunane vodoravne sile [N] na koleno glede na: α / β [°]	0	15	30	45
180	0	-1,63	-8,15	-24,6
170	-3,46	-4,06	-9,36	-24,4
160	-7,14	-6,48	-10,3	-22,9
150	-11,3	-9,13	-11,3	-21,2
140	-16,5	-12,3	-12,8	-19,9
130	-23,4	-16,2	-15,1	-19,6
120	-33,9	-21,7	-18,3	-20,5
110	-53,9	-29,7	-22,8	-22,9

100	-111	-43,5	-29,5	-26,9
90	-3,20	-74,5	-40,1	-33,1
80	111	-225	-60,1	-42,2
70	53,9	223	-117	-57,1
60	33,9	71,9	5,12	-88,9
50	23,4	40,6	105	-240
40	16,5	26,3	47,7	208

Sedaj si pogledajmo še sile, pridobljene z eksperimentom. Z eksperimentom smo pridobili sile v navpični smeri, ki jih meri silomer. Tem silam sta nasprotovali znana sila teže modela in neznana sila trenja oziroma zagozdovanja modela. Direktno pridobljene sile iz silomera so prikazane v spodnji tabeli.

Tabela 5: Direktno pridobljene sile iz silomera

Direktno pridobljene sile iz silomera [N]: α / β [°]	0	15	30	45
180	19,5	18,6	10	7,6
170	15,3	13,4	13	5,8
160	13,3	19,5	17	8
150	10,5	17,1	12	8,1
140	14	17,2	18,5	12,8
130	14	15,2	18,5	12,7
120	15	14,7	19,3	13
110	16	16,5	19,4	13,5
100	11	15	13,6	14,5
90	12,7	14,4	17,4	16,8
80	16,8	16,4	15,6	19,3
70	12	12,7	11,4	17
60	11,1	12	11,8	18,3
50	9,6	11,2	13,2	19
40	12	12,8	15,9	18,5

Odločili smo se, da bomo vrednosti navpične in vodoravne sile na koleno, ker je ta odvisna od kotov, dolžin ročic in sile teže, izračunali tako, da bomo silo teže določili iz podatkov iz silomera. Enačba za izračun nove sile teže je videti takole:

$$\rightarrow F_{g1} = \frac{k * F_g * r_1}{r_2} + F_s$$

Pri tem je k koeficient lepenja, F_s pa sila na silomeru. Nato v enačbe iz teoretičnih izračunov namesto sile teže vstavimo novo silo teže in dobimo:

$$\text{➤ } F_y = \frac{F_{g1} * r_1}{r_2 - F_{g1}}$$

$$\text{➤ } F_x = \tan(\beta) * F_y - \tan(180^\circ - \alpha - \beta) * F_{g1}$$

V spodnjih tabelah so predstavljene izmerjene vrednosti sil silomerom, pri čemer so obarvane vrednosti idealnega gibanja izračunane v okviru prve hipoteze. Sile imajo predznak kot smerno označbo, kot to velja za tabeli 3 in 4.

