Numeričko i eksperimentalno modeliranje biomehaničke potpore prednjoj ukriženoj svezi koljenoga zgloba

Bonačić Bartolin, Petra

Doctoral thesis / Disertacija

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:235:485479

Rights / Prava: In copyright / Zaštićeno autorskim pravom.

Download date / Datum preuzimanja: **2024-03-29**

Repository / Repozitorij:

Repository of Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture University of Zagreb





Sveučilište u Zagrebu

FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

Petra Bonačić Bartolin

NUMERIČKO I EKSPERIMENTALNO MODELIRANJE BIOMEHANIČKE POTPORE PREDNJOJ UKRIŽENOJ SVEZI KOLJENOGA ZGLOBA

DOKTORSKI RAD

Zagreb, 2021.

Sveučilište u Zagrebu

FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

Petra Bonačić Bartolin

NUMERIČKO I EKSPERIMENTALNO MODELIRANJE BIOMEHANIČKE POTPORE PREDNJOJ UKRIŽENOJ SVEZI KOLJENOGA ZGLOBA

DOKTORSKI RAD

Mentori:

prof. dr. sc. Janoš Kodvanj

doc. dr. sc. Damir Hudetz, dr. med., specijalist ortopedije

Zagreb, 2021.

University of Zagreb

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING AND NAVAL ARCHITECTURE

Petra Bonačić Bartolin

NUMERICAL AND EXPERIMENTAL MODELING OF ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT BIOMECHANICAL IMPLANT SUPPORT OF KNEE JOINT

DOCTORAL THESIS

Supervisors:

Full Professor Janoš Kodvanj, PhD

Damir Hudetz, MD, PhD, Assistant Professor of Orthopaedics

Zagreb, 2021

INFORMACIJE O MENTORIMA

PROF. DR. SC. JANOŠ KODVANJ

Prof. dr. sc. Janoš Kodvanj redoviti je profesor u Zavodu za tehničku mehaniku i voditelj Laboratorija za eksperimentalnu mehaniku Fakulteta strojarstva i brodogradnje, Sveučilišta u Zagrebu. Znanstveno se bavi razvojem novih metoda eksperimentalne mehanike te se usavršavao na Tehničkom sveučilištu u Beču. Autor je brojnih znanstvenih radova objavljenih u međunarodno indeksiranim časopisima te je autor nekoliko stručnih knjiga. Član je Hrvatskoga društva za mehaniku i dobitnik nagrade Hrvatske akademije znanosti i umjetnosti za najviša znanstvena i umjetnička postignuća u Republici Hrvatskoj u 2009. godini za područje tehničkih znanosti.

DOC. DR. SC. DAMIR HUDETZ

Doc. dr. sc. Damir Hudetz, dr. med., specijalist ortopedije, liječnik je s bogatim međunarodnim iskustvom iz područja ortopedije i traumatologije. Voditelj je Klinike za ortopediju specijalne bolnice *Sveta Katarina* te ortoped u Kliničkoj bolnici *Sveti Duh*. Predaje na medicinskim fakultetima Sveučilišta u Osijeku i Zagrebu te predaje na diplomskom studiju fizioterapije na Sveučilištu Libertas, također u Zagrebu. Autor je mnogobrojnih znanstvenih radova objavljenih u međunarodno indeksiranim časopisima i nekoliko poglavlja u stručnim knjigama. Član je Hrvatskoga liječničkog zbora, Hrvatskoga ortopedskog društva, Hrvatskoga traumatološkog društva, Hrvatskoga udruženja ortopeda i traumatologa, Europskoga udruženja za kirurgiju koljena i sportsku traumatologiju (ESSKA), Međunarodnoga društva za obnavljanje hrskavice (ICRS) te Europskoga udruženja ortopeda i traumatologa (EFORT). Doc. dr. sc. Damir Hudetz je pridruženi član svjetske ekspertne grupe za prednju ukriženu svezu (*ACL study group*). Godine 2007., zbog stručnog i znanstvenog doprinosa, proglašen je najmlađim počasnim članom Klinike za ortopediju Bruderholz u Baselu, u Švicarskoj.

PODACI ZA BIBLIOGRAFSKU KARTICU

UDK: 519.6:612.75

Ključne riječi: prednja ukrižena sveza, koljeni zglob, cijeljenje prednje ukrižene sveze, numerička analiza, eksperimentalno ispitivanje, biomehanička potpora

Znanstveno područje: TEHNIČKE ZNANOSTI

Znanstveno polje: STROJARSTVO

Institucija u kojoj je rad izrađen: Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje, Sveučilišni poslijediplomski doktorski studij Strojarstvo, brodogradnja, zrakoplovstvo, metalurgija

Mentori rada:

prof. dr. sc. Janoš Kodvanj (FSB, Zagreb) – mentor 1

doc. dr. sc. Damir Hudetz, dr. med., specijalist ortopedije (MEF, Osijek) – mentor 2

Broj stranica: 148

Broj slika: 103

Broj tablica: 9

Broj korištenih bibliografskih jedinica: 252

Datum obrane: 3. studenoga 2021.

Povjerenstvo:

prof. dr. sc. Tanja Jurčević Lulić (FSB, Zagreb) – predsjednica povjerenstva

prof. dr. sc. Zdenko Tonković (FSB, Zagreb) – član povjerenstva

doc. dr. sc. Alan Ivković, dr. med., specijalist ortopedije (MEF, Zagreb) – član povjerenstva

Institucija u kojoj je rad pohranjen: Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje

Zahvala

Želim se zahvaliti mentoru prof. dr. sc. Janošu Kodvanju na osiguranim uvjetima rada za potrebe eksperimentalnog ispitivanja u Laboratoriju za eksperimentalnu mehaniku Fakulteta strojarstva i brodogradnje, na pomoći oko numeričke analize modela i na savjetima.

Ponajviše se želim zahvaliti mentoru doc. dr. sc. Damiru Hudetzu, dr. med., specijalist ortopedije, koji je prepoznao moju veliku ljubav prema medicini (koja je u meni odmalena) i primijetio da se želim baviti područjem istraživanja koje je predmet ovog rada, koje me ispunjava i koje je ostvarenje mog sna. Damir mi je na cijelom putu bio podrška i prijatelj. Hvala Ti!

Zahvaljujem se poštovanim članovima povjerenstva profesorici dr. sc. Tanji Jurčević Lulić, profesoru dr. sc. Zdenku Tonkoviću i profesoru dr. sc. Alanu Ivkoviću, dr. med., specijalist ortopedije, na pregledu cijelog doktorskog rada te dobronamjernim savjetima.

Želim se zahvaliti, od srca, kolegama Rudolfu Tomiću i Tomislavu Breškom na pomoći oko izrade trodimenzionalnih modela. Hvala vam!

Hvala kolegi Filipu Vuletiću na pomoći oko medicinske pripreme uzoraka, hvala akademskoj slikarici Oleni Sokolovskoj na pomoći oko izrade medicinskih ilustracija i hvala doktorici prim. dr. sc. Petri Margetić, spec. radiologije, iz Klinike za traumatologiju KBC Sestre milosrdnice, na CT snimkama.

Hvala profesoru Milanu Kostelcu na razumijevanju i podršci prilikom provedbe istraživanja i izrade doktorskog rada.

Veliko hvala profesoru i akademiku Dejanu Popoviću oko savjeta kako napisati i doraditi znanstveni rad i na svim savjetima i podršci, na smijehu i veselju. Učinio mi je put objave znanstvenoga rada neizmjerno lijepim i iznimna je čast i privilegija upoznati takvog čovjeka i profesora. Profesore Popović, hvala Vam, od srca!

Veliko hvala profesoru Michael Sutcliffeu i Matthew Allenu na pruženoj prilici znanstveno – istraživačkog rada na Sveučilištu Cambridge unutar poslijediplomskog doktorskog studija. Dobila sam prekrasne prijatelje i suradnike, ogromno znanje i prelijepo životno iskustvo. Također, veliko hvala na prijateljskoj podršci profesorici Ljiljani Fruk, hrvatskoj znanstvenici na University of Cambridge, koju sam imala čast upoznati na Cambridgeu. Hvala Ljiljani i na

financijskoj pomoći za moj ponovni dolazak na University of Cambridge kako bih nastavila raditi na znanstveno-istraživačkom projektu. Ljiljana, od srca, hvala!

Veliko hvala i mojim prijateljicama Brankici i Ivi na podršci i ljubavi. Ja sam jedinica, ali vi ste mi kao prave sestre. Volim Vas!

Najvažnije, od srca se želim zahvaliti svojoj mami Krunoslavi i tati Dragutinu koji su moje najveće bogatstvo, najveći prijatelji i najbolji ljudi koje znam, koji me od početka prate na svakom mom koraku obasipajući me bezuvjetnom ljubavlju, razumijevanjem, podrškom i veseljem i zbog kojih sam ono što jesam i na to sam jako ponosna! Od srca Vam hvala i prava sam sretnica što Vas imam. Volim Vas, najviše!

Naposljetku, želim zahvaliti Bogu na svim blagoslovima koje mi je dao i kojima me svakodnevno daruje!

Petra

SADRŽAJ

SAŽETAK I

EXTENDED ABSTRACT II

POPIS SLIKA IX

POPIS TABLICA XVI

POPIS OZNAKA XVII

POPIS KRATICA XVIII

1. UVOD 1

1.1. Motivacija 4
1.2. Pregled dosadašnjeg istraživanja 5
1.3. Cilj i hipoteza istraživanja 15
1.4. Očekivani znanstveni doprinos 15
1.5. Metodologija i plan istraživanja 16
1.6. Struktura doktorskoga rada 17

2. GRAĐA I ULOGA PREDNJE UKRIŽENE SVEZE 19

2.1. Anatomija koljenoga zgloba 19
2.2. Anatomija prednje ukrižene sveze 22
2.2.1. Makroanatomija 23
2.2.2. Mikroanatomija 24
2.3. Potencijal cijeljenja sveze 26
2.4. Mehanička svojstva prednje ukrižene sveze 27
2.4.1. Biomehanika koljenog zgloba 28
2.4.2. Prednja ukrižena sveza 30

3. OZLJEDE PREDNJE UKRIŽENE SVEZE 34

3.1. Definicija ozljede prednje ukrižene sveze 34
3.2. Učestalost i čimbenici rizika pojave ozljede prednje ukrižene sveze 35
3.3. Vrste ozljede prednje ukrižene sveze 38
3.4. Socijalno i ekonomsko značenje ozljede prednje ukrižene sveze 40

4. POSTUPCI POPRAVKA PREDNJE UKRIŽENE SVEZE 42

4.1. Tehnika popravka šavom 43
4.2. Tehnika popravaka unutarnjom potporom 45
4.3. Tehnika popravka primjenom vijčano - opružnog sustava unutarsvezne stabilizacije 48

4.4. Prednosti i nedostaci opisanih tehnika popravka 50
5. EKSPERIMENTALNO ISPITIVANJE TEHNIKA POPRAVKA PREDNJE UKRIŽENE SVEZE 52
5.1. Priprema uzoraka 52
5.1.1. Eksperimentalna grupa 0 – nativna prednja ukrižena sveza 55
5.1.2. Eksperimentalna grupa 1 – tehnika popravka šavom 56
5.1.3. Eksperimentalna grupa 2 – tehnika unutarnje potpore 58
5.1.4. Eksperimentalna grupa 3 – tehnika unutarnje potpore s vijčano - opružnim sustavom 61
5.2. Metoda ispitivanja 63
5.3. Rezultati eksperimentalnog ispitivanja 66
5.3.1. Dinamičko ispitivanje uz kontrolu sile 67
5.3.2. Dinamičko ispitivanje uz kontrolu pomaka 69
5.3.3. Statičko vlačno ispitivanje 70
5.3.4. Pregled svih rezultata eksperimentalnog ispitivanja 73
6. NUMERIČKO ISPITIVANJE MODELA POPRAVKA PREDNJE UKRIŽENE SVEZE 74
6.1. Snimanje kostiju s pomoću kompjutorizirane tomografije 75
6.2. Trodimenzionalna rekonstrukcija modela 78
6.3. Dorada modela u CAD programskom paketu 79
6.4. Trodimenzionalni modeli 79
6.4.1. MODEL 0 80
6.4.2. MODEL 1 81
6.4.3. MODEL 2 82
6.4.4. MODEL 3 83
6.5. Numerička analiza modela 84
6.5.1. Materijalna svojstva 84
6.5.2. Definiranje rubnih uvjeta, opterećenja i kontakata 87
6.5.3. Generiranje i konvergencija mreže konačnih elemenata 88
6.5.4. Rezultati numeričke analize 90
7. PROTOTIP BIOMEHANIČKE POTPORE 107
7.1. Konstrukcija biomehaničke potpore 107
7.2. Eksperimentalno i numeričko ispitivanje biomehaničke potpore 111
7.3. Rezultati eksperimentalnog ispitivanja 111
7.4. Rezultati numeričkog ispitivanja 114
8. RASPRAVA 119
8.1. Ograničenja provedenog istraživanja 123
9. ZAKLJUČAK 124

9.1. Zaključak 124
9.2. Budući rad 125
10. LITERATURA 127
PRILOG 147
Prilog 1. Dopuštenje Etičkog povjerenstva 147
ŽIVOTOPIS 148

SAŽETAK

Učestalost ozljeda prednje ukrižene sveze kod profesionalnih sportaša i sportski aktivne populacije posljednjih godina raste. Kod ozljede u većini slučajeva je operacijski zahvat jedino rješenje za kvalitetan povratak pacijenta svakodnevnim aktivnostima. Trenutačno se koriste dva kirurška načina liječenja puknute sveze, rekonstrukcija i popravak. Iako popravak sveze nije zlatni standard liječenja puknute sveze, postoji veliki potencijal za primjenu te tehnike jer ona, za razliku od rekonstrukcije, iskorištava potencijal cijeljenja sveze nakon proksimalnog puknuća. Prvi cilj doktorskoga rada bio je eksperimentalno *in vitro* i numerički ispitati tri trenutačno dostupne tehnike popravka prednje ukrižene sveze radi utvrđivanja biomehaničkih nedostataka postojećih rješenja. Eksperimentalno su se biomehanički nedostaci utvrđivali mjerenjem vrijednosti sila i pomaka na kidalici i umaralici te bilježenjem općeg stanja sveze i kostiju nakon ispitivanja. Numeričko ispitivanje provodilo se primjenom programskog paketa *Abaqus*. Trodimenzionalni modeli ovčjih kadaveričnih koljena dobiveni su rekonstrukcijom geometrije iz podataka računalne tomografije. Izrada prototipa biomehaničke potpore cijeljenju prednje ukrižene sveze, bio je drugi cilj ovoga doktorskog rada. Konstrukcijsko rješenje biomehaničke potpore odabrano je na temelju računalnih simulacija i rezultata eksperimentalnog ispitivanja sklopa *bedrena kost – biomehanička potpora – goljenica*. Rezultati eksperimentalnog ispitivanja pokazali su da od tri postojeće tehnike, tehnika popravka s unutarnjom potporom ima dobra biomehanička svojstva, usporediva s nativnom prednjom ukriženom svezom. Međutim, sve tri postojeće tehnike imaju biomehaničke nedostatke vidljive kroz povećanje vrijednosti *von Mises* naprezanja i pomaka na samoj svezi te manjih iznosa najvećih vlačnih sila uspoređujući ih s vrijednostima vlačnih sila nativne sveze. Dinamičkim ispitivanjem utvrđena je pojava proširenja provrta na mjestima dodira implantata s unutarnjom potporom, dok je numeričkim ispitivanjem utvrđena pojava većih iznosa *von Mises* naprezanja na mjestima dodira bedrene kosti i gumbića postojećih tehnika popravka što je u kliničkoj praksi povezano s otkazivanjem implantata i smanjenjem gustoće kostiju – *Stress Shielding*. Rezultati istraživanja su pokazali da se može napraviti prototip biomehaničke potpore koji ne djeluje destruktivno na okolna tkiva i nema iste biomehaničke nedostatke kao i postojeća rješenja uz zadržavanje dobrih mehaničkih svojstava.

***Ključne riječi**: prednja ukrižena sveza, koljeni zglob, cijeljenje prednje ukrižene sveze, numerička analiza, eksperimentalno ispitivanje, biomehanička potpora*

EXTENDED ABSTRACT

Background: The incidence of anterior cruciate ligament (ACL) injuries in professional and recreational athletes has increased in recent years. The main function of the ACL is to connect the back of the thigh to the front of the tibia, providing stability to the knee joint and limiting rotation during movement. A tear of the anterior cruciate ligament affects the biomechanics of the entire knee joint, increases the risk of secondary injury and osteoarthritis, and limits the patient's quality of life, especially in professional athletes. In most cases where the ACL is significantly damaged, surgery is the only treatment that allows patients to return to their daily activities with good results. Currently, two surgical treatments can be performed in medical practice when an ACL tear is diagnosed. The first treatment, which is now considered the gold standard, is ACL reconstruction, and the second is ACL primary repair. ACL reconstruction involves reconstructing the ligament with a graft of healthy donor tissue, while ACL repair involves fusing the torn remnants of the ligament together to take advantage of the healing potential. Both techniques have certain biomechanical disadvantages. However, the ACL repair technique has more significant biomechanical disadvantages and biological defects in the ligament itself that prevent this healing technique from becoming a new gold standard for the medical treatment of proximal ACL rupture. Despite the biomechanical disadvantages, the primary ACL repair technique has great potential in terms of ligament healing properties. Namely, the union of ligamentous remnants after proximal rupture allows healing and preservation of natural tissue as well as preservation of proprioceptive sensory fibers. Therefore, this topic was selected as a research problem to be addressed in this thesis. The proposed research objective is to develop a biomechanical support that improves the healing of the ACL using a minimally invasive surgical procedure. In order to achieve the proposed goal, three currently available ACL repair techniques must be studied experimentally "in vitro" and numerically to identify the biomechanical shortcomings of the existing solutions and to avoid these shortcomings in the development of a new biomechanical support.

The research is based on the following hypothesis: it is possible to develop a biomechanical support for the healing of the anterior cruciate ligament of the knee joint with good mechanical properties, ensuring the stability of the knee and the installation of the support without destructive effects on the surrounding tissues.

Materials:

Experimental studies were performed on fresh knee joint sheep carcasses. The use of animal by-products was approved by the Veterinary and Food Safety Directorate of the Ministry of Agriculture, Zagreb, Croatia, under class: UP / I-322-01 / 20-01 / 32. The specimens were supplied in one piece; the hind legs with all the supporting tissue. There were 35 specimens in total, divided into five groups of seven specimens each. The specimens were prepared for testing in predefined groups before freezing to prevent deterioration of the material properties of the ACL. All soft tissues were removed from the specimens; the only connective tissue remaining in the joint was the ACL. The fibula was also removed from the specimens, leaving only the femur and tibia as bone tissue. Finally, a femur - intact ACL - tibia (FATC) was obtained. After the speciman preparations, it was necessary to adjust the length of the bones for the experimental tests. Therefore, the femur and tibia were cut 20 cm from the joint capsule and drilled with a Φ 6 drill to fit into the mechanical holders constructed according to the available literature to perform experimental tests on the FATC. After the initial preparation of the FATC, techniques to repair the ACL were incorporated into the complex. Rupture of the ACL on the specimens for the ACL repair groups was performed at the proximal level. Five groups of specimens were formed:

- Group 0 - FATC with intact ACL;

- Group 1 - FATC with proximally dissected ACL repaired using an end-to-end suture ACL repair technique;

- Group 2 - FATC with proximally dissected ACL repaired with a primary ACL repair using an Internal Brace bridging technique [1];

- Group 3 - FATC with proximally dissected ACL repaired with a non-absorbable suture using a bridging technique with a distally placed spring - "dynamic bridge".

- Group 4 - FATC with proximally dissected ACL repaired with a new biomechanical support.

The first test *group 0* served as a control group. In *group 1*, the ACL was repaired using the end-to-end ACL repair technique with 0.2 mm thick Krakow-style medical sutures at the ACL stumps. The proximally dissected ACL was sutured with three self-locking sutures longitudinally on the side of the ligament to its midpoint, then the suture was moved to the other side of the ligament and three more sutures were placed proximally. In *group 2*, the

repair technique was performed with a braided suture tape installed in the FATC by passing a 2.5-mm-thick polyethylene suture through a drilled tibial tunnel, the dissected ACL, and the drilled femoral tunnel and fastening it to the lateral cortical part of the femur and the medial metaphyseal part of the tibia with four-hole buttons. The four-hole buttons, 12 mm in length and 2 mm in diameter, were made of steel and cut with a laser. In *group 3*, the ACL was repaired with non-absorbable suture in a bridging fashion with a distally placed spring - "dynamic bridge", where the spring mechanism is uniquely designed according to the literature data. Self-locking is provided by a bearing ball to prevent damage to the suture material. The installation of the dynamic bridge repair solution required the creation of two tunnels in which the polyethylene suture is placed using the "dynamic bridge" technique. The support is attached to the lateral part of the femur with a button and a slightly larger hole is drilled in the tibia to place the spring system, through which the polyethylene brace is passed and attached to the end of the system with a bearing ball and screw. *Group 4* is a group in which a new biomechanical support was applied to a proximally dissected ACL and developed as part of the doctoral research.

Numerical testing setup:

For FATC three-dimensional (3D) reconstruction, it was necessary to collect the sheep knee CT scans. To obtain CT scans, the sheep knee joint cadaver was processed in the radiology laboratory on a Siemens SOMATOM Definition Edge ultra-computed tomography (Siemens Healthcare GmbH), in Sestre milosrdnice Clinical Hospital Center (Clinical Department of Radiology, Zagreb, Croatia). Data from CT were imported into Mimics (Materialise, Leuven, Belgium), and models were further refined in SolidWorks 2018. For mesh generation, C3D10: A 10-node square tetrahedral finite element type was used. The load applied to the finite element model corresponds to the performed experimental tensile loading testing. For the numerical tests, the femur was loaded with a tensile force of 100 N for all groups except *group 1* for which a force of 10 N was applied. The entire tibia was fixed (U1=U2=U3=UR1=UR2=UR3=0) for all groups. Therefore, to simplify the calculations, isotropic, homogeneous, and elastic material properties were assigned to all parts, including the bone. Five test models were created:

- Model 0 corresponds to experimental group 0;
- Model 1 corresponds to experimental group 1;
- Model 2 corresponds to experimental group 2 [1];

- Model 3 corresponds to experimental group 3

- Model 4 corresponds to experimental group 4

Methods: Experimentally, the biomechanical deficits were determined by measuring the forces and displacements on the static and servo-hydraulic testing machine on sheep cadavers and by recording the general condition of the ligament and bones after testing. Experimental testing was divided into three types. The first type was the cyclic loading test, which was performed on a servo-hydraulic fatigue testing machine type LFV-50-HH, Walter+Bai (Switzerland). The purpose of the cyclic loading tests was to determine the mechanical properties, such as the stability of the FATC, under native and repaired ACL and the condition of the tissue itself due to exposure to the same cyclic loading regime. Tests were performed under 2000 cycles at a frequency of 1 Hz under an applied force ranging from 5 N - 100 N for *group 0*, *group 2*, *group 3*, and *group 4*. Since the same force range could not be obtained for *group 1*, the group was tested with a force in the range of 5 N - 10 N. In a dynamic cyclic loading test, the tibia was tightened while the femur was loaded under limited displacement conditions. The second type of test was an extension and flexion simulation performed on a specially designed biomechanical device attached to the servo-hydraulic testing machine. Tests were performed under 5000 cycles at a frequency of 1 Hz without any load being applied. During experimental testing, the tibia was tightened while the femur could move within the specified limits of 27 ± 4 degrees. Determining the stability of the joint, as well as the effect of ACL repair technique methods on bone fixation after a specified number of cycles, was the goal of dynamic testing on a biomechanical device. The last group was a uniaxial tensile test on a static testing machine Beta 50-5, Messphysik (Austria) with a maximum loading force of 50 kN. In a uniaxial tensile test, the tibia was clamped while the femur was loaded with tensile force at a speed of 200 mm/s until failure. Within this test, force-displacement curves were compared to determine the maximum load to failure ($F_{t,max}$) that a given test group could withstand. The mechanical bone holders were used for the tensile load tests. These holders are designed to allow positioning of the axis of the femur and tibia in accordance with the axis of the ACL to avoid the occurrence of varus / valgus and changes in torsional rotation. The specimens were removed from the freezer 24 hours before testing and were moistened with saline (NaCl) throughout the test period. Numerical tests were performed in the *Abaqus* software package using three-

dimensional models of sheep knees obtained by geometry reconstruction from computed tomography images.

The new design of biomechanical support was selected based on computer simulations and *in vitro* experimental testing of the *bone-implant* complex, while measurement of displacement was performed using the digital image correlation method. The conditions and type of experimental and numerical testing were the same as for testing the existing ACL repair techniques. The biomechanical support was made of thermoplastic polyethylene, circular in shape with three adhering parts on which are the holes for the screws with which the support is fixed to the bone.

Results: Comparing all four techniques based on experimental testing results, the highest stress to failure was in *group 0*, followed by *group 2*, *group 3*, and finally ACL repair with suture (*group 1*). All groups showed satisfactory stability during dynamic testing, except for *group 1*. In the controlled displacement group, the test was performed within the set displacement limits. In *group 2*, shear action and notch effect occurred at the site of button suture fixation, but the ligament remained preserved. Based on the collected results of the von Mises stress and displacement values, it can be concluded that the lowest stress and displacement values are those at the native ACL (*Model 0*). The increase in the value of von Mises stress in the comparison of other models is: 22.4% higher in the end - to - end suture technique (*Model 1*), 49.736% higher in the Internal Brace technique (*Model 2*), and 24.542% higher in the internal support technique with a distally placed spring (*Model 3*). The occurrence of significantly higher stress values 458.3 MPa was observed in *Model 2* at the contact of the button, and in *Model 3* at the same place, and is 400 MPa. The more significant von Mises stress values are those at the suture of the *Model 2* and *Model 3* and are 547 MPa and 513.7 MPa, respectively. The maximum displacement value at the ACL in *Model 1* is 46.226% higher compared to the ACL value in *Model 0*, 63.548% higher in *Model 2* compared to *Model 0* and 71.27% in *Model 3* compared to *Model 0*. The appearance of stresses on the femur at the point of contact with the button is indicative of the occurrence of the notch effect and shear action. These stresses may lead to instability of the knee joint during the rehabilitation process and may be the cause of failure for an ACL repair technique with internal brace augmentation. The occurrence of higher stresses on the button and Internal Brace support may cause the suture to pull out during the application of external forces on the knee during rehabilitation. Based on clinical studies,

the ACL usually ruptures at the contact points between the bone and the ligament, or these injuries are usually proximal. Consequently, the results of the numerical analysis showed that the distribution of maximum von Mises stress is at these locations. New biomechanical support maintained the stability of the assembly during the dynamic test. Von Mises stress values on the ACL repaired with new biomechanical support are lower than in any of the techniques tested. The design solution showed good mechanical properties compared to existing solutions. The data obtained using the *ARAMIS* optical system were not applicable as the paint layer peeled off the ligament during the test.

Limitations: The entire study was done on an animal model, although the animal model is more acceptable for preclinical studies. The original implant for the DIS technique could not be obtained, so a replica of this ACL repair solution was made. Numerical models are simplified. The ACL is assigned the property of linear elasticity. Since the properties of existing anterior cruciate ligament repair techniques and the impact on surrounding tissues were examined as part of the rehabilitation process where the forces on the knee are of smaller amounts, such a simplification was acceptable. Although the experimental 1DOF ACL tests do not have great clinical significance, the proposed studies can be used for comparison with relevant clinical findings and can be a basis for further identification of biomechanical deficiencies of the tested techniques.

Conclusion: Based on the results of the experimental test performed, it is possible to determine the biomechanical flaws of ACL repair techniques through static and dynamic tests. The results of the dynamic test showed that the end-to -end suture repair technique is not a technique that contributes to the stability of the *femur-repaired anterior cruciate ligament-tibia complex*, while the repair technique Internal Brace and internal support with a spring system provide satisfactory stability of the FATC. The dynamic study showed the occurrence of the notch effect of the femur and tibia in the Internal Brace and DIS technique. This phenomenon is associated with the risk of implant failure in scientific and clinical studies. Fibrous damage in ACL is visible after a dynamic test in all repair techniques. The results of a numerical study of the existing techniques showed that the von Mises stress values at the ACL increase with the repair techniques compared with the native ACL. The critical stress is at the contact between the femur and the button in the Internal Brace technique. Clinical evidence suggests that this

site is the cause of potential implant failure. In addition, the occurrence of greater stress at this site is the cause of Stress Shielding, resulting in the weakening of the bone tissue. The design of the new biomechanical support has a lower tensile load compared to other repair techniques. However, based on dynamic testing, the design was found to have satisfactory stability. In addition, the design of the biomechanical support reduces the von Mises stress on the ligament itself and precludes the occurrence of large values of von Mises stress on the femur. The design of the biomechanical support precludes the drilling of a bone tunnel and the placement of implants in the bone marrow, which is the cause of Stress Shielding. In addition, the notch effect on the femur was not noticed. It was found that it is possible to design biomechanical support that has satisfactory mechanical properties in terms of sufficient stability of the knee joint and stress reduction for the ACL itself and, unlike existing solutions, does not have a destructive effect on other surrounding tissues.

Future work: The biomechanical support prototype can be improved in various ways. One way is to look like a fishing net. The arrangement of threads within the net can be made by methods of different types of weaving that differ in the different interconnection of vertical and horizontal threads. Weaving threads can be with or without reinforcement. Different designs of the biomechanical support enable the real potential application of the newly constructed solution, which is the goal of such and similar research, and not just a theoretical presentation of a possible solution. Finally, the application of the newly constructed biomechanical support is not limited to the knee joint, but there is the potential to apply it to other tendons and ligaments of the locomotor system to improve the quality of human life.

Keywords*: anterior cruciate ligament, knee joint, anterior cruciate ligament healing, numerical analysis, experimental testing, biomechanical support*

POPIS SLIKA

Slika 1. Prednja ukrižena sveza: a) nativna sveza; b) proksimalno puknuće sveze (slika je izvoran doprinos autorice).....1
Slika 2. Cilindrični (valjkasti) zglob s polutkom kao koljeni zglob; na slici je dodan žuti pravokutnik, kružnica i pravac te su rezane postojeće slike za potrebu stvaranje nove slike, Creative Commons Attribution 4.0 International licencija [162] 20
Slika 3. Prikaz anatomije desnog koljenoga zgloba u čeonoj ravnini, (dodani su hrvatski nazivi) pod licencijom javnog dobra: CC0 1.0 Universal (CC0 1.0), Public Domain Dedication [168] 21
Slika 4. Struktura sveze; slika izmijenjena (dodani su hrvatski nazivi) pod licencijom javnog dobra: CC0 1.0 Universal (CC0 1.0), Public Domain Dedication [173] 22
Slika 5. Artroskopski prikaz anteromedijalnoga (AM) i posterolateralnoga (PL) snopa vlakana prednje ukrižene sveze (slika je izvoran doprinos autorice).....24
Slika 6. Biološki sastav prednje ukrižene sveze 25
Slika 7. Prikaz tijeka cijeljenja sveze koji se sastoji od inicijalne faze puknuća sveze, faze remodeliranja koja započinje nekoliko dana nakon puknuća sveze, faze modeliranja koja je zaslužna za cijeljenje tkiva sveze i faze oblikovanja i sazrijevanja (slika je izravan doprinos autorice).....27
Slika 8. Prikaz karakterističnih gibanja koljenoga zgloba [184] 30
Slika 9. Krivulja naprezanja – deformacija sveza [190] 32
Slika 10. Krivulja vlačno opterećenje – produljenje sveze 33
Slika 11. Mehanizmi ozljede prednje ukrižene sveze: a) valgus koljenoga zgloba i unutarnja rotacija goljenice; b) varus koljenoga zgloba; c) savijanje koljenoga zgloba i translacija goljenice prema naprijed (slika je izvoran doprinos autorice) 35
Slika 12. Učestalost ozljeda prednje ukrižene sveze kod različitih profesionalnih sportova u različitim zemljama na 100000 ozlijeđenih profesionalnih sportaša godišnje [40], WNBA - Ženska profesionalna košarkaška liga u Sjevernoj Americi (engl. Women's National Basketball Association), NBA - muška profesionalna košarkaška liga u Sjevernoj Americi (engl. National Basketball Association), NFL - Muška nacionalna liga američkog nogometa (engl. National Football League), AFL - muška nacionalna liga australijskog nogometa (engl. Australian Football League).....36

Slika 13. Prikaz puknuća prednje ukrižene sveze na medicinskoj slici dobivenoj magnetskom rezonancijom a) u središnjoj ravnini; b) u poprečnoj ravnini (slika je izvoran doprinos autorice).....39
Slika 14. Mjesto puknuća prednje ukrižene sveze – a) tip I; b) tip II; c) tip III; d) tip IV (slika je izvoran doprinos autorice).....40
Slika 15. Primarna tehnika popravka prednje ukrižene sveze šavom (slika je izvoran doprinos autorice).....44
Slika 16. Načini šivanja sveza i tetiva a) Kessler; b) dupli Kesser; c) Indiana; d) Becker; e) Savage; f) Bunnell; g) Tsuge; h) Savage; i) Križni; j) Tang (slika je izvoran doprinos autorice).....44
Slika 17. Internal Brace tehnika – tehnika popravka unutarnjom potporom (slika je izvoran doprinos autorice).....45
Slika 18. Shematski prikaz a) Stress Shielding; crvene linije predstavljaju mjesta najvećih naprezanja na kosti bez i s implantatom, a izdvojeni detalji kraj kostiju predstavljaju promjenu u gustoći tkiva koja je produkt Stress Shieldinga; b) Notch effect (slika je izvoran doprinos autorice).....47
Slika 19. Dynamic Intraligamentary Stabilisation – DIS tehnika, shema koljenoga zgloba s ugrađenim implantatom (slika je izvoran doprinos autorice).....49
Slika 20. Prikaz uzoraka ovčjih kadaveričnih kostiju korištenih za eksperimentalno ispitivanje a) shematski prikaz; b) prikaz kadaveričnog ovčjeg buta u procesu uklanjanja okolnoga tkiva s uzoraka.....53
Slika 21. Prikaz uzoraka sklopa bedrena kost – prednje ukrižena sveza – goljenica gdje žute crtkane linije označuju mjesta na kojima se kost rezala, a žute kružnice mjesta provrta namijenjenih za smještaj zatika.....53
Slika 22. Pozicioniranje uzoraka a) mehanički držač; b) sklop BPG na kidalici,u sagitalnoj ravnini; c) sklop BPG na kidalici, u frontalnoj ravnini.....54
Slika 23. Grupe za eksperimentalno ispitivanje: a) grupa 0; b) grupa 1; c) grupa 2; d) grupa 3 (slika je izvoran doprinos autorice).....54
Slika 24. Izolirana prednja ukrižena sveze unutar sklopa BPG a) shematski prikaz; b) procesu izolacije sveze; c) pripremljeni uzorak.....55
Slika 25. Shematski prikaz a) sklopa bedrena kost – puknuta prednja ukrižena sveza obnovljena primjenom tehnike šava – goljenica; b) Krackowljev način šivanja sveza i tetiva; b) Krackowljev način šivanja sveza i tetiva sa zasebno prikazanim šavovima (slika je izvorno djelo autorice).....56

Slika 26. Prikaz tijeka šivanja prednje ukrižene sveze na Krackowljev način a) hvatanje batrljka prednje ukrižene sveze na goljenici s iglom; b) izrada šavova na batrljku prednje ukrižene sveze na goljenici; c) hvatanje batrljka prednje ukrižene sveze na bedrenoj kosti; d) izrada šavova na batrljku prednje ukrižene sveze na bedrenoj kosti; e) zatezanje šavova 57
Slika 27. Uzorak bedrena kost - prednja ukrižena sveza popravljena tehnikom šava - goljenica sa zašivenom prednjom ukriženom svezom prema Krackowu; 1 - bedrena kost; 2 - goljenica; 3 - zašivena prednja ukrižena sveza.....58
Slika 28. Prikaz a) trodimenzionalnog modela gumbića za vanjsku fiksaciju unutarnje potpore za bedrenu i goljeničnu kost; b) polietilenska traka – unutarnja potpora 59
Slika 29. Tijek ugradnje rješenja popravka tehnikom unutarnje potpore: a) bušenje tunela kirurškim svrdlom; b) provlačenje potpore kroz goljenični tunel; c) provlačenje potpore kroz prednju ukriženu svezu; d) provlačenje potpore kroz bedreni tunel; e) zatezanje potpore; f) pripremljeni uzorak.....60
Slika 30. Uzorak s ugrađenom unutarnjom potporom a) shematski prikaz; b) kadaverični uzorak; 1 – bedrena kost; 2 – goljenica; 3 – polietilenski konac; 4 – gumbići.....60
Slika 31. Tehnički crtež vijčano - opružnog sustava.....61
Slika 32. Izrađeni model vijčano - opružnog sustava; 1 – vijak; 2 – sustav za zaključavanje konca; 3 – kuglica ležaja; 4 – opruga, 5 – navojna čahura 62
Slika 33. Pripremljeni uzorak s ugrađenim vijčano - opružnim sustavom a) shematski prikaz; b) realan (kadaverični) uzorak 1 – bedrena kost; 2 – goljenica; 3 – vijak; 4 – polietilenski konac; 5 – navojna čahura s oprugom; 6 - gumbić.....62
Slika 34. Prikaz a) kidalice Beta 50-5; b) umaralice LFV 50-HH 63
Slika 35. Cikličko ispitivanje na servohidrauličkoj umaralici uz kontrolu sile: a) uzorak iz eksperimentalne grupe 3; b) uzorak iz eksperimentalne grupe 0 64
Slika 36. Cikličko ispitivanje uzorka s unutarnjom potporom pomoću biomehaničke naprave na servohidrauličkoj umaralici uz kontrolu pomaka, 1 – postolje, 2 – prihvati za kosti, 3 – vodilice, 4 – klizni element.....65
Slika 37. Vlačno ispitivanje na kidalici; a) uzorak s nativnom prednjom ukriženom svezom; b) uzorak s ugrađenom tehnikom popravka s unutarnjom potporom 66
Slika 38. Uzorci nakon cikličkog ispitivanja; a) uzorak iz eksperimentalne grupe 1 ; b) uzorak iz eksperimentalne grupe 2 67
Slika 39. Dijagram pomak – broj ciklusa cikličkog ispitivanja za uzorak 04 eksperimentalne grupe 0 68

Slika 40. Dijagram pomak – broj ciklusa cikličkog ispitivanja za uzorak 03 eksperimentalne grupe 2 ..... *68*
Slika 41. Prikaz širenja provrta na mjestu oslanjanja potpore na rub provrta u kosti, a) na bedrenoj kosti na uzorku eksperimentalne grupe 2; b) na goljenici na uzorku eksperimentalne grupe 2, c) na kondilima na uzorku eksperimentalne grupe 2, d) na goljenici nakon uklonjenog opružnog sustava na uzorku eksperimentalne grupe 3 ..... *69*
Slika 42. Dijagram sila - pomak svih uzoraka eksperimentalne grupe 0 ..... *70*
Slika 43. Proksimalno puknuće prednje ukrižene sveze uzorka iz eksperimentalne grupe 0; snopa vlakana prednje ukrižene sveze nakon vlačnog ispitivanja *71*
Slika 44. Dijagrama sila – pomak za: a) uzorak šav 03; b) uzorak unutarnja potpora 01 ..... *72*
Slika 45. Dijagrama sila – pomak za: a) uzorak s vijčano – opružnim sustavom 02; b) srednje vrijednosti sile pucanja za sve ispitane grupe uzoraka *72*
Slika 46. Uzorci nakon statičkog vlačnog ispitivanja a) grupa 0; b) grupa 1; c) grupa 2; d) grupa 3 ..... *73*
Slika 47. Osnovni tetraedarski konačni element *74*
Slika 48. Snimanje ovčjeg kadaveričnog koljenoga zgloba CT uređajem *76*
Slika 49. Interaktivno sučelje za pregled CT skenova te za obradu i analizu podataka *77*
Slika 50. Trodimenzionalni prikaz sklopa bedrena kost – prednja ukrižena sveza – goljenica dobiven računalnom tomografijom *77*
Slika 51. Prikaz a) 3D rekonstrukcija sklopa bedrena kost - prednja ukrižena sveza – goljenica iz CT skenova u programskom paketu Mimics; b) dorađeni 3D modela sklopa bedrena kost – prednja ukrižena sveza – goljenica *79*
Slika 52. Model 0 a) Model 01 – nativni model s cijelom prednjom ukriženom svezom; b) Model 02 – nativni model s puknutom prednjom ukriženom svezom; c) izdvojeni detalj puknute sveze *80*
Slika 53. Prikaz a) realne geometrije prednje ukrižene sveze dobivene iz CT skenova; b) pojednostavljena geometrija prednje ukrižene sveze oblika nepravilnog cilindra *81*
Slika 54. Prikaz a) Model 1; b) detalj šava (rešetke) unutar prednje ukrižene sveze *81*
Slika 55. Model 2: a) transparentni prikaz modela s prednje strane; b) prikaz modela s prednje strane s transparentnom prednjom ukriženom svezom s označenim gumbićima i unutarnjom potporom *82*
Slika 56. Modela 3: a) transparentni prikaz modela s prednje strane; b) prikaz modela s prednje strane s transparentnom prednjom ukriženom svezom *83*

Slika 57. Prikaz a) načina opterećenja modela u programskom paketu Abaqus; b) veze između dijelova u modelu 1; c) veze između dijelova u modelu 2 ..... *87*
Slika 58. Mreža konačnih elemenata sklopa bedrena kost – prednja ukrižena sveza – goljenična kost *88*
Slika 59. Dijagram konvergencija pomaka za model prednje ukrižene sveze *89*
Slika 60. Model 0: raspodjela a) von Mises naprezanja; b) pomaka *91*
Slika 61. Model 0: raspodjela a) von Mises naprezanja na prednjoj ukriženoj svezi; b) pomaka na prednjoj ukriženoj svezi *91*
Slika 62. Model 0: raspodjela a) von Mises naprezanja na površini bedrene kosti koja je u doticaju s prednjom ukriženom svezom; b) pomaka na bedrenoj kosti *92*
Slika 63. Model 0: raspodjela a) von Mises naprezanja na površini goljenice koja je u doticaju s prednjom ukriženom svezom; b) pomaka na površini goljenice koja je u doticaju s prednjom ukriženom svezom *92*
Slika 64. Model 0: raspodjela a) von Mises naprezanja na poprečnom presjeku prednje ukrižene; b) pomaka na poprečnom presjeku prednje ukrižene sveze *93*
Slika 65. Model 1: raspodjela a) von Mises naprezanja; b) pomaka *93*
Slika 66. Model 1: raspodjela a) von Mises naprezanja na prednjoj ukriženoj svezi; b) pomaka na prednjoj ukriženoj svezi *94*
Slika 67. Raspodjela von Mises naprezanja na rubovima vanjskih dijelova sveze i unutarnjeg dijela sveze Modela 1 ..... *94*
Slika 68. Model 1: raspodjela a) von Mises naprezanja na dijelu koji predstavlja obnovljeni dio sveze; b) pomaka na dijelu koji predstavlja obnovljeni dio sveze *95*
Slika 69. Model 1: raspodjela a) von Mises naprezanja na površini bedrene kosti; b) pomaka na površini bedrene kosti *96*
Slika 70. Model 1: raspodjela a) von Mises naprezanja na rešetki; b) pomaka na rešetki *96*
Slika 71. Model 2: raspodjela a) von Mises naprezanja; b) pomaka *97*
Slika 72. Model 2: raspodjela a) von Mises naprezanja na prednjoj ukriženoj svezi; b) pomaka na prednjoj ukriženoj svezi *97*
Slika 73. Model 2: raspodjela a) von Mises naprezanja na obnovljenom tkivu sveze; b) pomaka na obnovljenom sveze *98*
Slika 74. Model 2: raspodjela a) von Mises naprezanja na gumbiću koji je u dodiru s bedrenom kosti; b) von Mises naprezanja na gumbiću koji je u dodiru s goljenicom *98*
Slika 75. Model 2: raspodjela a) pomaka na gumbiću koji je u dodiru s bedrenom kosti; b) pomaka na gumbiću koji je u dodiru s goljenicom Modela 2 ..... *99*