Tabela 6: Izmerjene navpične sile na koleno za posamezna stanja modela

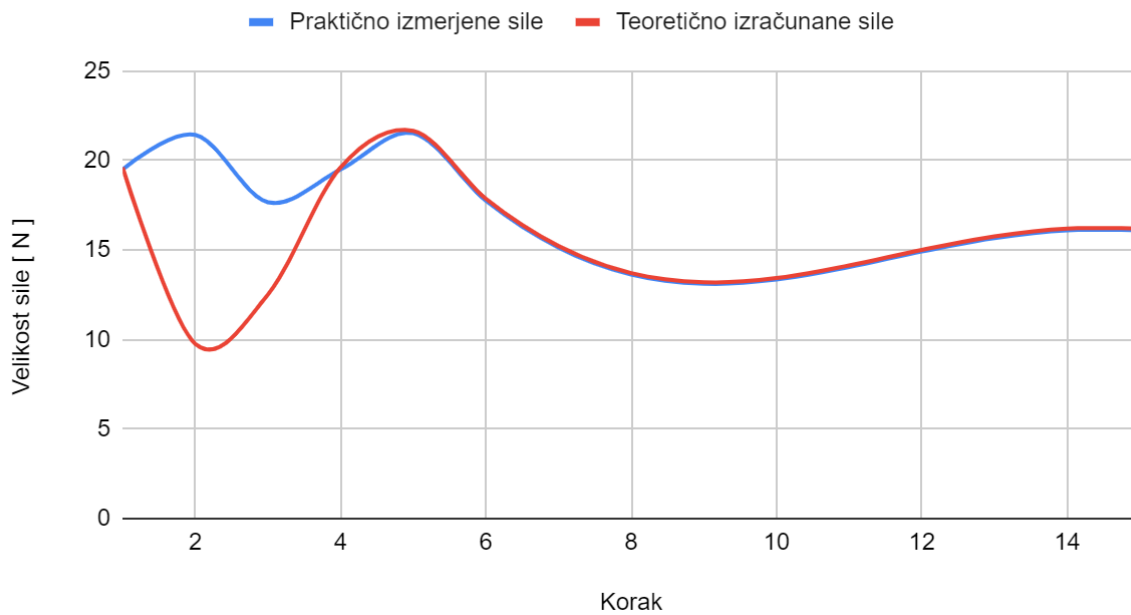
Izmerjene navpične sile [N] na koleno glede na: α / β [°]	0	15	30	45
180	-19,5	-25,5	-33,5	-43,9
170	-15,7	-21,4	-28,4	-37,9
160	-12,1	-17,7	-23,6	-31,9
150	-8,69	-14,4	-19,5	-26,3
140	-5,61	-11,6	-16,1	-21,5
130	-2,95	-9,31	-13,6	-17,8
120	-0,79	-7,56	-11,9	-15,1
110	0,80	-6,28	-10,9	-13,6
100	1,78	-5,41	-10,5	-13,1
90	2,11	-4,86	-10,5	-13,4
80	1,78	-4,61	-10,6	-14,1
70	0,80	-4,61	-10,7	-14,9
60	-0,79	-4,86	-10,8	-15,7
50	-2,95	-5,41	-10,7	-16,1
40	-5,61	-6,28	-10,6	-16,1

Tabela 7: Izmerjene vodoravne sile na koleno za posamezna stanja modela

Izmerjene vodoravne sile [N] na koleno glede na: α / β [°]	0	15	30	45
180	0	-1,62	-8,10	-24,4
170	-3,43	-4,04	-9,29	-24,2
160	-7,09	-6,44	-10,2	-22,8
150	-11,3	-9,07	-11,2	-21,1
140	-16,4	-12,2	-12,8	-19,8
130	-23,3	-16,1	-14,97	-19,5
120	-33,8	-21,5	-18,1	-20,4
110	-53,6	-29,5	-22,7	-22,7
100	-110	-43,3	-29,3	-26,8
90	-3,18	-74,1	-39,8	-32,9
80	110	-224	-59,7	-41,9
70	53,6	221	-116	-56,7
60	33,8	71,5	5,09	-88,4
50	23,2	40,3	104	-238,1
40	16,4	26,2	47,5	206

V tretji fazi smo rezultate analizirali in jih primerjali, kar bo podrobneje predstavljeno v poglavju *Razprava*. Rezultate smo primerjali tako, da smo za pozicije v okviru idealnega giba, ki smo ga določili v okviru prve hipoteze, določili absolutne sile na koleno za navpično in vodoravno smer v odvisnosti od pozicije kolena. Vse skupaj je prikazano na grafih 1, 2 in 3.

Navpične sile na model med navpičnim gibanjem



Graf 1: Navpične sile na model med navpičnim gibanjem

Vodoravne sile na model med navpičnim gibanjem



Graf 2: Vodoravne sile na model med navpičnim gibanjem

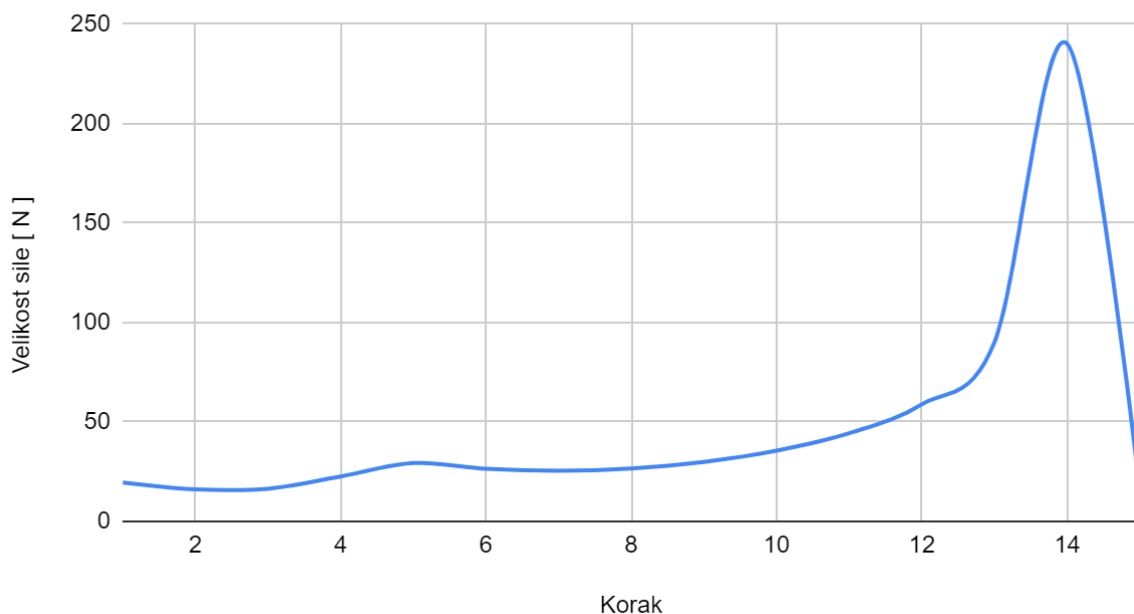
Teoretične in praktične sile v navpični in vodoravni smeri na model med navpičnim gibanjem



Graf 3: Teoretične in praktične sile v navpični in vodoravni smeri na model med navpičnim gibanjem

V zadnjem delu smo vektorsko izračunali še rezultanto povprečja izmerjene in izračunane navpične in vodoravne sile na koleno v posamezni legi. Predstavljene so v Grafu 4.

Velikost rezultante sil na model med navpičnim gibanjem



Graf 4: Velikost rezultante sil na model med navpičnim gibanjem

3.2.3 Preverjanje hipoteze 3:

ITM človeka in obraba njegovega kolena sta premo sorazmerna; v praksi se to kaže kot rezultat projekcije, ki človeku z višjim ITM napoveduje manjše število gibov do izrabe umetnega kolena iz keramike.

V okviru tretje hipoteze smo raziskovali obrabo kolena. Ker se človeška telesa zelo razlikujejo in je nekatere podatke, predvsem o meniskusih, težko natančno opredeliti, smo se osredotočili na izračune za umetno koleno iz keramike. Pri tem smo imeli v mislih umetno koleno iz keramike, ki ima lateralna meniskusa iz keramike. Ta se pri obrabi kolena obrabita hitreje kot vsi drugi sestavni deli in je okrajek stegenice iz enakega oziroma tršega materiala od lateralnega meniskusa. Problem naravnega meniskusa je namreč, da njegova zgradba ni konstantna, temveč se spreminja. Spreminja jo že trenutna hidracija telesa. Prav tako bi bili rezultati izračunov obrabe za naravni meniskus nerealni, saj se meniskus v človeškem telesu obnavlja, kar bi bilo v izračunih izjemno težko upoštevati. Iz teh razlogov smo vse izračune torej računali za keramični meniskus.