Slika 76. Raspodjela von Mises naprezanja na koncu Modela 2.....*99*
Slika 77. Pomaci na koncu Modela 2.....*100*
Slika 78. Model 2: raspodjela a) von Mises naprezanja na bedrenoj kosti na mjestu dodira s konca i bedrene spužvaste kosti Modela 2; b) von Mises naprezanja na bedrenoj kosti na mjestu dodira bedrene kosti i prednje ukrižene sveze i bedrene kosti i gumbića.....*100*
Slika 79. Model 3: raspodjela a) von Mises naprezanja; b) pomaka *101*
Slika 80. Model 3: raspodjela a) von Mises naprezanja na prednjoj ukriženoj svezi; b) pomaka na prednjoj ukriženoj svezi *101*
Slika 81. Model 3: raspodjela a) von Mises naprezanja na obnovljenom tkivu sveze; b) pomaka na obnovljenom tkivu sveze.....*102*
Slika 82. Model 3: raspodjela a) von Mises naprezanja na gumbiću koji je u dodiru s bedrenom kosti; b) pomaka na gumbiću koji je u dodiru s bedrenom kosti *102*
Slika 83.Model 3: raspodjela a) von Mises naprezanja na čahuri; b) raspodjela pomaka na čahuri *103*
Slika 84. Model 3: raspodjela a) von Mises naprezanja na gumbiću koji je u doticaju s navojnom čahurom; b) pomaka na gumbiću koji je u doticaju s navojnom čahurom.....*103*
Slika 85. Model 3: raspodjela a) von Mises naprezanja na mjestu dodira bedrene kosti i gumbića; b) von Mises naprezanja na dodiru sveze i bedrene čvrste kosti.....*104*
Slika 86. Model 3: raspodjela a) von Mises naprezanja na goljenici na mjestu dodira s čahurom; b) pomaka na mjestu dodira goljenice i konca.....*104*
Slika 87. Model 3: raspodjela a) von Mises naprezanja na koncu; b) pomaka na koncu.....*105*
Slika 88. Novokonstruirana biomehanička potpora za cijeljenje prednje ukrižene sveze.....*107*
Slika 89. Ugrađena novokonstruirana biomehanička potpora unutar sklopa bedrena kost – prednja ukrižena sveza – goljenica.....*108*
Slika 90. Konstrukcijsko rješenje biomehaničke potpore u različitim pogledima a) prikaz prototipa u tri različita pogleda; b) prikaz potpore unutar sklopa bedrena kost – prednje ukrižena sveza – goljenica u dva različita pogleda *109*
Slika 91. Prikaz prototipa oko prednje ukrižene sveze *110*
Slika 92. Biomehanička otpora ugrađena u sklop bedrena kost – prednja ukrižena sveza – goljenica a) prednji pogled; b) pogled sa strane.....*110*
Slika 93. Snimanje uzoraka optičkim sustavom ARAMIS a) pogled sprijeda; b) pogled sa strane *112*
Slika 94. Uzorci koji su pripremljeni za ispitivanje sustavom ARAMIS na kojima se vidi ljuštenje boje *112*

Slika 95. Prikaz upotrebljivih podataka dobivenih pomoću sustava ARAMIS, pomaci sklopa bedrena kost – prednja ukrižena sveza s ugrađenom biomehaničkom potporom – goljenica *113*
Slika 96. Prikaz neupotrebljivih podataka dobivenih pomoću sustava ARAMIS, pomaci sklopa bedrena kost – prednja ukrižena sveza s ugrađenom biomehaničkom potporom – goljenica *113*
Slika 97. Raspodjela a) von Mises naprezanja na sklopu s biomehaničkom potporom; b) pomaka na sklopu s biomehaničkom potporom *114*
Slika 98. Raspodjela a) von Mises naprezanja prema na prednjoj ukriženoj svezi b) pomaka na prednjoj ukriženoj svezi *115*
Slika 99. Raspodjela a) von Mises naprezanja na obnovljenom tkivu prednje ukrižene sveze; b) pomaka na obnovljenom tkivu prednje ukrižene sveze *115*
Slika 100. Raspodjela a) von Mises naprezanja u biomehaničkoj potpori; b) pomaka u biomehaničkoj potpori *116*
Slika 101. Raspodjela a) von Mises naprezanja na sidrima; b) pomaka na sidrima *116*
Slika 102. Raspodjela a) von Mises naprezanja na površini bedrene kosti; b) pomaka na površini bedrene kosti *117*
Slika 103. Raspodjela a) von Mises naprezanja na površini goljenice; b) pomaka na površini goljenice *118*

POPIS TABLICA

Tablica 1. Prednosti i nedostatci opisanih tehnika popravka prednje ukrižene sveze 51
Tablica 2. Rezultati eksperimentalnog ispitivanja.....73
Tablica 3. Tehničke specifikacije uređaja Siemens SOMATOM Definition Edge ultra.....76
Tablica 4. Odabrana materijalna svojstva za ljudski model 84
Tablica 5. Materijalna svojstva bioloških struktura koljenoga zgloba za ljudski model.....85
Tablica 6. Ispitivanje konvergencije pomaka modela sklopa bedrena kost – prednja ukrižena sveza – goljenica.....89
Tablica 7. Broj konačnih elemenata i čvorova mreže pojedinih modela.....90
Tablica 8. Objedinjeni rezultati naprezanja i pomaka ispitivanih modela.....106
Tablica 9. Broj elemenata i čvorova u modelu s biomehaničkom potporom.....114

POPIS OZNAKA

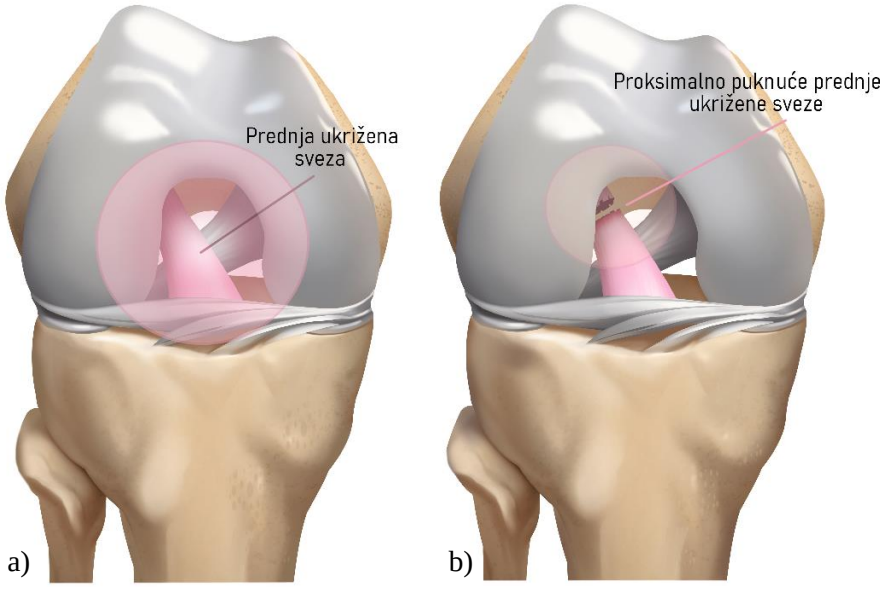
Oznaka	Opis
E	Youngov modul elastičnosti (MPa)
ε	deformacija
f	funkcija
$\boldsymbol{\sigma}$	naprezanje (N/mm^2)
R	Radonova transformacija
s	udaljenost
u, v, w	pomak

POPIS KRATICA

Oznaka ili kratica	Opis
ACL	Prednja ukrižena sveza (engl. *Anterior Cruciate Ligament*)
BPG	Bedrena kost – prednja ukrižena sveza – goljenica
CT	Računalna tomografija (engl. *Computed Tomography*)
DIS	Dinamička unutarsvezna stabilizacija (engl. *Dynamic Intraligamentary Stabilisation*)
HDPE	Polietilen visoke gustoće
MR	Magnetska rezonancija
3D	Trodimenzionalan/no/ni

1. UVOD

Svaki dio mišićno-koštanoga sustava zaslužan je za ispravan rad cjelokupnoga biomehaničkog sustava ljudskoga tijela [2]. Ako samo jedna sastavnica mišićno-koštanog sustava izgubi svoju funkciju, narušit će se ravnoteža cijelog biomehaničkog sustava [3]. Uzroci izgubljene funkcije sastavnica mišićno-koštanoga sustava su bolesti i ozljede koje uključuju oštećenja uzrokovana vanjskim silama (traume), sportske ozljede (ozljede mišića potkoljenice, teniski lakat, ozljede sveza koljenoga zgloba, itd.), bolesti kralježnice poput išijasa, bola u vratu i slično, degenerativne bolesti od kojih je najčešći osteoartritis[1], infekcije, tumore te prirođene (lat. *kongenitalne*) poremećaje [4]. Čak 20 % ukupnoga svjetskog stanovništva, odnosno približno milijardu i petsto osamdeset milijuna ljudi, zahvaćeno je nekim oblikom mišićno-koštanih bolesti [5]. Kod velikog broja pacijenata te su bolesti uzrok boli, smanjene mobilnosti i pojave invalidnosti te predstavljaju veliki ekonomsko-socijalni problem [6]. Zbog navedenoga, potrebno je ulagati napore u istraživanja uzroka bolesti i ozljeda mišićno-koštanoga sustava te u razvoj unaprijeđenih i inovativnih rješenja i metoda liječenja [7]. Prema dostupnim podacima, jedna od najčešćih ozljeda mišićno-koštanoga sustava jest ozljeda, točnije puknuće prednje ukrižene sveze koljenoga zgloba prikazano na slici 1. [8].



Slika 1. Prednja ukrižena sveza: a) nativna sveza; b) proksimalno puknuće sveze (slika je izvoran doprinos autorice)

[1] Osteoartritis je naziv za dugotrajnu kroničnu bolest zglobova koja za posljedicu ima narušenu funkciju zglobne hrskavice.

Populaciju koja pretrpi takvu vrstu ozljede uglavnom čine profesionalni sportaši, ali nije rijetka ni kod rekreativaca i onih koji se ne bave intenzivno sportom [9]. Ozljeda prednje ukrižene sveze patološko je stanje nastalo pretjeranim istezanjem ili puknućem (potpunim ili djelomičnim) sveze koje rezultira njezinom narušenom funkcijom [10]. Osim narušene funkcije same prednje ukrižene sveze, ozljeda sveze ima za posljedicu i pojavu nestabilnosti koljenoga zgloba [11] i nemogućnost obavljanja svakodnevnih i sportskih aktivnosti kao prije ozljede. Uz to, ozljeda sveze je često povezana s nastankom pratećih ozljeda i razvojem degenerativnih promjena drugih struktura koje čine koljeni zglob [12], te unatoč ulaganju napora u različite, napredne i inovativne preventivne programe s ciljem smanjenja broja ozljeda koljenog zgloba pa tako i prednje ukrižene sveze [13], učestalost istih se i dalje ne smanjuje [14].

Budući da ozljede prednje ukrižene sveze imaju mnogobrojne negativne posljedice, potrebno ih je liječiti [15]. Ovisno o tipu ozljede sveze i općem stanju pacijenta, liječenje se može provesti konzervativnim i nekonzervativnim metodama [16]. Kod pacijenata koji se ne bave intenzivno sportskim aktivnostima i ubrajaju se u stariju populaciju katkad je konzervativna terapija zahvalnije rješenje jer se njome može postići dobar rezultat [17]. Odlučujući čimbenik za rezultate postignute konzervativnim metodama liječenja ogleda se u stanju bedrenog mišića koji treba moći stabilizirati koljeni zglob te u provedbi intenzivne fizikalne terapije [11]. No ako se unatoč tomu ne može postići potrebna razina stabilnosti koljenoga zgloba prouzročena puknućem prednje ukrižene sveze, operacijski zahvat, koji pridonosi ostvarenju potrebne stabilizacije koljena, nameće se kao optimalno rješenje [18].

Trenutačno se primjenjuju dva različita operacijska postupka u liječenju puknuća prednje ukrižene sveze – *rekonstrukcija* i *popravak* [19]. Prvi pojam, rekonstrukcija prednje ukrižene sveze (engl. *ACL Reconstruction*), naziv je za artroskopski[2] postupak liječenja tijekom kojega se oštećeno tkivo prednje ukrižene sveze zamjenjuje presađivanjem zamjenskog tkiva, a čija je uloga preuzimanje funkcije biološke sveze. Taj se postupak smatra zlatnim standardom u liječenju prednje ukrižene sveze [20]. Za razliku od rekonstrukcije, primarni popravak prednje ukrižene sveze (engl. *ACL Primary Repair*) podrazumijeva liječenje njezina puknuća spajanjem otkinutih dijelova ili ugradnjom potpore koljenome zglobu da bi se očuvalo tkivo sveze poticanjem potencijala biološkog cijeljenja [21]. Odabir postupka ovisi o tipu ozljede/puknuća sveze i o općem stanju pacijenta, ali bez obzira na mogućnost odabira,

[2] Artroskopija koljena je pojam u medicini, točnije ortopediji, koji opisuje tehniku minimalno invazivnog kirurškog zahvata s pomoću kojega se obavlja dijagnostika i operativno liječenje koljena.

postupak rekonstrukcije prednjači pred postupkom popravka [22]. Iako je rekonstrukcija prednje ukrižene sveze trenutačno zlatni standard u liječenju njezina puknuća, i ona ima svoje nedostatke [23]. Veliki nedostatak tog postupka jest morbiditet zdravog dijela tijela koji je uvjetovan izradom/izborom presatka. Točnije, za presadak se najčešće koristi tkivo tetive zdravih mišića natkoljenice ili zdravi dio sveze kosti ivera koljenoga zgloba (autograft) [24]. Uz autologan presadak, za potrebe rekonstrukcije tkiva pacijenta može poslužiti i alogeni presadak (alograft) koji je donirano tkivo druge osobe. Za presadak se može koristiti i umjetni materijal, međutim njegovom primjenom se ne omogućuje očuvanje biološkog tkiva te ima rok trajanja, a zbog brojnih klinički utvrđenih nedostataka, takva rješenja nisu uglavnom u primjeni [25]. Uz navedene nedostatke vezane za sam autologan presadak, oslabljenje sekundarnih stabilizatora koljenoga zgloba, dugotrajni rehabilitacijski proces, slabiji funkcionalni ishod koljenoga zgloba i rizik od pojave patoloških stanja poput osteoartritisa, neki su od dodatnih nedostataka rekonstrukcije sveze [26]. U kliničkim istraživanjima navedeno je da > 90 % pacijenata postiže optimalni ishod liječenja nakon primjene metode rekonstrukcije, a kod 10 % do 25 % njih potrebno je naknadno liječenje [27]. S druge strane, samo 65 % profesionalnih sportaša, poput nogometaša, kod kojih je provedeno liječenje puknuća prednje ukrižene sveze rekonstrukcijom, uspijeva se ponovno baviti profesionalnim sportom i sudjelovati u vrhunskim natjecanjima [28].

S obzirom na istaknute nedostatke postupka rekonstrukcije sveze te spoznaje da prednja ukrižena sveza nakon proksimalnog[3] puknuća može spontano zacijeliti [29], posljednjih desetak godina sve je više znanstvenih radova vezanih za istraživanje i razvoj tehnika popravka sveze [19]. Prednosti koje utječu na daljnje ulaganje napora u razvoj i unaprjeđenje postupka popravka sveze su nepostojanje nedostataka vezanih uz korištenje presatka, očuvanje izvornog biološkog tkiva pacijenata i manja invazivnost u odnosu prema postupku rekonstrukcije. Primjenom postupka popravka moguće je i značajno ubrzati proces rehabilitacije [30]. Trenutačno postoje tri tehnike popravka prednje ukrižene sveze koje se primjenjuju u kliničkoj praksi i ubrajaju u *state-of-the-art* rješenja koja su u skladu s najnovijim dostignućima u tom području. To su primarni popravak šavom (engl. *ACL Primary Repair*) [31], primarni popravak unutarnjom potporom (engl. *Internal Brace*) [32] i primarni popravak unutarsveznom dinamičkom stabilizacijom (engl. *Dynamic Intraligamentary Stabilization*) [33]. Navedena rješenja razvijena su kako bi omogućila potporu potrebnu biološkom zacjeljivanju prednje

[3] Proksimalno opisuje položaj na udu koji je bliži mjestu vezivanja, točnije onaj položaj koji je bliže trupu, dok je suprotno tome distalno pojam koji opisuje položaj na udu koji je udaljeniji od mjesta vezivanja.

ukrižene sveze. Ta potpora je osigurana uz ostvarenje mehaničke veze između njezinih puknutih dijelova do onog trenutka dok se sveza biološki ne obnovi [18]. Jednom kada se sveza obnovi, točnije po završetku cijeljenja, postiže se i potrebna stabilnost koljenoga zgloba [34]. Međutim, dostupna rješenja imaju biomehaničke i biološke nedostatke koji ih sprječavaju u nastojanju da postanu novi zlatni standard u liječenju sveze [35]. Biološki nedostaci odnose se na one vezane za sam proces cijeljenja i nisu obuhvaćeni ovim istraživanjem.

Cilj ovog istraživanja bio je eksperimentalno i numerički utvrditi biomehaničke nedostatke triju navedenih rješenja popravka te razviti prototip biomehaničke potpore temeljen na metodi liječenja proksimalnog puknuća sveze postupkom popravka koji ne bi imao jednake biomehaničke nedostatke kao i postojeća rješenja, uz zadovoljavajuća mehanička svojstva. Uz to, potpora konstruirana u sklopu doktorskog istraživanja osigurava svojim oblikom zaštitu prednjoj ukriženoj svezi koja joj je potrebna tijekom procesa cijeljenja. Odabir zadovoljavajućeg rješenja nove biomehaničke potpore utemeljen je na rezultatima ispitivanja postojećih rješenja i na temelju rezultata računalnih simulacija i eksperimentalnog ispitivanja sklopa *kost – biomehanička potpora*, uz mjerenje pomaka primjenom metode korelacije digitalne slike.

Naposljetku, ulaganje napora u ovakva znanstvena istraživanja ima primarno za cilj bolje razumijevanje problema i razvoj drukčijeg pristupa u njegovu rješavaju. Ispitivanje jednom utemeljenih spoznaja i nedostataka postojećih rješenja i razvoj inovativnoga, unaprijeđenog pristupa i/ili rješenja treba biti temelj svakoga znanstvenog pristupa i istraživanja pa tako i ovoga.

1.1. Motivacija

Potpore namijenjene pomaganju prirodnoga cijeljenja prednje ukrižene sveze koje se koriste za potrebe njezinog popravka, a trenutačno su u uporabi, biomehanički nisu na zadovoljavajućoj razini. Istraživanje i poboljšanje postojećih rješenja popravka prednje ukrižene sveze znanstveni je, ali i primjenjiv izazov, kojima je cilj omogućiti bolje razumijevanje konkretnog problema i razvoj novog pristupa liječenju koji treba biti na dobrobit zajednice. Slijedom navedenoga, sama pomisao da se primjenom postojećeg znanja i stjecanjem novoga, zahvaljujući ovom istraživanju može pridonijeti kvalitetnijem životu pacijenata, više je nego dovoljna motivacija za doktorski rad.

S druge strane, u ortopediji od samog početka posebno je zanimljivo za proučavanje bilo kako se određene strukture ponašaju kada ovise jedna o drugoj te kako određena medicinska rješenja u liječenju utječu na promjenu tog odnosa. Za razumijevanje i proučavanje mehaničkih svojstava sveza te mehaničkih svojstava rješenja popravka sveze, danas se u ortopediji koriste eksperimentalna ispitivanja *iv vivo* i *in vitro*. Uz eksperimentalno ispitivanje, neizostavno je postalo i numeričko ispitivanje kao metoda koja upotpunjuje rezultate eksperimenta, odnosno eksperimentalni rezultati, s druge strane, služe za validaciju numeričkih modela. Uz to, numeričkim metodama mogu se, uz znatnu uštedu novca i vremena, ispitivati željena problematika i/ili područje interesa. Također, eksperimentalno i numeričko ispitivanje te trodimenzionalno modeliranje zajedno nude lepezu mogućnosti u razvoju novih ili unaprjeđenju postojećih rješenja u ortopediji. Drugim riječima, isprepletenost računalnih metoda i eksperimentalnih istraživanja omogućuje jedinstven pristup odabranom predmetu istraživanja. Navedene metode nude mnogo izazova i prepreka koje u znanstvenicima potiču dodatnu želju i potrebu za produbljivanjem znanja i vlastitom nadogradnjom, kako karakterno tako i emotivno i profesionalno, što je svakako motivacija za izradu doktorskoga rada.

Zaključno, potencijal primjene novog rješenja popravka prednje ukrižene sveze, uz iskorištavanje biološkog potencijala cijeljenja, iznimno je velik zato što je operacijsko liječenje sveze jedan od najčešćih zahvata kojim se samo u Hrvatskoj liječi oko 1500 pacijenata godišnje. Taj broj mogao bi biti i veći kada bi se sam zahvat temeljio na spajanju ostataka prednje ukrižene sveze i kada ne bi uzrokovao dodatno oštećenje funkcionalno važnih mišića. Navedeno je još jedan od glavnih motiva za izradu doktorskoga rada u odabranom području istraživanja.

1.2. Pregled dosadašnjeg istraživanja

Proučavanje ozljeda mišićno-koštanoga sustava bilo je još od rane povijesti predmet interesa i istraživanja mnogih znanstvenika. Ozljede mišićno-koštanoga sustava obuhvaćaju više od sto i pedeset dijagnoza [36]. Koljeni zglob, koji je jedan od najsloženijih i najvećih zglobova mišićno-koštanoga sustava, ubraja se u skupinu bioloških struktura koje su često podložne ozljedama i degenerativnim promjenama [37]. Od svih ozljeda koljenoga zgloba puknuće prednje ukrižene sveze svrstava se u grupu najčešćih traumatoloških ozljeda [38]. Primjerice, samo u Sjedinjenim Američkim Državama, na godišnjoj razini, obavi se oko dvjesto tisuća intervencija na prednjoj ukriženoj svezi, bilo primjenom medicinskog liječenja tehnikom rekonstrukcije ili nekim drugim načinom [39]. Uz podatke o Sjedinjenim Američkim Državama, u literaturi postoje i podaci za neke druge zemlje. Tako na primjer, za Novi Zeland incidencija ozljeda prednje ukrižene sveze iznosi 36,9 na sto tisuća stanovnika, u Švedskoj 32, u Australiji 52, u Danskoj 47, Njemačkoj 38 i u Ujedinjenom Kraljevstvu 14 na sto tisuća stanovnika [40]. Općenito, procjene postotaka incidencije ozljede prednje ukrižene sveze u većini zemalja jednake su te kod opće populacije iznosi 2/1000 ljudi godišnje [41]. Kod ljudi koji se bave profesionalnim sportom ili su sportski aktivni taj je broj znatno veći [9].

Problem puknuća prednje ukrižene sveze jest kako zdravstveni tako i društveni i ekonomski problem [6]. Posljednjih pet godina, od 2014. do 2019. godine, samo u medicinskoj bibliografskoj bazi podataka *PubMed*, objavljeno je oko 6500 znanstvenih i kliničkih članaka o temi ozljeda prednje ukrižene sveze te u prosjeku taj broj raste oko 10 % godišnje [42]. Puknuće prednje ukrižene sveze povezano je s nestabilnošću koljenoga zgloba [43], razvojem degenerativnih promjena na koljenome zglobu poput osteoartritisa [44], smanjenjem mobilnosti [45], nastankom invalidnosti [46] i utjecajem na daljnji razvoj karijere profesionalnih sportaša [28]. Na temelju istraživanja R. C. Mathera i sur. [47] utvrđeno je da su troškovi liječenja puknuća prednje ukrižene sveze tijekom života pacijenta visoki te da bi se resursi trebali usmjeriti u inovacije za prevenciju ozljeda. No unatoč tomu što se posljednjih godina ulažu veliki napori u preventivne programe kako bi se pojava ozljeda smanjila [13], broj incidencija ozljeda prednje ukrižene sveze i dalje se ne smanjuje [48].

Prednja ukrižena sveza, kada dođe do njenog oštećenja, može se liječiti operacijski ili neoperacijski [49]. Odabir postupka ovisi, općenito, o stanju pacijenta te o parametrima kao što su dob, fizičko stanje, tjelesna aktivnost i slično, ali i o prirodi ozljede [50].

Da bi se mogla predlagati rješenja kojima je svrha vratiti izgubljenu funkciju prednje ukrižene sveze, potrebna su detaljna istraživanja o biološkim i mehaničkim svojstvima sveza [51]. S biološke strane povijest prednje ukrižene sveze seže u doba starog Egipta čija je drevna civilizacija znatno utjecala na grčku, a poslije i na europsku medicinu. Jedan od najvažnijih spisa iz toga doba jest papirus Edwina Smitha koji je zbog jedinstvenog opisa liječenja ozljeda, prijeloma, rana i dislokacija (njih 48 ukupno), prvi racionalni i znanstveni pristup u medicini te pravo blago u dijagnostičkom, prognostičkom i terapijskom pristupu tog doba [52]. Tako se prednja ukrižena sveza prvi put spominje i prvi put je opisana njezina anatomija u papirusu Edwina Smitha. Poslije je spis imao nekoliko dorada kad je riječ o prijevodu, a najznačajnija je ona Sancheza i Burridgea čiji je naziv *Medicinski utemeljen prijevod papirusa Edwina Smitha* [53]. Od tada pa sve do danas zbog svoje specifične građe i uloge unutar koljenoga zgloba, prednja ukrižena sveza bila je i još uvijek jest predmet zanimanja i proučavanja mnogih znanstvenika i kliničara.

Još davno je eksperimentalnim ispitivanjem anatomije prednje ukrižene sveze utvrđeno da se sveza sastoji od dvaju snopova vlakana – anteromedijalnoga i posterolateralnoga [54]. Novijim istraživanjem utvrđeno je da se anteromedijalni snop može podijeliti još na lateralni i medijalni dio [55]. Današnja istraživanja anatomije prednje ukrižene sveze, poput onih Skelleya i sur. [56], Domnicka i sur. [57], Castilea i sur. [58] i Watanabea i sur. [59], više su usmjerena na histološku procjenu i usporedbu tih dvaju snopova te na njihovo biomehaničko značenje. Anatomija sveze istražuje se i kroz utjecaj bioloških čimbenika sveze na neke metode liječenja poput rekonstrukcije prednje ukrižene sveze nakon puknuća. Tako su Schillhammer i sur. [60] utvrdili da anatomski čimbenici, poput smanjenog stenotičnog ureza bedrene kosti, smanjenog volumena sveze i povećanog stražnjeg nagiba sveze, utječu na povećanje rizika od otkazivanje presatka kod primjene metode liječenja sveze postupkom rekonstrukcije.

Određivanje mehaničkih svojstava prednje ukrižene sveze provodi se eksperimentalnim ispitivanjem *in vitro* i *in vivo* na životinjskim i/ili ljudskim modelima. Da bi se mogli uspoređivati rezultati dobiveni na ljudskim modelima s onima dobivenima na životinjskim modelima, potrebno je provesti istraživanja komparativne prirode. Tako su, primjerice, Noyes i Grood [61] u svojem radu uspoređivali dobivene podatke o modulu elastičnosti, energiji deformiranja i najvećem vlačnom opterećenju na kadaveričnim uzorcima *kost – prednja ukrižena sveza – kost* majmuna i ljudi nakon vlačnog ispitivanja *in vitro* zbog djelovanja velike brzine deformacije. U nedostatku ljudskih modela i zbog problematike u okvirima etičnosti istraživanja, King i sur. [62] ističu da su eksperimentalni životinjski modeli široko

rasprostranjeni unutar biomedicinskih istraživanja te su nezamjenjivi kad je riječ o razvoju i ispitivanju novih pretkliničkih i kliničkih primjena u liječenju akutnih ozljeda i kroničnih bolesti zgloba koljena [63]. Za potrebe istraživanja u ortopediji danas se od životinjskih modela koriste miševi, zečevi, psi, ovce, konji i krave, a više o svakom modelu i njegovoj primjeni opisuju u svojem preglednom radu Reeve-Johnson i Schuetz [64]. Za provedbu biomehaničkih eksperimentalnih ispitivanja u području ortopedije najčešće se koristi ovčji model i on je jednako zastupljen u ispitivanjima *in vitro* i *in vivo*. Istraživači ističu da, bez obzira na sličnosti nekih životinjskih modela s ljudskom anatomijom, ne postoji životinjski model s jednakim anatomskim, biokemijskim, fiziološkim i biološkim karakteristikama kao što ih imaju ljudska bića te planiranje istraživačke studije treba biti utemeljeno na besprijekornom poznavanju anatomije životinje koja se koristi u eksperimentalnom ispitivanju te poznavanju razlika između odabranoga životinjskog modela i čovjeka [65]. Unatoč tomu, na temelju istraživanja Madryja i sur. [66] zaključeno je da su modeli velikih životinja, poput ovčjih, važni u ispitivanju novih ortopedskih kirurških tehnika za pacijente te da, iako ne postoji ni jedan model velike životinje koji savršeno oponaša zglob ljudskog koljena, zglob ovce uvelike sliči zglobu ljudskog koljena i kao takav koristan je za provođenje ispitivanja. Ovce su prikladne i za istraživanje biomehaničkih, biokemijskih i histoloških procesa vezanih za biologiju kostiju u istraživanjima *in vivo,* ali nisu prikladne za apsorpciju lijekova zbog njihova gastrointestinalnog sustava koji nije sličan ljudskome, kao ni za istraživanje osteoporoze zato što imaju i nedostatak prirodne menopauze [65]. Životinjski modeli ovce također se često koriste za potrebe pretkliničkih istraživanja metoda liječenja puknuća prednje ukrižene sveze te mogu pomoći u prevladavanju terapijskih nedoumica kako ih liječiti. Nekolicina autora ističe da su, uz ovčje, kozji i svinjski modeli anatomski i biomehanički prikladni za istraživanje ljudske prednje ukrižene sveze [67]. Međutim, potpuno ispružanje koljenog zgloba nije moguće kod ni jedne životinje, dok je kod čovjeka moguće i bitno je za opisivanje biomehanike koljenog zgloba i njegovih struktura. Uz navedeno, nedostaci pri upotrebi velikih životinjskih modela su veliki troškovi i percepcija javnosti [68] zato što ispitivanja *in vitro* i *in vivo* na životinjama uvijek prate važna etička pitanja [69].

Životinjski uzorci za potrebe biomehaničkih ispitivanja trebaju biti svježi te ih je potrebno pravilno skladištiti prije ispitivanja i dok ispitivanje traje. Metode pravilnog konzerviranja uzoraka, poput skladištenja u fiziološkoj otopini na sobnoj temperaturi tijekom ispitivanja ili dubokog zamrzavanja na -20 °C prije ispitivanja, ne utječu znatno na biomehanička svojstva sveza [70]. No ponavljano zamrzavanje i odmrzavanje (više od 5 puta) znatno utječe na

smanjenje strukturnih, mehaničkih i viskoelastičnih svojstva ljudskih sveza i tetiva [71]. Uz to, elastična svojstva sveza opadaju s godinama te je zato potrebno pažljivo odabrati dobnu skupinu uzoraka za ispitivanje te paziti na vanjske uvjete ispitivanja, kao što je temperatura da se sveza ne bi isušila [72].

Za određivanje vlačnih mehaničkih svojstava sveza koristi se standardno jednoosno vlačno ispitivanje na kidalici. Za potrebe vlačnog ispitivanja istraživači su skloniji pri ispitivanju koristiti sklop *bedrena kost – izolirana prednja ukrižena sveza – goljenica* [73], negoli samo prednjom ukriženom svezom bez koštanih držača zbog mogućnosti proklizavanja sveze unutar umjetno napravljenih prihvata tijekom vlačnog ispitivanja. Prednja ukrižena sveza opterećuje se za potrebe vlačnog ispitivanja vlačnom silom u smjeru uzdužne osi prednje ukrižene sveze. Takva vrsta ispitivanja omogućuje znanstvenicima analizu rezultata krivulja opterećenje – produljenje na temelju kojih se mogu dobiti podaci o naprezanju, deformaciji, Youngovu modulu elastičnosti te općem stanju sveze tijekom ispitivanja. U nedavnom su istraživanju Paschos i sur. [74] jednoosnim vlačnim ispitivanjem utvrđivali makroskopsko ponašanje obaju snopova sveze želeći bolje razumjeti njena mehanička svojstava u svrhu poboljšanja postupka rekonstrukcije. Woo i sur. [75], ispitivanjem na zečjem kadaveričnom modelu, utvrdili su da na rezultate ispitivanja znatno utječe odabrana brzina deformiranja, smjer djelovanja sile, odabrani kut savijanja koljenoga zgloba te sama konstrukcija mehaničkih držača sklopa *kost – sveza – kost*. Tijekom vlačnog ispitivanja prednje ukrižene sveze mogu se pojaviti velike deformacije pri vrijednostima do 10 % od ukupnog istezanja, dok je najveća vlačna sila kod koje nastaje puknuće sveze kod mlade populacije (između 20 i 35 godina) oko 2000 N [76]. Taj iznos najveće vlačne sile mijenja se ovisno o starosnoj dobi uzoraka koji se ispituju. Tako su Woo i sur. utvrdili, jednoosnim vlačnim ispitivanjem na ljudskim kadaveričnim koljenima, da postoje razlike u mehaničkim svojstvima sveze s obzirom na godine; kod mlađe populacije, od 22 do 35 godina, najveća vrijednost vlačnog opterećenja iznosi 2160 ± 157 N te je 44 % veća od vrijednosti u skupini između 40 i 50 godina (1503 ± 83 N) i 328 % veća od onih u populaciji starijoj od 60 godina (658 ± 129 N) [77].

Uz kvazistatička ispitivanja na kidalici, za određivanje mehaničkih svojstava sveze koriste se dinamička (ciklička) ispitivanja na servohidrauličkoj umaralici. Broj ciklusa ovisi o vrsti ispitivanja i obično se u mnogobrojnim znanstvenim člancima razlikuje. Na primjer, ako je istraživanje vezano za proces rehabilitacije, nakon liječenja puknuća prednje ukrižene sveze obično se sveza opterećuje vlačnim silama u rasponu od 50 do 250 N [78], dok se pri ispitivanju utjecaja sila na prednju ukriženu svezu, koje su rezultat svakodnevnih aktivnosti poput hodanja

ili penjanja po stubama, uzimaju vrijednosti između 100 i 500 N [79]. Uz mehanička svojstva veza ispituju se i svojstva presadaka tetiva koji se koriste za rekonstrukciju prednje ukrižene sveze nakon puknuća te kako presadci utječu na cjelokupnu stabilnost koljenoga zgloba. Staerke i sur. [80] dokazali su da dinamičko opterećenje vlačnim silama u rasponu od 50 do 250 N, unutar 800 ciklusa, utječe na pomicanje presatka, a koje je uzrok nestabilnosti koljenoga zgloba.

Uznapredovali razvoj tehnologije omogućio je primjenu sofisticiranih ispitnih sustava, poput robotskoga sustava za ispitivanje biomehanike koljena i mehaničkih svojstava njegovih struktura [81]. Robotski sustav prikladan je i može, u realnim okvirima, imitirati pokrete, odnosno kinematiku tijela i/ili pojedinih dijelova tijela koja se zaista događa pri obavljanju određenih aktivnosti [82]. Također, za razliku od kidalica i umaralica, robotski sustavi imaju šest stupnjeva slobode gibanja [83]. Najčešće se u znanstvenim člancima može pronaći testiranje na robotima KUKA tvrtke *KUKA* Robotics (Augsburg, Njemačka). Prema Wentorfu i sur. [84] važnost eksperimentalnog testiranja kadavera na robotskim sustavima jest u razvoju i unaprjeđenju postojećih proteza i implantata te boljem razumijevanju biomehanike zglobova. Uz to, robotskim manipulatorima sa šest stupnjeva slobodne gibanja u svojim istraživanjima na ljudskim kadaveričnim koljenima koriste se Bates i sur. [85], Rasmussen i sur. [86] i Li i sur. [87] kako bi odredili utjecaj rotacije prednje ukrižene sveze na pojavu ozljeda sveze. Bates i sur. su [88] uz pomoć robotskog manipulatora, istraživali *in vitro* kako opterećenja zbog obavljanja zadataka u atletskim sportovima utječu na pojavu ozljeda prednje ukrižene sveze bez sekundarnih ozljeda okolnih struktura i drugih sveza.

Kao dopuna eksperimentalnom istraživanju koristi se numeričko ispitivanje temeljeno na metodi konačnih elemenata. Tako se i za potrebe simulacija biomehaničkog ponašanja koljenoga zgloba, ali i druge problematike unutar ortopedske biomehanike, već desetljećima koriste numeričke metode [89]. Prvi matematički modeli na temelju metode konačnih elemenata, izrađeni za potrebe simulacije mehaničkog ponašanja koštanih dijelova mišićno-koštanoga sustava, spominju se 1972. godine [90]. Pregledom literature, najčešće spominjani i korišteni programski paketi za numeričko ispitivanje bioloških tkiva poput kostiju i sveza koji za rješavanje parcijalnih diferencijalnih jednadžbi koriste metodu konačnih elemenata su *Abaqus* i *Ansys* [84]. Iako izrada trodimenzionalnih modela koljena i njegovih ostalih struktura nije toliko zahtjevna, izrada modela za numeričku analizu i dalje je složen zadatak. Glavna svrha numeričkih modela u ortopedskoj biomehanici jest detaljnije razumijevanje biomehaničkog ponašanja bioloških struktura te unaprjeđenje postojećih metoda liječenja

ozljeda i bolesti mišićno-koštanoga sustava, ali i razvoj novih rješenja uz znatnu uštedu i vremena i materijalnih resursa [91]. Izazov pri numeričkom ispitivanju koljenoga zgloba jest odabir dijelova koji mogu biti pojednostavnjeni i koja će im se materijalna svojstva dodijeliti. Pojednostavnjenja se primjenjuju i pri ispitivanju tetiva i sveza. Na primjer, u radovima Xua i sur. [92], tetivama se dodjeljuju izotopna i linearno elastična materijalna svojstva. U radu Alafiaha i sur. [93] uspoređuju podatke raspodjele naprezanja na prednjoj ukriženoj svezi koja je modelirana kao linearan, izotropni materijal, s onima kod rekonstruirane sintetičke sveze sa svrhom boljeg razumijevanja i optimizacije rehabilitacijskog procesa nakon rekonstrukcije prednje ukrižene sveze. Često se sveze modeliraju kao jednodimenzionalne ili trodimenzionalne opruge. Takav model, opisan u radu Ramaniraka i sur. [94], koristi se za istraživanje utjecaja rekonstrukcije sveze na biomehaniku koljenoga zgloba s pomoću numeričke analize metodom konačnih elemenata gdje se svezama dodjeljuju hiperelastična materijalna svojstva. Drugi znanstvenici prednjoj ukriženoj svezi, za potrebe numeričkih simulacija, također dodjeljuju homogena izotropna i hiperelastična svojstva. Više podataka o tim istraživanjima može se pronaći u radovima Daija i sur. [95] i Wana i sur. [96]. Pri proučavanju čvrstoće presatka kod rekonstrukcije prednje ukrižene sveze, u analizi temeljenoj na metodi konačnih elemenata, Lai i sur. [97] modeliraju svezu kao nelinearan kabelski element. S druge strane, kosti, pri proučavanju biomehanike koljenoga zgloba ili njegovih struktura, uglavnom se modeliraju kao homogeni, izotropni i linearno elastični materijal te se ti podaci mogu pronaći u radovima Completoa i sur. [98], Baea i sur. [99], Suna i sur.[100], Pene i sur. [101], Shirazija i sur. [102], Strafuna i sur. [103], Kima i sur. [104] i Penga i sur. [105]. Također kosti se često u radovima modeliraju kao kruta tijela te se takav način modeliranja može pronaći u radovima Songa i sur. [106], Alia i sur. [107] i Weber i sur. [108].

Trenutačno je zlatni standard liječenja puknuća prednje ukrižene sveze odraslih pacijenata rekonstrukcija presatkom tetive četveroglavog mišića ili tetive ivera postavljenim kroz tunel u distalnoj bedrenoj kosti te kroz proksimalnu goljenicu s usidrenjem na objema stranama (bedrenoj i goljeničnoj) [109]. Iako su nakon rekonstrukcije prednje ukrižene sveze pacijenti uglavnom zadovoljni te neki čak uspiju postići razinu sportske aktivnosti poput one prije ozljede [110], rekonstrukcija ipak ne omogućuje potpunu obnovu funkcije prednje ukrižene sveze. Glavni nedostaci rekonstrukcije prednje ukrižene sveze su morbiditet mjesta uzimanja presatka, odbacivanja presatka, narušavanje propriocepcije i prokrvljenosti i neanatomski položaj rekonstruirane sveze, a česta je i mogućnost ponovne ozljede nakon rekonstrukcije. Postoje brojna pitanja kod primjene tehnike rekonstrukcije vezana uz koji presadak koristiti,

jednosnopni ili dvosnopni, koju tehniku učvršćivanja presatka koristiti te koji način bušenja koštanog tunela [17]. Uz navedeno, nakon primjene postupka rekonstrukcije biomehanika koljena može biti na neodgovarajućoj razini što rezultira nedovoljnim opsegom pokreta koljenoga zgloba, a tu su i osjećaj nelagode i zakočenosti (krutosti) koljenoga zgloba kod pacijenta, slabljenje sekundarnih stabilizatora koljenoga zgloba, mogućnost pojave artrofibroze (priraslica) [111] te povećan rizik od razvoja posttraumatskoga osteoartritisa [112]. Primjerice, prema Biau i sur. [113] dokazano je da samo 40 % pacijenata postiže pun oporavak nakon rekonstrukcije prednje ukrižene sveze, neovisno o kirurškoj tehnici. Objašnjenje za to može biti uklanjanje prirodnoga tkiva prednje ukrižene sveze koje sadržava osjetilna živčana vlakna, a uklanjanjem tkiva gubi se funkcija sveze unutar proprioceptivne omotnice zgloba što narušava mišićnu stabilizaciju koljena. Prema Ardernu i sur. [114] samo kod 1/3 pacijenata, nakon rekonstrukcije prednje ukrižene sveze, poslije jednogodišnje rehabilitacije, vraća se biomehanika koljenoga zgloba na predoperacijsku sposobnost zgloba, a kod manje od 50 % pacijenata nakon dvije do sedam godina. Prema Chizariju i sur. [115] provedeno je eksperimentalno i numeričko ispitivanje goljeničnoga koštanog tunela kao dijela rekonstrukcije prednje ukrižene sveze. Pojava većih vrijednosti naprezanja kod koštanog tunela čest su uzrok povećanja promjera samog tunela čije povećanje s druge strane, može biti i uzrokom neuspješne rekonstrukcije prednje ukrižene sveze i vodi ka postupku ponovne operacije (reoperacije). U istraživanjima se također ispituju načini usidrenja/učvršćenja presadaka s pomoću raznih vrsta vijaka i gumba. Zanimanje za ispitivanje metoda usidrenja leži u pojavi prekomjernog sabijanja koje dolazi od navoja i koje stvara lokalna mikrooštećenja na kostima, a koja vode k pucanju kosti na mjestu učvršćivanja. Pojave poput labavljenja prednaprezanja u presatku, puknuća presatka zbog zareznoga djelovanja oštrih vijčanih rubova ili popuštanja spoja *vijak – presadak,* klinički su utvrđeni nedostatci za različite načine učvršćivanja presatka [116]. Mjesta učvršćivanja presatka za kost najslabija su točka u postoperativnom razdoblju nakon primjene metode rekonstrukcije prednje ukrižene sveze, iako su najveći iznosi sila učvršćivanja koje oni mogu podnijeti znatno veći od iznosa sila karakterističnih za rehabilitacijski proces. Trump i sur. [78] proveli su biomehaničko *in vitro* ispitivanje dviju različitih metoda učvršćivanja postupka rekonstrukcije prednje ukrižene sveze za kost; učvršćivanje pomoću gumba i pomoću zatika. Unutar navedenog ispitivanja koljeni je zglob bio ciklički opterećen silama koje su karakteristične za rehabilitacijski protokol te je nakon provedenog ispitivanja utvrđen biomehanički nedostatak krutosti veze *zatik – presadak* u odnosu na vezu *gumb – presadak*. Niz je znanstvenih radova – Nurmija i sur. [117], Milana i sur. [118], Brachta i sur. [119], Sakakija i sur. [120], Gericha i sur. [121], Santosa i sur. [122]

te Noyesa i sur. [123] koji se bave problematikom učvršćivanja presatka za kost i koje biomehaničke posljedice ono uzrokuje. Treba istaknuti da se te iste metode učvršćivanja primjenjuju i pri postupku popravka prednje ukrižene sveze te predstavljaju biomehaničke nedostatke i te tehnike. Unatoč mnogobrojnim publikacijama koje idu u prilog postupku rekonstrukcije sveze jer prezentiraju vrlo dobre ili odlične rezultate te navode da je rekonstrukcija prednje ukrižene sveze dobra opcija za ponovno uspostavljanje stabilnosti koljenoga zgloba u sagitalnoj ravnini, dovoljno je i radova koji kritiziraju taj postupak te ostavljaju prostor za daljnju raspravu i moguća poboljšanja tehnike rekonstrukcije prednje ukrižene sveze [124]. S obzirom na današnje demografske trendove i poznate nedostatke postojećih rješenja u liječenju prednje ukrižene sveze, postoji klinička potreba za novim rješenjima liječenja puknuća prednje ukrižene sveze [109].