Za izračun obrabe materialov smo uporabili Archardovo enačbo obrabe:

$$w = \frac{K * W * s}{H},$$

pri čemer w predstavlja obrabo, torej odnos materiala v m^3 . K predstavlja Archardov brezdimenzijski koeficient obrabe za keramiko, W predstavlja normalno silo, s pot drsenja in H elastični modul materiala. Kot normalno silo v tem primeru privzamemo povprečje rezultant navpičnih sil na koleno, saj vodoravne sile na koleno prevzamejo vezi v kolenu. H v enačbi pomeni elastični modul keramike, ki znaša 6,3 GPa (Buchner idr., 2011). Archardov brezdimenzijski koeficient za keramiko povprečno meri 0,0008 (Buchner idr., 2011).

Da bi pridobili uporabne rezultate, smo enačbo nekoliko priredili. Potrebovali smo podatek o stični površini med stegenico in meniskusom, saj je ta na golenico fiksno pritrjen. To površino smo pridobili s preprostim eksperimentom, pri katerem smo okrajek stegenice pobelili z belilom in ga nato za celotno gibalno pot podrsali po meniskusu. V bistvu smo tako simulirali počep. Na meniskusu so se tako pobelila določena območja, ki smo jih obravnavali kot stično površino med meniskusom in stegenico. Na podlagi višine meniskusa na posameznih mestih smo izračunali zalogo meniskusa, ki je znašala $1,807 * 10^{-6} m^3$. To pomeni, da ko se ta prostornina meniskusa z obrobo odnese, pride do direktnega stika golenice s stegenico, česar pa si ne želimo. Zanimalo nas je, koliko počepov lahko naredi človek z 80 kg in ITM 22,5 in koliko v primerjavi z njim človek z enako višino ter ITM 32,5, ki 50 let živi z umetnim kolonom iz keramike, preden se to dokončno izrabi. Pri tem predpostavljamo, da je masa človeka enaka masi trupa. Mogoče bi bilo sicer za človeka z določeno maso določiti ločene mase posameznih delov telesa, vendar bi to zakompliciralo postopek, na rezultata pa ne bi vplivalo, saj nas kot končno rešitev problema najbolj zanimajo odvisnosti obrabe meniskusov od mase oz. ITM-ja. To smo izračunali po naslednji enačbi:

$$2 * N = \left| \frac{V}{\frac{K * Fn * s}{\frac{H}{m}}} \right|$$

V zgornji enačbi predstavlja N število gibov iztegnitve kolena od ene do druge skrajne točke (180° do 40°), V prostornino meniskusa, K Archardov brezdimenzijski koeficient za keramiko, Fn normalno silo med stegenico in meniskusom, s pot giba iztegnitve kolena, H elastični modul za keramiko in m masa človeka. Na levi strani v enačbi nastopa $2 * N$, saj je število počepov, ki jih oseba lahko naredi, enako polovici števila gibov, ki jih lahko naredi. Počep moramo obravnavati kot nihaj, nihaj pa je sestavljen tako, da se nihalo dvakrat dotakne prve skrajne lege. Tako se tudi tu mora koleno dvakrat dotakniti kota 180 stopinj. Na desni strani enačbe V predstavlja prostornino meniskusa, ki se obrabi, m masa človeka, pri čemer je ta najprej deljena z dve, saj se masa človeka razporedi na dve nogi, drugič pa, ker iščemo razmerje med maso človeka in utežjo. Masa uteži znaša 2 kg, masa človeka pa n -kratnik mase

uteži, kar je pomembno, saj vpliva na velikost sile teže. Po zgornji enačbi smo nato izračunali nekatere podatke in jih vnesli v spodnjo tabelo. Enačba pravzaprav izhaja iz Arcardove enačbe obrabe, vendar moramo izmerjene sile sorazmerno prenesti v sile, ki bodo veljale za človeško telo. Upoštevamo podatek o obrabi materiala kot konstanto, ki je enaka prostornini meniskusov ter iščemo drsno pot stegenice po meniskusu, ki bo obrabila celoten meniskus. Drsna pot je sestavljena iz dveh enakih drsnih poti, počep pa si lahko predstavljamo kot nihaj. Obraba pri gibanju v obeh smereh je enaka, zato je število počepov polovico manjše od števila gibov iztegnitve ali zložitve kolena.

Tabela 8: Projekcija trajnosti za umetno koleno iz keramike glede na obrabo meniskusa iz keramike

	Skupno število počepov	Število počepov na dan na obdobje 50 let
Človek z maso 80 kg in ITM 22,5	cca. 220 milijonov	6045
Človek z maso 115,6 kg in ITM 32,5	cca. 152 milijonov	4185

Na koncu smo izračunali še masno razmerje človeka z večjo maso proti človeku z manjšo maso in ga primerjali z razmerjem števila počepov človeka z manjšo maso proti človeku z večjo maso. Ugotovili smo, da je vrednost obeh razmerij 1,445, posledično je razmerje med razmerji enako 1. Iz tega sledi, da sta obraba sklepa in masa človeka v premem sorazmerju.

4. RAZPRAVA

Prvo hipotezo, ki se glasi Kot v kolenu in kot v gležnju sta pri navpičnem gibanju medsebojno linearno odvisna, sem ovrgel.

Za vrednotenje prve hipoteze moramo najprej določiti, kako poteka navpično gibanje kolena. Potek navpičnega gibanja kolena smo določili računsko na način, da smo kot kolena prestavljali od kota 40 stopinj do kota 180 stopinj s korakom 10 stopinj in hkrati kot gležnja od 0 do 45 stopinj s korakom 15 stopinj. Pri tem smo ustvarili vse možne kombinacije. Konec modela (v realnosti konec stegenice) smo obtežili z 2 kg, s čimer smo simulirali pritisk težišča telesa na nogo. Skozi točko, kjer je bila obtežba vpeta na model, smo povlekli navidezno navpičnico. Ta navidezna navpičnica simulira navpično težiščnico človeškega telesa. Nato smo predpostavili, da morajo biti naravni gibi človeškega telesa pri navpičnem (prostem) gibanju takšni, da je pri našem modelu (glej sliko 4) najbolj spodnji del modela čim bližje stegenice. Telo tako torej teži k temu, da so prijemašča rezultant sil, ki nastanejo pri krčenju kolena, čim bližje težiščnici. Telo skuša tako nevtralizirati navore, ki nastanejo pri krčenju kolena, in s tem ohraniti ravnotežje. Zato smo izračunali najmanjše horizontalne oddaljenosti najbolj spodnjega dela našega modela od težiščnice za vsak kot kolena od 40 do 180 stopinj s korakom 10 stopinj. Tako smo določili 15 korakov navpičnega gibanja kolena. Že iz tabele 2 je razvidno, da kot v kolenu in kot v gležnju nista v linearnem razmerju. Ugotovitve so nas morda na prvi pogled presenetile, vendar ko smo natančneje analizirali počep, smo spoznali, da bi lahko bil tak rezultat realen. Konec koncev je rezultat skladen s teoretičnim delom, kjer piše, med iztegovanjem kolena od kota približno 20 stopinj do popolne iztegnjenosti golenica drsi spredaj po stegenici in stegenica drsi zadaj po golenici. Iz tega lahko sklepamo, da je teh zadnjih 20 stopinj iztegovanja neka faza, ki je različna iztegovanju kolena pred tem. To se pri rezultatih naše raziskave kaže, kot konstanten kot gležnja 15 stopinj zadnjih 20 stopinj iztegovanja (Tabela 2; korak 2 in 3). Izkaže se, da obstaja v mehanizmu počepa še nekaj takih konstantnih faz iztegovanja, ki jih v teoretičnem delu sicer nismo zasledili. Ravno te konstantne faze v iztegovanju in krčenju kolena nam dajo rezultat, da se kota v kolenu in v gležnju pri navpičnem gibanju nikakor ne spreminjata linearno.