Moguća alternativa rekonstrukciji prednje ukrižene sveze može biti njezina obnova (popravak) koja se temelji na iskorištavanju potencijala cijeljenja [125]. Glavni izazov je kako poboljšati trenutačno slab potencijal samocijeljenja, iako on postoji. Uzroci slabog cijeljenja su biološki čimbenici, poput promjena u staničnom metabolizmu, nedostatak opskrbljenosti krvlju ili pak zbog prisutnosti sinovijalne tekućine [29]. Ključni čimbenik u procesu cijeljenja jest stvaranje ugrušaka između dvaju rastrganih krajeva prednje ukrižene sveze, a glavni izazov pri primjeni tehnike popravka prednje ukrižene sveze jest kako to postići. Posljednjih godina povećao se broj istraživača – to su Costa-Paz i sur. [29], Fisher i sur. [126], Sun i sur. [127], Novaretti i sur. [128] i Li i sur. [129] koji proučavaju metode i mogućnosti iskorištavanja potencijala cijeljenja prednje ukrižene sveze u akutnoj fazi, fazi koja je složen spoj metaboličkih, endokrinih i nervnih reakcija nastalih kao odgovor na tjelesnu traumu. Na temelju navedenoga mnogi autori počeli su istraživati odbačenu tehniku primarnog popravka prednje ukrižene sveze (engl. *ACL primary repair*) [19]. Tehnike popravka prednje ukrižene sveze obećavajuća su opcija u liječenju proksimalnih puknuća [130]. Važnost tehnika popravka ogleda se u očuvanju prirodnih, bioloških proprioceptivnih vlakana prednje ukrižene sveze te u potencijalnom skraćenju vremena potrebnoga za rehabilitaciju nakon operacije [131]. Neki istraživači, kao Proffen i sur. [132], ističu da treba ulagati u razvoj tehnike primarnog popravka prednje ukrižene sveze uz biopojačivače cijeljenja sveze, zato što se, osim što se s tim postupkom utječe na očuvanje biološkog tkiva, znatno smanjuje pojava osteoartritisa na animalnom modelu, u usporedbi s metodom rekonstrukcije prednje ukrižene sveze. Jedna od tehnika popravka prednje ukrižene sveze koja se danas koristi jest tehnika popravka unutarnjom potporom (engl. *Internal Brace*), gdje unutarnji nosač, polietilenski konac, djeluje kao sekundarni stabilizator

koljenoga zgloba tijekom procesa cijeljenja. Wilson i sur. [133] ističu da su funkcionalni ishodi nakon primjene tehnike popravka unutarnjom potporom tijekom dvije godine nakon operacije zadovoljavajući, te da zadržana propriocepcija može utjecati na sprječavanje učestalosti ponovne ozljede i nastanak degenerativnih promjena na koljenome zglobu, poput posttraumatskog osteoartritisa. No Gagliardi i sur. [35] ističu da je liječenje prednje ukrižene sveze metodom popravka povezano s visokim postotkom poslijeoperacijskog neuspjeha i nestabilnosti koljena. Neki autori ističu da načini usidrenja unutarnje potpore na kost utječu na smanjenje pomaka tijekom cikličnog eksperimentalnog ispitivanja, što upućuje na početnu nestabilnost konstrukcije koja može biti i jest uzrokom kliničkih implikacija [134]. Uz tehniku popravka unutarnjim učvršćenjem, postoji i tehnika popravka dinamičkom unutarsveznom stabilizacijom (eng. *Dynamic Intraligamentary Stabilization*). U eksperimentalnom ispitivanju Kohla i sur. [135] utvrđeno je da tehnika popravka dinamičkom unutarsveznom stabilizacijom ne uzrokuje komplikacije koje su vezane za samu operaciju – na operiranim životinjama poslije operacije nije bilo određenih deformacija u hodu i biomehanički parametri koljenoga zgloba bili su na zadovoljavajućoj razini – te su autori istaknuli da ta metoda pospješuje proces cijeljenja prednje ukrižene sveze. Schliemann i sur. [136] kliničkim su ispitivanjem šezdeset pacijenata, koji su imali ili obnovljenu svezu nakon puknuća s pomoću dinamičke stabilizacije ili im je učinjena rekonstrukcija, dokazali da postoperativno nije bilo razlike u mjerenim biomehaničkim parametrima hodanja. Drugi autori – Meister i sur. [137], Henle i sur. [138], Eggli i sur. [139], Bieri i sur. [140] te Bierbaum i sur. [141] – u svojim radovima temeljenima na kliničkim ispitivanjima na pacijentima također ističu da je popravak prednje ukrižene sveze, nakon puknuća, s pomoću dinamičke unutarsvezne stabilizacije moguć i poslije operacije daje zadovoljavajuće kliničke rezultate. No kod 10 % do 15 % pacijenata postoji potreba za reoperacijskim postupkom, odnosno sekundarnim intervencijama [135]. Kako bi se smanjila potreba za reoperacijama i postotak neuspjeha kod provedenog postupka, potrebno je pravilno odabrati pacijente na temelju njihova općeg stanja, vrste ozljede i indikacija [142]. Uz klinička ispitivanja provedena su i eksperimentalna biomehanička ispitivanja *in vitro*, te statička i dinamička [143] na ljudskim koljenima uzetima s kadavera čiji rezultati idu u prilog tehnici popravka prednje ukrižene sveze s pomoću dinamičke unutarsvezne stabilizacije, ali autori ističu da su potrebna daljnja klinička ispitivanja [144]. Prema Ahmadu i sur. [145] potrebna su dodatna usporedna istraživanja s ostalim tehnikama i utvrđivanje nedostataka tehnike popravka prednje ukrižene sveze koja rezultira potrebom za sekundarnim intervencijama, kako bi ta metoda postala opcija standardnog liječenja proksimalnih puknuća prednje ukrižene sveze.

Jedna od mogućnosti ubrzavanja procesa cijeljenja prednje ukrižene sveze s pomoću primarnog postupka popravka jest uključenje metoda tkivnog inženjerstva u tehniku popravka. Danas se za liječenje puknuća prednje ukrižene sveze koriste biološki i sintetički nosači (engl. *Scaffold*). Iako velik broj dosadašnjih radova i spoznaja obećava, prednja ukrižena sveza obnovljena uz pomoć tkivnog inženjerstva ima ozbiljna ograničenja. Svrha tkivnog inženjerstva jest stvoriti metodu liječenja primjenom biološki razgradivih nosača sa sličnim biološkim i mehaničkim svojstvima prirodne sveze koja bi pomogla ozlijeđenoj svezi u vraćanju strukture i fiziološke funkcije prirodnog tkiva [146]. No da bi se to ostvarilo potrebna su detaljna istraživanja o međudjelovanju čimbenika rasta i mehanotransdukcijskih puteva u razvoju i cijeljenju sveze. Nakon što se ti parametri prouče i definiraju jednadžbe koje opisuju to međudjelovanje, moći će se ostvariti umjetno poticanje obnove tkiva prednje ukrižene sveze [147]. Primjerice, u nedavnom istraživanju Nguyena i sur. [148] dokazano je da puknuta prednja ukrižena sveza, liječena spajanjem ostataka sveze tehnikom šava, uz prisutnost crijevne submukoze s bionosačem (engl. *Bioscaffolld*), potiče cijeljenje prednje ukrižene sveze u modelu koze, no bez obzira na potencijal cijeljenja koji je dokazan ne mogu se donijeti neki važni zaključci o tome koliko zapravo submukoza pospješuje sam proces cijeljenja. Na temelju provedenih istraživanja autora još uvijek nije stvorena jasna veza između mehaničkog ponašanja u svim rasponima pokreta i konstruiranja te razvoja sveza temeljenih na inženjerstvu tkiva. Glavni eliminirajući čimbenik za primjenu bioloških nosača trenutačno je nekompatibilnost karakteristika nosača potrebnih za ugradnju s mehaničkim svojstvima sveze kao što su Youngov modul elastičnosti, vlačna čvrstoća i deformacije [149]. Napredak u inženjerstvu tkiva vezano za razvoj održive zamjene prednje ukrižene sveze jest u brzom napretku tehnologije [150]. S obzirom na postojeći potencijal cijeljenja prednje ukrižene sveze nakon puknuća, odnosno njezina regenerativna svojstva, te s obzirom na nedostatke postojećih rješenja u liječenju, potrebne su nove metode liječenja kojima bi se nastojalo sačuvati biološko tkivo sveze nakon puknuća [21].

Prema radovima znanstvenice Martha M. Murray [151], koja se posebno posvetila istraživanju i razvoju metoda liječenja prednje ukrižene sveze, može se zaključiti da bi današnja i buduća *in vivo* i *in vitro* istraživanja, uskoro mogla rezultirati novim pristupom u liječenju te neugodne i česte ozljede.

1.3. Cilj i hipoteza istraživanja

Cilj predloženog istraživanja je izrada biomehaničke potpore koja bi uz minimalno invazivni zahvat pridonijela cijeljenju prednje ukrižene sveze.

Istraživanje se temelji na sljedećoj hipotezi:

Moguće je razviti biomehaničku potporu cijeljenju prednje ukrižene sveze koljenoga zgloba zadovoljavajućih mehaničkih svojstava koja će osigurati stabilnost koljena i provedbu operativnog zahvata bez destruktivnog djelovanja na okolna tkiva.

Hipoteza rada temelji se na pretpostavkama da je moguće eksperimentalnim kvazistatičkim ispitivanjem na kidalici i dinamičkim ispitivanjem na umaralici utvrditi biomehaničke nedostatke postojećih metoda popravka prednje ukrižene sveze koji su baza za daljnji razvoj nove biomehaničke potpore. Uz to, moguće je izraditi numerički model sklopa *bedrena kost – prednja ukrižena sveza – goljenica* na temelju slikovnih podataka računalne tomografije ovčjih kadaveričnih koljena te provesti numeričku analizu sklopa s ugrađenim rješenjima popravka sveze sa svrhom određivanja najvećih *von Mises* naprezanja i pomaka koji upućuju na biomehaničke nedostatke utvrđene eksperimentalnim ispitivanjem i koji su poznati iz kliničke prakse. Na temelju dobivenih eksperimentalnih i numeričkih rezultata postojećih rješenja popravka, konstruirat će se biomehanička potpora.

1.4. Očekivani znanstveni doprinos

Očekivani znanstveni doprinos je da će razvoj i izrada biomehaničke potpore cijeljenju prednje ukrižene sveze omogućiti novi način i pristup liječenju ozljeda sveze.

Razvoj i izrada biomehaničke potpore cijeljenju prednje ukrižene sveze pridonosi novom načinu liječenja puknuća prednje ukrižene sveze koljenoga zgloba zato što će omogućiti provedbu operacijskog zahvata bez destruktivnog djelovanja na okolna tkiva te neće imati iste biomehaničke nedostatke kao i dosadašnja rješenja. Novi implantat osigurat će stabilnost i vanjsku zaštitu prednjoj ukriženoj svezi tijekom cijeljenja.

1.5. Metodologija i plan istraživanja

Predloženo istraživanje temelji se na eksperimentalnom ispitivanju ovčjih kadaveričnih koljena, točnije sklopa *bedrena kost – prednja ukrižena sveza – goljenica*, na numeričkoj analizi metodom konačnih elemenata te na izradi prototipa biomehaničke potpore procesu cijeljenja prednje ukrižene sveze koljenoga zgloba.

Da bi se provelo opisano istraživanje potrebno je poznavati anatomiju prednje ukrižene sveze. Uz anatomiju prednje ukrižene sveze, biomehanika sveze vrlo je važna za predloženo područje istraživanja. Također treba proučiti vrste ozljeda prednje ukrižene sveze i kako nastaju te ključne čimbenike koji utječu na odabir određene metode liječenja.

Da bi se odredili biomehanički nedostaci postojećih rješenja prednje ukrižene sveze provodit će se eksperimentalno ispitivanje *in vitro* sklopa *bedrena kost – prednje ukrižena sveza – goljenica* ovčjih kadaveričnih koljena na statičkoj kidalici i umaralici. Uzorke za eksperimentalno ispitivanje potrebno je pripremiti prema zadanim grupama. Prva grupa je sklop *bedrena kost – prednja ukrižena sveza – goljenica* s nativnom prednjom ukriženom svezom te ujedno predstavlja kontrolnu grupu. Za pripremu ostalih grupa potrebno je na uzorcima napraviti umjetno izazvano puknuće, skalpelom, na otprilike jednoj trećini proksimalne duljine prednje ukrižene sveze. Slijedom navedenog, druga grupa je grupa na kojoj je proksimalno puknuće sveze popravljeno tehnikom popravka šavom. Treća grupa predstavlja grupu s popravljenom svezom tehnikom popravka unutarnjom potporom, dok je četvrta grupa ona s popravljenom svezom tehnikom popravka unutarnjom potporom s vijčano - opružnim sustavom. Sklop *bedrena kost – prednja ukrižena sveza – goljenica* opteretit će se silama koje su karakteristične za pojavu oštećenja prednje ukrižene sveze i silama koje se pojavljuju tijekom cijeljenja sveze u procesu rehabilitacije [152]. Ispitivat će se sklop s biološki zdravom (cijelom) prednjom ukriženom svezom (kontrolna skupina) te sklop s puknutom svezom s ugrađenim rješenjima popravka prednje ukrižene sveze (ispitne skupine) kako bi se odredili biomehanički nedostaci spomenutih rješenja. Postojeća rješenja popravka, koja se zbog teške dostupnosti neće moći koristiti u izvornom obliku, konstruirat će se tako da se zadrže geometrijska i funkcionalna svojstva kao kod proizvoda koja su dostupna na tržištu.

Nakon eksperimentalnog ispitivanja i na temelju analize rezultata dobivenih eksperimentalnim ispitivanjem provest će se numeričko ispitivanje. Numeričko ispitivanje metodom konačnih elemenata provest će se primjenom programskog paketa *Abaqus*. U svrhu rekonstrukcije trodimenzionalnog modela kostiju i prednje ukrižene sveze u programskom paketu *Materialise*

Mimics Innovation Suite, programskom paketu namijenjenom za biomedicinska, biomehanička i medicinska istraživanja, potrebno je osigurati slikovne podatke uzoraka dobivene pomoću tehnologije računalne tomografije ili skraćeno CT-a (engl. *Computed Tomography*). Nakon rekonstrukcije sklopa *bedrena kost – prednja ukrižena sveza – goljenica* strukturama koje čine koljeni zglob dodijelit će se određena materijalna svojstva te će se definirati karakteristične površine i kontakti između pojedinih površina. Za potrebe numeričke analize sklop je potrebno opteretiti silama koje se pojavljuju pri obavljanju svakodnevnih aktivnosti poput hodanja tijekom rehabilitacijskog postupka, a koje su korištene i za eksperimentalno ispitivanje. Uz odabrano opterećenje zadat će se i rubni uvjeti. Slijedom provedenog numeričkog ispitivanja sklopa sa zdravom (biomehanički zdravom) prednjom ukriženom svezom obavit će se numerička analiza sklopa s puknutom prednjom ukriženom svezom tijekom procesa cijeljenja s ugrađenim postojećim rješenjima popravka prednje ukrižene sveze unutar zadanog sklopa. Numeričkom analizom dobit će se uzročno-posljedične veze između određenog rješenja i naprezanja te pomaka koje ono uzrokuje.

Nakon eksperimentalnog i numeričkog ispitivanja uspoređivat će se dobiveni rezultati. Analizirat će se dobivene raspodjele pomaka i naprezanja te će se razmotriti i odabrati konstrukcijsko rješenje za biomehaničku potporu cijeljenju prednje ukrižene sveze kako bi se otklonili biomehanički nedostaci postojećih rješenja, a koje bi i dalje osiguravala zadovoljavajuću stabilnost koljenoga zgloba tijekom cijeljenja prednje ukrižene sveze, bez pojave većih naprezanja i pomaka same sveze. Prototip biomehaničke potpore eksperimentalno će se ispitati unutar sklopa *bedrena kost – prednja ukrižena sveza – goljenica* na kvazistatičkoj kidalici i servohidrauličkoj umaralici uz mjerenje pomaka optičkim mjernim sustavom *ARAMIS* koji koristi metodu korelacije digitalne slike. Računalne simulacije u programskom paketu *Abaqus* provest će se s ciljem određivanja raspodjele naprezanja i pomaka na prednjoj ukriženoj svezi u fazi cijeljenja, uz potporu i zaštitu novokonstruirane biomehaničke potpore.

1.6. Struktura doktorskoga rada

U prvom poglavlju doktorskoga rada dan je pregled dosadašnjih istraživanja, opisana je motivacija za istraživanje, naveden je cilj, hipoteze rada i očekivani znanstveni doprinos istraživanja. Uz navedeno, opisana je metodologija i predložen je plan istraživanja.

U drugom poglavlju sažeto je opisana povijest istraživanja prednje ukrižene sveze i njezina anatomija zasebno i unutar koljenoga zgloba te su navedena mehanička i biološka svojstva sveza. Detaljnije je opisano svojstvo cijeljenja sveze nakon akutnog puknuća.

Vrste ozljede prednje ukrižene sveze i uzroci nastanka istih, navedeni su u trećem poglavlju. U poglavlju se ističe važnost proučavanja i problematike ozljede prednje ukrižene sveze.

U četvrtom poglavlju sažeto su opisane tehnike popravka prednje ukrižene sveze koje se ispituju u ovom istraživanju. Posebno su istaknute prednosti i nedostaci tih rješenja te je dan njihov komparativni pregled. Ukratko je opisan i povijesni razvoj postupka popravka prednje ukrižene sveze.

Eksperimentalno ispitivanje detaljno je opisano u petom poglavlju. Ispitivanje je provedeno na ovčjim kadaveričnim koljenim zglobovima, točnije na sklopu *bedrena kost – prednja ukrižena sveza – goljenica* koji je bio podvrgnut ispitivanju na statičkoj kidalici i umaralici sa svrhom utvrđivanja biomehaničkih nedostataka postojećih rješenja popravka prednje ukrižene sveze navedenih u četvrtom poglavlju.

U šestom poglavlju, na temelju rezultata dobivenih eksperimentalnim ispitivanjem, provedena je numerička analiza u programskom paketu *Abaqus* uz prethodno trodimenzionalno modeliranje sklopa *bedrena kost – prednja ukrižena sveza – goljenica* u programskom paketu *Materialise Mimics Innovation Suite.* Također je ukratko opisan postupak izrade i pripreme modela za potrebe numeričke analize metodom konačnih elemenata. Numerička analiza provedena je na sklopu *bedrena kost – prednja ukrižena sveza – goljenica* s biomehanički zdravom prednjom ukriženom svezom i svezom u fazi cijeljenja s ugrađenim postojećim rješenjima popravka prednje ukrižene sveze.

U sedmom poglavlju, na temelju analize rezultata eksperimentalnog i numeričkog ispitivanja dan je prijedlog konstrukcijskog rješenja nove biomehaničke potpore. Rješenje je nastalo uklanjanjem utvrđenih nedostataka postojećih rješenja uz osiguravanje zadovoljavajućih mehaničkih svojstava. Odabrano rješenje je ispitano eksperimentalno na statičkoj kidalici i umaralici uz mjerenje pomaka primjenom metode korelacije digitalne slike te numerički računalnim simulacijama sa sklopom *bedrena kost – prednja ukrižena sveza s ugrađenom biomehaničkom potporom – goljenica*.

U osmom poglavlju dana je rasprava i navedena su ograničenja istraživanja.

Zaključak rada i smjernice budućeg istraživanja navedene su u devetom poglavlju.

2. GRAĐA I ULOGA PREDNJE UKRIŽENE SVEZE

U ovom poglavlju ukratko je opisana anatomija koljenoga zgloba te anatomska građa prednje ukrižene sveze na mikroskopskoj i makroskopskoj razini. Objašnjeno je biološko svojstvo cijeljenja sveze koje je bitno za razvoj i poboljšanje tehnika liječenja puknuća sveze koje se temelje na iskorištavanju potencijala cijeljenja kako bi se sačuvalo biološko tkivo. Uz biološka svojstva, u ovom su poglavlju opisana i mehanička svojstva te je objašnjena biomehanička uloga prednje ukrižene sveze unutar koljenoga zgloba. U poglavlju su uz navedene znanstvene radove, korištene knjige *The Anterior Cruciate Ligament* autora Chadwick C. Prodromosa [153] i *Biomechanics of Tendons and Ligaments: Tissue Reconstruction and Regeneration Book* autorica Gabriella Meier Bürgisser i Johanna Buschman [154] .

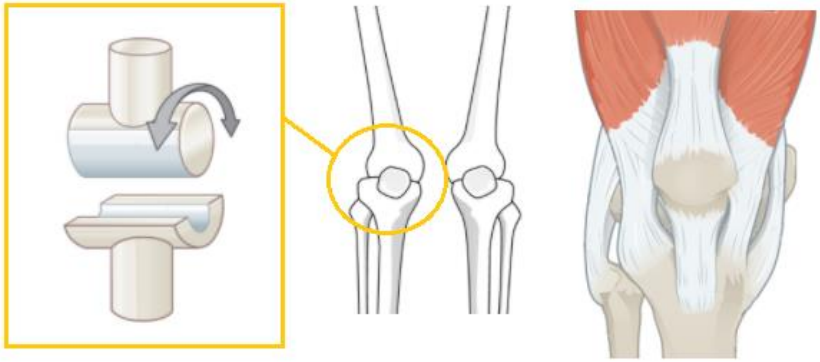
2.1. Anatomija koljenoga zgloba

Za potpuno razumijevanje biomehaničke i biološke funkcije svih dijelova koljenoga zgloba, pa tako i prednje ukrižene sveze, potrebno je poznavati i razumjeti anatomiju koljenoga zgloba u cjelini. Koljeni zglob (lat. *arthrosis, articulatio, junctura*) složena je anatomska struktura i ujedno najveći zglob, pokretni spoj između kostiju, u ljudskome tijelu [155]. Koljeni se zglob sastoji od zglobnih tijela, zglobnih ploha, zglobne čahure i sveza. Zglobna tijela predstavljaju krajeve kostiju prekrivene hrskavicom, međusobno utisnute i priljubljene čineći konkavne i konveksne oblike [156]. Krajevi bedrene (lat. *femur*), goljenične (lat. *tibia*), lisne kosti (lat. *fibula*) te ploha kosti ivera (lat. *patella*) zglobna su tijela od kojih je sastavljen koljeni zglob [157]. Čine ga u cjelini, ali jednako tako i zasebno oblikuju dvostruku zglobnu strukturu sastavljenu od goljenično-bedrenoga zgloba (lat. *tibio-femoral*) i iverno-bedrenoga zgloba (lat. *patello-femoral*) [158]. Prema načinu spajanja kostiju, koljeni se zglob ubraja u hrskavični zglobove, tj. one zglobove kod kojih su kosti spojene i prekrivene hrskavicom. Zbog složenosti koljeni je zglob svrstan u sinovijalne[4], dijatrotske ili prave zglobove, što znači da je koljeno zglob iznimne pokretljivosti [160] . Složenost koljena također se očituje u broju kostiju koje sudjeluju u stvaranju zgloba. Prema toj podjeli, koljeno je zglob složen od više od dviju artikulacijskih površina. Naposljetku, prema obliku je koljeni zglob sferni, odnosno kuglični

[4] Sinovijalni zglobovi su zglobovi koje karakterizira razmak između susjednih kostiju te tekućina, sinovija, koja vlaži zglobnu hrskavicu i čini je glatkom [159].

zglob. Uspoređujući koljeni zglob s poznatim geometrijskim tijelima, može se opisati kao cilindrični ili valjkasti zglob s polutkom (slika 2.).

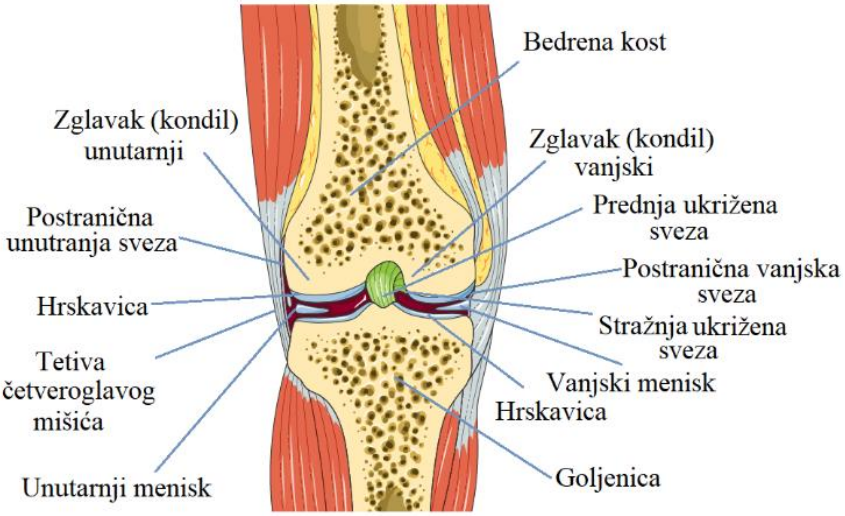
Da bi ostvario svoju složenu biomehaničku zadaću, koljeni se zglob sastoji od niza bioloških struktura od kojih svaka ima svoju funkciju (slika 3.). Prednja ukrižena sveza jedna je od važnih bioloških struktura koljenoga zgloba i jedna je od četiri sveza koje čine koljeni zglob. Ostale tri su stražnja ukrižena sveza, postranična unutarnja sveza i postranična vanjska sveza [161].



Slika 2. Cilindrični (valjkasti) zglob s polutkom kao koljeni zglob; na slici je dodan žuti pravokutnik, kružnica i pravac te su rezane postojeće slike za potrebu stvaranje nove slike, Creative Commons Attribution 4.0 International licencija [162]

Iako njihov sastav nije mineraliziran poput sastava kostiju, one su i dalje vrlo čvrste veze čija je glavna funkcija povezivanje kostiju, učvršćivanje zglobne čahure i ograničavanje gibanja unutar normalnih, zadanih, bioloških granica. Biološke strukture koje okružuju prednju ukriženu svezu su zglobne hrskavice i menisci. Zglobne hrskavice nalaze se na završecima kostiju. One su posebna vrsta potporno-vezivnoga tkiva koje formira kostur embrija sisavaca prije negoli počne oblikovanje samih kostiju [163]. U kontekstu ozljede prednje ukrižene sveze, povećane razine apoptotskih (odumiranje stanica), upalnih i kataboličkih (proces raspadanja) čimbenika u hondrocitima, povezanih s puknućem prednje ukrižene sveze, mogu pridonijeti degradaciji hrskavice [164]. Mjesta na kojima je bedrena kost u doticaju sa zglobnom hrskavicom nazivaju se zglobnim zglavcima ili kondilima [165]. Postoje vanjski i unutarnji zglavci. Njihova zadaća je pružanje strukturne potpore zglobnoj hrskavici i omogućavanje prijenosa sile. Zglobne hrskavice u doticaju su s unutarnjim i vanjskim meniskom. Menisci su parne vezivnohrskavične tvorbe u obliku polumjeseca ili srpa. Nalaze se između bedrenih zglavaka i zglavaka kostiju goljenice [166]. Ako pukne prednja ukrižena

sveza često pukne i menisk, kao sekundarna ozljeda zbog vanjskog utjecaja koji je rezultirao, primarno, puknućem prednje ukrižene sveze [41]. Vrijeme između nastale ozljede, odnosno puknuća prednje ukrižene sveze i njezina liječenja najčešće rekonstrukcijom, također je čimbenik koji utječe na pojavu ozljede meniska [12]. Uz navedene strukture, važno je istaknuti i mišiće koji čine koljeni zglob; četveroglavi bedreni mišić, veliki mišić primicač, polutetivni mišić, potkoljenični mišić, krojački mišić, prednji goljenični i dugački listni mišić. Mišićna struktura štiti koljeni zglob od ozljeda, pa tako i od ozljede prednje ukrižene sveze. Mišići imaju značajnu ulogu u postizanju stabilnosti koljenoga zgloba. Zbog te uloge spadaju u aktivne, odnosno sekundarne stabilizatore [167].



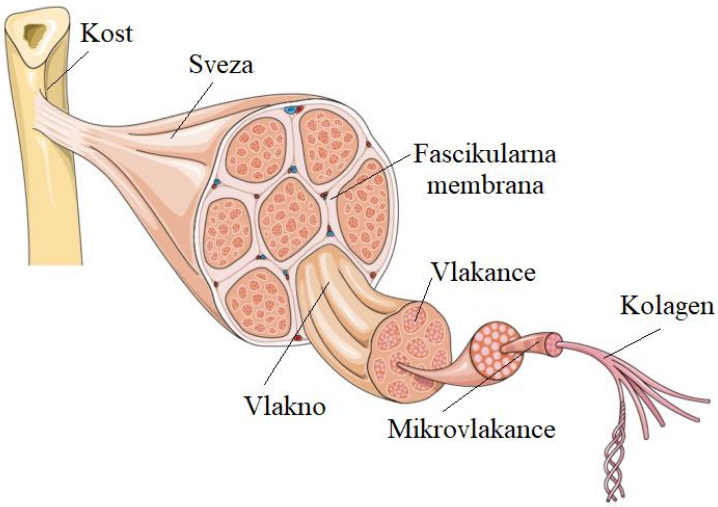
Slika 3. Prikaz anatomije desnog koljenoga zgloba u čeonoj ravnini, (dodani su hrvatski nazivi) pod licencijom javnog dobra: CC0 1.0 Universal (CC0 1.0), Public Domain Dedication [168]

Sveze i tetive zaslužne su za veliku mobilnost koljenoga zgloba. Uz pokretljivost, koljeno ima i odličnu stabilnost [169]. Toj zadovoljavajućoj stabilnosti, osim oblika zglobnih ploha, pridonosi i važna funkcija mekoga tkiva, poput sveza koje su zaslužne za prijenos sile s jedne kosti na drugu [157]. Uz ulogu sveza, stabilnost koljenoga zgloba postiže se oblikom zglobne čahure i aktivnim sudjelovanjem okolnih mišića i tetiva u prijenosu sila za gibanja. Stabilnosti pridonosi i sinovijska tekućina koja se pod tlakom nalazi unutar koljenoga zgloba, a zaslužna je za snažnija adhezivna svojstva [161]. Zbog sudjelovanja u gotovo svim svakodnevnim aktivnostima, osobito u nekim sportovima poput tenisa, nogometa, skijanja i slično te

gibanjima koja su produkt tih aktivnosti (savijanje, rotacija i translacija), koljeni je zglob podložan ozljedama i oštećenjima poput ozljeda prednje ukrižene sveze [170].

2.2. Anatomija prednje ukrižene sveze

Poznavanje anatomije sveze temelj je razvoja svake tehnike i metode liječenja njene ozljede i/ili puknuća. Sveze su anatomsko fibrozno, vezivno, srebrnkasto bijelo, tvrdo i gusto tkivo [157]. Uloga sveza je prijenos djelovanja sile s jedne kosti na drugu te omogućavanje mišićno-koštanog gibanja [171]. Prema građi vrlo su slične tetivama. Razlika jest u tomu što sveze tvore vezu između kostiju, dok tetive tvore veze kostiju s mišićnim tkivom. Sveze su građene od snopova kolagenih vlakana koja čine posebnu biološku strukturu. Snopovi vlakana su paralelni i linearno raspoređeni. Svako od vlakana, obloženo fascikularnom membranom, sastoji se od vlakanaca koja čine mikrovlakanca unutar kojih se nalazi kolagen (slika 4.). Glavna stanica koja gradi kolageno vlakno jest fibroblast. Fibroblast je vrsta stanica vezivnoga tkiva čija je glavna uloga sinteza kolagena. Čak 60 % do 80 % ukupne mase sveze čini voda [172].



Slika 4. Struktura sveze; slika izmijenjena (dodani su hrvatski nazivi) pod licencijom javnog dobra: CC0 1.0 Universal (CC0 1.0), Public Domain Dedication [173]

Biološka i mehanička svojstva snopova kolagenih vlakna i raspored vlakana unutar njih odgovorni su za stabilnost koljenoga zgloba. Naime, jedno od svojstava snopova kolagenih

vlakana jest čvrstoća koja omogućuje postizanje čvrste strukture koljenoga zgloba u cjelini, a s druge strane elastičnost sveza omogućuje koljenome zglobu da, uz postojeću čvrstoću, ima i određenu fleksibilnost, odnosno savitljivost. Ove jedinstvene tvorevine imaju važnu zadaću u pretvaranju vlačnog opterećenja u postizanje stabilnosti i gibanja koljena te služe kao otpor mehaničkim silama i amortizeri pri kretanju [57].

2.2.1. Makroanatomija

Prednja ukrižena sveza, promatrana na makrorazini, snop je mekih, ali čvrstih gustih vezivnih vlakana koja se s jedne strane hvataju za lateralni bedreni, a s druge za medijalni goljenični zglavak čineći vezu između bedrene kosti i kosti goljenice. Snopovi vlakana razlikuju se u iznosima promjera čije su vrijednosti od 50 do 300 μm. Vlakanca, od kojih su vlakna građena, također variraju u iznosima promjera cijelom duljinom tijela vlakanca te se razlikuju u samoj veličini. Tako postoje vlakanca od 10 nm pa sve do 500 nm [152].

Do prije 400 godina smatralo se da je prednja ukrižena sveza jedan snop vlakana homogene strukture. No poslije se ustanovilo da to nije točno [174]. Prvi put se 1938. godine spominje da je prednja ukrižena sveza cjelina koja se sastoji ne od jednoga, nego od dvaju glavnih snopova vlakana – anteromedijalnoga snopa koji je veći i posterolateralnoga koji je manji [175] (slika 5.). Potkraj 70-ih i početkom 90-ih godina 20. stoljeća histološkom analizom otkriven je i treći snop – intermedijalni, no u većini literature, za potrebe razumijevanja funkcionalne anatomije prednje ukrižene sveze, koristi se pojednostavnjena anatomska podjela na dva snopa vlakana [55]. Anteromedijalni i posterolateralni snop dobili su nazive prema mjestu površine hvatišta na ploči goljenične kosti. Svaki od tih snopova ima važnu funkcionalnu zadaću u uspostavljanju stabilnosti koljenoga zgloba [174]. Primjerice, za aktivnosti tijekom kojih je koljeni zglob ispružen, posterolateralni snop je zategnut, a anteromedijalni je istodobno umjereno labav. Nadalje, dok je koljeno savijeno posterolateralni snop je više opušten, a anteromedijalni je zategnutiji [176].

Zbog lokacije na kojoj se nalazi i omotanosti u dvostruki sinovijalni sloj, prednja ukrižena sveza ubraja se u intraartikularno i ekstrasinovijalno zglobno tijelo. Dimenzije prednje ukrižene sveze uzajamno se razlikuju s manjim odstupanjima.

Prosječna širina prednje ukrižene sveze iznosi između 4 i 10 mm, duljina je oko 10 mm, dok visina iznosi 25 do 35 mm. Ta se visina odnosi više na anteromedijalni snop, dok duljina

posterolateralnog snopa, koji još nije dovoljno istražen, iznosi oko 18 mm. Poprečni presjek prednje ukrižene sveze je nepravilnog oblika. Uglavnom se u literaturi navodi da je otprilike trokutastog oblika. Vrijednosti površine poprečnog presjeka sveze iznose približno 36 mm^2 kod žena i oko 44 mm^2 kod muškaraca [177].



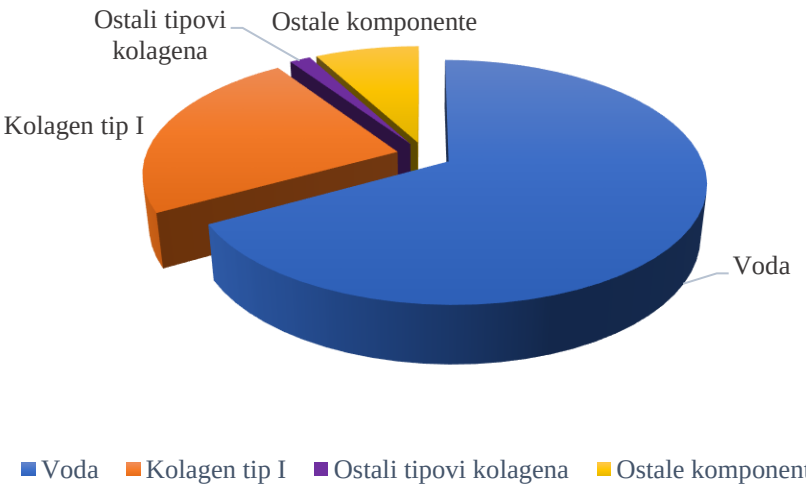
Slika 5. Artroskopski prikaz anteromedijalnoga (AM) i posterolateralnoga (PL) snopa vlakana prednje ukrižene sveze (slika je izvoran doprinos autorice)

Međutim, iznos površine poprečnog presjeka sveze mijenja se duž cijelog tijela sveze. Točnije, površina poprečnog presjeka prednje ukrižene sveze smanjuje se duž tijela sveze tako da je iznosom najveći poprečni presjek sveze na hvatištima sveze s kostiju, dok je na središnjem dijelu tijela sveze on najmanji. Razlika u duljini svakog snopa, uključujući razlike u površinama hvatišta svakoga snopa na goljeničnoj i bedrenoj kosti, utječe na način zatezanja cjelokupne prednje ukrižene sveze tijekom obavljanja svakodnevnih aktivnosti [175].

2.2.2. Mikroanatomija

Kako s makrostrukturne razine, sveza se promatra i s mikrostrukturne razine. Na mikrostrukturnoj razini, vidljivo je da voda čini dvotrećinski dio ukupne mase sveze, dok jednu trećinu čini kolagen, u najvećoj mjeri kolagen tip I. Građa i tip kolagena direktno utječu na

svojstva sveza. Tako je tip I kolagen glavna komponenta koja je odgovorna za vlačnu čvrstoću sveza. Od ukupne suhe mase prednje ukrižene sveze, tip I kolagen čini 70 % do 80 % suhe mase [178]. Uz tip I kolagen, u manjoj mjeri prednju ukriženu svezu čini kolagen tip III i tip V. Tip III čini 8 % suhe mase, dok tip V čini 12 % suhe mase. Mali postotak ostalih komponenata koje čine svezu su ostali tipovi kolagena – II, IX, X, XI, XII. Uz navedeno, građevna sastavnica prednje ukrižene sveze je i nosač. Nosač je biološka struktura izgrađena od mreže proteina, glikoproteina, elastičnih sustava i glikozaminoglikana s više funkcionalnih interakcija [172]. Uz vrstu i građu kolagena, na mehanička svojstva sveza koja su odgovorna za njenu funkciju utječe i omjer opisanih komponenti koje čine svezu (slika 6.). Fibrociti i fibroblasti, vrsta stanica vezivnog tkiva, su stanice koje uglavnom tvore svezu. No to nisu jedine stanice koje čine svezu niti je građa prednje ukrižene sveze jednaka cijelom po cijeloj dužini. Primjerice, histološkom analizom je utvrđena pojava tenocita i hondrocita na distalnoj trećini sveze. Te su stanice manje specifične za građu sveza, a njihova pojava objašnjava se kao rezultat izravnog kontakta kosti i sveze, odnosno funkcionalna prilagodba sveze kao odgovor na vanjsko opterećenje, točnije na tlak prouzročen fizičkim dodirom između prednje ukrižene sveze i dijela intrakondilarne jame [175].



Slika 6. Biološki sastav prednje ukrižene sveze

Kako bi sveza bila opskrbljena hranjivim tvarima i imala osjetilna svojstva, kroz prednju ukriženu svezu prolaze živci, odnosno živčana vlakna koja prenose se na prednju ukriženu svezu sa stražnjih zglobnih dijelova živca goljenice i krvne žile. Za prokrvljenost sveze je zaslužna srednja genilarna arterija (lat. *arteria media genus*) i sinovijalna ovojnica koja oblaže

svezu. Problem koji se veže uz slabu prokrvljenost sveze je različita gustoća krvnih žila u cijeloj prednjoj ukriženoj svezi. Točnije, kako je već naznačeno, postoje vezivno-hrskavični dijelovi (hrskavične stanice) prednje ukrižene sveze koji se nalaze blizu jama zglavaka u kojima je prokrvljenost mala ili je gotovo nema. Upravo ta neujednačenost prokrvljenosti prednje ukrižene sveze i lokacija dijela unutar kojeg je prokrvljenost najmanja, čimbenici su koji utječu na potencijal cijeljenja prednje ukrižene sveze te način liječenja iste [60].

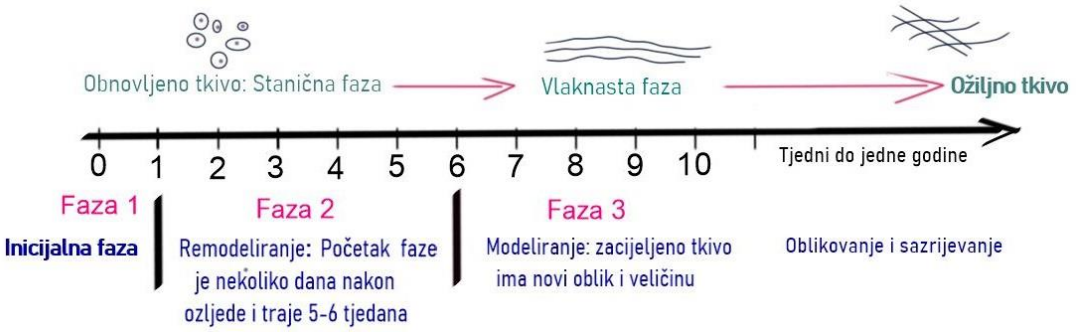
2.3. Potencijal cijeljenja sveze

Oštećenje ili puknuće sveze uzrokuje narušavanje uspostavljene ravnoteže između postignute stabilnosti i mobilnosti koljenoga zgloba. No sveze i tetive imaju svojstvo cijeljenja [178]. To cijeljenje teče u tri faze, slično kao i kod kostiju (slika 7.). Prva faza je inicijalna unutar koje se stvaraju upalne stanice, ponajviše neutrofili, monociti i makrofagi koji s eritrocitima dolaze na mjesto puknuća sveze stvarajući krvni ugrušak. Neutrofili (neutrofilni granulociti) kao stanice se ubrajaju u granulirane leukocite i nastaju u koštanoj srži. One štite organizam od bakterijskih i/ili gljivičnih upala, ali i od ostalih sitnih tijela koja izazivaju upalne procese, dok su eritrociti crvene krvne stanice koje također nastaju u koštanoj srži, a zadaća im je prijenos kisika koji je važan za život svih stanica. S druge strane, monociti su izraziti fagociti te imaju važnu zadaću u prepoznavanju antigena i u zaštiti tijela od njih. Monofagi nastaju u monocitima, a nalaze se svuda u tijelu pa i u vlaknastom tkivu poput sveza i tetiva. Obje vrste stanica iznimno su važne za prvu fazu cijeljenja prednje ukrižene sveze ili ostalih sveza i tetiva. U prvoj fazi ključnu ulogu imaju vazoaktivni i kemotaktični čimbenici koji su odgovorni za povećanje vaskularne prokrvljenosti, pokretanje angiogeneze, procesa razvoja krvnih žila te za stimulaciju proliferacije (oblikovanje/stvaranje) tenocita, stanica koje čine vezivno tkivo tetive i sveze [154]. Nakon prve faze slijedi faza remodeliranja prednje ukrižene sveze (ili ostalih sveza i tetiva) koja počinje nekoliko dana nakon puknuća sveze (već drugi dan i traje od pet do šest tjedana). Tu fazu karakterizira početak popravka tkiva. Zatim slijedi faza modeliranja, odnosno potpuno oblikovanje i sazrijevanje tkiva na mjestu puknuća na kojemu se formira ožiljak. U toj završnoj fazi, koja se još zove i vlaknasta faza, značajnu ulogu ima kolagen tip I i proces sinteze. Završna faza traje od deset tjedana do godinu dana [179].

Prednja ukrižena sveza ima slab potencijal cijeljenja nakon pojave puknuća, no taj potencijal postoji. Međutim, za razliku od unutarnje postranične sveze, prednja ukrižena sveza ne može

zacijeliti bez kirurške intervencije. Razlog za slab potencijal cijeljenja jest loša prokrvljenost tkiva prednje ukrižene sveze. Na lošu prokrvljenost tkiva utječe puknuće sinovijalne ovojnice (koje nastaje prilikom puknuća prednje ukrižene sveze), a čija je uloga upravo dovod krvi svezi. Puknućem ovojnice sprječava se spontano stvaranje lokalnog hematoma i upalnih procesa koji su potrebni za proces cijeljenja. Razlog za neuspješnu regeneraciju tkiva također leži u stvaranju vlaknastoga tkiva slabijih mehaničkih svojstava nalik na ožiljno tkivo koje je produkt loše organizacije kolagena. Cilj mnogih istraživanja jest pronaći način kako omogućiti pravilno zacjeljivanje tkiva te izbjeći stvaranje ožiljnoga tkiva koje ima lošija mehanička svojstva, a sve sa svrhom iskorištavanja potencijala cijeljenja prednje ukrižene sveze kako bi se očuvalo biološko tkivo i s njime njegova biološka i mehanička svojstva koja, u trenutačnoj fazi, ne može nadomjestiti ni jedna postojeća metoda liječenja [125] .

Uz navedena nastojanja poticanja cijeljenja s mikrorazine, postoje i nastojanja poticanja cijeljenja s makrorazine kirurškim tehnikama liječenja [30]. Najstarija tehnika liječenja je primarni popravak prednje ukrižene sveze. Upravo ta tehnika je baza na temelju koje su nastale nove (poboljšane) tehnike popravka sveze. No još ni jedna od dosadašnjih tehnika nije omogućila zadovoljavajuće ishode koji bi je svrstali u novi zlatni standard liječenja, unatoč nastojanjima da se ona pronađe [154].



Slika 7. Prikaz tijeka cijeljenja sveze koji se sastoji od inicijalne faze puknuća sveze, faze remodeliranja koja započinje nekoliko dana nakon puknuća sveze, faze modeliranja koja je zaslužna za cijeljenje tkiva sveze i faze oblikovanja i sazrijevanja (slika je izravan doprinos autorice)

2.4. Mehanička svojstva prednje ukrižene sveze

Ortopedskom biomehanikom obuhvaćeno je cjelokupno dosadašnje znanje o svim strukturama mišićno-koštanoga sustava, pa tako i prednje ukrižene sveze, koje je prožeto spoznajama iz

inženjerske teorije i prakse te čini riznicu rješenja za svakodnevne probleme vezane za mišićno - koštani sustav. Povijesno gledajući, početak ortopedske biomehanike veže se za Sjedinjene Američke Države gdje se sredinom 60-ih godina prošlog stoljeća pojavilo nekoliko znanstvenih radova iz područja biomehanike, ponajviše one ortopedske. Godine 1967. predstavili su Byars, Contini i Roberts, kao urednici monografije *Američkoga društva inženjera strojarstva*, knjigu pod naslovom *Biomehanika – što je to?* (engl. *Biomechanics – What Is It*?) u kojoj su uglavnom bile opisane teme vezane za ortopedsku biomehaniku i biomehaniku mišićno-koštanoga sustava [180]. Posebice treba istaknuti važnost utjecaja znanstvenika Yuana Cheng Funga (15. rujna 1919. – 15. prosinca 2019.) na razvoj biomehanike, koji se, zbog znanstvenog doprinosa u tom području u 20. stoljeću, naziva ocem moderne biomehanike [181].

Da bi se razumjela mehanička svojstva prednje ukrižene sveze, potrebno je poznavati biomehaniku koljenoga zgloba. Kratak opis biomehanike koljenoga zgloba dan je u sljedećem odjeljku.

2.4.1. Biomehanika koljenog zgloba

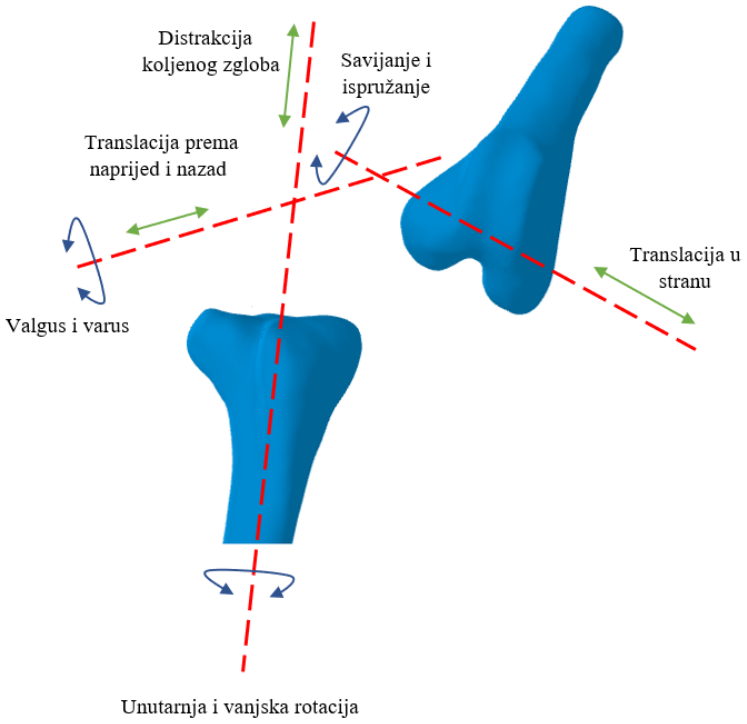
Koljeni zglob je zglob koji ima širok raspon pokreta. Jedna od najvažnijih uloga koljenoga zgloba je pružanje otpora djelovanju vanjskog opterećenja [169]. Vanjsko opterećenje je ono opterećenje koje je uvjetovano svakodnevnim aktivnostima. Vanjsko opterećenje se u koljenome zglobu prenosi preko bedrenih zglavaka na goljenične ploče. Za postizanje normalne biomehanike koljenoga zgloba, potrebno je osigurati stabilnost zgloba uslijed djelovanja vanjskog opterećenja. Stabilnost ili ravnoteža koljenoga zgloba se postiže pružanjem otpora vanjskim silama, a najvažniju ulogu u pružanju otpora imaju tetive, mišići i sveze, odnosno aktivni i pasivni stabilizatori. U pasivne stabilizatore ubrajaju se sveze, elastične strukture koje mogu biti opterećene jedino na vlak, a aktivnom skupinom stabilizatora smatraju se mišići i tetive, elastične strukture koje su aktivno izložene djelovanju vlačnog opterećenja. S druge strane, kosti su neelastične strukture te su pod utjecajem uglavnom tlačnog opterećenja. Zbog opterećenja koljenoga zgloba, bedrena kost prenosi tlačno opterećenje na kost goljenicu preko meniska koji se za to vrijeme prilagođavaju tlačnom opterećenju i deformiraju [182]. Deformacija se odnosi na povećanje opsega meniska i njihovo kretanje radijalno prema van te se tako omogućuje kontakt koljenih struktura na većoj dodirnoj površini [166]. Sličnu zadaću imaju i hrskavice čija je najvažnija uloga podmazivanje koljenoga zgloba, ali i prijenos opterećenja na manjem kontaktnom području negoli kod meniska i drugih okolnih

struktura [163]. Opterećenje na goljeničnim pločama ovisi o aktivnosti koja se obavlja, a koje mogu biti slabijeg ili jačeg intenziteta. Način kako se ono prenosi ovisi o mogućim deformacijama poput *valgusnih* i *varusnih* deformacija koljena. Relativni odnos bedrene kosti u odnosu na goljenicu je biomehanički normalan ako ne postoji deformacija koljena. Stanje bez deformacije je kada Mikuliczeva linija prolazi točno središtem koljenoga zgloba. Mikuliczeva linija je u medicinskoj literaturi mehanička os noge (donjeg ekstremiteta). U stanju kada nema deformacije koljenoga zgloba, smanjen je rizik od potencijalnih ozljeda koljenoga. Razlog tome je gotovo jednaka raspodjela opterećenja na goljeničnim pločama. Raspodjela opterećenja donekle se mijenja tijekom obavljanja aktivnosti i obično je veća na unutarnjim pločama goljenice, negoli na vanjskima. Ako postoji određena deformacija u relativnom bedreno-goljeničnom odnosu, bilo koja vrsta deformacije uzrokuje veće naprezanje na dijelovima bedrene kosti i goljenice [76].

Primarno gibanje u koljenom zglobu je rotacijsko gibanje bedreno-goljeničnog zgloba u čeonoj ravnini, poznatije kao ispružanje i savijanje (ekstenzija i fleksija). Za opisivanje i jednostavnije razumijevanje mehanike, posebice kinematike bedreno-goljeničnog zgloba, zglob se pojednostavnjeno promatra kao cilindrični zglob u čeonoj ravnini, kao što je već ranije istaknuto [161]. Općenito, gibanje zgloba opisuje se sa šest stupnjeva slobode gibanja. To su tri rotacije i tri translacije kako je prikazano u koordinatnom sustavu na slici 7. Najveće savijanje koljenoga zgloba, koje može biti aktivno ili pasivno, poprima vrijednost do 160°. Suprotno savijanju, najveće ispružanje je do 0° kada su osi bedrene kosti i kosti goljenice poravnane u istoj ravnini. Taj je položaj jednino moguć u čeonoj ili frontalnoj ravnini. Čeona ravnina je ona ravnina koja prolazi tijelom kao da dijeli tijelo simetrično na lijevu i desnu stranu. Ta je ravnina okomita na središnju ili sagitalnu ravninu koja dijeli tijelo na prednju i stražnju stranu, odnosno prednji i stražnji dio [182]. S druge strane, najveće savijanje od 160° odnosi se na pasivno savijanje, a najveće aktivno savijanje iznosi nešto manje, oko 130°, zbog stezanja mišića potkoljenice. Hiperispružanje koljenog zgloba, kod manjeg broja pojedinaca, može iznositi -5°, a iznosi valgus i varus deformacija su između 6° i 8°. Translacija u stranu te ispružanje i savijanje događa se oko bedrene epikondilarne osi i uzduž nje [183]. Uz to gibanje kod koljenoga zgloba moguća je translacija prema naprijed i prema natrag. Medicinski nazivi su anteriorno i posteriorno gibanje. Vrijednosti translacije mogu biti od pet do deset mm [184]. Uz translaciju prema naprijed i natrag moguća je translacija u stranu – mediolateralna translacija od 1 do 2 mm [185]. Distrakcija koljenoga zgloba te unutarnja i vanjska rotacija događaju se oko goljenične osi i uzduž nje, a translacija prema naprijed i natrag te valgus i

varus događaju se uzduž osi i oko nje ako je ista okomita na bedrenu i goljeničnu os, kako je prikazano na slici 8.

Budući da je poznavanje biomehanike koljenog zgloba neizostavno za razumijevanje ozljeda koljena, važnost i poznavanje ortopedske biomehanike je neupitna. Uz to, razumijevanje biomehanike normalnog i bolesnog zgloba koljena i/ili njegovih struktura kao što je prednje ukrižena sveze, potrebno je za konstruiranje vanjskih pomagala za koljeno i/ili kirurških načina liječenja koje često uključuju implantate i postoperativnu rehabilitaciju [186].



Slika 8. Prikaz karakterističnih gibanja koljenoga zgloba [184]

2.4.2. Prednja ukrižena sveza

Stabilnost koljenog zgloba važan je dio normalne i zdrave biomehanike cijelog lokomotornog sustava. Uslijed djelovanja translacije i rotacije može doći do pojave nestabilnosti zgloba, gdje važnu ulogu u ponovno uspostavljenoj stabilizaciji ima prednja ukrižene sveze. Za postizanje te stabilnosti, sveze trebaju osigurati prijenos sila s jedne kosti na drugu. Biomehaničko značenje sveze, u postizanju stabilizacije koljenog zgloba, očituje se u ograničavanju translacije goljenične kosti prema naprijed relativno od bedrene kosti, sprječavanju

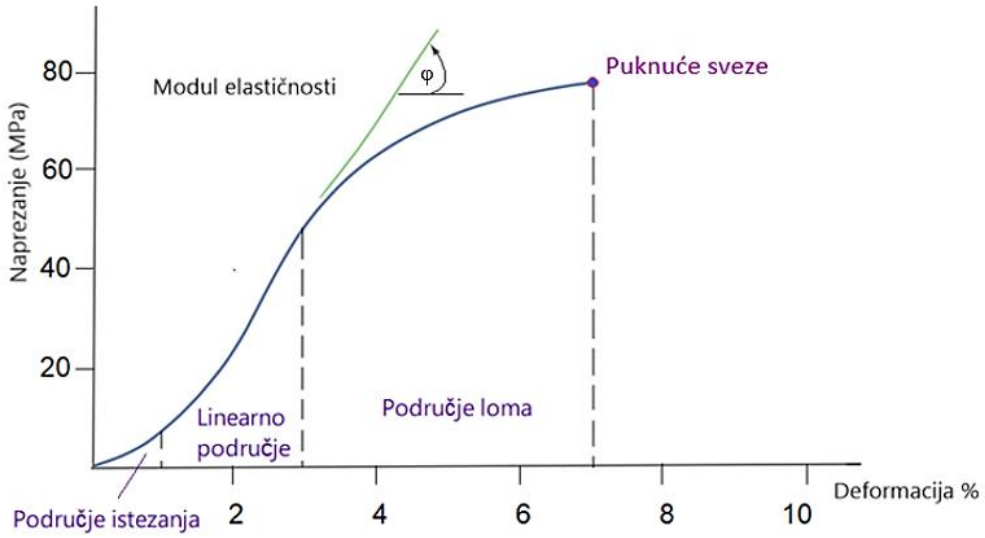
prekomjerne središnje i bočne rotacije goljenice te u ograničavanju većih iznosa deformacija (varus i valgus) koljenog zgloba [187].

U ograničavanju navedenih kretnji anteromedijalni snop primarno ograničuje kretanje goljenice prema naprijed. Dok anteromedijalni snop ograničava iznose prekomjerne translacije, posterolateralni snop u isto vrijeme nastoji stabilizirati koljeno kada dosegne vrijednost blizu pune ekstenzije. U slučaju velikih rotacijskih opterećenja, posterolateralni snop također ima značajnu ulogu [188]. Uz navedena ograničenja, prednja ukrižena sveza je u manjoj mjeri zaslužna i za ograničavanje prekomjernog izduženja koljenog zgloba [152].

Prednja ukrižena sveza, iako je debela samo nekoliko milimetara, pokazuje veliku otpornost na tlačne sile te svojstvo dobre čvrstoće. Tanka je i glatka te ima mali faktor trenja svoje skliske površine. Uz čvrstoću, sveza se odlikuje i svojstvom elastičnosti. Sveze i tetive imaju kvazistatična vlačna svojstva, svojstva koja zajedno sadržavaju kristalni i nekristalni materijali [189]. Primjerice, materijali s kristalnom strukturom, poput čelika ili aluminija, uslijed opterećenja pokazuju linearnu karakteristiku naprezanja gdje je deformacija izravno razmjerna naprezanju (kod sveza to je područje istezanje ili engl. *toe region*). Kod materijala s kristalnom strukturom unutar elastičnog područja materijal ima konstantan modul elastičnosti. Onog trenutka kada se granica elastičnosti prekorači, materijal s kristalnom strukturom počet će popuštati i na kraju će puknuti. S druge strane, materijali s nekristalnom strukturom pokazuju svojstvo gumene elastičnosti. Kod tih materijala puknuće se može dogoditi bez jasno definirane točke popuštanja. Simbioza navedenih svojstava svezu čine posebnim materijalom.

Mehanička svojstva sveza određuju se vlačnim ispitivanjem. Međutim, vlakna snopova koja čine svezu, nisu uvijek jednako opterećena uslijed djelovanja vanjskog opterećenja [187]. Tako, vrijednost vlačnoga opterećenja u pojedinom vlaknu ovisi o nizu čimbenika. Neki od njih su duljina vlakna sveze, mjesto prihvata vlakna za kost te pozicija koljenoga zgloba (savijanje, istezanje, rotacija). Većina svakodnevnih aktivnosti događa se unutar područja od 5 % inicijalnog opterećenja vlakana prednje ukrižene sveze [153]. Za potrebe određivanje mehaničkih svojstva sveza, koristi se krivulja *naprezanje – istezanje* koja je rezultat eksperimentalnog, vlačnog ispitivanja (slika 8.). Veza između naprezanja i istezanja za sveze i tetive obično je nelinearna, a može se podijeliti na tri područja. Prvo područje istezanja ili *toe region* jest područje gdje se odnos naprezanja i istezanja polako povećava i gdje je nagib nelinearni. Drugim riječima, u tom području, zbog djelovanja vlačnog opterećenja dolazi do manjeg istezanja vlakana sveza pri vrijednostima od 1,5 do 3,0 % ukupnog naprezanja [181].

Da bi se sveza počela istezati potrebna je minimalna sila, no s daljnjim istezanjem potrebna je sve veća sila što je vidljivo iz naglog porasta krivulje i prelaskom iz nelinearnog područja u linearno područje (slika 9.). Naposljetku, nakon linearnog područja, sveza ponovno pri utjecaju većih iznosa naprezanja ulazi u nelinearno područje gdje uslijed djelovanja plastičnih deformacija dolazi do loma (puknuća) sveze.

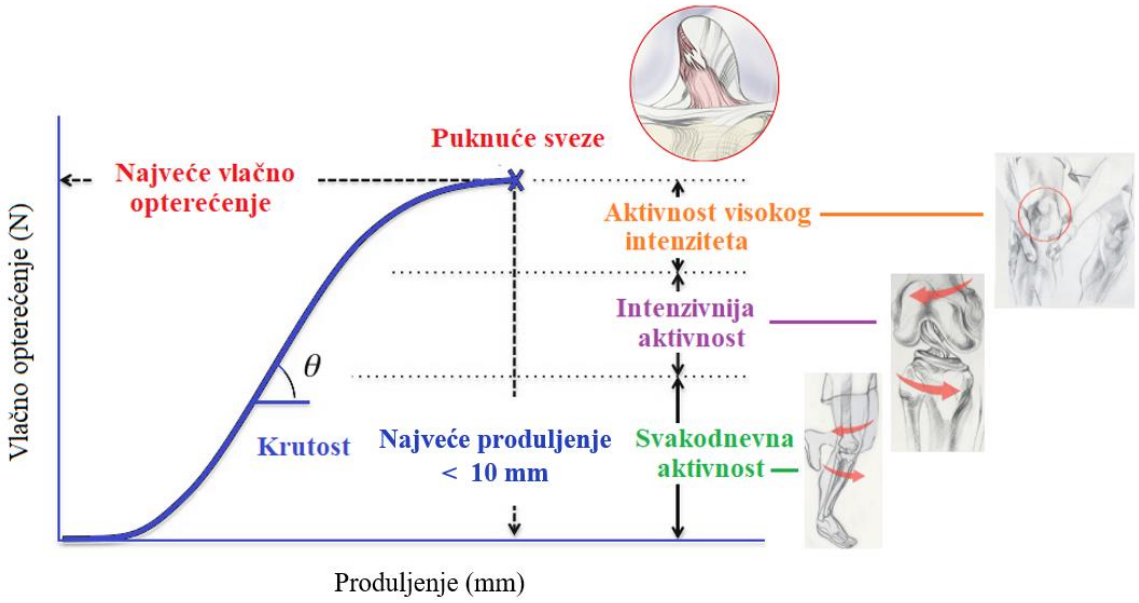


Slika 9. Krivulja naprezanja – deformacija sveza [190]

Uz krivulju naprezanje – istezanje, važno je istaknuti i krivulju *opterećenje – pomak* koja je također produkt vlačnog ispitivanja. Nagib linearnog područja krivulje opterećenje – pomak predstavlja krutost sveza ili tetiva (N/mm), a nagib krivulje naprezanje – istezanje mjera je modula elastičnosti tkiva [154]. Obično se za definiranje krutosti uzima nagib linearnog područja, osim ako nije drukčije naznačeno. Posljednje područje je područje naprezanja sveza ili tetiva na granici popuštanja materijala i područje puknuća sveza ili tetiva (područje nakon kojega dalje vlačno opterećenje više ne raste) [155]. Unutar svakodnevnih aktivnosti, ponašanje sveza je opisano krivuljom uglavnom prvog ili donekle, drugog područja.

Strukturna svojstva, slično kao i mehanička svojstva, određuju se iz krivulje opterećenje – pomak (slika 10.). Strukturna svojstva su ona svojstva kod kojih svojstva ovise o dimenziji ispitnog uzorka, dok su mehanička ona koja su neovisna o obliku i dimenziji materijala. Kao i kod odnosa naprezanje – istezanje, odnos opterećenja i produljenja je nelinearan. Veličina koju opisuje nagib krivulje opterećenje - produljenje naziva se krutost sveze. Odnosno, to je veličina

kojom se sveza opire pojavi deformacija i promjeni oblika. Dva važna parametra koja se promatraju u ovom ispitivanju, a koja se mogu očitati s krivulje opterećenje - produljenje, jest najveća vlačna sila kod koje dolazi do puknuća sveze te najveće produljenje. Obje veličine ovise o dimenzijama uzorka. Starost uzorka je također čimbenik koji, uz dimenzije uzorka, utječe na vrijednosti produljenja i opterećenja. Poznato je da mehanička svojstva sveza, kako čovjek stari, s godinama opadaju [156]. Uz važno kvazistatičko ponašanja sveza, treba napomenuti da su sveze viskoelastične, što znači da je odnos između opterećenja i produljenja te naprezanja i istezanja ovisan o brzini i o vremenu. Drugim riječima, sveza ima vremenski odaziv na opterećenja i rasterećenje.



Slika 10. Krivulja vlačno opterećenje – produljenje sveze

Razlika između područja ispod krivulja opterećenja i rasterećenja pokazuje gubitak energije koji je definiran kao histereza. Točnije, područje ispod krivulje opterećenja veće je od područja ispod krivulje rasterećenja. Ako materijali imaju čista elastična svojstva to područje je jednako i nema rasipanja energije [157]. Za svojstvo viskoelastičnosti bioloških tkiva zaslužan je velik postotak vode unutar njihove građe. Uspoređujući svojstvo duktilnosti kostiju i sveza, taj je odnos obrnuto proporcionalan. Točnije, kod tetiva se duktilnost (apsorpcija energije) pri većim naprezanjima povećava, dok se kod kostiju smanjuje [191]. Radi svega navedenoga, parametri ispitivanja sveza poput čvrstoće, naprezanja i modula elastičnosti uvijek se moraju pažljivo uzeti u obzir pri uspoređivanju svojstava materijala.

3. OZLJEDE PREDNJE UKRIŽENE SVEZE

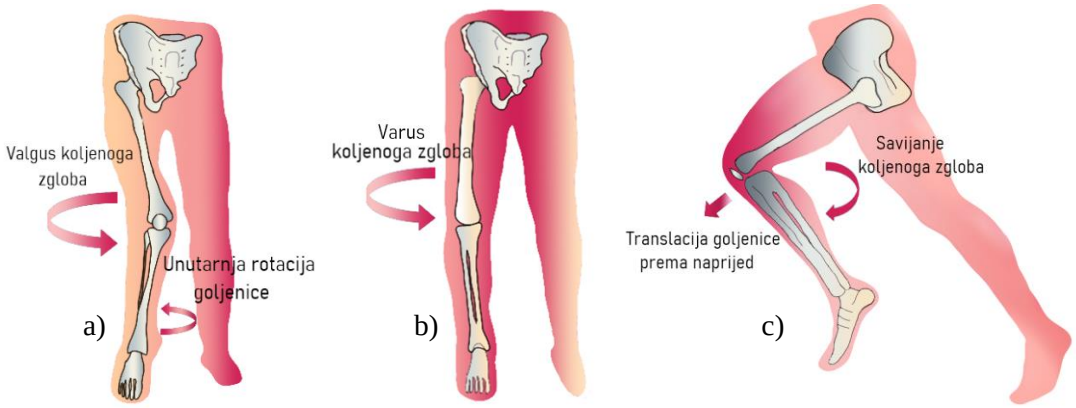
Ozljede prednje ukrižene sveze su među najčešćim ozljedama koljenoga zgloba. Uglavnom se pojavljuju kod mlađe, sportski aktivne populacije. Narušena kvaliteta života i često prekid karijere profesionalnih sportaša posljedica su jednom doživljenje ozljede sveze. U sklopu ovog poglavlja opisano je medicinsko značenje ozljede prednje ukrižene sveze te su opisane posljedice koje ozljeda uzrokuje. Uz to, navedeni su čimbenici koji utječu na povećanje rizika od pojave ozljede sveze te učestalost ozljeda unutar različitih populacijskih skupina. Opisane su vrste ozljeda i kategorizacija puknuća sveze te je istaknuto ekonomsko-socijalno značenje ozljede prednje ukrižene sveze.

3.1. Definicija ozljede prednje ukrižene sveze

Tjelesnom aktivnošću pospješuju se fizikalni, metabolički i mentalni procesi unutar tijela, neovisno o dobi i spolu čovjeka [160]. No pri vježbanju ili intenzivnijem bavljenju sportom, povećava se rizik od pojave ozljeda lokomotornoga sustava pa tako i od ozljede prednje ukrižene sveze (slika 11.). Ozljeda prednje ukrižene sveze patološko je stanje u kojemu sveza više ne može obavljati funkciju koju je obavljala prije ozljede [51]. Promjena funkcionalnih svojstava prednje ukrižene sveze djeluje na promjenu biomehanike cijeloga koljenoga zgloba. Naime, zbog narušene funkcije sveze pojavljuju se promjene u prijenosu statičkog i dinamičkog opterećenja te nastaju opterećenja i naprezanja na ostalim strukturama koljenoga zgloba koja pokušavaju nadomjestiti narušenu funkciju prednje ukrižene sveze [193]. Sve navedeno za posljedicu ima nestabilnost koljenoga zgloba [161].

Uzroci ozljeda prednje ukrižene sveze uglavnom su vanjske sile čiji su iznosi veći od iznosa unutarnjih sila koje se opiru promjeni gibanja pokušavajući osigurati ravnotežu i stabilnost koljenoga zgloba [194]. Ozljeda prednje ukrižene sveze nastaje tada kada je narušena ravnoteža vanjskih i unutarnjih sila. Primjeri narušene ravnoteže sila koji su uzrok ozljede prednje ukrižene sveze su preveliki iznos momenta adukcije na koljeni zglob u čeonoj ravnini, nagle promjene brzine tijela pri ubrzavanju ili pokušaju zaustavljanja, veliki iznosi sile reakcije podloge pri doskoku praćeni valgusnim položajem koljena i slično [195]. Pokreti poput naglog koračanja u stranu i poznatog driblanja uzrok su povećanja vanjskog opterećenja na prednju ukriženu svezu, uspoređujući vrijednosti opterećenja s onima koja se javljaju primjerice kod

trčanja. Upravo ta povećana opterećenja rezultat su povećanja varusne i valgusne te unutarnje i vanjske rotacije koljenog zgloba koja uzrokuje povećanje tlačnog opterećenja na unutarnjim i vanjskim dijelovima koljenoga zgloba te je uzrok ozljede prednje ukrižene sveze [196].



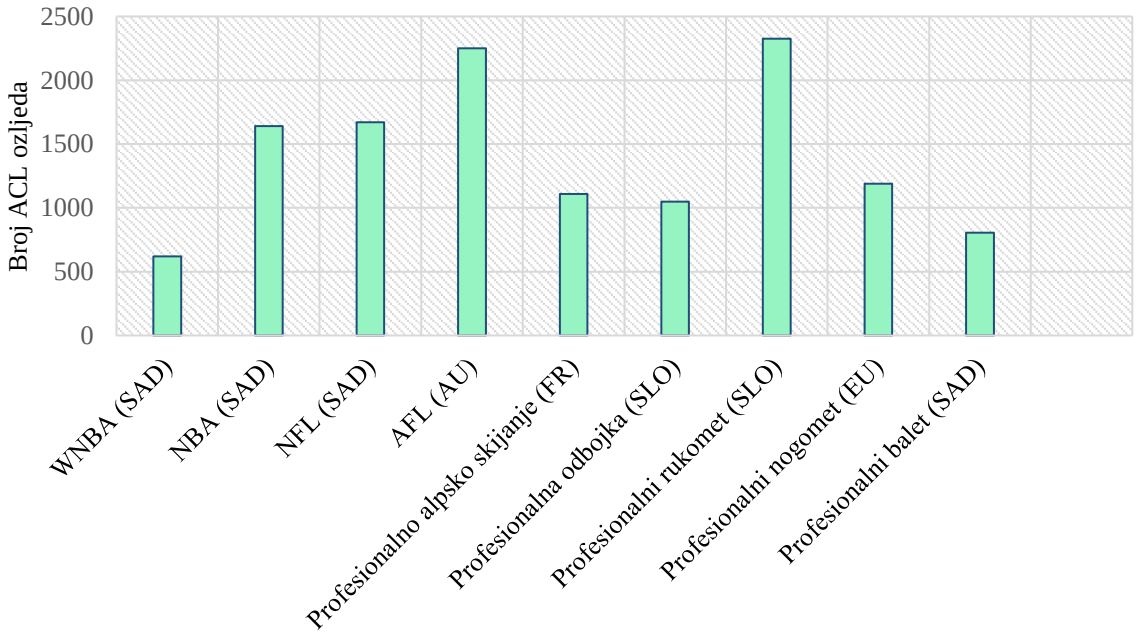
Slika 11. Mehanizmi ozljede prednje ukrižene sveze: a) valgus koljenoga zgloba i unutarnja rotacija goljenice; b) varus koljenoga zgloba; c) savijanje koljenoga zgloba i translacija goljenice prema naprijed (slika je izvoran doprinos autorice)

Zbog narušene ravnoteže sila, osim posljedica primarne ozljede prednje ukrižene sveze koje vode prema simptomatskoj nestabilnosti (nestabilnosti koja sadržava neki simptom), često se pojavljuju i sekundarne ozljede kao što su puknuće i/ili oštećenje meniska, hrskavice ili pojava nekih drugih degenerativnih promjena poput osteoartritisa [164]. Posttraumatski osteoartritis stanje je propadanja zglobne hrskavice koje se pojavljuje čak u 79 % do 87 % slučajeva nakon ozljede prednje ukrižene sveze (pet do petnaest godina poslije ozljede), a za posljedicu ima iznimno jaku bol te narušenu kvalitetu života osobe [197]. Jedan od mogućih uzroka posttraumatskog osteoartritisa jest novonastala zadaća hrskavice u prenošenju opterećenja unutar koljenoga zgloba nakon puknuća prednje ukrižene sveze [198]. Uz pojavu osteoartritisa, kod 20 % pacijenata je nakon obavljene rekonstrukcije prednje ukrižene sveze zabilježen nastanak ponovljene ozljede [199]. Potreba za naknadnim medicinskim tretmanom izliječene ozljede dodatni je financijski trošak za zdravstveni sustav.

3.2. Učestalost i čimbenici rizika pojave ozljede prednje ukrižene sveze

Sportski aktivni ljudi, koji spadaju u mlađu populaciju prosječne dobi od 26 godina, su populacija, koja uz profesionalne sportaše, čini skupinu ljudi kod koje je pojava ozljede prednje

ukrižene sveze česta [198]. Čak 70 % svih ozljeda sveze nastaje tijekom obavljanja neke sportske aktivnosti [200]. Ozljeda prednje ukrižene sveze može nastati kontaktno i beskontaktno. Ozljede nastale kontaktom obično se događaju u ekipnim sportovima kao što su nogomet, košarka, ragbi, američki nogomet, rukomet i slično. Najviše ozljeda zabilježeno je kod profesionalnih sportaša u Australskoj ligi američkog nogometa (AFL) – 2250 ozljeda prednje ukrižene sveze na sto tisuća ozlijeđenih profesionalnih sportaša [201]. Ostale istaknutije incidencije ozljeda sveze, grupirane unutar različitih sportova, prikazane su stupčastim dijagramom na slici 12.



Slika 12. Učestalost ozljeda prednje ukrižene sveze kod različitih profesionalnih sportova u različitim zemljama na 100000 ozlijeđenih profesionalnih sportaša godišnje [40], WNBA - Ženska profesionalna košarkaška liga u Sjevernoj Americi (engl. Women's National Basketball Association*), NBA - muška profesionalna košarkaška liga u Sjevernoj Americi (engl.* National Basketball Association*), NFL - Muška nacionalna liga američkog nogometa (engl.* National Football League*), AFL - muška nacionalna liga australijskog nogometa (engl.* Australian Football League*)*

Kontaktna ozljeda nastaje nakon izravnog doticaja između sportaša zbog kojega se prenose velike vanjske, kontaktne sile i momenti na koljeno u trenutku kada je potkoljenica fiksna, odnosno u doticaju s podlogom [202]. No unatoč velikoj incidenciji ozljeda zbog kontakta, najveći postotak ozljeda prednje ukrižene sveze, čak 70 %, nastaje u beskontaktnim situacijama pri nespretnom i nestabilnom doskoku, nagloj promjeni kretanja, naglom zaustavljanju te velikim rotacijama i uvijanju koljena [203]. U slučaju beskontaktnih situacija, uzrok ozljede su

naprezanje prednje ukrižene sveze u nekontroliranim uvjetima kada je četveroglavi bedreni mišić maksimalno stegnut, a koljeno je maksimalno ispruženo pa jedno i drugo utječe na povećanje iznosa vlačne sile prednje ukrižene sveze. Situacije u nekontroliranim uvjetima, kada nastaju beskontaktne ozljede prednje ukrižene sveze, uglavnom su one tijekom skijanja, trčanja i igranja tenisa, no pojavljuju se i u nekim ekipnim sportovima koji uključuju velike brzine i nagle promjene kretanja, ubrzavanja i usporavanja, poput košarke ili nogometa. Rizik od ozljeda prednje ukrižene sveze u sportovima na višim razinama intenziteta opterećenja, posebice tijekom profesionalnih natjecanja, pet je do deset puta veći negoli u slučaju rekreacije ili treninga. Razlog je to što su na treningu sportaši i sportašice u poznatom, manje stresnom okružju koje je mnogo više predvidljivo negoli na natjecanju, te su brzine i intenzivnost, tijekom treninga mnogo manji [204]. Osim navedenoga i sama želja da se ostvare najbolji rezultati često dovodi sportaše u situaciju u kojoj se povećava rizik od ozljede.

Uz navedeno, postoje određene razlike i povećani rizici od ozljeda prednje ukrižene sveze s obzirom na spol pa tako žene obično pretrpe ozljedu prednje ukrižene sveze ako se ona dogodi u kasnoj adolescenciji i u ranim dvadesetima, a kod muškaraca se pojavljuje u srednjim do kasnim dvadesetima [205]. Pripadnice ženskog spola imaju također od 1,4 do 9,5 puta povećani rizik od ozljeđivanja prednje ukrižene sveze, negoli pripadnici muškog spola. Primjerice, pri bavljenju nogometom on je 2,4 puta veći, negoli kod muškaraca, a u košarci to povećanje iznosi 4,1. Mnogo je razloga koji utječu na navedene razlike između žena i muškaraca, kao što su širina zdjelice, snaga/razvijenost četveroglavog mišića bedra, snaga koljenoga zgloba te povećan Q kut[5] (Q kut je anatomski veći kod žena zbog širine zdjelice i kukova negoli kod muškaraca, a povećanjem kuta smanjuje se stabilnost koljena). Fluktuacija[6] hormona također je jedan od mogućih uzroka za povećanje rizika od ozljeda prednje ukrižene sveze kod žena [206]. Naime, menstruacijski ciklus odgovoran je za povećanje estrogena, ženskih spolnih hormona čije povećanje izravno utječe na povećanje elastičnosti prednje ukrižene sveze s jedne strane, dok s druge strane snižava vlačnu čvrstoću sveze. Nadalje, rizik od ozljede ovisi o tome u kojoj je žena fazi hormonalnog ciklusa; no treba napomenuti da veza između menstruacijskog ciklusa i povećanja rizika od ozljede prednje ukrižene sveze nije ista veza kao između menstruacijskog ciklusa i nestabilnosti koljena u sagitalnoj ravnini. Ipak, nedostaju detaljnija istraživanja koja bi potvrdila navedene teze o povećanju rizika od ozljeda prednje ukrižene sveze kod žena u usporedbi s muškarcima [207]. Ostali biološki čimbenici koji se odražavaju

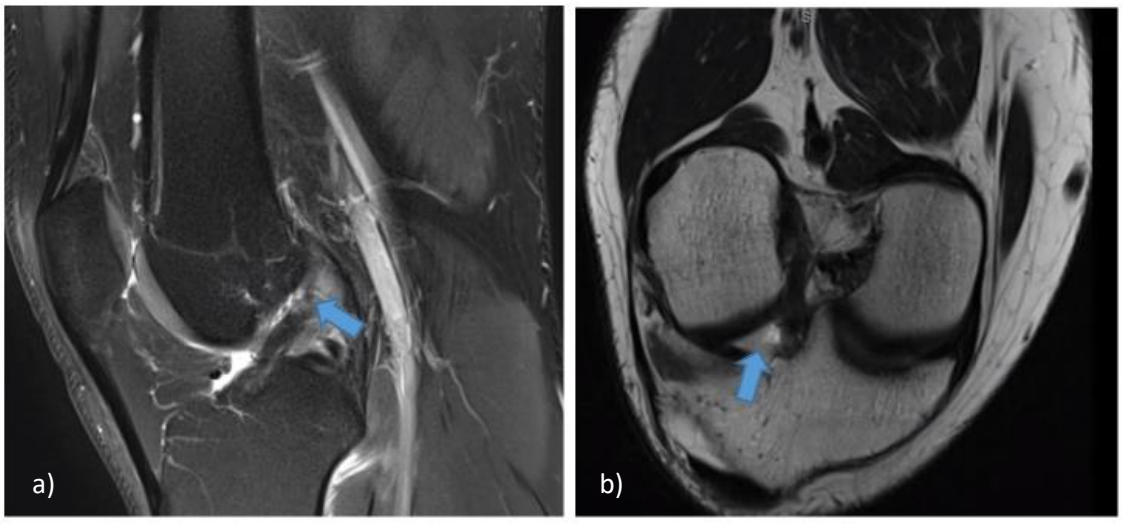
[5] Q kut je kut između tetive četveroglavoga mišića i tetive ivera.
[6] Fluktuacija hormona je pojam koji opisuje promjenjivost razine hormona kod žena.

na pojavu ozljede sveze kod obaju spolova su veličina tijela te opseg i simetrija ekstremiteta, fleksibilnost i snaga osobe, vrijeme reakcije, morfologija stopala, snaga sveza i tetiva, nervno-mišićna kontrola zgloba, veličina prednje ukrižene sveze i slično. Veličina zareza između zglavaka na distalnoj bedrenoj kosti (interkondilarna jama) i opće stanje meniska također su čimbenici rizika kad je riječ o ozljedi prednje ukrižene sveze. Ako je interkondilarna jama preuska, prednja ukrižena sveza nema dovoljno prostora za ograničavanje rotacije, a s druge strane ozljeda meniska utječe na povećanje naprezanja prednje ukrižene sveze [208]. Naposljetku, postoji i rizik od zamora materijala zato što se prednja ukrižena sveza s vremenom troši i smanjuju se njezina biološka i mehanička svojstva, što znatno utječe na mogućnost pojave ozljede.

3.3. Vrste ozljede prednje ukrižene sveze

Ozljeda prednje ukrižene sveze dijagnosticira se liječničkim pregledom standardnim testovima i utvrđivanjem anatomskih promjena na medicinskoj slici najčešće dobivenoj magnetskom rezonancijom [209]. Liječnički pregled koji se najčešće primjenjuje je Lachmanovo testiranje koje označava pasivni pomoćni test pokreta koljenoga zgloba s ciljem utvrđivanja postojanja ozljede prednje ukrižene sveze [210]. Lachmanovim testiranjem procjenjuje se nestabilnost koljenoga zgloba utvrđivanjem pretjeranog pasivnog odmicanja goljenice prema naprijed relativno na bedrenu kost [211]. Iako je navedenim testiranjem moguće utvrditi ozljedu sveze, istim nije moguće detaljno utvrditi stupanj ozljede prednje ukrižene sveze, kao ni okolnih struktura koljenoga zgloba. Medicinskim oslikavanjem, dobivenim pomoću magnetske rezonancije, moguće je utvrditi stupanj ozljede, iako i ona katkad nije jasan pokazatelj realnoga stupnja ozljede (slika 13.) [212]. Međutim, kada se ozljeda prednje ukrižene sveze utvrdi, svrstava se unutar triju stupnjeva ozljede prema Silversovoj i Malndelbaumovoj podjeli [170]. Prvi stupanj je blago oštećenje sveze, manje od jedne trećine oštećenih vlakana, uz zadržanu stabilnost koljena (5 mm). Drugi se stupanj odnosi na istegnutu i djelomično puknutu svezu, od jedne do dvije trećine vlakana, s određenom stabilnošću koljena (nestabilnost od 5 do 10 mm), dok se treći stupanj odnosi na potpuno puknutu svezu (oštećenje više od dvije trećine vlakana) koja uzrokuje nestabilnost koljena. Posljednja kategorija, ona potpuno puknute sveze, ima zasebnu podjelu na temelju mjesta puknuća, a općeprihvaćena podjela je ona prema Shermanu [213].

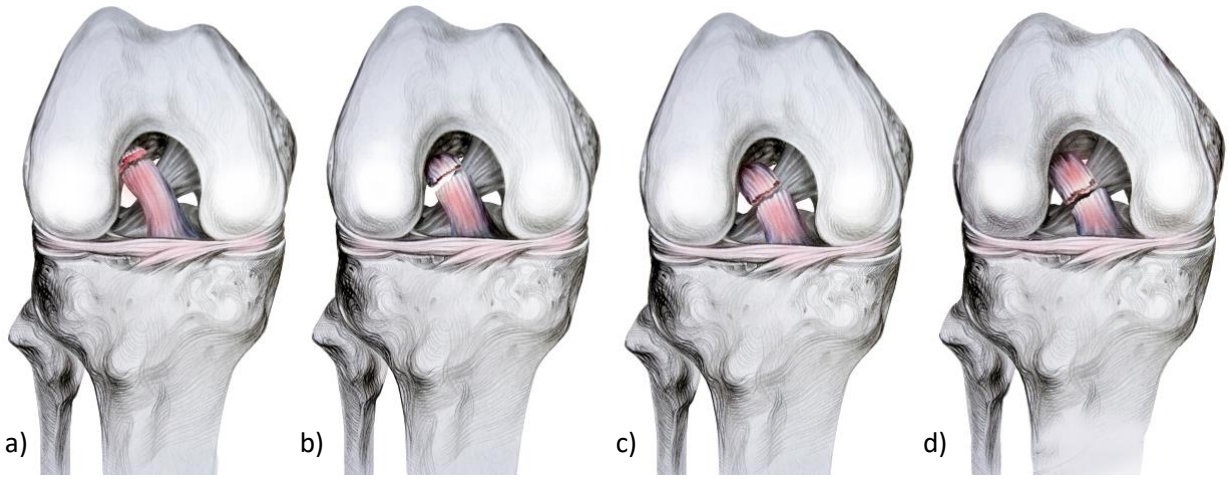
Prema mjestu pucanja prednje ukrižene sveze, ozljeda se svrstava u četiri kategorije prema Shermanovoj podjeli [214] – puknuće *tip I* odnosi se na proksimalno puknuće koje se nalazi na < 10 % distalno-proksimalne duljine, odnosno puknuće uslijed kojeg je ostao mali dio tkiva sveze na bedrenoj kosti, *tip II* je proksimalno puknuće koje je smješteno između 10 % do 25 % distalno-proksimalne duljine, točnije ono puknuće uslijed kojeg je ostalo otprilike 20 % tkiva sveze na bedrenoj kosti, puknuće *tip III* je puknuće koje između 25 % do 75 % distalno-proksimalne duljine i kod kojeg je 33 % tkiva sveze ostalo na bedrenoj kosti nakon puknuća, i posljednji *tip IV* je puknuće koje je smješteno na otprilike 75 % do 90 % distalno-proksimalne duljine gdje je 50 % tkiva ostalo na bedrenoj kosti nakon puknuća (slika 14.). U nekim podjelama postoji i tip V, puknuće koje se odnosi na distalno puknuće smješteno na < 10 % distalno-proksimalne duljine prednje ukrižene sveze. Na temelju kliničkih podataka, najveći postotak odnosi se na puknuća u kategoriji ozljeda *tip III*, puknuća koja se nalaze na srednjem dijelu prednje ukrižene sveze [215].