Drugo hipotezo, v kateri sem zapisal *Največje sile na koleno nastanejo v stanju najbolj pokrčenega kolena*, sem ovrgel.

Model kolena in gležnja v naravni velikosti smo obrnjenega preko vodoravnice za gleženj vpeli na podporno konstrukcijo (slika 4). Model je bil zasukan okrog vodoravnice, saj smo tako model lažje vpeli, hkrati pa je utež visela pod model, kar nam je prihranilo prostor na območju samega modela. Nato smo model obteževali s stalno obtežitvijo (2 kg), ga postavili v vse možne lege ter s silomerom na vrhu, ob izničenju vodoravnih sil na podporno konstrukcijo, merili navpične rezultante sil (natančnejši mehanizem in izračuni so predstavljeni v poglavju *Rezultati: preverjanje druge hipoteze*). Iz teh meritev smo izračunali skupno silo, ki ob posamezni naravni legi (izračunane pri hipotezi 1) deluje na kolenski sklep. Primerjali smo rezultate meritev za vse naravne lege in narisali graf. Iz grafa je razvidno, da največja sila na koleno deluje v štirinajstem koraku krčenja kolena, torej pri kotu v kolenu 50 stopinj. Pri stanju najbolj pokrčenega kolena meri kolenski kot 40 stopinj, zato drugo hipotezo ovržemo. Sklepamo, da se to zgodi zato, ker pri kotu v kolenu 40 stopinj in kotu v gležnju 45 stopinj seštevek obeh kotov edinkrat manjši od 90 stopinj. Ob tem stanju točka pritrditve uteži na modelu prečka navidezno vodoravnico, ki prebada kolenski sklep oz. sta stegenica in kolk nižje od kolena. To pojasni tudi obratno orientacijo sil v 15. koraku. Kritična točka sil na koleno se mora potemtakem nahajati nekje v intervalu kolenskega kota med 40 in 50 stopinj.

Tretjo hipotezo – *ITM človeka in obraba njegovega kolena sta premo sorazmerna; v praksi se to kaže kot rezultat projekcije, ki človeku z višjim ITM napoveduje manjše število gibov do izrabe umetnega kolena iz keramike* – sem potrdil.

Za ustvaritev projekcije, ki bi napovedovala število gibov do izrabe meniskusa pri umetnem kolenu iz keramike, moramo izračunati obrabo meniskusa. Obrabo meniskusa izračunamo po Archardovi enačbi, pri čemer uporabimo trdnost in Archardov brezdimenzijski koeficient za keramiko, površine in ploščine pa izmerimo na modelu. Kot normalno silo uporabimo povprečno vrednost navpičnih sil na kolenu na modelu skozi gib, saj vodoravne sile na koleno na modelu prevzamejo kolenske vezi. Z enačbami za prostornine in površine teles, podobnih obliki meniskusa, brez težav izračunamo minimalno število gibov in posledično počepov (nihaj, sestavljen iz dveh gibov), ki so potrebni, da se meniskus obrabi in pride do direktnega stika med stegenico in golenico.

V drugem delu raziskovanja v okviru te hipoteze zgolj spremenimo rezultanto navpičnih sil na koleno na dve vrednosti, ki jih nato med seboj primerjamo. Pri tem obstaja dejstvo, da masa, ki smo jo nastavili v obeh primerih, za maso osebe predstavlja zgolj maso zgornjega dela osebe, od pasu navzgor. To nam sicer nekoliko popači rezultate, vendar si lahko s poznavanjem mas posameznih delov človeka in z malo računskega znanja rezultate pretvorimo na željeno maso človeškega telesa. Za rezultat raziskave pa to v bistvu sploh ni pomembno, saj nas na koncu zanima zgolj razmerje med maso debelega človeka in maso normalno težkega človeka ter obrabo pri normalno težkem človeku in pri debelem človeku. Izkaže se, da je to razmerje enako 1, posamezni razmerji pa merita obe približno 1,445. Opazimo, da sta ITM človeka in obraba njegovega kolena premo sorazmerna. Na podlagi rezultata potrjujemo tretjo hipotezo.