Slika 13. Prikaz puknuća prednje ukrižene sveze na medicinskoj slici dobivenoj magnetskom rezonancijom a) u središnjoj ravnini; b) u poprečnoj ravnini (slika je izvoran doprinos autorice)

Kod mlađe populacije najčešći tip puknuća prednje ukrižene sveze je *tip III* i *tip V*, a kod starije populacije najčešće je puknuće sveze u kategoriji *tip I*. Puknuća je važno pravilno kategorizirati jer ovisno o vrsti puknuća primjenjuju se različite metode liječenja. U slučaju kategorije ozljeda *tip I* najčešće se primjenjuje artroskopski primarni postupak popravka *sveze, tip II* može se

liječiti obnovom s pomoću određene potpore ili rekonstrukcijom, dok se *tip III, IV* i *V* liječe rekonstrukcijom prednje ukrižene sveze [216].



Slika 14. Mjesto puknuća prednje ukrižene sveze – a) tip I; b) tip II; c) tip III; d) tip IV (slika je izvoran doprinos autorice)

3.4. Socijalno i ekonomsko značenje ozljede prednje ukrižene sveze

Sa socijalnog stajališta, ozljeda prednje ukrižene sveze utječe na daljnji profesionalni razvoj karijere sportaša i kvalitetu života pojedinca [217]. Primjerice, za nogometaše rehabilitacija nakon liječenja puknuća prednje ukrižene sveze, najčešće metodom rekonstrukcije, traje od devet do dvanaest mjeseci. Za vrijeme rehabilitacijskog postupka sportaši ne mogu trenirati jednakim intenzitetom kao prije ozljede niti mogu sudjelovati na većim natjecanjima. Samo 65 % njih uspije se vratiti u profesionalni sport i sudjelovati na natjecanjima visoke razine [28]. Pojedinci koji se ne uspiju vratiti profesionalnom sportu trebaju promijeniti način života, što rezultira promjenom zanimanja, a to utječe na pojedinca tjelesno i financijski, ali i mentalno, posebice ako osoba nije spremna odreći se profesionalne sportske karijere [218].

U Sjedinjenim Američkim Državama godišnji trošak za liječenje puknuća prednje ukrižene sveze postupkom rekonstrukcije iznosi oko milijardu dolara [201]. Da bi se smanjio ekonomski utjecaj ozljede na društvo te da bi se osigurala kvaliteta života pojedinca nakon ozljede, liječenje sveze treba pomno odabrati na temelju stanja pacijenta, njegove razine bavljenja sportskim aktivnostima te vrste puknuća sveze. Katkad, u manjim postotcima, mogu biti uspješne i konzervativne metode liječenja, posebice kod pacijenata čiji koljeni zglob nije toliko

aktivan i uključen u intenzivno, kontinuirano i zahtjevno bavljenje sportom. Međutim, kod pacijenata koji žele vratiti biomehaniku koljena u stanje prije ozljede i obavljati intenzivne sportske aktivnosti na visokoj razini, operacija je odgovarajući i često jedini prihvatljiv način liječenja. Primjena operacijskog načina liječenja ponajviše se odnosi na sportski aktivnu populaciju (uglavnom mlađu) kojoj je potreban koljeni zglob za zahtjevne pokrete pri obavljanju određenih sportskih i/ili rekreacijskih aktivnosti i kojima je bavljenje sportom profesija.

S druge strane, taj trend povezanosti razine bavljenja sportom i dobi sve se više smanjuje. Razlog tome je znatni porast životnoga vijeka čovjeka i osviještenost u vezi s učinkom vježbanja na zdravlje, s kojim raste i želja za većom razinom kvalitete života, a to uključuje intenzivnije sportske aktivnosti, neovisno o godinama. Zbog toga mnogobrojni znanstvenici i kliničari nastoje poboljšati postupak liječenja puknuća prednje ukrižene sveze kako bi se pospješio ishod liječenja, skratilo razdoblje rehabilitacijskog procesa, poboljšala kvaliteta života pojedinca te smanjili troškovi u zdravstvenom sustavu. Tako se ulažu napori i u daljnji razvoj i unaprjeđenje postupka popravka prednje ukrižene sveze s obzirom na brojne prednosti koje taj postupak nudi, poput očuvanja biološkog tkiva sveze i iskorištavanje potencijala cijeljenja prednje ukrižene sveze.

U sljedećem poglavlju opisane su tri metode popravka prednje ukrižene sveze koje se koriste u liječenju proksimalnih puknuća sveze. Te su tehnike obuhvaćene eksperimentalnim i numeričkim istraživanjem ovog rada i služe kao baza za razvoj nove biomehaničke potpore.

4. POSTUPCI POPRAVKA PREDNJE UKRIŽENE SVEZE

Primarni popravak medicinski je postupak liječenja prednje ukrižene sveze nakon puknuća, a kojim se nastoji spojiti otkinute dijelove iskorištavajući potencijal cijeljenja sveze (engl. *ACL Primary Repair*). Upravo taj postupak jedan je od najstarijih načina liječenja prednje ukrižene sveze i primjenjivan je gotovo jedno stoljeće. Prvi popravak prednje ukrižene sveze obavljen je 1895. godine [19]. Popravak, kao takav, zabilježen je i opisan, a obavio ga je Mayo-Robson. Postupak liječenja sastojao se od spajanja puknutih ostataka prednje ukrižene sveze kirurškim koncem polirane površine (*ketgut*) koji se razgrađuje prirodnim putem. Sljedećih osam desetljeća postupak se usavršavao da bi 70-ih i 80-ih postao zlatni standard za liječenje prednje ukrižene sveze. Međutim, s vremenom su se počele pojavljivati mnogobrojne postoperativne komplikacije koje su bile praćene znatno narušenom biomehanikom koljenog zgloba [219]. Uz to počelo se pretpostavljati da prednja ukrižena sveza ipak ne može spontano zacijeliti, a razlog za to bio je nepažljiv odabir pacijenata prema stupnju puknuća sveze [220]. Znanstveno je dokazano da vjerojatnost da će prednja ukrižena sveza zacijeliti zahvaljujući postupku popravka ovisi o tome je li puknuće bilo na proksimalnom dijelu tijela sveze ili negdje drugdje [130]. Uz sve nabrojeno, rehabilitacijski postupak nakon liječenja sveze primarnim popravkom bio bi dug te je zbog svih nedostataka odbačen i prestao je biti zlatni standard u liječenju te ozljede. Njegovo mjesto zauzeo je postupak rekonstrukcije prednje ukrižene sveze (engl. *ACL reconstruction*) i on je danas zlatni standard liječenja prednje ukrižene sveze [110]. Međutim, novim istraživanjima dokazano je da doista postoji neiskorišteni potencijal u cijeljenju prednje ukrižene sveze i da opće mišljenje o necijeljenju prednje ukrižene sveze temeljeno na davno postavljenoj dogmi, ne bi trebalo biti općeprihvaćeno. S porastom broja radova vezanih za istraživanje potencijala cijeljenja prednje ukrižene sveze, porastao je i broj radova o medicinskim rješenjima liječenja koja taj potencijal mogu iskoristiti, a jedno od njih jest primarni popravak prednje ukrižene sveze [221].

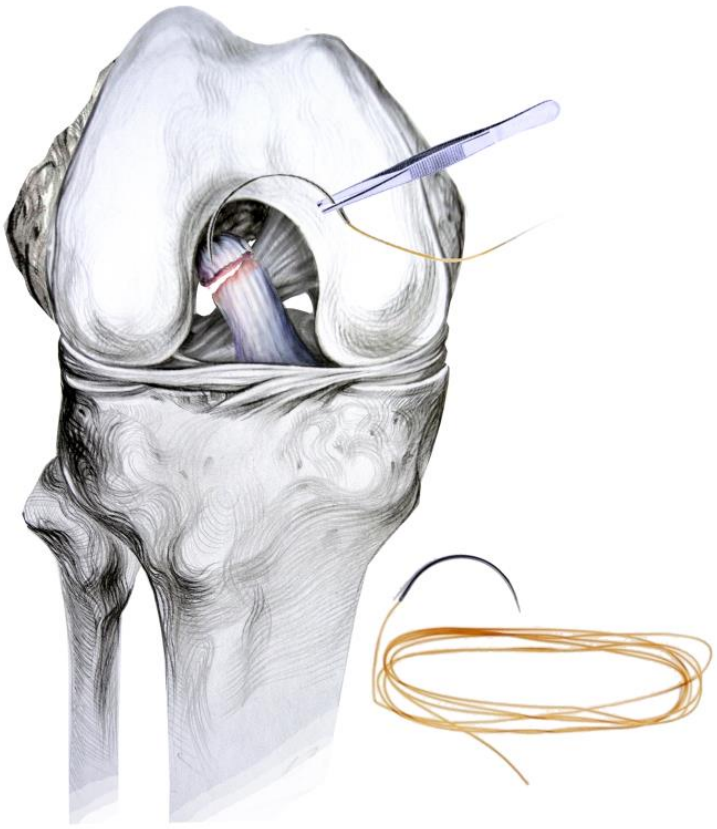
U nastavku su detaljno opisane tri tehnike popravka prednje ukrižene sveze koje su danas dostupne pacijentima – primarni popravak šavom s biološki potpomognutim cijeljenjem (engl. *ACL primary repair end-to-end suture*), popravak s unutarnjom potporom (engl. *Internal Brace*) i popravak s dinamičkom unutarsveznom stabilizacijom (engl. *Dynamic Intraligamentary Stabilization*). Uz opis tehnika liječenja popravka prednje ukrižene sveze navedene su kliničke prednosti, ali i nedostaci.

4.1. Tehnika popravka šavom

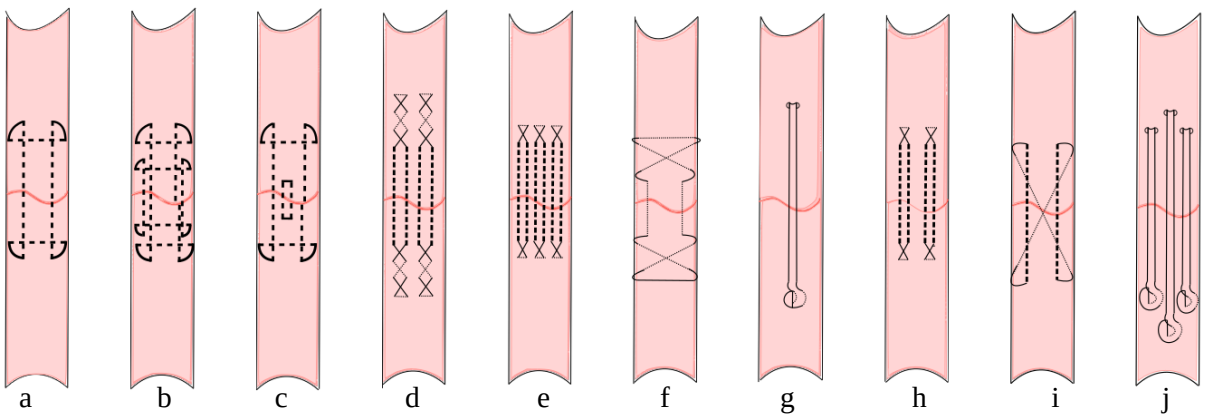
Tehnika spajanja ostataka prednje ukrižene sveze šavom klasičan je primarni popravak (engl. *ACL Primary Repair*) proksimalnog puknuća sveze (slika 15.) [222]. Obavlja se artroskopski i zahvat je minimalno invazivan. Uspjeh postupka ponajviše ovisi o pravilnom odabiru pacijenata, odnosno odabiru onih koji imaju proksimalno puknuće prednje ukrižene sveze [30]. Tehnikom primarnog popravka šavom ne potiče se dovoljno samocijeljenje prednje ukrižene sveze, radi čega se razvijaju, ali i već postoje, neki postupci primjene biološki aktivnih nosača unutar tog postupka [223]. Zadaća nosača je pospješivanje cijeljenja na mjestu puknuća, no takva rješenja trebaju biti dulje klinički ispitivana da bi postala standardom za liječenje prednje ukrižene sveze [132].

Postoje različiti načini šivanja sveza koji se mogu upotrijebiti za potrebe spajanja otkinutih dijelova prednje ukrižene sveze, poput Kessler, Savage, Lee, Becker, Tajima, Tsuge, Indiana, Križni, Tang [224]. Neki od navedenih su prikazani na slici 16. Čvrstoća prednje ukrižene sveze primjenom tehnike popravka šivanjem, osim o svojstvima materijala šava, ovisi o broju jediničnih šavova koji prolaze kroz puknuto tkivo. Može se zaključiti da veći broj šavova povećava čvrstoću sveze šivanjem, međutim, dokazano je da sveza brže i uspješnije cijeli kod što jednostavnijih tehnika šivanja sa što manje pojedinačnih šavova bez izazivanja dodatne traume za prednju ukriženu svezu [225]. Prema slici 15., dvije najjednostavnije metode šivanja su Kessler i Tajima tehnika šivanja. Glavni nedostatak postupka šivanja, općenito, jest da se spajanjem otkinutih krajeva znatno smanjuju biološka i mehanička svojstava sveze. Uz to, nedostatak primarnog popravka s nezavisnim zatezanjem anteromedijalnog i posterolateralnog snopa vlakana je mogućnost primjene tog načina liječenja samo na proksimalna puknuća prednje ukrižene sveze te je za njegovu primjenu potrebno dobro stanje tkiva [226]. Nedostaci tehnike su dodatno oštećenje tkiva nastalo šivanjem, odnosno naknadnim prolaskom igle kroz tkivo. Na taj se način izaziva dodatna trauma prednje ukrižene sveze. Problem stvaraju i velika naprezanja u blizini čvorova šava. Poznato je da se koncentracija naprezanja pojavljuje na mjestima čvorova i na tim mjestima dolazi najprije do popuštanja tkiva sveze [224]. Jedan od nedostataka je i imobilizacija kao dio rehabilitacijskog postupka koja traje punih šest tjedana. Unatoč nedostacima postoji potencijal za poboljšanje primarnog postupka popravka prednje ukrižene sveze te taj potencijal leži u tehnološkim dostignućima kad je riječ o koncu kojim se spajaju otkinuti dijelovi sveze te u tehnici fiksiranja konca za kost tijekom artroskopskog postupka [21]. Ukoliko bi se petlja šava mogla izvesti bez primjene čvorova, primarni postupak

bi se znatno unaprijedio [227]. Uz navedeno potencijalno poboljšanje, ali i primjenu rješenja koje nudi inženjerstvo tkiva, poput ranije navedenih nosača, moguć je pozitivan razvoj i unaprjeđenje opisanog postupka [31].



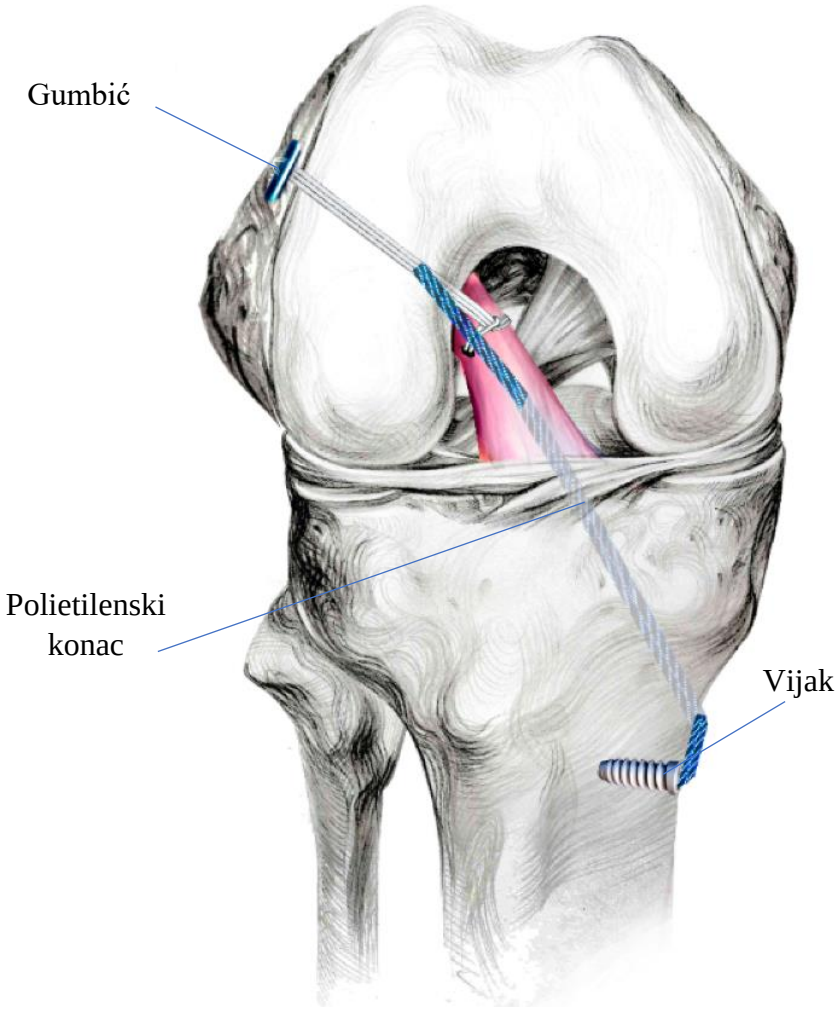
Slika 15. Primarna tehnika popravka prednje ukrižene sveze šavom (slika je izvoran doprinos autorice)



Slika 16. Načini šivanja sveza i tetiva a) Kessler; b) dupli Kesser; c) Indiana; d) Becker; e) Savage; f) Bunnell; g) Tsuge; h) Savage; i) Križni; j) Tang (slika je izvoran doprinos autorice)

4.2. Tehnika popravaka unutarnjom potporom

Tehnika popravka primjenom unutarnje potpore *Internal Brace* temelji se na ideji i rješenju profesora i liječnika Gordona Mackayja (Glasgow, Škotska) koja se počela primjenjivati između 2011. i 2014. godine [228]. Prava na rješenje tehnike *Internal Brace* ima tvrtka Arthrex (Naples, Florida, SAD) [229]. Tehnika se sastoji od unutarnje potpore (konca), gumbića i biorazgradivog sidra (vijka), kako je prikazano na slici 17. Unutarnja potpora (*FiberTape*, Arthrex) sastavljena je od konca u obliku pletenice. Materijal od kojega je izrađen konac je polietilen visoke gustoće (HDPE) uz dodatak polistirena kako bi se poboljšala mehanička svojstva [230].



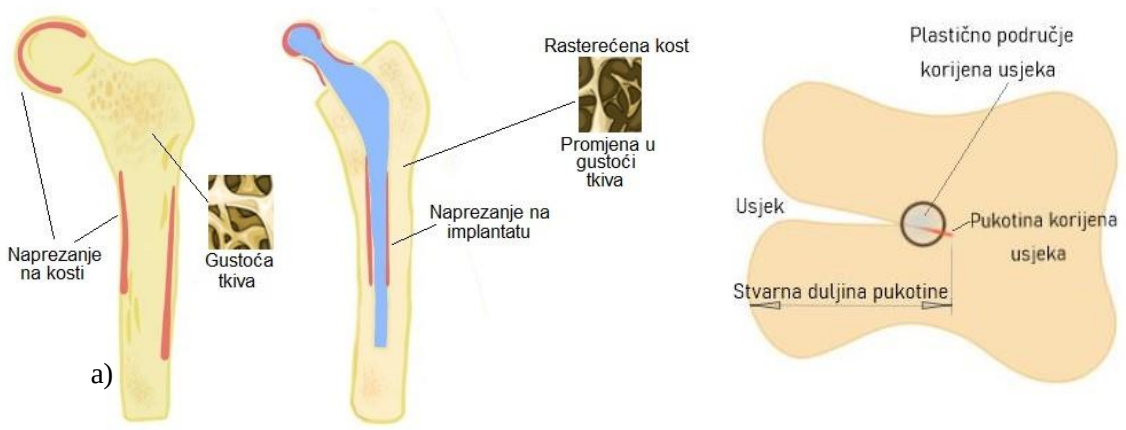
Slika 17. Internal Brace tehnika – tehnika popravka unutarnjom potporom (slika je izvoran doprinos autorice)

Popravak prednje ukrižene sveze tehnikom unutarnje potpore ugrađuje se u koljeni zglob tako da se polietilenska potpora provuče kroz probušeni tunel goljenice, puknutu prednju ukriženu svezu i probušeni tunel bedrene kosti te se učvršćuje gumbićem naziva *Retrobutton*, Arthrex, na lateralnom dijelu bedrene kosti. Na goljeničnoj kosti, točnije na metafizi goljenične kosti, potpora je osigurana s pomoću biorazgradivog sidra *SwiveLock*, Arthrex [223]. Veza između puknutih ostataka prednje ukrižene sveze dodatno se osigurava šavom koji je dio potpore. Prednost te tehnike jest korištenje potencijala cijeljenja prednje ukrižene sveze i očuvanje njezina biološkog tkiva. Na taj se način, primjenom rješenja tehnike *Internal Brac*e, omogućuje ostacima prednje ukrižene sveze stvaranje veze koja ih spaja kako bi se mogao potaknuti proces cijeljenja uz zadovoljavajuću stabilnost koljenog zgloba. Tehnika *Internal Brace,* uz omogućavanje stabilnosti tijekom cijeljenja, omogućuje stabilnost koljenoga zgloba i nakon procesa cijeljenja prednje ukrižene saveze. Određeni broj pacijenata primjenom te tehnike uspješno se vraća svakodnevnim i sportskim aktivnostima. Postoje rezultati o uspješnosti primjene te tehnike kod djece kod koje prednja ukrižena sveza izvrsno zacjeljuje u kontekstu biomehanike cijeloga koljenoga zgloba. Tehnika također ne utječe znakovito na stupanj slobode gibanja koljenoga zgloba tijekom procesa cijeljenja [231].

No ta tehnika ima i nedostatke. Naime, određenom broju pacijenata potrebna je sekundarna operacija zbog ponovnog puknuća prednje ukrižene sveze nakon primjene tehnike popravka *Internal Brace* [232]. To su uglavnom oni pacijenti koji se bave sportom na visokoj razini, tj. profesionalni sportaši. Treba istaknuti da je uspješno cijeljenje prednje ukrižene sveze, bez pojave naknadnog puknuća, manje od 50 % nakon dvije godine provedenih kliničkih studija [35]. Jedan od nedostataka ove tehnike je i taj što na mjestima na kojima se polietilenski konac gumbićima fiksira za kost i sidri pojavljuje se slabljenje koštanog tkiva [233]. Ta se pojava u medicini naziva *Stress Shielding ili* efekt prigušenja opterećenja [234] i karakteristična je za metode liječenja kod kojih se koriste metalni implantati, poput koštanih pločica i vijaka za saniranje prijeloma/puknuća ili kod operacije zamjene zglobova. Prema Wolffovom zakonu, *Stress Shielding* karakterizira prilagodba kosti na promijenjenu raspodjelu naprezanja nakon ugradnje implantata, unutar kosti, koji preuzima naprezanje. Ta pojava rezultira time da kost postaje tanja i poroznija. Drugim riječima, *Stress Shielding* je gubitak kosti uzrokovan „poštedom“ kosti od vanjskog opterećenja (slika 18. a.). Ovi procesi mogu dovesti do povećanog rizika od otkazivanja implantata [235]. Pojam otkazivanje odnosi se na puknuće, raspad ili promjene u funkciji implantata. Najčešće je pojam *Stress Shielding* povezan s ugradnjom umjetnog zgloba (artroplastikom) kuka. Međutim, promjene u strukturi kostiju, kao

rezultat *Stress Shieldinga*, vidljive su kod primjene svih implantata smještenih u koštanoj srži duge kosti i fiksiranih metalnim pločicama/vijcima za kost. Primjerice, u tehnici *Internal Brace*, metalni gumbić se postavlja u neanatomski položaj na bedrenu kost gdje se naprezanja prenose iz anatomskog položaja prednje ukrižene sveze, što rezultira resorpcijom kostiju na anatomskom hvatištu prednje ukrižene sveze za bedrenu kost.

Uz pojavu *Stress Shieldinga*, javlja se i urezivanje polietilenskog konca u rub provrta na bedrenoj i goljeničnoj kosti uslijed dinamičkog opterećenja. Ta pojava se zove *"Notch widening effect"* ili proširenje utora. *Notch widening effect* predstavlja promjenu presjeka utora (provrta), zbog nastajanja usjeka s oštrim kutom ili udubljenja i može biti uzrok otkazivanja implantata [236]. Naime, proširenje usjeka povezano je s porastom naprezanja u području kosti u blizini utora (provrta) ili udubljenja. U blizini utora i velikih zakrivljenosti konture, najveće vrijednosti naprezanja mogu biti nekoliko puta veće od nominalnih naprezanja. Upravo ta mjesta koja predstavljaju mjesta koncentracija naprezanja čiji je uzrok nastanak proširenja utora, nastanak oštrog kuta na utoru i nastanak dodatnih pukotina dovode do loma (otkazivanja) implantata, iako je kost bila opterećena vrijednošću naprezanja unutar sigurnih granica naprezanja (slika 18. b.).



Slika 18. Shematski prikaz a) Stress Shielding; crvene linije predstavljaju mjesta najvećih naprezanja na kosti bez i s implantatom, a izdvojeni detalji kraj kostiju predstavljaju promjenu u gustoći tkiva koja je produkt Stress Shieldinga; b) Notch effect (slika je izvoran doprinos autorice)

4.3. Tehnika popravka primjenom vijčano - opružnog sustava unutarsvezne stabilizacije

Dinamička unutarsvezna stabilizacija, skraćeno DIS (engl. *Dynamic Intraligamentary Stabilisation – DIS*) naziv je za tehniku popravka prednje ukrižene sveze razvijene u ortopedskoj bolnici u *Sonnenhofu*, pod vodstvom prof. Stefana Egglija i u suradnji s inovacijskom grupom tvrtke *LigamysTM, Mathys Ltd*, Bettlach, u Švicarskoj [33]. Tehnika je klinički predstavljena javnosti 2009. godine [237]. Istaknuta prednost i potencijal tehnike jest očuvanje prednje ukrižene sveze i proprioceptivnih[7] živčanih vlakana.

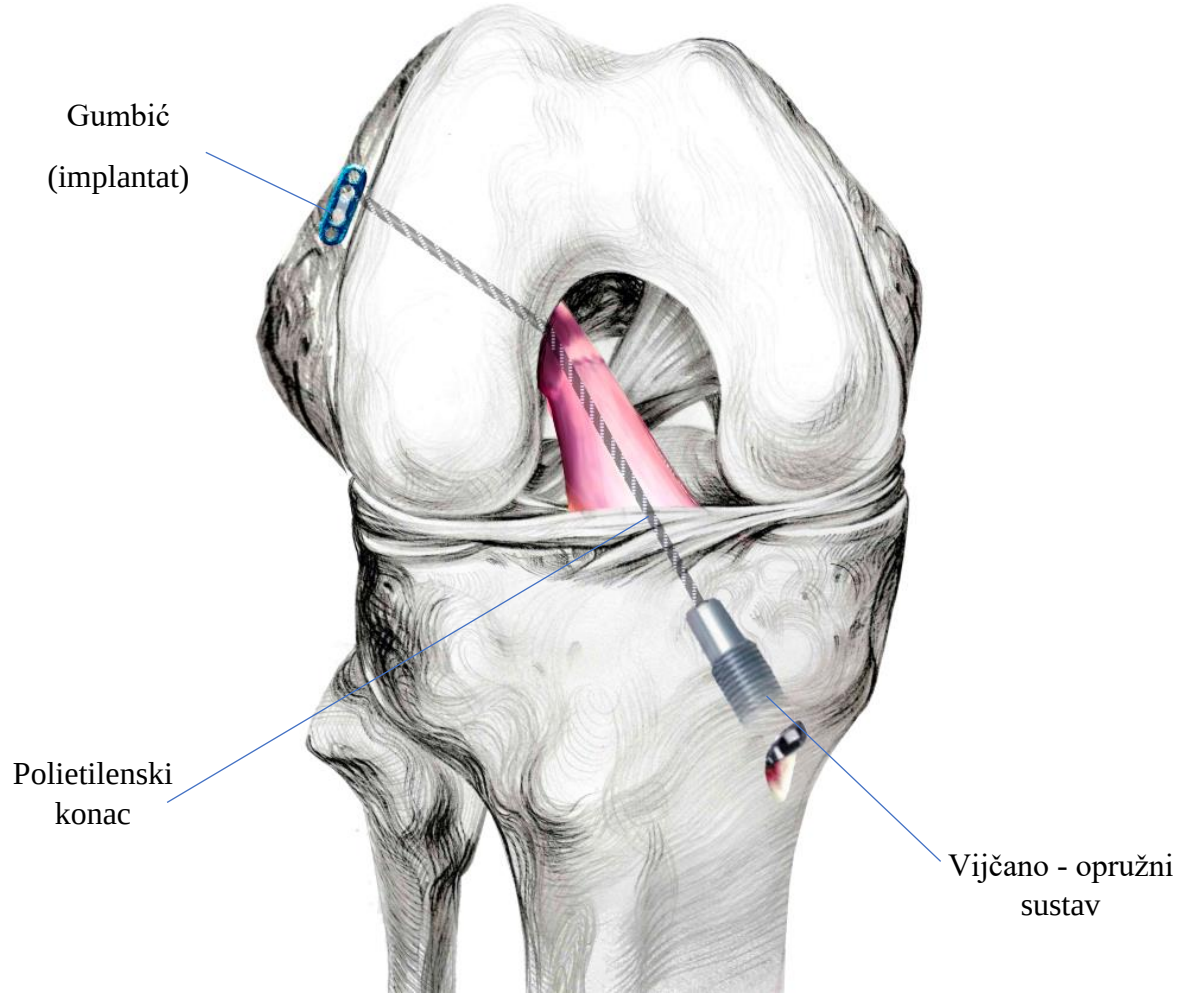
Tehniku *Dynamic Intraligamentary Stabilisation* čini polietilenski konac promjera 1,8 mm u obliku pletenice, navojna čahura vanjskog promjera 10×30 mm s prednapregnutom oprugom (vijčano - opružni sustav), metalno sidro i gumbić (slika 19.). Polietilenski konac usidruje se na lateralnom dijelu bedrene kosti gumbićima, dok se vijčano - opružni sustav usidruje na potkoljenici, točnije u goljenici te se, s te strane, konac učvršćuje metalnim sidrom. Vijčano - opružni sustav djeluje kao dinamički unutarnji fiksator te pridonosi postizanju stabilizacije zgloba koljena svaki put kada se koljeno giba. Stabilizacija koljenog zgloba ostvarena je oprugom i dinamičkim pomakom od 8 mm kojeg omogućuje vijčano - opružni sustav te kontinuiranim zatezanjem polietilenskog konca unutar cijelog opseg pokreta koljenog zgloba, čak i kada konac nije postavljen u anatomski položaj [238].

Uz postupak stabilizacije s pomoću polietilenskoga konca i vijčano - opružnog sustava provodi se i postupak provedbe mikropukotina koje podrazumijeva izradu više malih rupica na površini zgloba/hrskavice s ciljem poticanja biološkog procesa cijeljenja tkiva. Uloga mikropukotina kod DIS tehnike je prijenos matičnih stanica do mjesta puknuća, čime se dodatno pospješuje spontano cijeljenje prednje ukrižene sveze. Primjenom opisanog postupka oporavka postiže se odgovarajuća razina imobilizacije koja je potrebna da prednja ukrižena sveza zacijeli. Nakon primjene DIS tehnike povratak svakodnevnim sportskim aktivnostima očekuje se nakon 12 tjedana, a u kontaktnim sportovima nakon pet mjeseci [33].

Pravilan odabir pacijenta i vrsta puknuća ključni su za rezultat liječenja DIS tehnikom [142]. Zbog toga, u slučaju primjene DIS tehnike prijeko potrebno je neposredno nakon novonastalog puknuća prednje ukrižene sveze donijeti odluku o tome treba li i može li se primijeniti DIS

[7] Proprioceptivni osjet je pojam koristi se u podjeli osjeta, doživljaja koji nastaje djelovanjem fizikalno-kemijskih procesa. Proprioceptivni osjet obavještava mozak o fizikalnom stanju tijela, primjerice to je osjet za položaj tijela i dijelova tijela, tetivni i mišićni osjet, osjet tlaka u tabanima, osjet ravnoteže i slično.

postupak u pokušaju zadržavanja vlastite prednje ukrižene sveze metodom imobilizacije, uz poticanje cijeljenja ili ne. Vrsta puknuća kod koje se primjenjuje DIS postupak su kao i kod tehnike *Internal Brace*, proksimalna uz dobro stanje same sveze. Uz pravilan odabir pacijenta potrebno je pravilno odabrati i postupak rehabilitacije koji s uspješnom ugradnjom DIS tehnike omogućuje uspješan popravak prednje ukrižene sveze s malim postotkom ponovljenih puknuća, što je vidljivo nakon jednogodišnjeg praćenja pacijenata [239].



Slika 19. Dynamic Intraligamentary Stabilisation – DIS tehnika, shema koljenoga zgloba s ugrađenim implantatom (slika je izvoran doprinos autorice)

S druge strane, uz primjenu DIS tehnike može se postići cijeljenje prednje ukrižene sveze sa zadovoljavajućom stabilnošću koljenog zgloba [33]. Što je pacijent aktivniji u sportu, to mu je funkcija prednje ukrižene sveze potrebnija i zato se DIS postupak preporučuje kod vrlo aktivnih mladih ljudi. Vađenje implantata navojne čahure s oprugom ugrađene u goljenicu, koja je dio

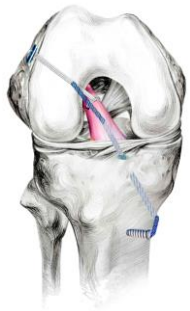
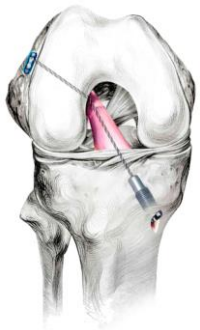
DIS tehnike, ne utječe znatno na stabilnost koljenoga zgloba. Implantat se najranije može izvaditi iz goljenične kosti šest mjeseci poslije operacije [123]. Parametri obrasca hoda pacijenta, točnije stabilnost zgloba koljena, rana postoperativna aktivnost mjerena brojačem koraka i promjene u načinu hodanja koji se uzimaju u uobičajenim razdobljima postupka rehabilitacije – šest tjedana, šest mjeseci i dvanaest mjeseci – pokazuju da je moguće usporediti DIS tehniku s tehnikom rekonstrukcije prednje ukrižene sveze, današnjim zlatnim standardom liječenja [136]. Rezultat toga je dodatni poticaj za ulaganje materijalnih i ljudskih resursa u unaprjeđenje postojeće tehnike DIS, koja se temelji na mogućem korištenju potencijala cijeljenja prednje ukrižene sveze.

Unatoč navedenim prednostima DIS tehnike, mnogo je naknadnih operacija – to su sekundarni zahvati (35%) koji su rezultat ponovnog puknuća prednje ukrižene sveze nakon primjene DIS tehnike ili pojave artrofibroze [121], [125]. Ponovna puknuća najčešća su kod mladih ljudi s visokom razinom sportske aktivnosti [126]. Uz to, kao i kod tehnike *Internal Brace*, kod DIS tehnike javljaju se efekt prigušenja opterećenja *(Stress Shieldinga*) i proširenje utora (*Notch widening effect)* na mjestima dodira gumbića i polietilenskog konca na bedrenoj kosti i na mjestu dodira goljenice i navojne čahure, koji su eksperimentalno i numerički u literaturi do danas nedovoljno istraženi [240].

4.4. Prednosti i nedostaci opisanih tehnika popravka

Sve tri navedene tehnike, kako je opisano imaju svoje prednosti i nedostatke koje ih čine konkurentnima [223] . S druge strane, navedeni nedostatci tehnika, sprečavaju iste da postanu novi zlatni standard u liječenju puknuća prednje ukrižene sveze i stoga je rekonstrukcija sveze još uvijek postupak koji se najčešće primjenjuje pri liječenju proksimalnih puknuća prednje ukrižene sveze [241]. Radi lakše preglednosti, usporedivosti te analize opisanih tehnika, u nastavku je dan tablični prikaz (tablica 1.) istaknutih prednosti i nedostataka triju tehnika.

Tablica 1. Prednosti i nedostatci opisanih tehnika popravka prednje ukrižene sveze

Tehnika popravka prednje ukrižene sveze	**Prednosti**	**Nedostaci**
Tehnika *Šav* 	- zadržavanje biološkog tkiva sveze - iskorištavanje potencijala cijeljenja sveze	- potrebna upotreba bioloških nosača - liječenje proksimalnih puknuća - pojava naprezanja na mjestima čvorova - potrebno dobro stanje sveze
Tehnika *Internal Brace* 	- zadržavanje biološkog tkiva sveze - zadovoljavajuća stabilnost koljenoga zgloba - moguća primjena kod sportski aktivne populacije - moguća primjena kod djece	- pojava učinka proširenja usjeka - pojava efekta prigušenja opterećenja - liječenje proksimalnih puknuća - bušenje koštanog tunela
Tehnika *DIS* 	- zadržavanje biološkog tkiva sveze - zadovoljavajuća stabilnost koljenoga zgloba - moguća primjena kod sportski aktivne populacije - parametri hodanja za vrijeme rehabilitacije, usporedivi s onima kod rekonstrukcije sveze	- pojava učinka proširenja usjeka - pojava efekta prigušenja opterećenja - liječenje proksimalnih puknuća - 35 % sekundarnih zahvata kao rezultat ponovnog puknuća sveze - bušenje koštanog tunela - potrebno donijeti odluku neposredno nakon puknuća sveze je li DIS prihvatljiv postupak liječenja

5. EKSPERIMENTALNO ISPITIVANJE TEHNIKA POPRAVKA PREDNJE UKRIŽENE SVEZE

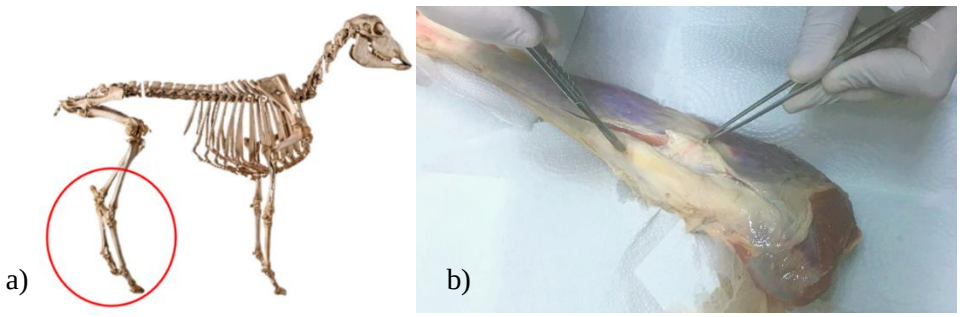
S ciljem jasne predodžbe o mehaničkim nedostacima koje uzrokuju opisane tehnike popravka kako bi se moglo razviti novo rješenje popravka sveze bez tih nedostataka, provelo se eksperimentalno ispitivanje na opisanim tehnikama u četvrtom poglavlju. Eksperimentalni postavi kojima su se utvrđivali mehanički nedostaci postojećih tehnika popravka su varirali u svojim ciljevima, ali su se uvijek oslanjali na ponovljivi postupak i logičku analizu rezultata.

5.1. Priprema uzoraka

Prva faza eksperimenta odgovarajuća je priprema uzoraka za kvazistatičko ispitivanje na kidalici i dinamičko ispitivanje na umaralici. Za potrebe eksperimenta kao uzorci korišteni su kadaverični koljeni zglobovi stražnjih nogu ovaca – lijevo i desno koljeno (slika 20. a). Uzorci su dobavljeni zamrznuti; stražnji ovčji but odrezan je 15 cm iznad koljenoga zgloba, s cijelom goljeničnom i lisnom kosti te papkom kako je prikazano na slici 20. b. Za uzorke je ishođena Odluka o etičkoj i dopuštenoj uporabi nusproizvoda životinjskog podrijetla koju je donijela Uprava za veterinarstvo i sigurnost hrane Ministarstva poljoprivrede, Zagreb, Hrvatska KLASA: UP / I-322-01 / 20-01 / 32, URBROJ: od 10. rujna 2020. i nalazi se u prilogu doktorskog rada. Priprema uzoraka uključivala je skidanje kože, mišićnoga tkiva i svih vezivnih struktura, osim prednje ukrižene sveze. Dakle, prednja ukrižena sveza je izolirana kao jedina veza između bedrene i goljenične kosti te je ostala netaknuta. S uzorka je uklonjena i lisna kost. Naposljetku je dobiven sklop *bedrena kost – prednja ukrižena sveza – goljenica* (BPG). Kosti koje čine dobiveni sklop rezane su na duljinu 10 cm iznad i ispod zglobne čahure, te su bušene kako bi se pripremili odgovarajući provrti potrebni za postavljanje i učvršćenje kostiju u mehaničkom držaču posebno konstruiranom za ispitivanje na kidalici i umaralici (slika 21.).

Konstrukcija mehaničkog držača napravljena je u skladu s konstrukcijama držača opisanima i prikazanima u drugim znanstvenim radovima [242]. Mehanički držač sastoji se od dvaju dijelova – prvi dio je gornji dio predviđen za pozicioniranje bedrene kosti, a drugi je donji dio na koji se učvršćuje goljenica. Oba dijela sastoje se od dviju bočnih stranica, L profila s provrtima koji

omogućuju pozicioniranje kostiju pomoću zatika unutar držača kako bi se postigao prirodni položaj kostiju (koljenoga zgloba).



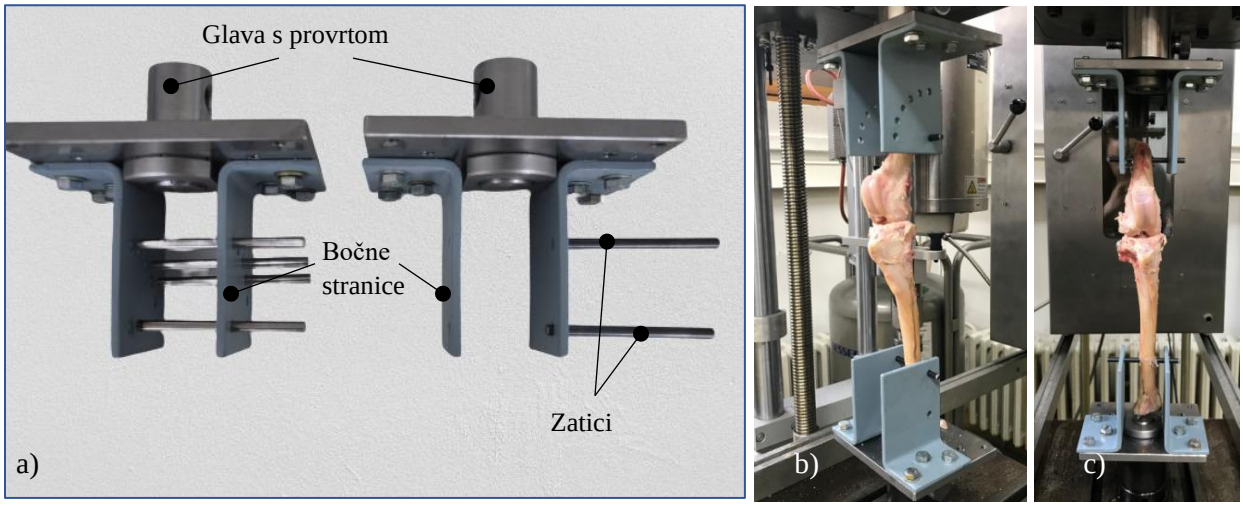
Slika 20. Prikaz uzoraka ovčjih kadaveričnih kostiju korištenih za eksperimentalno ispitivanje a) shematski prikaz; b) prikaz kadaveričnog ovčjeg buta u procesu uklanjanja okolnoga tkiva s uzoraka



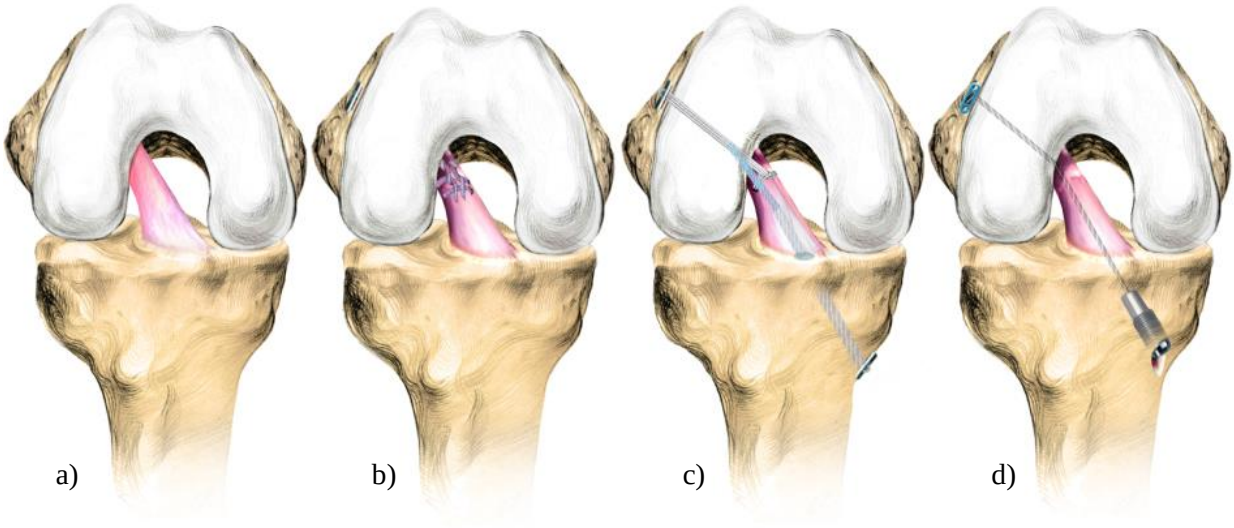
Slika 21. Prikaz uzoraka sklopa bedrena kost – prednje ukrižena sveza – goljenica gdje žute crtkane linije označuju mjesta na kojima se kost rezala, a žute kružnice mjesta provrta namijenjenih za smještaj zatika

Svaki dio ima glavu s provrtom s kojom se mehanički držač povezuje s postoljem i čeljusti kidalice ili umaralice (slika 22. a.). Na slici 22. b. i c. prikazane su kosti početne duljine na držačima zbog određivanja duljine za provedbu ispitivanja. Sveukupno je pripremljeno 28 uzoraka. Uzorci su podijeljeni u četiri ispitne grupe; u svakoj grupi je bilo po sedam uzoraka (slika 23.). Prva grupa je eksperimentalna grupa 0, grupa na kojoj se ispitivala nativna prednja ukrižena sveza sklopa *bedrena kost – prednja ukrižena sveza – goljenična kost*. Druga grupa je eksperimentalna grupa 1, grupa s umjetno napravljenim proksimalnim puknućem na svezi koja je zatim popravljena

tehnikom popravka šavom. Umjetno puknuće, učinjeno skalpelom, napravljeno je na otprilike jednoj trećini proksimalne duljine sveze.



Slika 22. Pozicioniranje uzoraka a) mehanički držač; b) sklop BPG na kidalici,u sagitalnoj ravnini; c) sklop BPG na kidalici, u frontalnoj ravnini

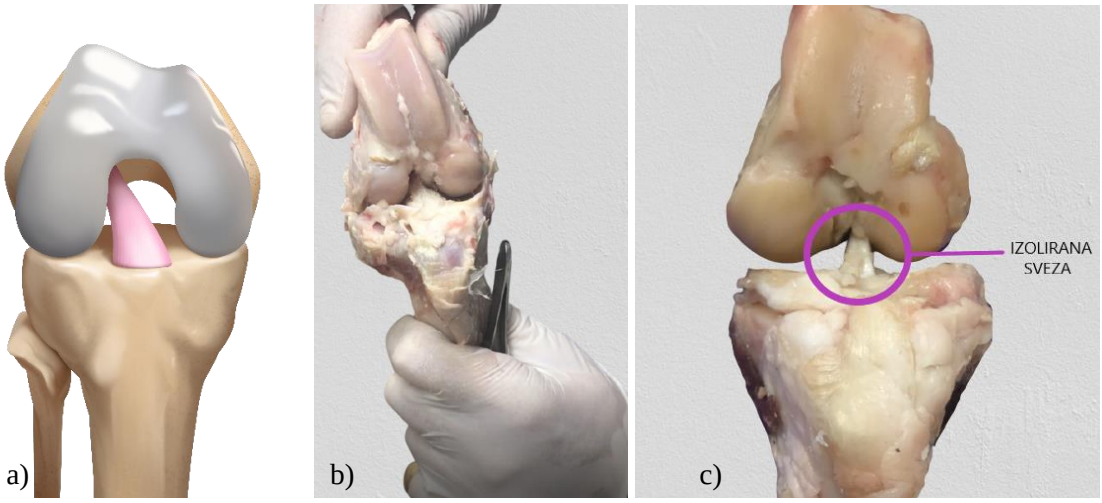


Slika 23. Grupe za eksperimentalno ispitivanje: a) grupa 0; b) grupa 1; c) grupa 2; d) grupa 3 (slika je izvoran doprinos autorice)

Eksperimentalna grupa 2 je grupa s proksimalno puknutom svezom s ugrađenim rješenjem popravka unutarnjom potporom (Internal Brace). Posljednja grupa, eksperimentalna grupa 3, je grupa uzoraka s proksimalno puknutom svezom s ugrađenim rješenjem unutarnje potpore s vijčano - opružnim sustavom (DIS).

5.1.1. Eksperimentalna grupa 0 – nativna prednja ukrižena sveza

Prva, inicijalna grupa, jest sklop *bedrena kost – prednja ukrižena sveza – goljenica* s biološki zdravom nativnom prednjom ukriženom svezom. Na slici 24. a., prikazana je shema sklopa *bedrena kost – prednja ukrižena sveza – goljenica*.



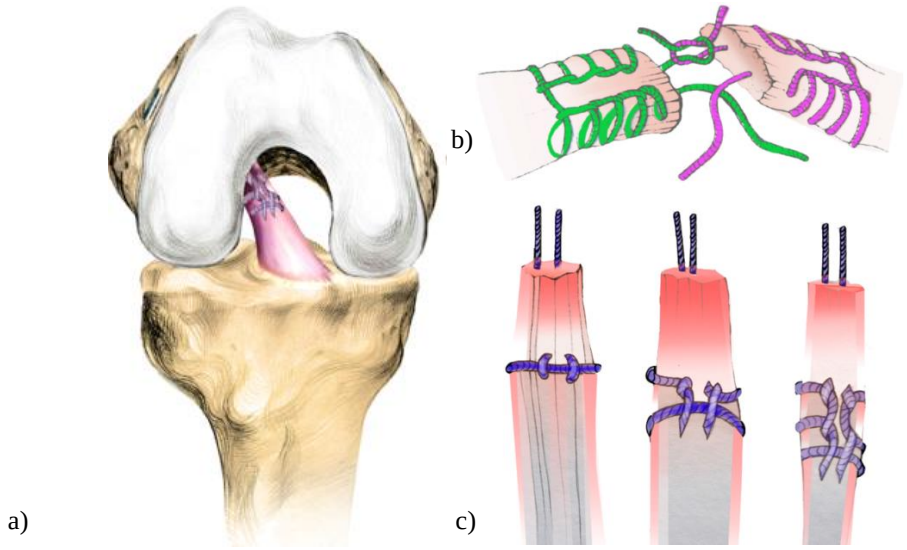
Slika 24. Izolirana prednja ukrižena sveze unutar sklopa BPG a) shematski prikaz; b) procesu izolacije sveze; c) pripremljeni uzorak

Inicijalna grupa s nativnom prednjom ukriženom svezom služila je kao kontrolna grupa s čijim su se eksperimentalnim rezultatima uspoređivali rezultati uzoraka u ostalim grupama, grupama s ugrađenim rješenjem popravka na puknutoj svezi. Za izolaciju prednje ukrižene sveze korišteni su medicinski instrumenti poput škara, hvataljke i skalpela. Nakon što je izolirana prednja ukrižena sveza provjereno je ima li na njoj patoloških promjena i je li se pri izolaciji dogodilo neželjeno oštećenje, što je prikazano na slici 23. b. Kada se ustanovilo zadovoljavajuće stanje sveze, uzorci su uskladišteni u zamrzivaču s naljepnicama na kojima je zabilježen naziv i broj uzorka.

Pripremljeni uzorak za ispitivanje prikazan je na slici 23 c. Vrijeme potrebno za izolaciju prednje ukrižene sveze, za svaki pojedinačni uzorak, iznosilo je oko četrdeset minuta.

5.1.2. Eksperimentalna grupa 1 – tehnika popravka šavom

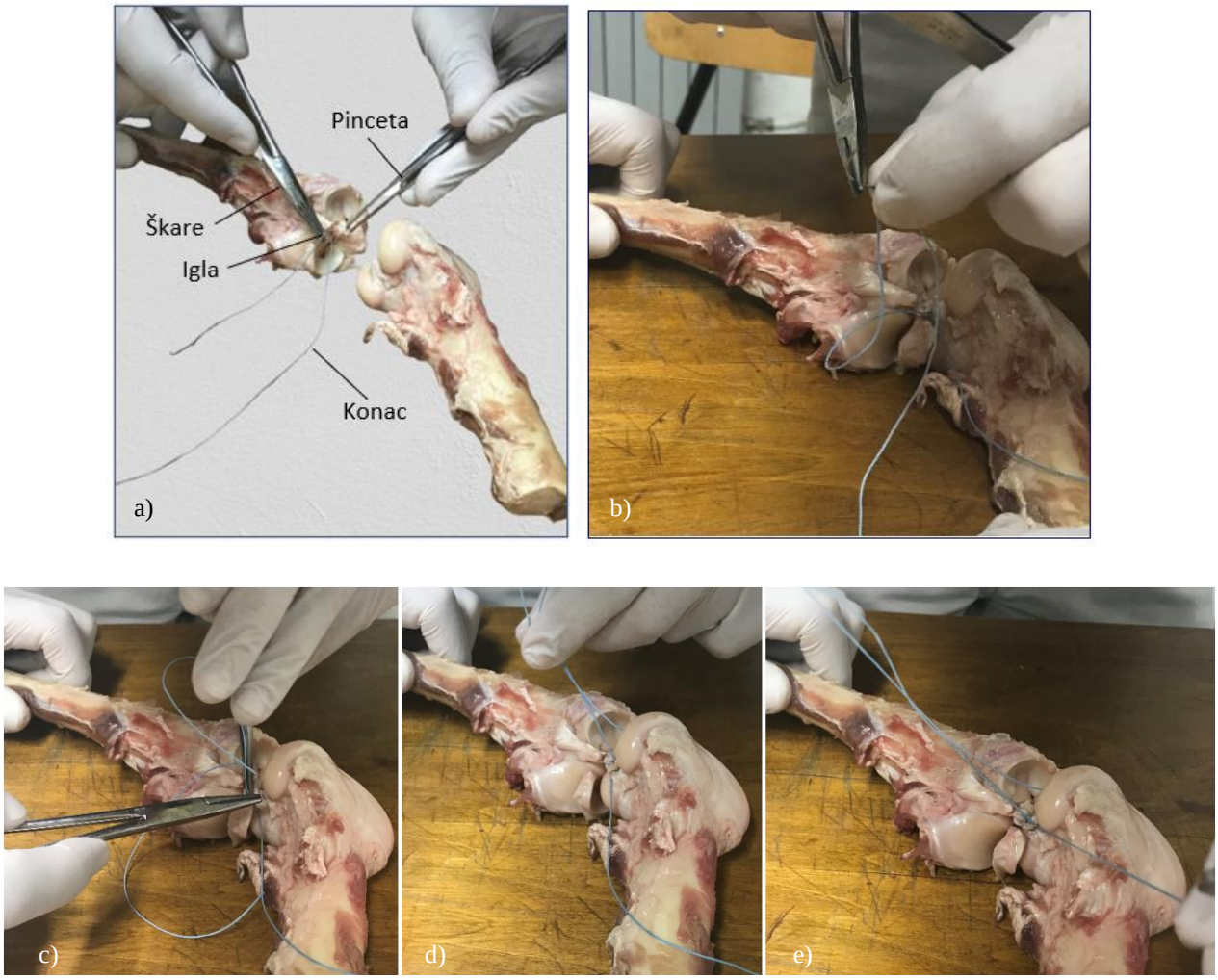
Tehnika popravka sveze šavom postupak je spajanja otkinutih dijelova prednje ukrižene sveze upotrebom medicinskoga konca, igle, škara i hvataljke (slika 25. a.). Za potrebe eksperimentalnog ispitivanja odabrana je tehnika šivanja na *Krackowljev* način (slika 25. b.).



Slika 25. Shematski prikaz a) sklopa bedrena kost – puknuta prednja ukrižena sveza obnovljena primjenom tehnike šava – goljenica; b) Krackowljev način šivanja sveza i tetiva; b) Krackowljev način šivanja sveza i tetiva sa zasebno prikazanim šavovima (slika je izvorno djelo autorice)

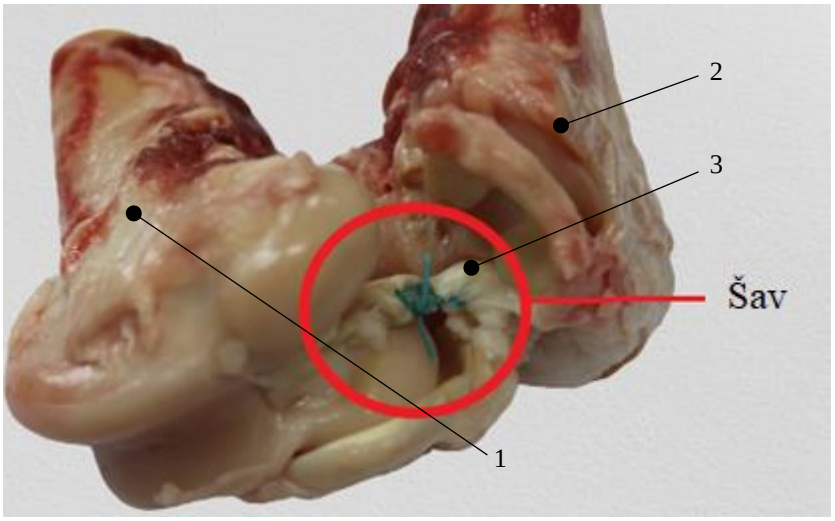
Tehnika prema *Krackowu* naziv je za tehniku šivanja koja se sastoji od petlje koju čini niz čvorova između šavova koji izgledom podsjećaju na ljestve. Krackowljeva tehnika primjenjuje se tako da se ostaci prednje ukrižene sveze šivaju od jednoga kraja do drugoga stvarajući petlju šava (slika 25. c.). Prednja ukrižena sveza za potrebe eksperimentalnog ispitivanja zašivena je trima samozaključanim šavovima longitudinalno na bočnoj strani sveze sve do njezine središnje točke, a zatim se šav prenosi na drugu stranu sveze čineći tri dodatna šava proksimalno. Za šivanje je odabran medicinski konac debljine 0,2 mm. Na slici 26. prikazan je i opisan tijek pripreme uzorka

eksperimentalne grupe 1. Vrijeme potrebno za pripremu jednog uzorka iznosilo je oko dvadeset minuta. Na temelju dosadašnjih znanstvenih istraživanja i kliničkog ispitivanja, ta se tehnika pokazala zahvalnom jer povećava krutost prednje ukrižene sveze i podnosi veće opterećenje tijekom cijeljenja. Unatoč prednostima, kao što su bolja mehanička svojstva u odnosu prema ostalim tehnikama šivanja, tehnika šivanja prema *Krackowu* ima i nedostatke. Niža vlačna opterećenja dovode do popuštanja šava, klizanja čvorova unutar petlje te pucanju šava.



Slika 26. Prikaz tijeka šivanja prednje ukrižene sveze na Krackowljev način a) hvatanje batrljka prednje ukrižene sveze na goljenici s iglom; b) izrada šavova na batrljku prednje ukrižene sveze na goljenici; c) hvatanje batrljka prednje ukrižene sveze na bedrenoj kosti; d) izrada šavova na batrljku prednje ukrižene sveze na bedrenoj kosti; e) zatezanje šavova

Na slici 27. prikazan je pripremljen uzorak za eksperimentalno ispitivanje na kojem se uvećano vidi šav.

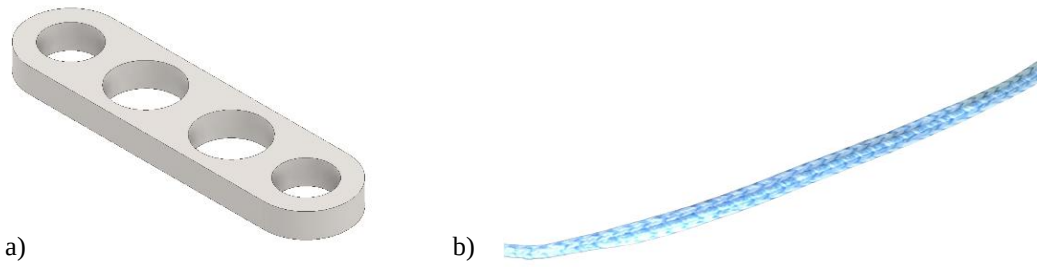


Slika 27. Uzorak bedrena kost - prednja ukrižena sveza popravljena tehnikom šava - goljenica sa zašivenom prednjom ukriženom svezom prema Krackowu; 1 - bedrena kost; 2 - goljenica; 3 - zašivena prednja ukrižena sveza

5.1.3. Eksperimentalna grupa 2 – tehnika unutarnje potpore

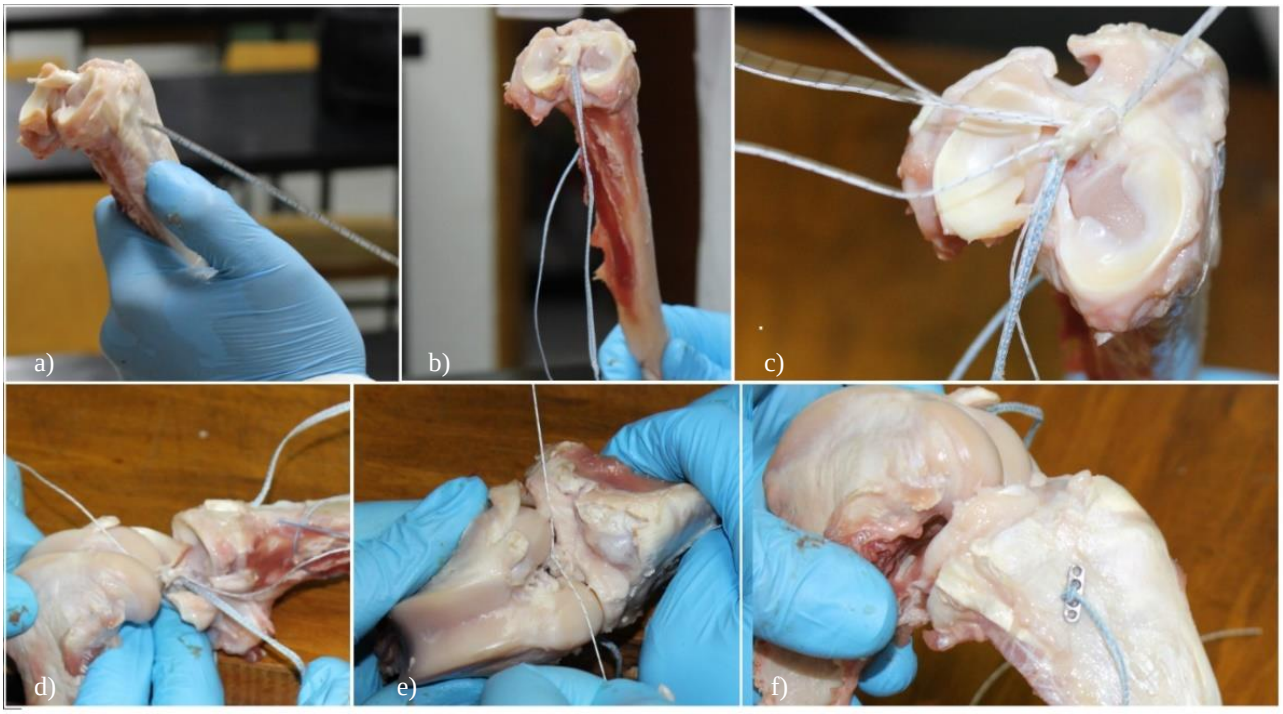
Kako je opisano u četvrtom poglavlju, implantat za tehniku popravka prednje ukrižene sveze primjenom unutarnje potpore sastoji se od gumbića i sidra za vanjsko pričvršćenje unutarnje potpore za kost i polietilenske (polietilen/poliester) unutarnje potpore koja osigurava vezu između otkinutih dijelova sveze i omogućuje stabilnost koljenoga zgloba. Za potrebe eksperimentalnog ispitivanja rješenja popravka primjenom unutarnje potpore, umjesto gumbića i sidra, primijenila su se dva gumbića, na bedrenoj kosti i na goljenici. Gumbići su izrađeni metodom laserskog rezanja. Dimenzije i konstrukcija gumbića pronađene su i preuzete iz tehničke dokumentacije koja je dostupna javnosti. Gumbići su duguljasti, eliptičnog oblika, s četiri provrta (slika 28. a.). Duljina gumbića iznosi 12 mm, a promjer provrta je 2 mm. Izrađeni su od čelika. Uz konstruirane gumbiće koristila se medicinska polietilenska potpora (slika 28. b). Potpora označava medicinski konac, pleten poput pletenice debljine 2 mm, koji se inače upotrebljava kod metode popravka unutarnjom potporom. Potpora je za eksperimentalno ispitivanje u sklopu doktorskoga rada predmet donacije.

Kako bi se rješenje popravka sveze unutarnjom potporom ugradilo u sklop *bedrena kost – puknuta prednja ukrižena sveza – goljenica,* bilo je potrebno izbušiti tunel unutar bedrene i goljenične kosti (tunel kroz čvrstu i spužvastu kost i koštanu srž dugih kostiju – bedrene i goljenične) koji prolazi kroz prednju ukriženu svezu. Za bušenje tunela korišteno je čelično kirurško svrdlo i ručna bušilica tvrtke *Bosch*. Bedreni tunel promjera 4 mm izbušen je od anteromedijalnog dijela lateralnog zaglavka kroz središte hvatišta prednje ukrižene sveze za bedrenu kost. Prolazak šava kroz tunel i prednju ukriženu svezu, izveden je primjenom alata „laso“, originalnog naziva *Suture lasso,* tvrtke Arthrex. Početni šav postavljen je unutar vlakna anteromedijalnog snopa ostatka prednje ukrižene sveze. Preostala dva šava su provučena kroz probijeni kraj prednje ukrižene sveze te je traka (konac) provučena kroz tunel bedrene kosti. Nakon toga, napravljen je tunel kroz goljeničnu kost promjera 4 mm izbušen od središta hvatišta prednje ukrižene sveze na goljenici do anteromedijalnom dijela medijalne goljenice.

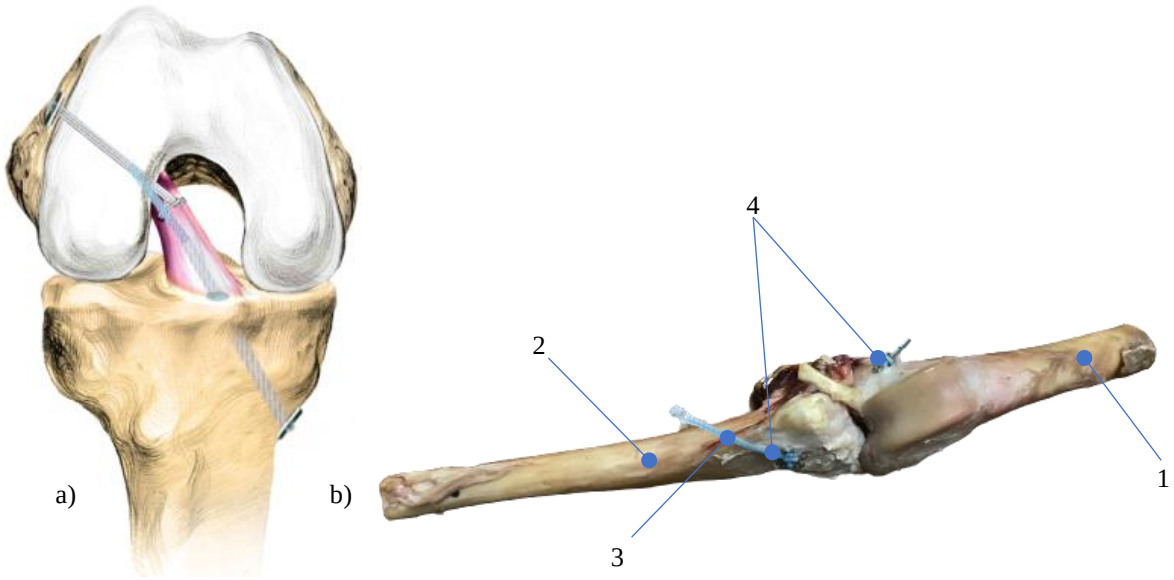


Slika 28. Prikaz a) trodimenzionalnog modela gumbića za vanjsku fiksaciju unutarnje potpore za bedrenu i goljeničnu kost; b) polietilenska traka – unutarnja potpora

Polietilenska traka se fiksirala u punoj ekstenziji sklopa *bedrena kost - prednja ukrižena sveza – goljenica* distalno na medijalnom dijelu goljenice i proksimalno na lateralnom dijelu bedrene kosti, pomoću gumbića. Naposljetku polietilenska traka je zategnuta te je time ponovno uspostavljena veza između puknutih dijelova prednje ukrižene sveze. Vrijeme potrebno za pripremu jednog uzorka iznosilo je oko trideset minuta. Na slici 29. prikazan je skup slika koje prikazuju opisani postupak ugradnje rješenja popravka sveze pomoću unutarnje potpore, dok je na slici 30. a. shematski prikazan pripremljeni uzorak, a na slici 30. b. kadaverični uzorak [1].



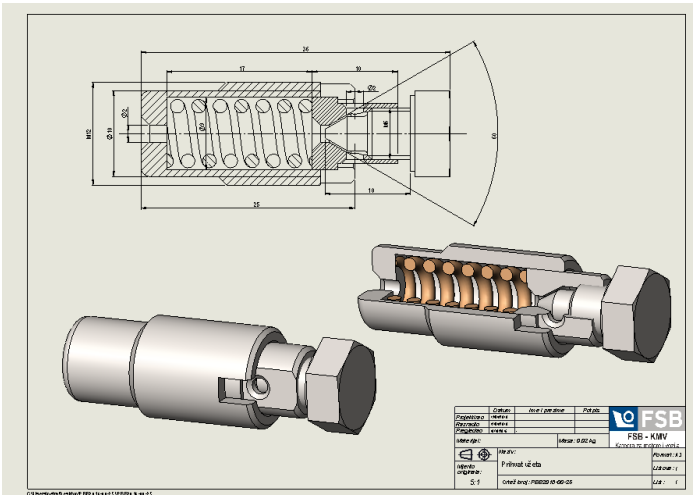
Slika 29. Tijek ugradnje rješenja popravka tehnikom unutarnje potpore: a) bušenje tunela kirurškim svrdlom; b) provlačenje potpore kroz goljenični tunel; c) provlačenje potpore kroz prednju ukriženu svezu; d) provlačenje potpore kroz bedreni tunel; e) zatezanje potpore; f) pripremljeni uzorak



Slika 30. Uzorak s ugrađenom unutarnjom potporom a) shematski prikaz; b) kadaverični uzorak; 1 – bedrena kost; 2 – goljenica; 3 – polietilenski konac; 4 – gumbići

5.1.4. Eksperimentalna grupa 3 – tehnika unutarnje potpore s vijčano - opružnim sustavom

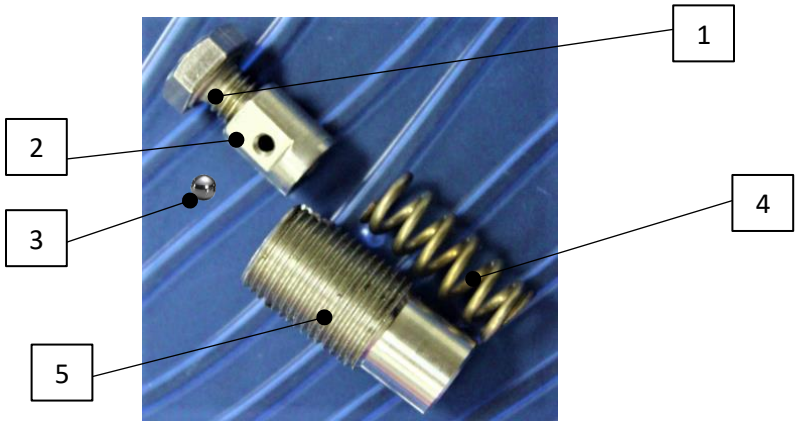
Pri primjeni rješenja popravka s unutarnjom potporom s vijčano - opružnim sustavom, koristili su se isti gumbići konstruirani kao što je opisano u prethodnom poglavlju. Vijčano - opružni sustav napravljen je na temelju konstrukcije izvornog rješenja popravka prednje ukrižene sveze tehnikom dinamičke unutarsvezne stabilizacije opisane u trećem poglavlju. Originalno rješenje nije kopirano, nego je izrađeno slično rješenje kao i original s naglaskom na zadržavanju istih funkcionalnih svojstava rješenja (slika 31.). Razlika novokonstruiranog rješenja vijčano - opružnog u odnosu na izvorno rješenje sustava očituje se u vanjskoj čahuri unutar koje se nalazi opruga koja je nešto jednostavnija od izvornog rješenja te je samokočnost konca osigurana kuglicom za ležajeve i vijkom, što je u usporedbi s izvornim rješenjem nešto drukčiji pristup (slika 32.). Zadaća kuglice je otklanjanje mogućega zareznog djelovanja vijka na konac, kako konac ne bi puknuo. Opruga unutar vijčano - opružnog sustava služi za amortizaciju i preuzimanje mehaničkog rada u obliku akumulirane potencijalne energije. Ta se potencijalna energija oslobađa u određenom trenutku povratkom opruge u početni položaj.



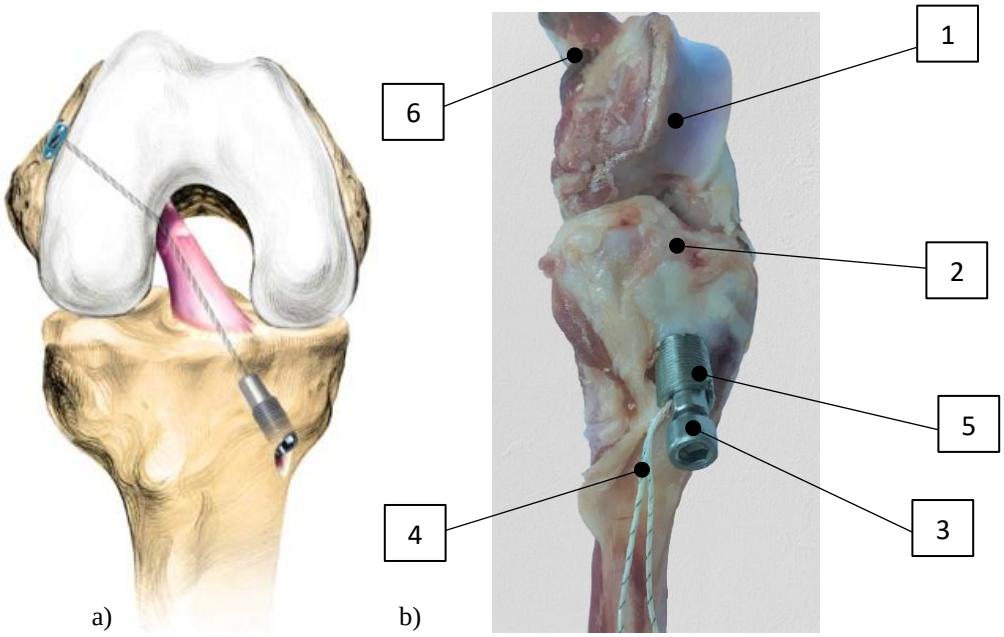
Slika 31. Tehnički crtež vijčano - opružnog sustava

Pri ugradnji rješenja popravka s vijčano - opružnim sustavom bilo je potrebno napraviti dva koštana tunela, kroz bedrenu i goljeničnu kost, kroz koje prolazi polietilenski konac. Postupak je jednak ugradnji tehnike unutarnje potpore, s razlikom što je kod ovog rješenja konac učvršćen

gumbom na lateralnom dijelu bedrene kosti, a na goljeničnoj strani učinjen je veći provrt za postavljanje vijčano - opružnog sustava kroz koji prolazi polietilenski konac učvršćen s pomoću kuglice ležaja i vijka. Za ugradnju je bilo potrebno otprilike 30 minuta. Na slici 33. je pripremljeni uzorak s ugrađenim vijčano - opružnim sustavnom.



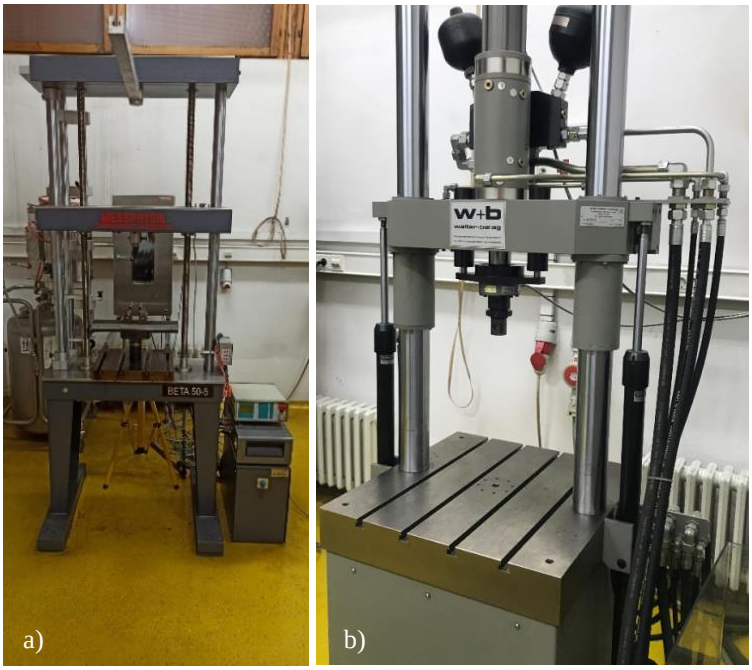
Slika 32. Izrađeni model vijčano - opružnog sustava; 1 – vijak; 2 – sustav za zaključavanje konca; 3 – kuglica ležaja; 4 – opruga, 5 – navojna čahura



Slika 33. Pripremljeni uzorak s ugrađenim vijčano - opružnim sustavom a) shematski prikaz; b) realan (kadaverični) uzorak 1 – bedrena kost; 2 – goljenica; 3 – vijak; 4 – polietilenski konac; 5 – navojna čahura s oprugom; 6 - gumbić

5.2. Metoda ispitivanja

Eksperimentalno ispitivanje provedeno je na kidalici Beta 50-5 (Messphysik, Austrija), prikazanoj na slici 34. a. i servohidrauličkoj umaralici LFV 50-HH (Walter + Bai AG, Švicarska) s digitalnom upravljačkom jedinicom DIGWIN 2000-EDC120 (slika 34. b.).

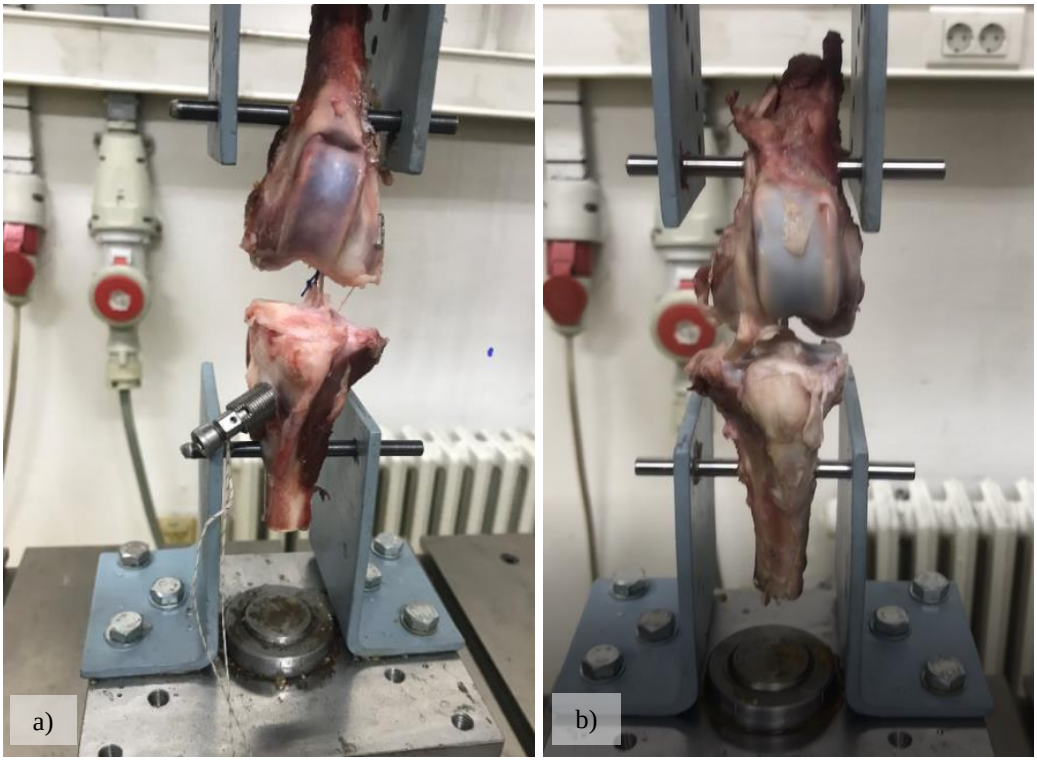


Slika 34. Prikaz a) kidalice Beta 50-5; b) umaralice LFV 50-HH

Svježi uzorci su prije ispitivanja čuvani u hladnjaku i 24 sata prije ispitivanja izvađeni su iz hladnjaka i ostavljeni da se odmrznu na sobnoj temperaturi od 22 °C. Ispitivanje je prema načinu i vrsti opterećenja bilo podijeljeno u tri grupe: cikličko ispitivanje na servohidrauličkoj umaralici uz kontrolu sile, cikličko ispitivanje uzorka koji je učvršćen na biomehaničku napravu na umaralici uz kontrolu pomaka i vlačno ispitivanje na kidalici.

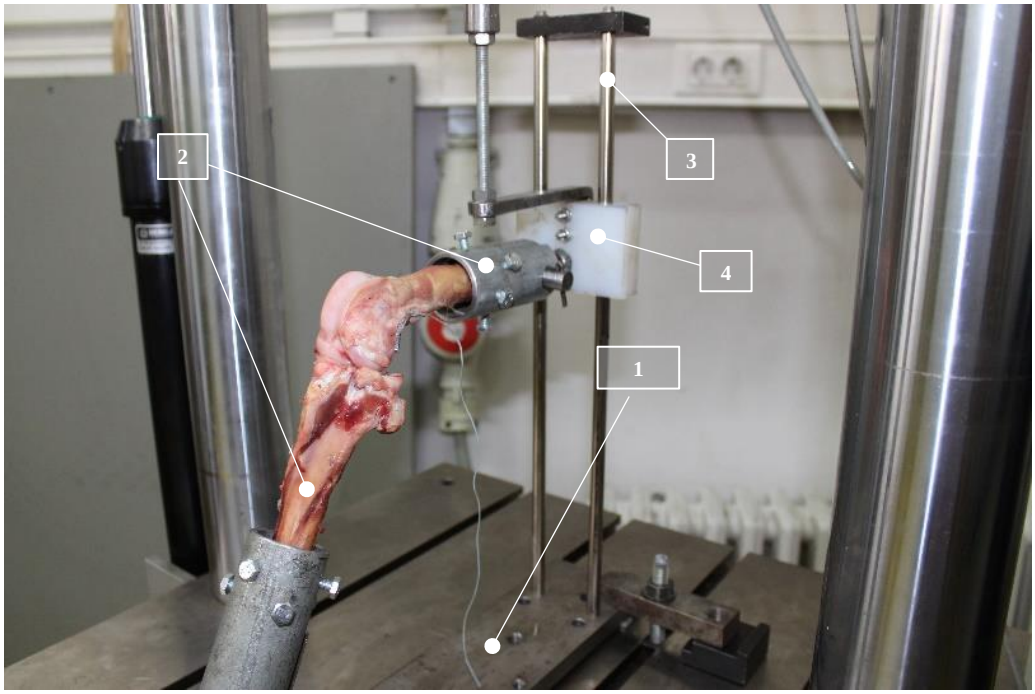
Cikličko ispitivanje na umaralici uz kontrolu sile provedeno je s ciljem dobivanja rezultata o fizičkom stanju snopa popravljene sveze nakon ispitivanja s narinutim dinamičkim opterećenjem i o stabilnosti tehnike unutar sklopa, kao i stabilnosti samog sklopa *bedrena kost – nativna/popravljena sveza – goljenica* (slika 35.). Fizičko stanje sveze odnosi se na vizualnu

provjeru stanja snopa vlakana prije i nakon eksperimentalnog ispitivanja. Stabilnost tehnike i sklopa označava stanje bez pojave pucanja tehnike ili nekih od dijelova sklopa, te stanje bez pojave naglih odstupanja kod ispitivanja u vidu prekomjernog pomicanja cijelog sklopa. Dinamičko ispitivanje na umaralici provodilo se do 2000 ciklusa sa silom u rasponu od 5 do 100 N za uzorke s nativnom svezom, tehnikom popravka s unutarnjom potporom i tehnikom popravka s unutarnjom potporom s vijčano - opružnim sustavom (eksperimentalne grupe 0, 2 i 3). Na uzorcima s tehnikom šava (eksperimentalna grupa 1) ispitivanje se provodilo sa silom od 5 do 10 N. Razlog zašto su se uzorci s tehnikom šava opteretili manjim iznosima sile bila je nemogućnost postizanja stabilnosti sklopa tijekom ispitivanja zbog slabe veze između dijelova sveze spojenih šavom, a tomu idu u prilog i vrijednosti sile kod statičkog vlačnog ispitivanja uzoraka sa šavom koje su se kretale u rasponu od 41,25 ± 10 N. Opterećenje je bilo sinusoidno, a frekvencija ispitivanja iznosila je 1 Hz.