Metoda Bottom-Up, ki je obsegala metodo dela z viri, metodo dela praktičnega dela ter analitično in sintetično metodo, se je izkazala kot primerna metoda. S takim pristopom smo prišli do željenih ugotovitev. Metodo dela z viri smo uporabili pri iskanju teoretičnih informacij za raziskavo. Metodo praktičnega dela smo uporabili pri izdelavi modela, analitično in sintetično metodo pa pri analizi in interpretaciji rezultatov in ugotovitev.

Menim, da bi raziskavo še lahko izboljšali in nadgradili. Sodeč po grafih se pri rezultatih pojavi anomalija pri Grafu 1. Napake meritev proti izračunanim vrednostim so na drugih grafih bistveno manjše kot tukaj, kjer lahko opazimo eno veliko deviacijo. To lahko razlagamo kot napako pri merjenju s silomerom; bodisi je bil ta neumerjen bodisi so nanj delovale še kakšne druge zunanje sile. Izboljšave izvedene raziskave bi segale v smer povečanja natančnosti meritev z večkratnim merjenjem tudi pri različnih obtežitvah. Prav tako bi lahko z natančnejšim določanjem mas posameznih delov človeškega telesa natančneje določali resnične mase ljudi pri tretji hipotezi. Tako nadgradnjo raziskave bi morali izvajati z zavedanjem, da razmerja mas posameznih organov pri vseh ljudeh gotovo niso enaka. Nadgradnje raziskave bi šle v smer določanja sil na koleno pri različnih oblikah in deformacijah kolena. Natančneje bi bilo moč tudi razdelati sile znotraj samega kolenskega sklepa ali pa izvajati raziskavo v drugem mediju, npr. v vodi, saj se določene terapije po operacijah izvajajo tudi v vodi.

V okviru raziskovalne naloge smo dosegli namen raziskovalne naloge, saj smo ugotovili in grafično prikazali, kako se spreminjajo sile na koleno med počepom, ter ugotovili in s praktično projekcijo števila počepov do obrabe meniskusa ponazorili vpliv indeksa telesne mase posameznika na trajnost kolena. Prav tako smo izpolnili cilj raziskovalne naloge, saj smo izmerili, kolikšne sile delujejo na maketo kolena v naravni velikosti v različnih položajih, in določili obrabo kolena glede na ITM posameznika.