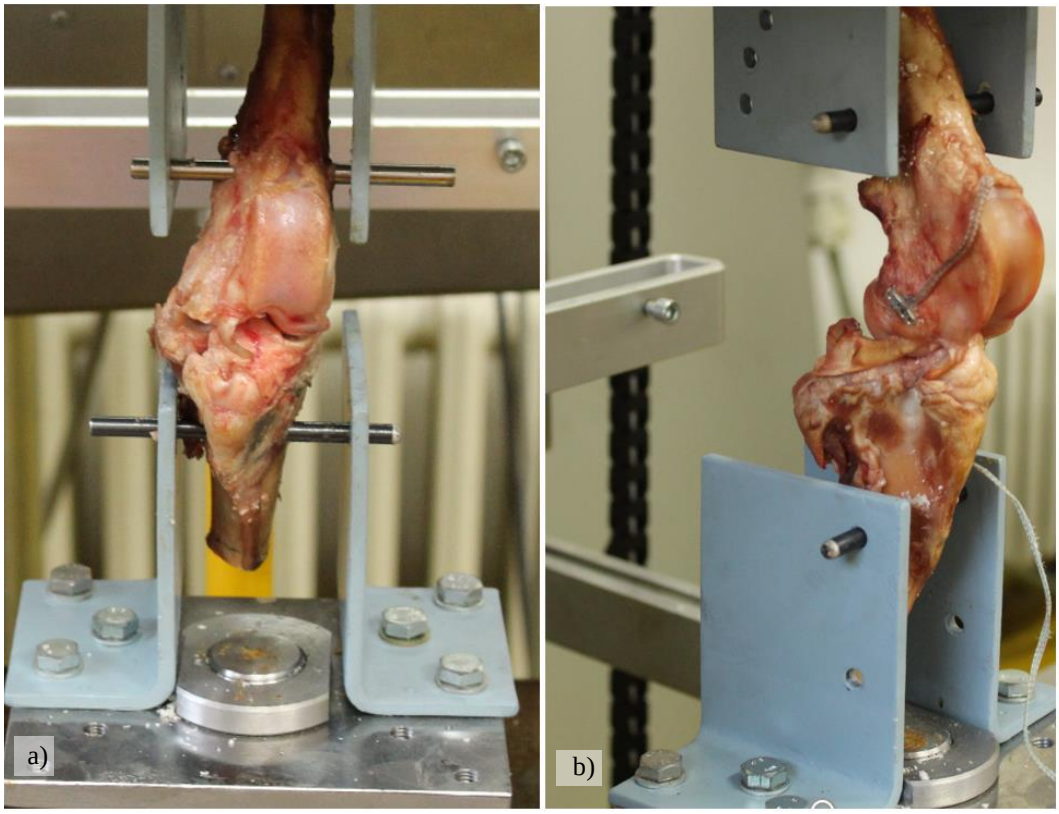
Slika 35. Cikličko ispitivanje na servohidrauličkoj umaralici uz kontrolu sile: a) uzorak iz eksperimentalne grupe 3; b) uzorak iz eksperimentalne grupe 0

Stabilnost koljenoga zgloba ispitivala se i s dinamičkim ispitivanjem uz kontrolu pomaka pomoću biomehaničke naprave. Biomehanička naprava omogućila je simulaciju pokreta koljenoga zgloba, savijanje i ispružanje. Sastoji se od postolja, prihvata za kosti i kliznog elementa koji se nalazi na vodilicama povezanim s postoljem, koje je pričvršćeno za radnu površinu umaralice (slika 36.). Ispitivanje sklopa *bedrena kost – popravljena prednja ukrižena sveza – goljenica* pomoću biomehaničke naprave poslužilo je za dokazivanje biomehaničkih nedostataka pojave proširenja utora nastajanjem usjeka u kosti kod tehnika popravka prednje ukrižene sveze, a koji su poznati u kliničkoj praksi i opisani u četvrtom poglavlju. Ispitivanje je provedeno s 5000 ciklusa opterećenja. Prihvat za kosti je oblikovan i izrađen tako da je prilagođen napravi kako bi se osigurao isti položaj bedrene i goljenične kosti kod svih uzoraka. Početni kut sklopa određen je pomoću kutomjera. Bedrena kost je povezana s nepomičnim postoljem, dok je goljenica spojena za pomični dio naprave koji je povezan s umaralicom što je omogućilo da željeni kut savijanja iznosi 27° ± 4°. Tijekom pripreme uzoraka i provedbe eksperimenata prednja ukrižena sveza bila je vlažena fiziološkom otopinom natrijeva klorida.



Slika 36. Cikličko ispitivanje uzorka s unutarnjom potporom pomoću biomehaničke naprave na servohidrauličkoj umaralici uz kontrolu pomaka, 1 – postolje, 2 – prihvati za kosti, 3 – vodilice, 4 – klizni element

Vlačnim ispitivanjem određen je najveći iznos vlačne sile pri kojoj puca prednja ukrižena sveza unutar zadanih grupa. Uz silu tijekom eksperimenata mjeren je i najveći pomak. Za statičko ispitivanje koristili su se već spomenuti mehanički držači kostiju koji su konstruirani tako da se anatomske osi bedrene i goljenične kosti poklapaju s osi prednje ukrižene sveze da bi se izbjegla pojava varusa/valgusa i rotacije. To se postiglo setom zatika, koji su dio mehaničkih držača, te prolaze kroz naznačene provrte i kroz goljeničnu i bedrenu kost, sprječavajući horizontalno i vertikalno kretanje sklopa (slika 37.)



Slika 37. Vlačno ispitivanje na kidalici; a) uzorak s nativnom prednjom ukriženom svezom; b) uzorak s ugrađenom tehnikom popravka s unutarnjom potporom

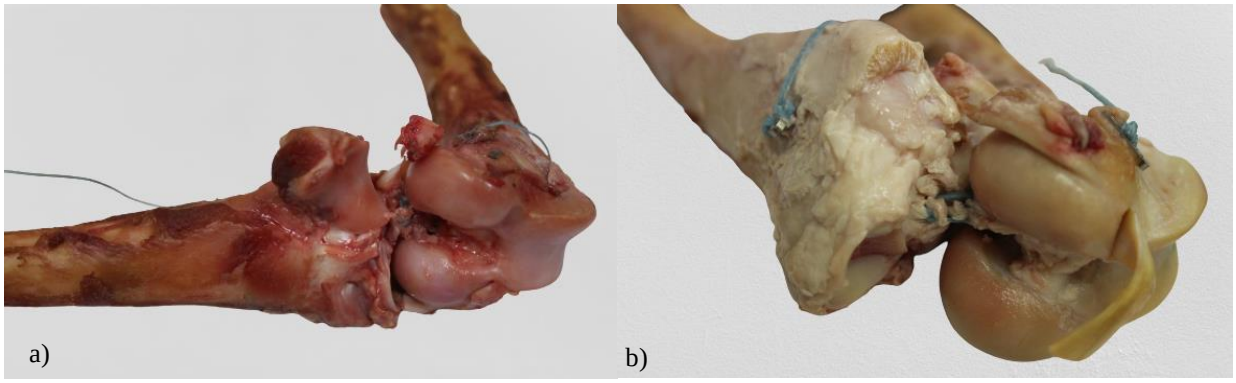
5.3. Rezultati eksperimentalnog ispitivanja

Kod analize rezultata i usporedbe pojedinih tehnika korištene su srednje vrijednosti svih dobivenih rezultata u pojedinim ispitnim grupama. Rezultati su opisani redoslijedom provedbe ispitivanja.

Za testiranje statističke značajnosti koristila se analiza varijance (ANOVA). Ta se analiza upotrebljava pri testiranju razlika aritmetičkih sredina triju i više uzoraka gdje se testira odnos varijabiliteta između i unutar skupina ispitanika. Statistička analiza provedena je na razini statističke značajnosti $P < 0,05$. Prema rezultatima provedene statističke analize sve su grupe međusobno različite i svi se uzorci po skupinama ponašaju prema normalnoj raspodjeli.

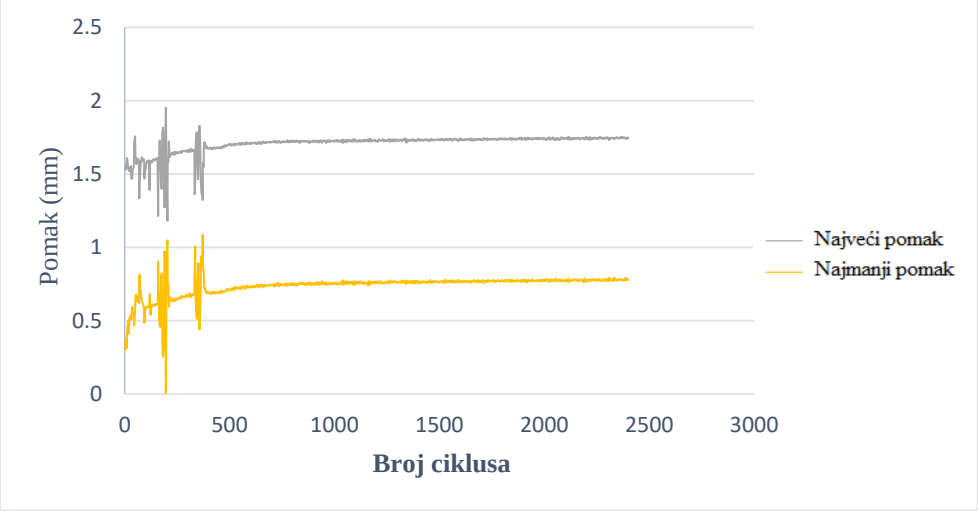
5.3.1. Dinamičko ispitivanje uz kontrolu sile

Prva grupa ispitivanja odnosila se na ispitivanje svih grupa uzoraka pri cikličkom opterećenju uz kontrolu sile. Najveće oštećenje snopa vlakana zabilježeno je kod eksperimentalne grupe 1 (tehnika šav). Vlakna su se prilikom ispitivanja razdvojila i time smanjila čvrstoću same veze sa šavom. Oštećenje vlakana utvrđeno je usporedbom približne površine poprečnoga presjeka popravljene prednje ukrižene sveze (svedene na poznat geometrijski oblik) i površine umanjene za veličinu oštećene površine zbog dinamičkog ispitivanja. Izgled snopa vlakana uspoređivao se s izgledom snopa vlakana nativne prednje ukrižene skupine kao kontrolnom skupinom (eksperimentalna grupa 0), vizualnom metodom ispitivanja. Unatoč oslabljenju veze šavom, na svim uzorcima je uspješno provedeno ispitivanje, svih 2000 ciklusa (slika 38. a.). Kod eksperimentalne grupe 2 utvrđena je zadovoljavajuća stabilnost koljenoga zgloba s pojavom nešto manjeg dodatnog oštećenja snopa vlakana sveze, utvrđenog vizualnom analizom (slika 38. b.).

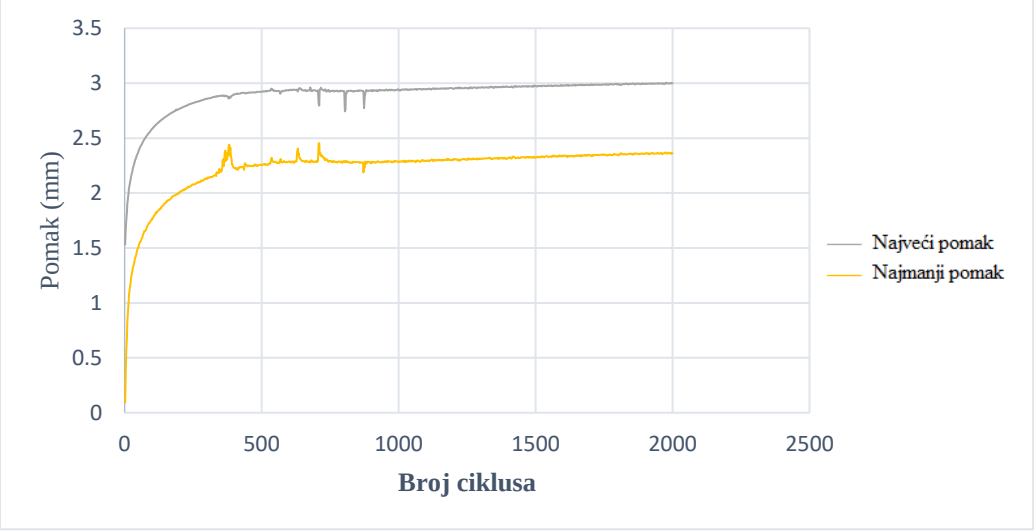


Slika 38. Uzorci nakon cikličkog ispitivanja; a) uzorak iz eksperimentalne grupe 1 ; b) uzorak iz eksperimentalne grupe 2

Dodatno se oštećenje odnosi na pojavu razdvojenih vlakana koja se dogodila uslijed ispitivanja. Manji neujednačeni pomaci, koji upućuju na nestabilnost sklopa, ustanovljeni su na uzorcima eksperimentalne grupe 2 [1]. Vlakna su ostala sačuvana, a na većini uzoraka utvrđena je zadovoljavajuća stabilnost sklopa jer nije bilo utvrđenih lomova koštanog tkiva niti puknuća/oštećenja tehnike. Na slikama 39. i 40. prikazani su dijagrami pomaka u ovisnosti o broju ciklusa za uzorak 04 eksperimentalne grupe 0 i uzorak 03 eksperimentalne grupe 2.



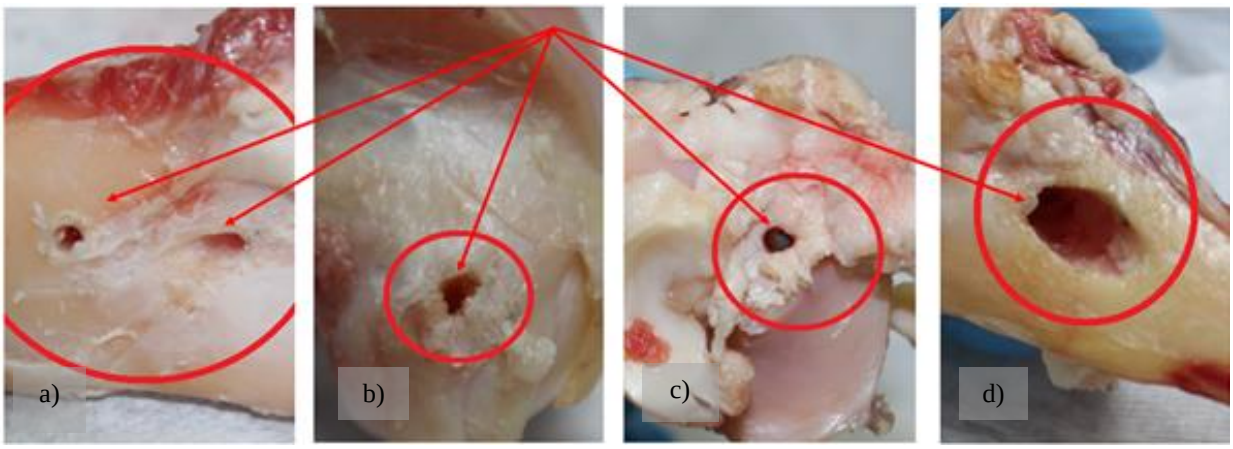
Slika 39. Dijagram pomak – broj ciklusa cikličkog ispitivanja za uzorak 04 eksperimentalne grupe 0



Slika 40. Dijagram pomak – broj ciklusa cikličkog ispitivanja za uzorak 03 eksperimentalne grupe 2

5.3.2. Dinamičko ispitivanje uz kontrolu pomaka

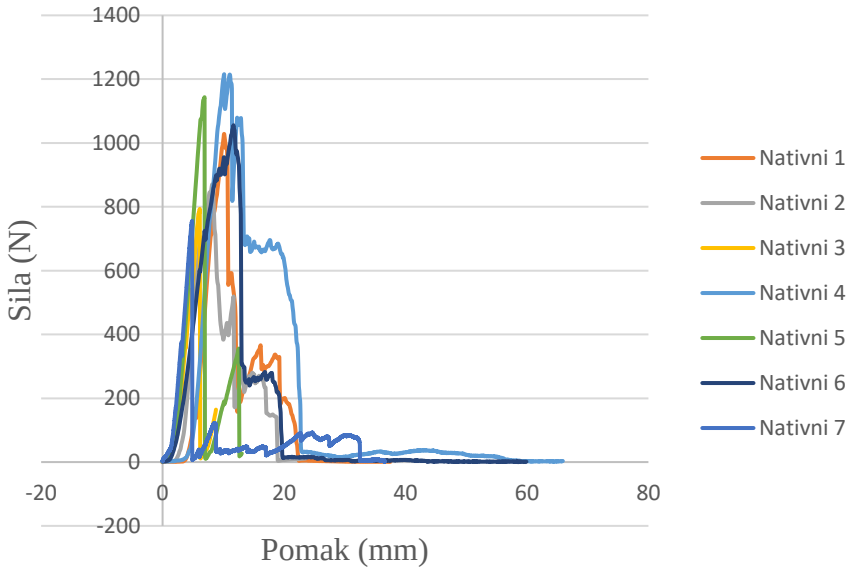
Druga grupa ispitivanja, odnosila se na ispitivanje savijanja i ispružanja pomoću biomehaničke naprave. Rezultati ispitivanja eksperimentalne grupe 0 s nativnom prednjom ukriženom svezom pokazali su da svi uzorci te grupe mogu podnijeti savijanje i ispružanje bez oštećenja snopa vlakana tijekom svih 5000 ciklusa opterećenja. Kod eksperimentalne grupe 1, pri uporabi tehnike popravka šavom, tijekom ispitivanja odvojila su se neka vlakna sveze, ali zglob je ostao stabilan – bez pojave znatnog oštećenja sveze i/ili puknuća koštanog tkiva i same tehnike. Naposljetku kod eksperimentalne grupe 2 i 3, kod tehnike unutarnje potpore i tehnike unutarnje potpore s vijčano - opružnim sustavom pojavio se proširenje provrta u obliku usjeka u kosti na mjestu učvršćenja potpore gumbićem na bedrenu kost i na mjestu dodira potpore i ruba provrta na bedrenom kondilu. Vizualnim pregledom, ustanovljeno je da je popravljena prednja ukrižena sveza ostala očuvana kod obje ispitne grupe. Prilikom ispitivanja eksperimentalne grupe 3, uočena je pojava manje nestabilnosti sklopa *bedrena kost – prednje ukrižena sveza – goljenica* kao posljedica pomaka cijelog sklopa, no nakon 50 ciklusa sklop se ustabilio i ispitivanje je uspješno provedeno. Na slici 41. prikazana je pojava urezivanja konca i navoja u provrte, odnosno usjeka na rubovima provrta kao posljedice dinamičkog ispitivanja. Dinamičko ispitivanje uz kontrolu pomaka i sile uspješno je provedeno na svim uzorcima.



Slika 41. Prikaz širenja provrta na mjestu oslanjanja potpore na rub provrta u kosti, a) na bedrenoj kosti na uzorku eksperimentalne grupe 2; b) na goljenici na uzorku eksperimentalne grupe 2, c) na kondilima na uzorku eksperimentalne grupe 2, d) na goljenici nakon uklonjenog opružnog sustava na uzorku eksperimentalne grupe 3

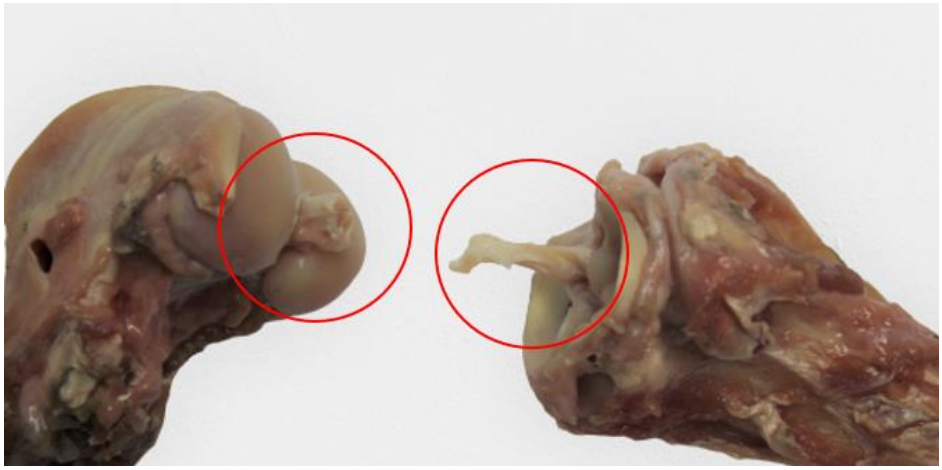
5.3.3. Statičko vlačno ispitivanje

Posljednja skupina ispitivanja odnosila se na statičko vlačno ispitivanje uzoraka na kidalici, nakon provedenog dinamičkog ispitivanja. Opterećenje za provedbu dinamičkog ispitivanja određeno je na temelju probnih uzoraka koji su korišteni samo za tu svrhu. Kod uzoraka s nativnom prednjom ukriženom svezom, eksperimentalna grupa 0, najveće vlačno opterećenje do pucanja sveze iznosilo je 1143,55 N, a najmanje opterećenje bilo je 793,60 N, uz iznos srednje vrijednosti sile sa standardnim odstupanjem od 988,42 ± 135,75 N (slika 42.). Srednja vrijednost pomaka iznosila je 35,01 ± 20,31 mm. Tijekom vlačnog ispitivanja utvrđeno je da prednja ukrižena sveza puca uglavnom na spoju između proksimalne i srednje trećine ukupne duljine. Nakon početnog puknuća preostala vezivna vlakna nastavila su se istezati do potpunog odvajanja vlakana jedno od drugog. Odvajanje vlakana, jednoga od drugoga i njihovo puknuće, pratilo je glasnije pucketanje. Slika 43. prikazuje izgled snopa vlakana prednje ukrižene sveze nakon puknuća. Najveće vlačno opterećenje kod eksperimentalne grupe 1, uzoraka kod kojih je sveza obnovljena tehnikom šava, bilo je 61,09 N (slika 44. a.), minimalno opterećenje iznosilo je 32,99 N, uz iznos srednje vrijednosti sile sa standardnim odstupanjem od 41,25 ± 10 N, dok je srednja vrijednost pomaka iznosila 35,65 ± 9,95 mm.



Slika 42. Dijagram sila - pomak svih uzoraka eksperimentalne grupe 0

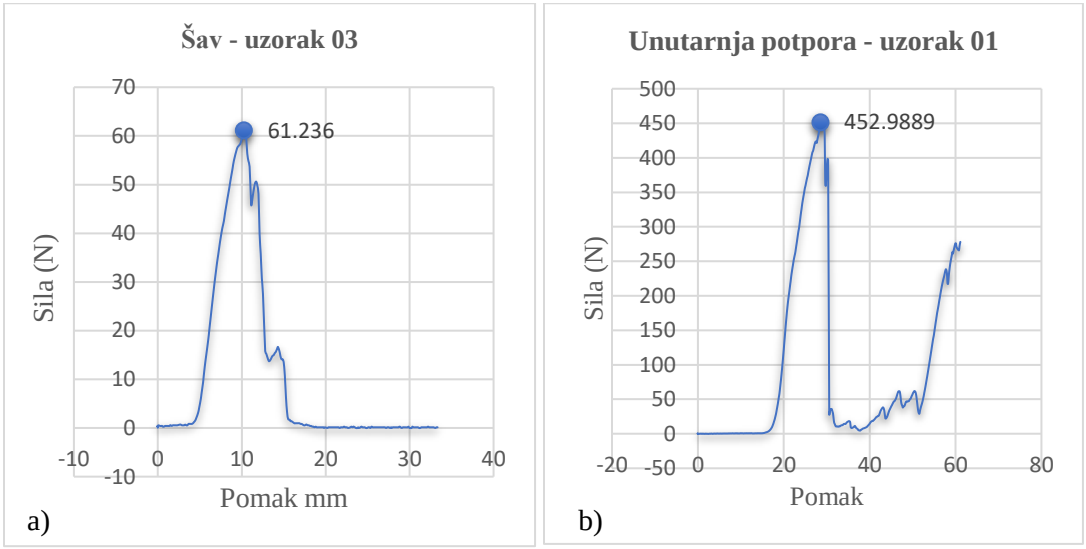
Tehnikom unutarnjeg potpore, eksperimentalna grupa 2, postignute su veće vrijednosti najvećega vlačnog opterećenja nego kod šava, no te vrijednosti su bile znatno niže od vrijednosti dobivenih za nativnu prednju ukriženu svezu. Najveće vlačno opterećenje kod uzoraka eksperimentalne grupe 2 iznosilo je 503,49 N, a najmanje je bilo 383,65 N, uz standardno odstupanje od 467,87 ± 47 N. Srednja vrijednost pomaka iznosila je 58,76 ± 8,15 mm. Na slici 44. b. prikazana je krivulja sila - pomak za uzorak 01 eksperimentalne grupe 2.



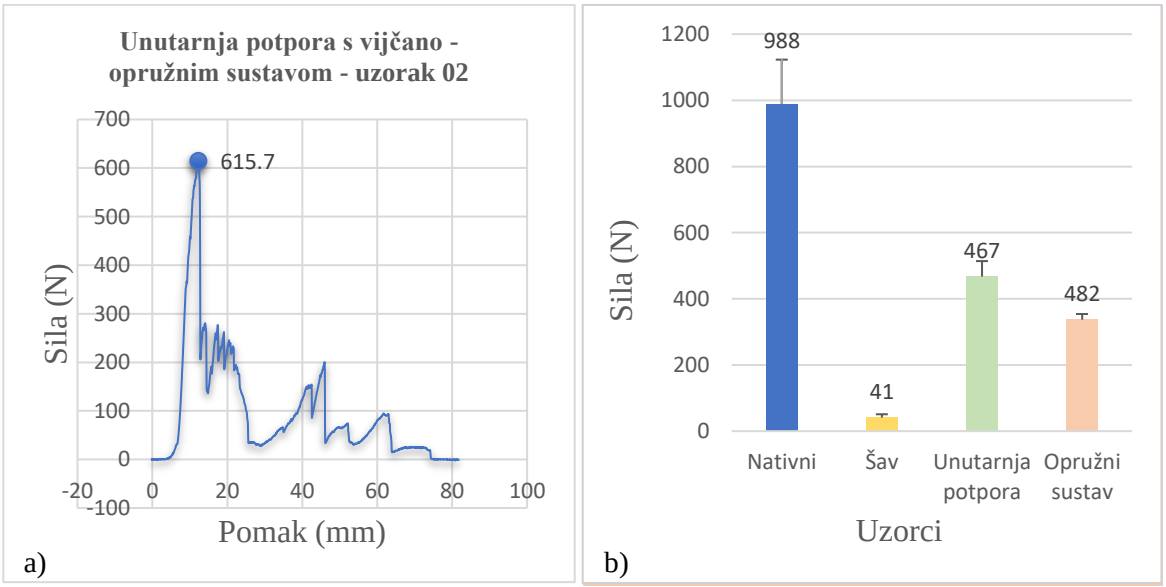
Slika 43. Proksimalno puknuće prednje ukrižene sveze uzorka iz eksperimentalne grupe 0; snopa vlakana prednje ukrižene sveze nakon vlačnog ispitivanja

Najveće vlačno opterećenje kod tehnike unutarnjeg potpore s vijčano - opružnim sustavom, eksperimentalna grupa 3, iznosilo je 615,7 N (slika 45. a.), dok je iznos najmanje sile bio 288,71 N. Znatno manjoj vrijednosti najmanje sile, u odnosu su najveću, uzrok je izvlačenje konca kod jednog od uzoraka na mjestu fiksacije konca s vijčano - opružnim sustavom. Srednja vrijednost sile uz standardno odstupanje kod uzoraka iz eksperimentalne grupe 3 iznosilo je 447,71 ± 138 N, a srednja vrijednost pomaka iznosila je 64,406 ± 13,48 mm. Srednje vrijednosti sila sa standardnim odstupanjem za sve eksperimentalne grupe prikazane su na slici 45. b. Iz rezultata eksperimentalnog ispitivanja vidljivo je da je iznos vlačnih sila najveći kod eksperimentalne grupe 0, zatim slijedi eksperimentalna grupa 3, onda eksperimentalna grupa 2 i naposljetku, eksperimentalna grupa 1, koja se pokazala kao grupa s najslabijom vezom spajanja puknute

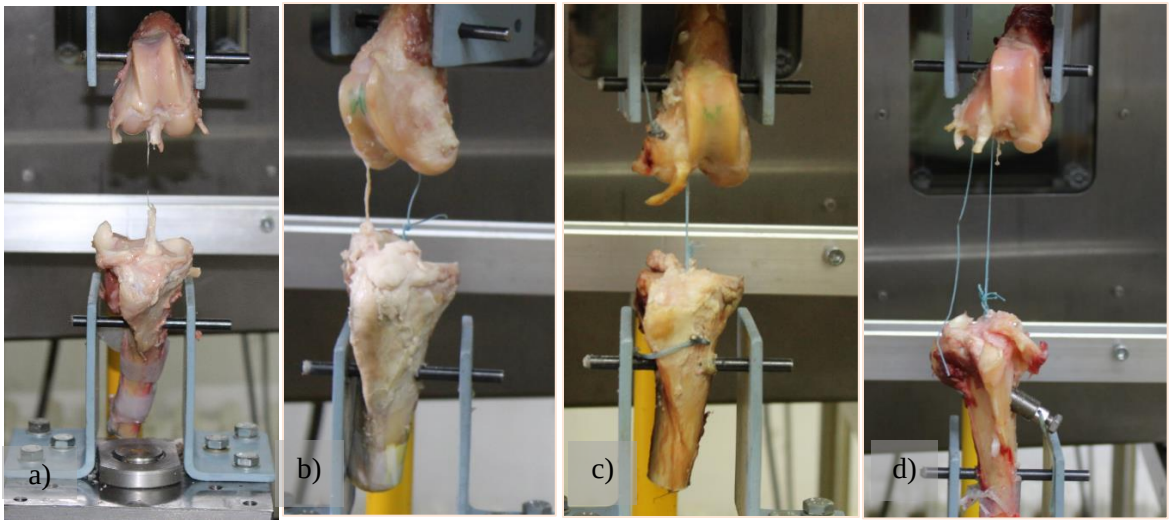
prednje ukrižene sveze. Na slici 46. prikazani su po jedan uzorak iz svake grupe po završetku vlačnog ispitivanja.



Slika 44. Dijagrama sila – pomak za: a) uzorak šav 03; b) uzorak unutarnja potpora 01



Slika 45. Dijagrama sila – pomak za: a) uzorak s vijčano – opružnim sustavom 02; b) srednje vrijednosti sile pucanja za sve ispitane grupe uzoraka



Slika 46. Uzorci nakon statičkog vlačnog ispitivanja a) grupa 0; b) grupa 1; c) grupa 2; d) grupa 3

5.3.4. Pregled svih rezultata eksperimentalnog ispitivanja

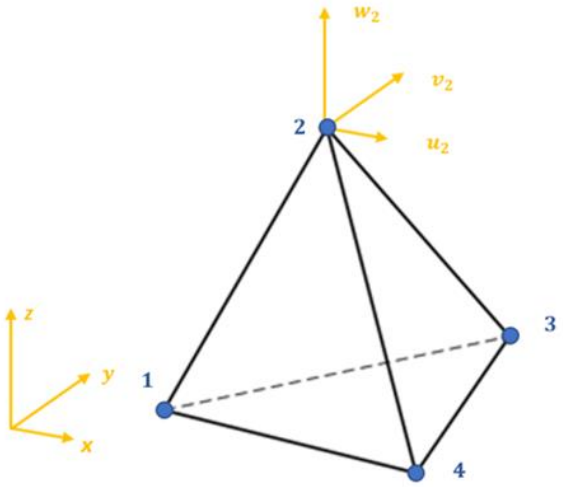
Svi značajniji rezultati ispitivanja, koji ukazuju na biomehaničke nedostatke tehnika popravka, u usporedbi s kontrolnom eksperimentalnom grupom (grupa 0) prikazani su tablično u tablici 2.

Tablica 2. Rezultati eksperimentalnog ispitivanja

Eksperimentalna grupa	Rezultati vlačnog ispitivanja (srednje vrijednosti N)	Rezultati dinamičkog ispitivanja uz kontroliranu silu	Rezultati dinamičkog ispitivanja uz kontroliran pomak
Grupa 0	988,42 ± 135,75	- stabilan sklop BPG - očuvana vlakna	- stabilan sklop BPG bez pojave oštećenja prednje ukrižene sveze
Grupa 1	41,25 ± 10	- nestabilan sklop BPG - oštećena vlakna	- oštećena vlakna
Grupa 2	467,87 ± 47	- stabilan sklop BPG - oštećena vlakna	- pojava usjeka
Grupa 3	447,71 ± 138	- djelomično stabilan sklop BPG - oštećena vlakna	- pojava usjeka

6. NUMERIČKO ISPITIVANJE MODELA POPRAVKA PREDNJE UKRIŽENE SVEZE

Za potrebe numeričke analize korišten je tetraedarski element koji je ujedno i najjednostavniji konačni element za trodimenzijsku analizu zadanog kontinuuma (slika 47.). Tetraedarski element ima dvanaest stupnjeva slobode i četiri čvora u vrhovima s trima komponentama pomaka u, v i w u pravcu Kartezijevih koordinatnih osi.



Slika 47. Osnovni tetraedarski konačni element

Raspodjela pomaka u osnovnom tetraedarskom elementu opisuje se potpunim polinomima drugog stupnja [243]:

$$u = a_1 + a_2 x + a_3 y + a_4 z \quad (1)$$

$$v = a_5 + a_6 x + a_7 y + a_8 z \quad (2)$$

$$w = a_9 + a_{10} x + a_{11} y + a_{12} z \quad (3)$$

6.1. Snimanje kostiju s pomoću kompjutorizirane tomografije

Programi za obradu medicinske slike sa svrhom 3D rekonstrukcije nekog biološkog tkiva najčešće se koriste dvjema vrstama podataka: CT skenovima (računalna tomografija) ili MR skenovima (magnetska rezonancija). Obje tehnologije, napredne slikovne dijagnostike, kao rezultat imaju poprečne prikaze (slojeve) segmenata ljudskoga tijela. Razlika je u tome što CT (engl. *Computed tomography*) uređaj koristi tehnologiju x-zraka, a magnetska rezonancija magnetsko polje i radiofrekvenciju. Cilj obiju tehnika jest dobivanje slika presjeka objekta koji se snima iz različitih pogleda. Za potrebe numeričke simulacije, potrebno je trodimenzionalno rekonstruirati sklop *bedrena kost – prednja ukrižena sveza – goljenica*. Trodimenzionalna rekonstrukcija ovčjega kadaveričnog koljenog zgloba s izoliranom prednjom ukriženom svezom napravljena je s pomoću skenova računalne tomografije. Pozadina skeniranja pomoću računalne tomografije matematički se temelji na Radonovoj transformaciji funkcije f unutar koje se povezuju prostorne (x,y) i projekcijske koordinate (θ,s), a definirana je kao linijski integral uzduž linije pod kutom ω u odnosu na y os, na udaljenosti s od ishodišta [180]:

$$R = f(x,y) = \int \int_{-\infty}^{+\infty} f(x,y)\delta\,(xcos\theta + ysin\theta - s)dxdy, \qquad (4)$$

pri čemu vrijedi

$$-\infty < s < +\infty, 0 \leq \theta < \pi. \qquad (5)$$

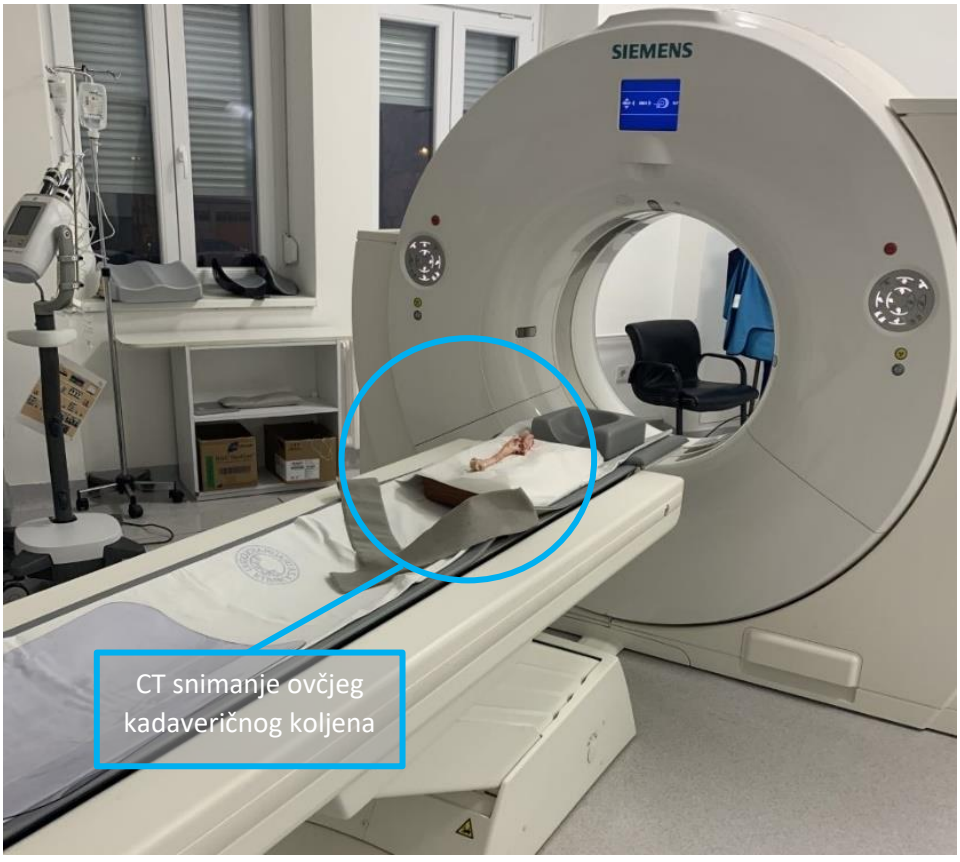
Pri primjeni računalne tomografije u medicini pretpostavlja se da x-zrake mogu prolaziti kroz zrak. U tom je slučaju koeficijent atenuacije jednak nuli. U fizici, pojam atenuacije ili prigušenja predstavlja smanjenje vrijednosti neke fizikalne veličine. Ta fizikalna veličina može biti električnoi napon, jakosti potresnoga vala i slično [244]. Matematičkim rječnikom funkcija f je u medicinskoj primjeni jednaka nuli u svim točkama osim u točkama materijalnog tijela koje se promatra [245].

Kako bi se dobili CT skenovi ovčji kadaverični koljeni zglobovi su, u kontroliranim temperaturnim uvjetima, doneseni u Zavod za radiologiju Kliničkoga bolničkog centra Sestara milosrdnica.

Uzorci su obrađeni u laboratoriju za radiologiju na uređaju za kompjutorsku tomografiju *Siemens SOMATOM Definition Edge ultra* (Siemens Healthcare GmbH). Neke od važnijih tehničkih specifikacija korištenog uređaja dane su u tablici 3. Snimanjem CT uređajem obrađena su tri različita uzorka – kadaverični koljeni zglobovi triju ovaca (slika 48.).

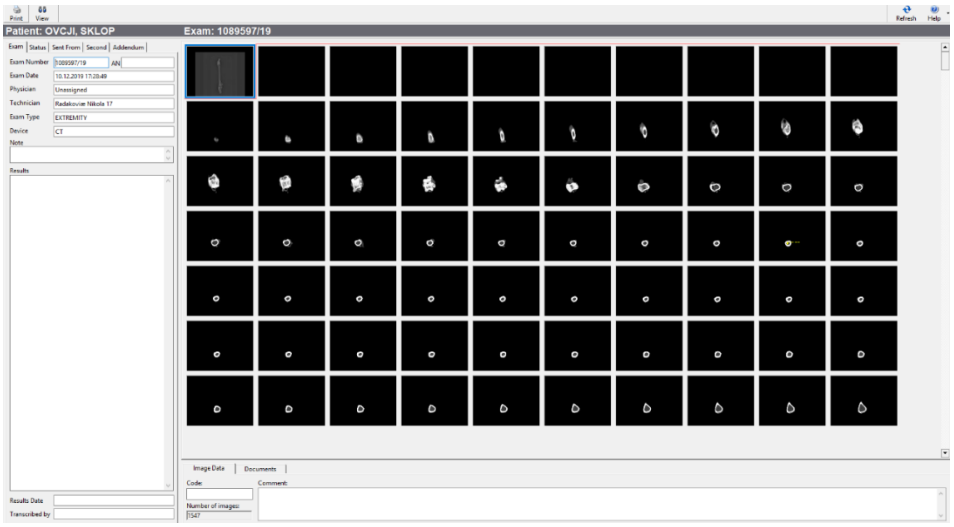
Tablica 3. Tehničke specifikacije uređaja Siemens SOMATOM Definition Edge ultra

Tehničke specifikacije *Siemens SOMATOM Definition Edge ultra*					
Kvaliteta slike	**Vrijeme rotacije**	**Najveća brzina skeniranja**	**Snaga generatora**	**Prostorna rezolucija**	**Vremenska rezolucija**
visoka razlučivosti	0,28 s^{-1}	230 mm/s	100 KW	0,3 mm	142 ms



Slika 48. Snimanje ovčjeg kadaveričnog koljenoga zgloba CT uređajem

Snimali su se uzorci s nativnom (netaknutom) prednjom ukriženom svezom. Snimljeno je 835 slojeva za prvi, 1547 za drugi i 1377 za treći uzorak. Podaci su spremljeni na CD s interaktivnim preglednikom unutar kojega su se mogle analizirati sve slike te dobiti prijeko potrebni podaci o duljini i širini uzorka, o iznosu određenih površina te o gustoći kostiju (slike 49.). Tehnikom snimanja s uređajem za računalnu tomografiju dobiven je trodimenzionalni prikaz sklopa, prikazan na slici 50.



Slika 49. Interaktivno sučelje za pregled CT skenova te za obradu i analizu podataka



Slika 50. Trodimenzionalni prikaz sklopa bedrena kost – prednja ukrižena sveza – goljenica dobiven računalnom tomografijom

6.2. Trodimenzionalna rekonstrukcija modela

Nakon što su prikupljeni CT podaci, učitani su u programski paket *Mimics Innovation Suite* tvrtke Materialise (Leuven, Belgija) [246]. Veličina piksela automatski je izračunata na temelju rezolucije slike i akvizicijskoga vidnog polja. Nakon unosa CT skenova, napravljena je segmentacija, točnije odabir željenoga anatomskog sadržaja na medicinskoj CT slici koji se želi trodimenzionalno rekonstruirati. Segmentacija je moguća primjenom alata metode podjele pragom ili *tresholding*a. Za obradu i analizu medicinskih slika prijeko su potrebne vrijednosti piksela za primjenu metode podjele pragom, skalirane na temelju poznatih vrijednosti Hounsfieldove ljestvice. Haunsfild je jedinica Hounsfieldove ljestvice finog razlučivanja gustoće u računalnoj tomografiji. Ta jedinica spada u nestandardizirane jedinice. Oznake za Haunsfild, koje se koriste u literaturi, su H, HU, a često se nailazi i na pojam CT-jedinice i CT-broja. Sam Haunsfild je opisan vrijednošću tisućinke koeficijenata gušenja rendgenskog zračenja. To se rengensko zračenje odnosi na ono u vodi [247]. Različite su vrijednosti Haunsfild za različita tkiva. Tako, na primjer, za meka tkiva, poput sveza, vrijednost Haunsfildove jedinice poprima iznose od oko -200 do oko +804 HU, dok je za kosti ti su iznosi od +200 do +1000 HU [247]. Haunsfieldova jedinica za meka tkiva, poput prednje ukrižene sveze, definirana je izrazom [248]:

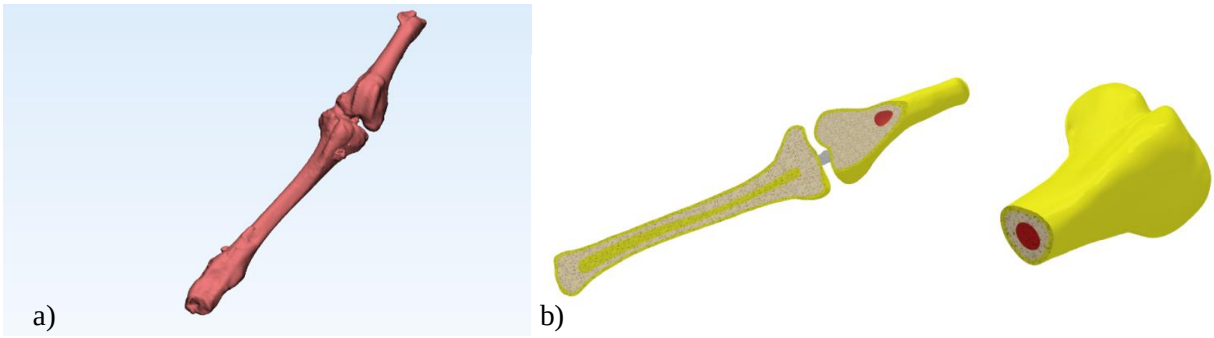
$$HU_{tkiva} = \frac{\mu_{tkiva} - \mu_{vode}}{\mu_{vode}} \times 1000 \quad (6)$$

gdje μ predstavlja linearni koeficijent atenuacije.