5. ZAKLJUČEK

V raziskovalni nalogi smo na maketi kolena v naravnem merilu merili in določali razporeditev sil v kolenu in računali obrabo meniskusa med stegnenico in golenico. Za izvedbo raziskav smo s tehnologijo 3D-tiska in z drugimi tehnikami obdelave materiala izdelali maketo človeške noge v naravni velikosti. Najprej smo v okviru prve hipoteze: *Kot v kolenu in kot v gležnju sta pri navpičnem gibanju med seboj linearno odvisna* matematično izračunali, kakšen je naravni mehanizem navpičnega gibanja kolena. Pri tem smo imeli v mislih korelacijo med kotom v kolenu in kotom v gležnju. Izkazalo se je, da zveza med kotom v kolenu in kotom v gležnju ni linearna, zato smo prvo hipotezo ovrgeli. Nadaljevali smo z drugo hipotezo: *Največje sile na koleno nastanejo v stanju najbolj pokrčenega kolena*, v okviru katere smo najprej računsko, nato pa empirično na maketi izmerili rezultanto sil na koleno v določenem momentu. Meritve smo izvajali z digitalnim silomerom Vernier in računalniško opremo Logger Pro. Rezultati empiričnih raziskav so se (z eno napako) na las približali rezultatom matematičnih izračunov; na koncu smo upoštevali povprečno vrednost med njimi. Izkazalo se je, da so največje sile na koleno znotraj intervalov našega merjenja, ki smo jih določili glede na realno zmožnost upogibanja kolena in gležnja, nastale pri kotu v kolenu 50 stopinj v kolenu in 45 stopinj v gležnju. Čeprav je rezultat zelo blizu stanju najbolj pokrčenega kolena, smo drugo hipotezo ovrgeli. Na koncu smo v okviru tretje hipoteze: *ITM človeka in obraba njegovega kolena sta obratno sorazmerni in v praksi se to kaže kot rezultat projekcije, ki človeku z višjim ITM napoveduje manjše število gibov do izrabe umetnega kolena iz keramike* ugotavljali, kako hitro bi se obrabljal meniskus pri umetnem kolenu iz keramike in kako na to vpliva ITM človeka. Na podlagi na modelu izvedenih meritev smo izračunali število počepov, ki bi jih lahko naredila oseba z normalno telesno težo in oseba z debelostjo prve stopnje, če bi želela imeti umetni meniskus iz keramike za obdobje 50 let. Rezultate smo primerjali med seboj in na podlagi ugotovitev potrdili tretjo hipotezo.

Med raziskovanjem so se seveda pojavili številni izzivi in neznanke. Tehnično najzahtevnejši del je bil zagotovo modeliranje kolenskega sklepa, na kar je sledil njegov 3D-tisk. Izdelati je bilo treba tudi ostale elemente, na katere je bila tiskanina pritrjena in ki so omogočali fiksiranje in nastavljanje modela noge. Proces merjenja sil je bil v določeni meri abstrakten, saj smo uporabne meritve dobili na posreden način in s precej preračunavanja in seštevanja sil. Prvič smo se srečali z obrabo materiala, katere izračun ni prestavljal večjih težav, vendar se moramo zavedati, da je Archardova enačba sama po sebi precej tolerantna do mnogo dejavnikov okolja.

Vsako raziskovalno delo je mogoče nadaljevati. Menimo, da bi bilo smiselno to raziskovalno delo nadaljevati v smeri določanja sil na koleno pri različnih oblikah in deformacijah kolena. Natančneje bi bilo moč tudi razdelati sile znotraj samega kolenskega sklepa ali pa izvajati raziskavo v drugem mediju, npr. v vodi, saj se določene terapije po operacijah izvajajo tudi v vodi.

6. VIRI IN LITERATURA

Abdelgaieda A., Stanleya M., Galfeb M., Berryb H., Inghamc E., Fishera J. (17. 2. 2015). *Comparison of the biomechanical tensile and compressive properties of decellularised and natural porcine meniscus*. Pridobljeno 21. 1. 2022 s

<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929015001347> .

Buchner S., Mikowski A., Lepienski C.M., Ferreira E.B., Zanottoe E.D., Torres R.D., Soares P.(2011). Mechanical and tribological properties of a sintered glass-ceramic compared to granite and porcelainized stoneware, *Wear*. doi:10.1016/j.wear.2011.03.022.

Indeks telesne mase. (5. 5. 2021). Na sl.wikipedia.org/wiki/Glavna_stran. Pridobljeno 21. 1. 2022 s https://sl.wikipedia.org/wiki/Indeks_telesne_mase .

Kalin, Mitjan. (2008). Obraba. V *Danfoss Trata, d. o. o., 30. september 2008* (str. 3-17). Danfoss Trata, d.o.o.

Knee. (b. d.). Na physio-pedia.com/home/. Pridobljeno 21. 1. 2022 s <https://www.physio-pedia.com/Knee> .

Sperryn, Peter N. (1994). *Šport in medicina*. Ljubljana: DZS.