Za odabir željenog sadržaja *sklopa bedrena kost – prednja ukrižena sveza – goljenica,* donja granica za kosti je postavljena na 485 HU, a gornja na 1467 HU. Prednja ukrižena sveza izolirana je na temelju vrijednosti 188 HU za donju granicu i 3071 HU za gornju granicu. Na temelju odabranih vrijednosti HU, kreirane su maske bedrena kost, goljenica i prednja ukrižena sveza. Pomoću kreiranih maski napravljeni su zasebni 3D modeli i kreiran je sklop bedrena kost, goljenica i prednja ukrižena sveza.

6.3. Dorada modela u CAD programskom paketu

Geometrija modela uvelike utječe na numeričku analizu, točnije na generiranje mreže. Iako, *Mimics* dopušta izravno generiranje mreže, modeli bedrene kosti, prednje ukrižene sveze i goljenične kosti dorađivani su programskom paketu *Autodesk Inventor Professional 2019*. U navedenom programskom paketu volumen modela kostiju prilagodio se dodjeljivanju željenih materijalnih svojstava zasebno svakoj strukturi (slika 51.)



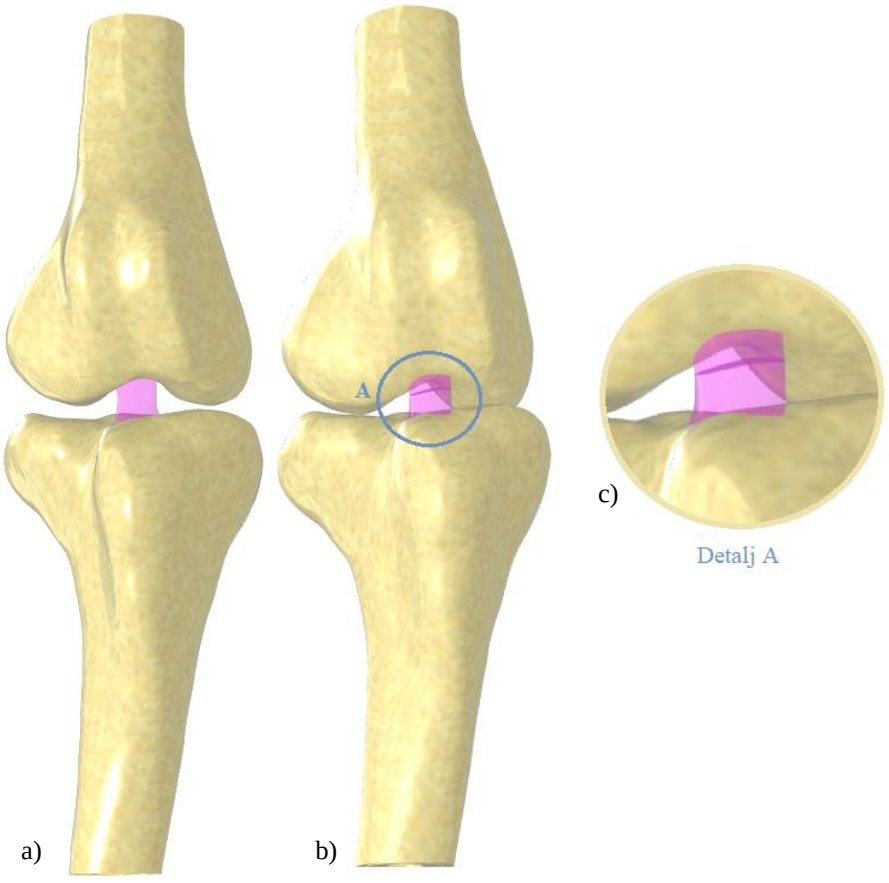
Slika 51. Prikaz a) 3D rekonstrukcija sklopa bedrena kost - prednja ukrižena sveza – goljenica iz CT skenova u programskom paketu Mimics; b) dorađeni 3D modela sklopa bedrena kost – prednja ukrižena sveza – goljenica

6.4. Trodimenzionalni modeli

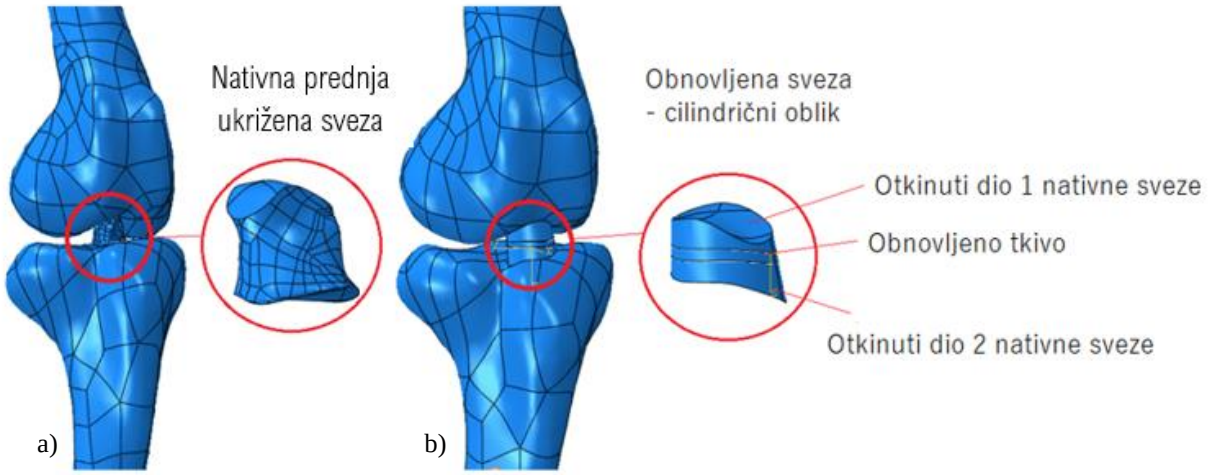
Poput grupa za provedbu eksperimentalnog ispitivanja, izrađeni su trodimenzionalni modeli za numeričko ispitivanje s nativnom prednjom ukriženom svezom i modeli s puknutom prednjom ukriženom svezom s ugrađenim postojećim rješenjem popravka. U sklopu svakog sklopa s ugrađenim tehnikama popravka napravljena su određena pojednostavnjena geometrije kako bi se pojednostavila numerička analiza. Svi modeli s ugrađenim rješenjima popravka prednje ukrižene sveze rađeni su u programskom paketu *SolidWorks 2018* (Dassault Systèmes, Francuska).

6.4.1. MODEL 0

Nulti model (*Model 0*) skup je dvaju modela. *Model 01* predstavlja sklop *bedrena kost – prednja ukrižena sveza – goljenica* s cjelovitom prednjom ukriženom svezom (slika 52. a.), a Model 02 sklop je s nativnom puknutom prednjom ukriženom svezom (slika 52. b). Radi pojednostavljena izrade sklopova s ugrađenim rješenjima popravka, realna geometrija prednje ukrižene sveze, prikazana na slici 53. a., pojednostavljena je tako da se umjesto realnog, primijenio oblik nepravilnog cilindra, prikazan na slici 53. b. Nepravilan cilindar izveden je kao sendvič konstrukcija, kako je prikazano na slici 53. b., gdje otkinuti dio 1 i otkinuti dio 2 predstavljaju ostatke puknute nativne prednje ukrižene sveze, dok središnji dio predstavlja novonastalo tkivo u fazi cijeljenja. To je onaj dio koji bi se, u realnim uvjetima, formirao kod pacijenata za vrijeme cijeljenja uz pomoć jedne od ugrađenih tehnika popravka.



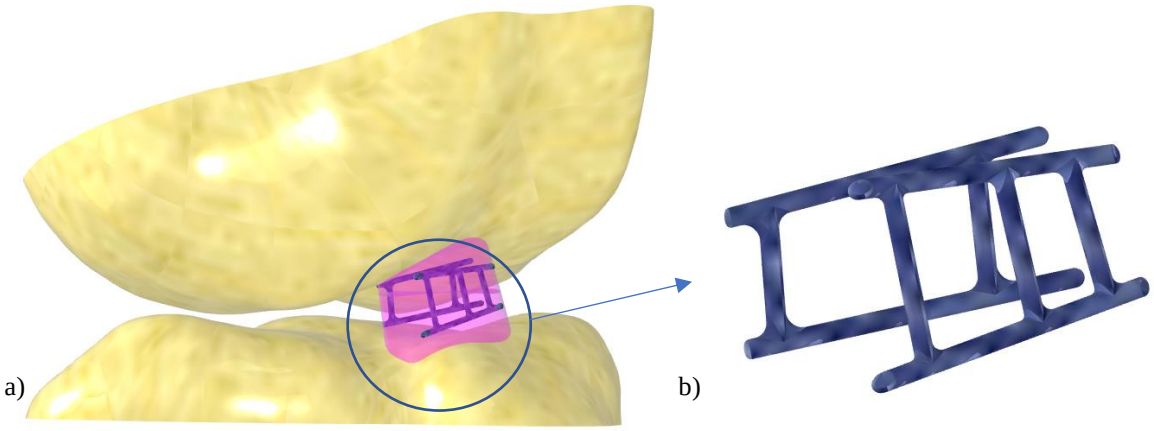
Slika 52. Model 0 a) Model 01 – nativni model s cijelom prednjom ukriženom svezom; b) Model 02 – nativni model s puknutom prednjom ukriženom svezom; c) izdvojeni detalj puknute sveze



Slika 53. Prikaz a) realne geometrije prednje ukrižene sveze dobivene iz CT skenova; b) pojednostavljena geometrija prednje ukrižene sveze oblika nepravilnog cilindra

6.4.2. MODEL 1

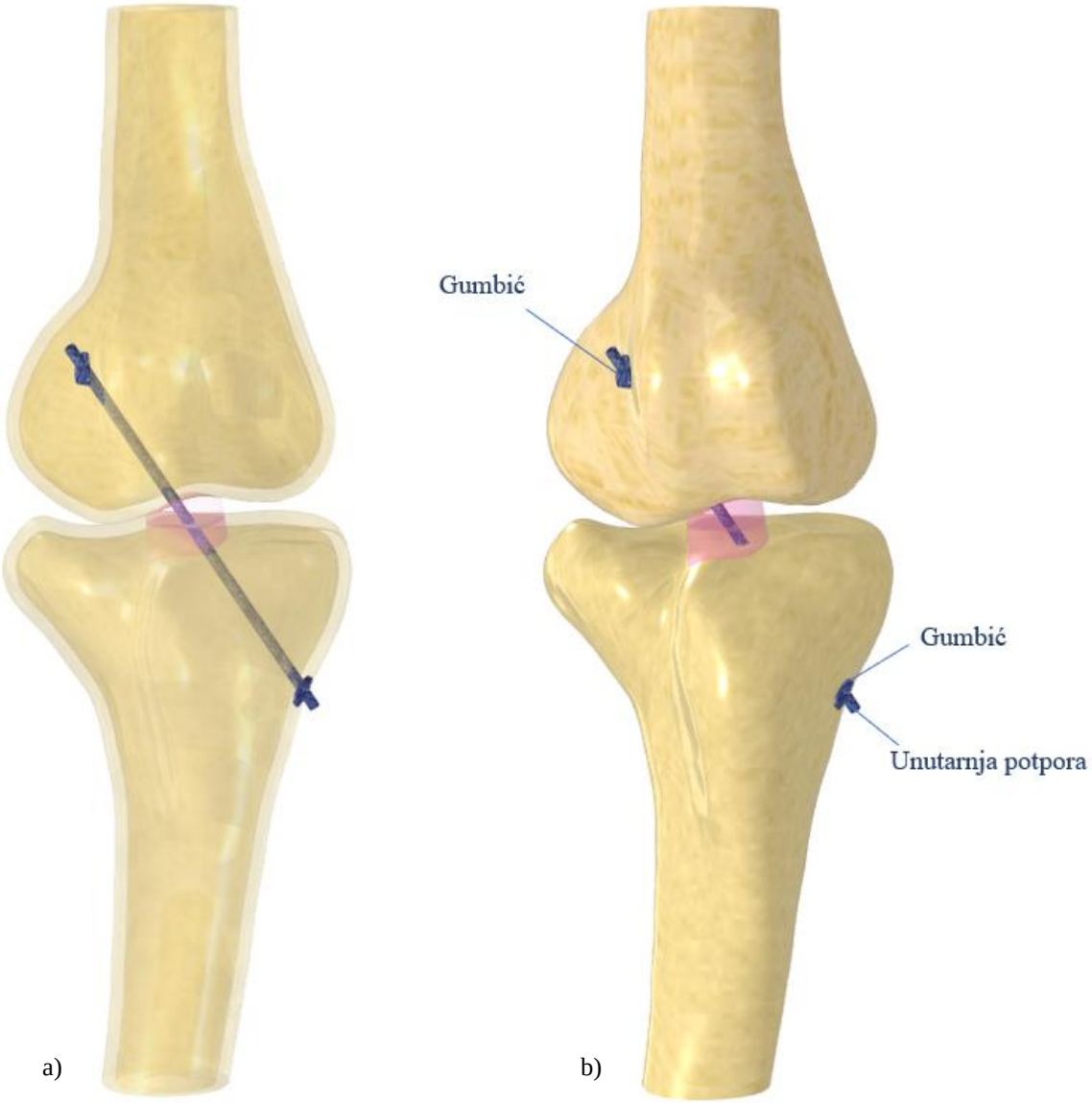
Model 1 predstavlja sklop *bedrena kost – prednja ukrižena sveza – goljenica* s puknutom prednjom ukriženom svezom koja je popravljena tehnikom popravka šavom (slika 54. a). Šav je modeliran poput rešetki (jedna rešetka - jedan šavni čvor) te je ugrađen unutar dijela puknute prednje ukrižene sveze (slika 54. b). Rešetke su oblikovane u programskom paketu *SolidWorks 2018*.



Slika 54. Prikaz a) Model 1; b) detalj šava (rešetke) unutar prednje ukrižene sveze

6.4.3. MODEL 2

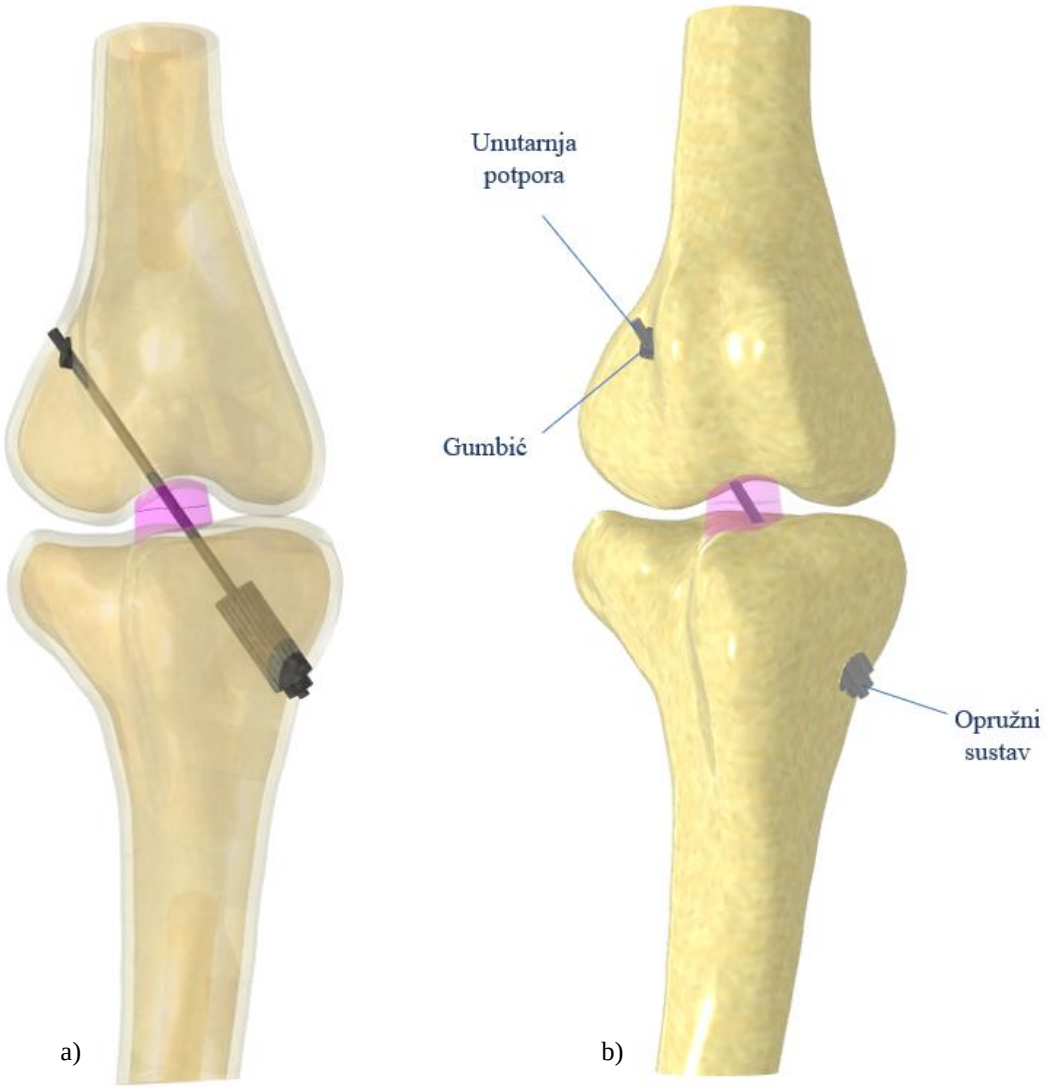
Model 2 je sklop *bedrena kost – prednja ukrižena sveza – goljenica* s puknutom prednjom ukriženom svezom koja je popravljena tehnikom popravka unutarnjom potporom. Unutarnja potpora je modelirana kao štap, a gumbići s četiri provrta (implantati) su pojednostavnjeni na gumbiće s jednim provrtom. Na slici 55. prikaz je *Modela 2*.



Slika 55. Model 2: a) transparentni prikaz modela s prednje strane; b) prikaz modela s prednje strane s transparentnom prednjom ukriženom svezom s označenim gumbićima i unutarnjom potporom

6.4.4. MODEL 3

Sklop *bedrena kost – prednja ukrižena sveza – goljenica* s puknutom prednjom ukriženom svezom koja je popravljena tehnikom popravka unutarnjom potporom s vijčano - opružnim sustavom prikazana je *Modelom* 3. Potpora je modelirana kao štap, dok je gumbić pojednostavljen da umjesto četiri provrta ima samo jedan (slika 56.). Vijčano - opružni sustav je modeliran pomoću valjkastog elemenata s rebrima i vanjskog gumbića za kojeg je štap (potpora) čvrsto vezana [1].



Slika 56. Modela 3: a) transparentni prikaz modela s prednje strane; b) prikaz modela s prednje strane s transparentnom prednjom ukriženom svezom

6.5. Numerička analiza modela

Numerička analiza provedena je s četiri opisana modela. Računalne simulacije metodom konačnih elemenata sa sva četiri sklopa provedene su u programskom paketu *Abaqus SIMULIA* v.6.14-5, softver za numeričku simulaciju namijenjen za rješavanje rutinskih i sofisticiranih inženjerskih problema.

6.5.1. Materijalna svojstva

Za potrebe numeričke analize predviđene u ovom istraživanju pretpostavlja se da su kosti izotopne, homogene i da imaju linearno elastična svojstva. S obzirom na to da se ispituju biomehanički nedostaci postojećih rješenja popravka prednje ukrižene sveze u fazi rehabilitacije, uzeto je pojednostavnjenje da je i sveza linearno elastična, homogena i izotropna. Ta se pretpostavka temelji na spoznaji da se tijekom rehabilitacije, nakon što se ugradi tehnika popravka, koljeni zglob ne bi trebao opterećivati velikim silama. S obzirom na to da te sile ne bi trebale iznositi više od 30 % vlastite težine tijela, pretpostavlja se da se za te vrijednosti opterećenja sveza još uvijek nalazi unutar elastičnog područja prema krivulji naprezanje - istezanje. Za tkivo sveze koje se obnovilo uzet je modul elastičnosti vrijednosti za 1/3 manji, nego za nativnu svezu. Razlog toj pretpostavci je činjenica da mehanička svojstva obnovljenog dijela sveze, nisu ista kao i ona kod nativne sveze, prije puknuća [249]. Poissonov faktor za različite dijelove sklopa dan je u tablici 4.

Tablica 4. Odabrana materijalna svojstva za ljudski model

	Youngov modul elastičnosti (MPa)	Poissonov faktor	Odabrana vrsta materijala na analizu	Izvori
Čvrsta kost (bedrena i goljenica)	17000	0,3	ILEH*	[177],[84]
Spužvasta kost (bedrena i goljenica)	400	0,3	ILEH*	[185]
Prednja ukrižena sveza	114	0,4	ILEH*	[84],[185]
Obnovljena prednja ukrižena sveza	78	0,4	ILEH*	[84]
Titanij	115000	0,3	ILEH*	[188]
Šav	700	0,4	ILEH*	[177]
Polietilen	3000	0,4	ILEH*	[178]

*ILEH – izotropan, linearno elastičan, homogen

U tablici 5. navedene su vrijednosti modula elastičnosti i Poissonovog faktora koji se prema literaturi koriste za sve važne strukture koljenog zgloba za potrebe numeričkog ispitivanja, a na temelju kojih su odabrani podaci za modele u doktorskome radu.

Tablica 5. Materijalna svojstva bioloških struktura koljenoga zgloba za ljudski model

	E (GPa)	Poissonov faktor	Gustoća g/cm3	Vlačna čvrstoća (MPa)	Svojstva hiperelastičnosti	Odabrana vrsta materijala	Izvor
Bedrena čvrsta kost	17	0,3	2	130	/	ILEH	[177]
	17	0,3	/	/	/	ILEH	[84]
	16,7	0,3	1,75	/	/	ILEH	[178]
	17,2	0,3	/	/	/	ILEH	[96]
	17,4	0,3	/	/	/	ILEH	[180]
	17,6	0,3	2,1326	/	/	ILEH	[181]
	16,2	0,36	/	/	/	ILEH	[182]
	11	0,3	/	/	/	ILEH	[183]
	17	0,3	/	/	/	ILEH	[89]
	17,6	0,3	/	/	/	ILEH	[184]
Bedrena spužvasta kost	0,389	0,3	/	/	/	ILEH	[89]
	0,35	0,25	/	/	/	ILEH	[182]
	0,5	0,3	/	/	/	ILEH	[184]
	12.2	0,3	/	/	/	ILEH	[84]
	17	0,3	/	/	/	ILEH	[185]
	18,1	0,3	/	/	/	ILEH	[96]
	17,4	0,3	/	/	/	ILEH	[180]
	17,6	0,3	2,1326	/	/	ILEH	[181]
	16,2	0,36	/	/	/	ILEH	[182]
	17	0,3	/	/	/	ILEH	[89]
	18,4	0,3	/	/	/	ILEH	[184]
Goljenica spužvasta	0,006	0,4	/	/	/	ILEH	[84]
	0,4	0,3	/	/	/	ILEH	[185]
	0,389	0,3	/	/	/	ILEH	[182]
	0,35	0,25	/	/	/	ILEH	[89]
	0.5	0,3	/	/	/	ILEH	[184]

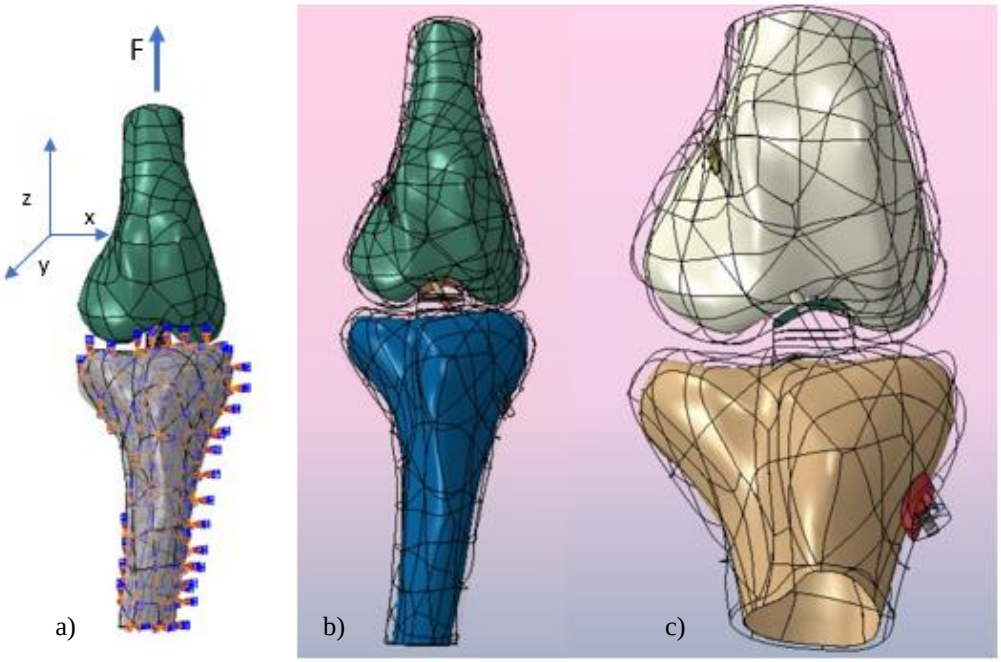
*ILEH – izotropan, linearno elastičan, homogen
*HEIH – hiperelastičan, izotropan, homogen
*PINNH – poprečno izotropan, gotovo netlačni Neo-hook

	E (GPa)	Poissonov faktor	Gustoća g/cm^3	Vlačna čvrstoća (MPa)	Svojstva hiperelastičnosti	Odabrana vrsta materijala	Izvor
Prednja ukrižena sveza	/	/	/	/	α=0.26MPa,β= 11.35 C_1=1.49	HEIH	[177]
	0.001046	0.4	/	/	/	ILEH	[84]
	0.366	0.499	/	25	/	ILEH	[178]
	/	/	/	/	$C_{1=}$1.95 Mpa, C_3=0.0139 MPa, C_4=116.22, C_5=535.039 MPa, D_1=0.00683 MPa^{-1}, λ*=1.046	PINNH	[96]
	0.005	0.46	/	/	/	HEIH	[180]
	0.366	0.45	0.0011	/	/	HEIH	[181]
	0.366	/	/	/	/	/	[182]
	0.8	0.33	/	/	/	HEIH	[183]
	0.4	0.45	/	/	/	HEIH	[89]
Meniski	0.059	0.3	/	/	/	ILEH	[184]
	0.059	0.49	/	/	/	ILEH	[89]
	0.112	0.49	0.00075	/	/	ILEH	[181]
	0.059	0.049	/	/	/	ILEH	[182]
	0.112	0.45	/	/	/	ILEH	[183]
Listna kost	15.5	0.24	/	/	/	ILEH	[89]
Hrskavica	0.02	0.45	/	/	/	ILEH	[184]
	0.012	0.45	/	/	/	ILEH	[89]
	1	0.07	/	25	/	ILEH	[182]
	0.005	0.46	/	/	/	ILEH	[184]
	0.05	0.45	/	/	/	ILEH	[89]
Iver	15	0.3	/	/	/	ILEH	[184]
Druge čvrste kosti	17	0.3	/	/	/	ILEH	[84]
	18	0.3	/	/	/	ILEH	[185]
Druge spužvaste kosti	0.4	0.26	/	/	/	ILEH	[182]
	0.07	0.2	/	/	/	ILEH	[89]
Titanium	120	0.3	4.5	/	/	ILEH	[184]
Ti_6Al_4V	110	0.34	/	1140		ILEH	[178]
UHMWPE	0.667	0.46	/	/	/	ILEH	[96]
	2	0.44	/	60	/	ILEH	[180]

*ILEH – izotropan, linearno elastičan, homogen
*HEIH – hiperelastičan, izotropan, homogen
*PINNH – poprečno izotropan, gotovo netlačni Neo-hook

6.5.2. Definiranje rubnih uvjeta, opterećenja i kontakata

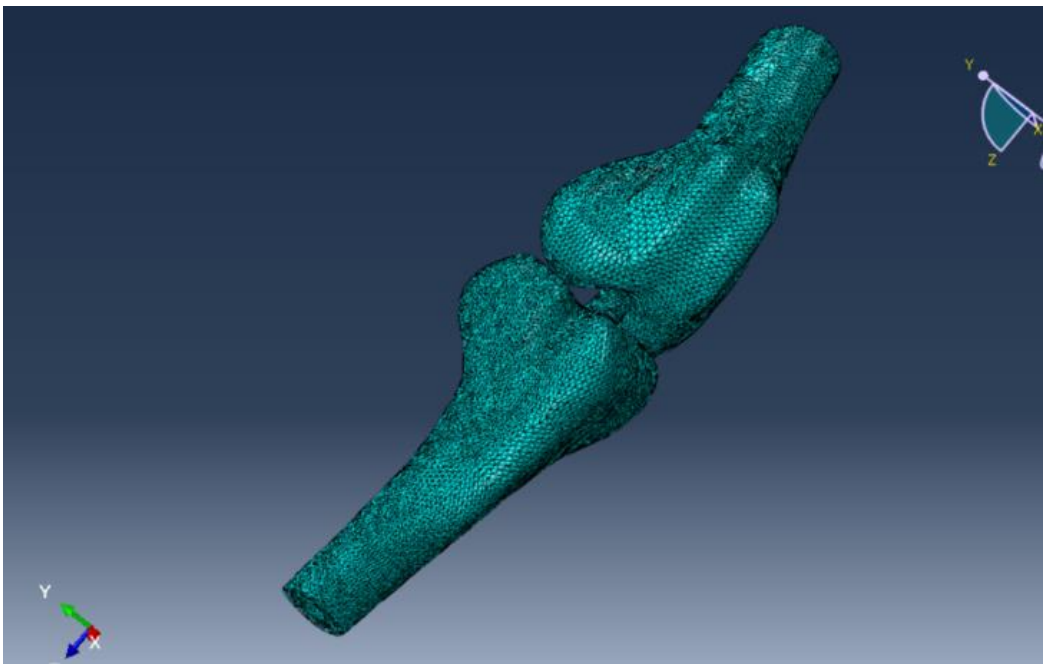
U cilju provedbe numeričke simulacije, bedrena čvrsta kost vlačno je opterećena silom od 100 N u smjeru osi *z*, a goljenici je dodijeljen rubni uvjet uklještenja kako je prikazano na slici 57. a. Osim opterećenja, definirane su dodirne površine i kontakti između njih, odnosno veze. Najčešće se koristila čvrsta veza (engl. *tie*). Kod svih modela čvrstom vezom su povezane površine između bedrene čvrste i spužvaste kosti, goljenice spužvaste i čvrste te između sveze i bedrene čvrste i sveze i goljenice čvrste (slika 57. a. i b.). U modelu 1, kako prikazuje slike 57. b., čvrstom vezom povezan je konac s oba gumbića, gumbići s čvrstom bedrenom kosti i goljenicom te konac s ostacima sveze. Kontakt bez trenja je odabran na dodiru konca sa spužvastom i čvrstom kosti te s obnovljenim dijelom sveze. Veze kod modela 2 su jednake onima kod modela 1, uz to što su svi dijelovi opružno-vijčanog sustava povezani čvrstom vezom, dok je kontakt bez trenja dodijeljen opružno-vijčanom sustavu i koncu (slika 57. c.). Model 3 ima jednake veze kao i model 1 i 2, uz čvrstu vezu između konca i puknutih dijelova sveze, te kontakta bez trenja između konca i obnovljenog dijela sveze.



Slika 57. Prikaz a) načina opterećenja modela u programskom paketu Abaqus; b) veze između dijelova u modelu 1; c) veze između dijelova u modelu 2

6.5.3. Generiranje i konvergencija mreže konačnih elemenata

Kod svih modela zbog nepravilne geometrije kosti generirana je mreža tetraedarskih konačnih elemenata drugog reda. Iako je prizmatični i heksaedarski element prikladniji za trodimenzijsku numeričku analizu jer, za razliku od tetraedarskih elemenata brže konvergira točnom rješenju i nije osjetljiv na orijentaciju u mreži, tetraedarski element je odabran jer točnije opisuje nepravilnu (složenu) geometriju modela. Odabran je tetraedarski element drugog reda C3D10 s deset čvorova i trideset stupnjeva slobode (slika 58.). Kod odabranog elementa polje pomaka je opisano potpunim polinomom drugog reda. Drugim riječima, odabranim modelom moguće je opisati linearno polje deformacija i naprezanja.



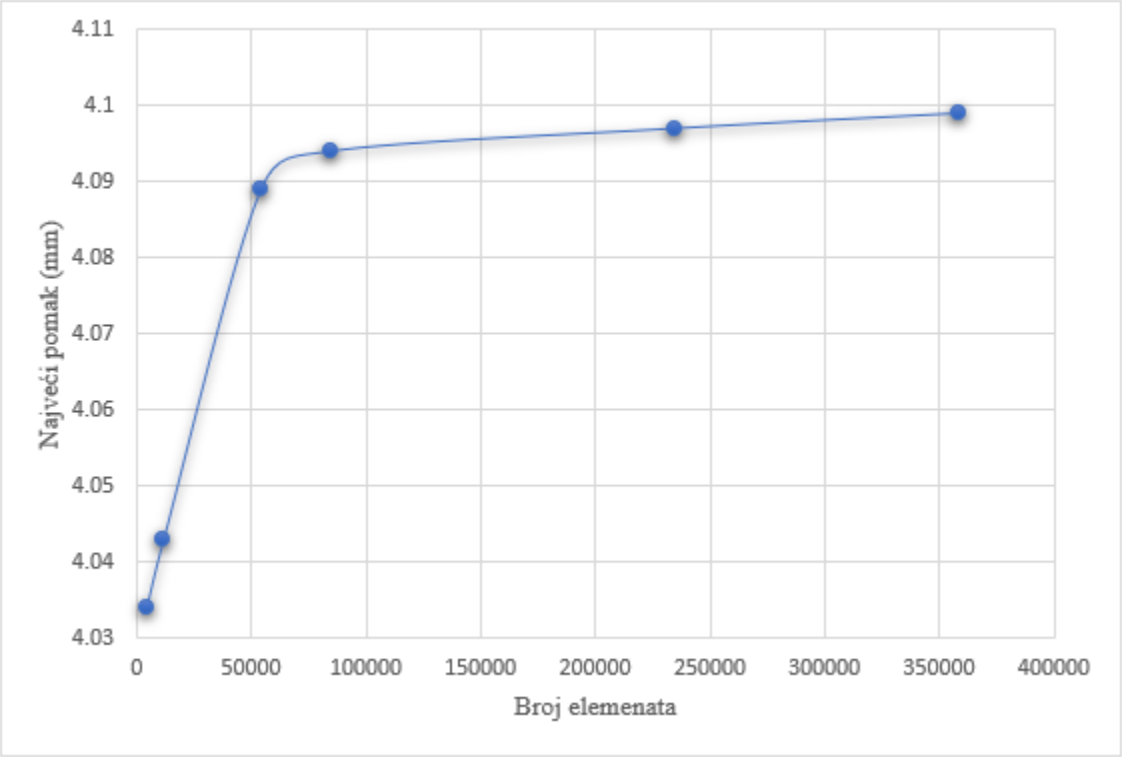
Slika 58. Mreža konačnih elemenata sklopa bedrena kost – prednja ukrižena sveza – goljenična kost

Prije analize potrebno je optimizirati broj elemenata u mreži, točnije smanjiti broj elemenata i čvorova zato što njihov broj ovisi o smanjenju vremena potrebnoga za numeričku analizu (tablica 6.). Uz to, da bi rezultati numeričke analize bili točni, potrebno je prikazati da rezultati analize konvergiraju u rješenju te da nisu ovisni o veličini mreže. Rezultat ispitivanja konvergencije pomaka s modelom prednje ukrižene sveze prikazan je u tablici 6. i dijagramom na slici 59 te je

na temelju njih odabrana gustoća mreže. Za ispitivanje konvergencije odabrana je ista vrijednost sile koja je uzeta kod numeričkih proračuna svih modela (vlačno opterećenje silom od 100 N). Ukupni broj konačnih elemenata i čvorova svakog modela dan je u tablici 7.

Tablica 6. Ispitivanje konvergencije pomaka modela sklopa bedrena kost – prednja ukrižena sveza – goljenica.

	Gustoća mreže (engl. seed)					
	1.2	**0.8**	**0.4**	**0.3**	**0.2**	**0.1**
Broj elemenata prednje ukrižene sveze	4319	11688	54143	84628	234622	358541
Najveći pomak	4,034	4,043	4,089	4,094	4,097	4,099



Slika 59. Dijagram konvergencija pomaka za model prednje ukrižene sveze

Tablica 7. Broj konačnih elemenata i čvorova mreže pojedinih modela

	Model 0						
	Bedrena kost		Goljenica		Prednja ukrižena sveza		
Broj elemenata	233915		234249		234484		
Broj čvorova	355835		352606		332171		
	Model 1						
	Bedrena kost		Goljenica		Prednja ukrižena sveza	Rešetka	
Broj elemenata	200357		132234		81168	11637	
Broj čvorova	298705		200187		118646	20820	
	Model 2						
	Bedrena kost	Goljenica	Konac	Gumbić 1	Gumbić 2	Prednja ukrižena sveza	
Broj elemenata	299196	257311	3941	486	343	358716	
Broj čvorova	445966	380850	7124	985	732	516008	
	Model 3						
	Bedrena kost	Goljenica	Konac	Gumbić 1	Gumbić 2	Prednja ukrižena sveza	Čahura
Broj elemenata	326674	328152	3723	337	982	325868	6351
Broj čvorova	486046	486411	6761	701	1706	360703	11222

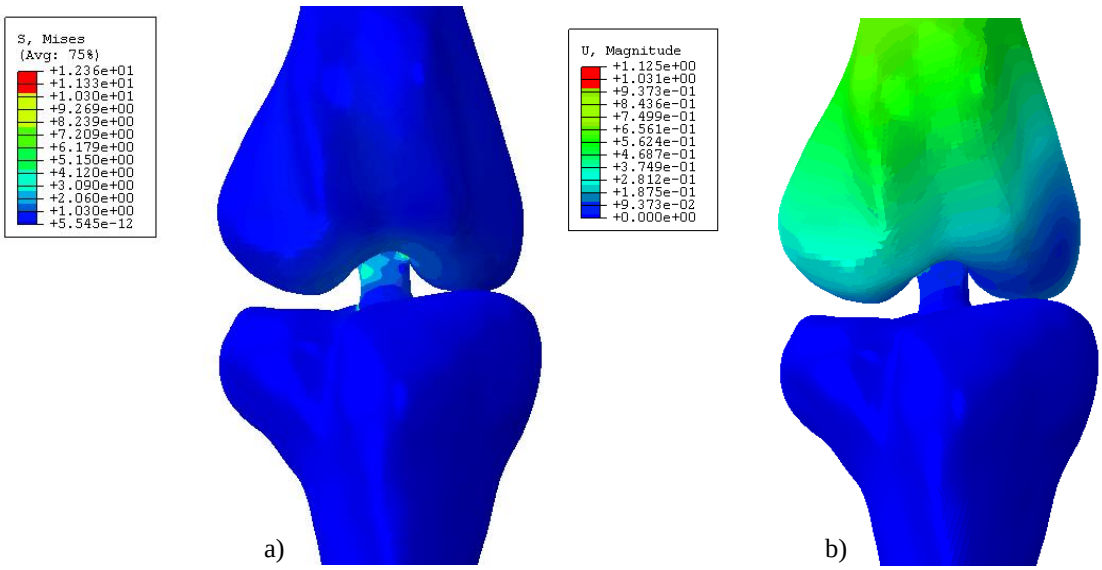
6.5.4. Rezultati numeričke analize

Rezultati numeričkog proračuna prikazani su i analizirani za svaku grupu, kao što je to učinjeno u eksperimentalnom ispitivanju. Na kraju poglavlja je dan komparativni pregled svih dobivenih rezultata po grupama.

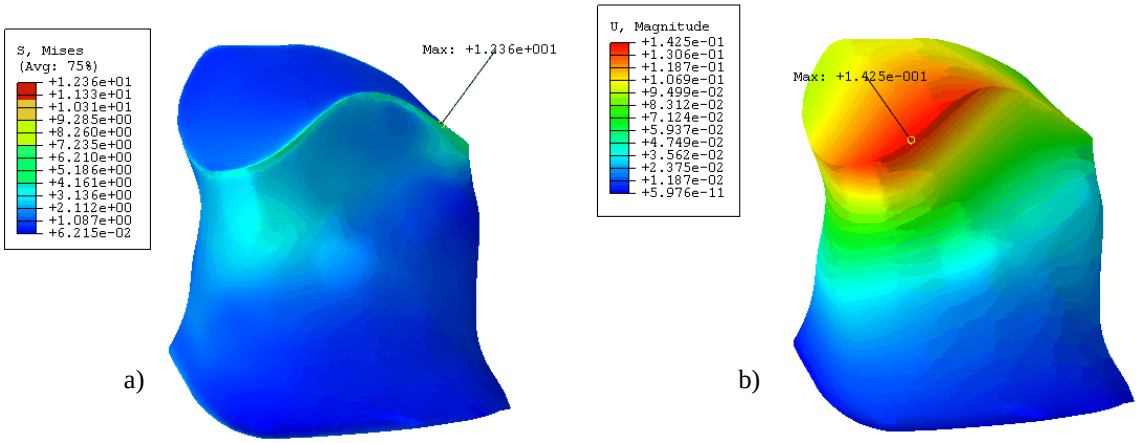
6.5.4.1. Model 0

Na slikama 60. a. i b. prikazan je cijeli *Model 0* kako bi se dobila jasna predodžba o raspodjeli naprezanja i pomaka u sklopu. Na nativnoj prednjoj ukriženoj svezi uočava se da je iznos von Mises naprezanja najveći na mjestu kontakta bedrene kosti s prednjom ukriženom svezom. Iznos tog naprezanja je 12,36 MPa, kako je vidljivo na slici 61. a. Također se vidi porast vrijednosti naprezanja na otprilike 1/3 proksimalne duljine prednje ukrižene sveze. Von Mises naprezanje na

tom dijelu iznosi 3,136 MPa (slika 61. a.). Iznos najvećeg pomaka na prednjoj ukriženoj svezi je 0,14 mm na proksimalnom dijelu te raste u smjeru djelovanja sile na bedrenoj kosti (slika 60. b.).



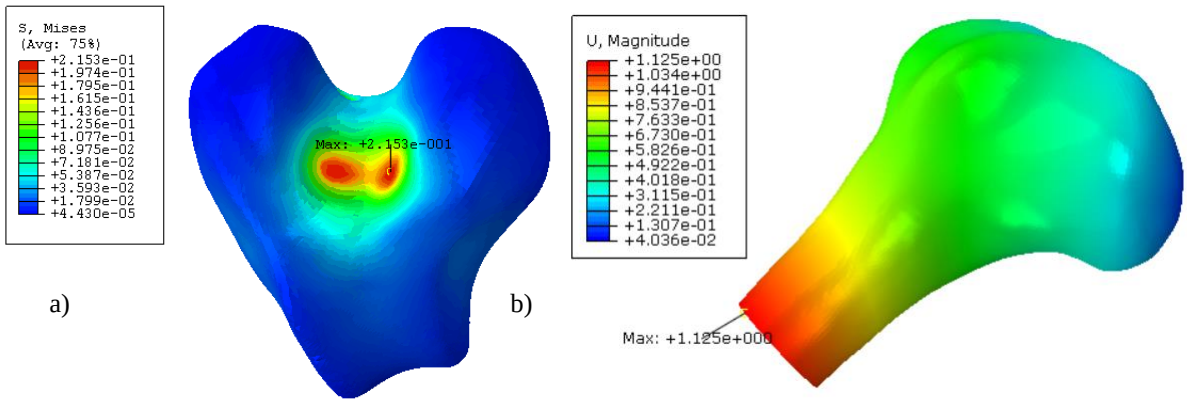
Slika 60. Model 0: raspodjela a) von Mises naprezanja; b) pomaka



Slika 61. Model 0: raspodjela a) von Mises naprezanja na prednjoj ukriženoj svezi; b) pomaka na prednjoj ukriženoj svezi

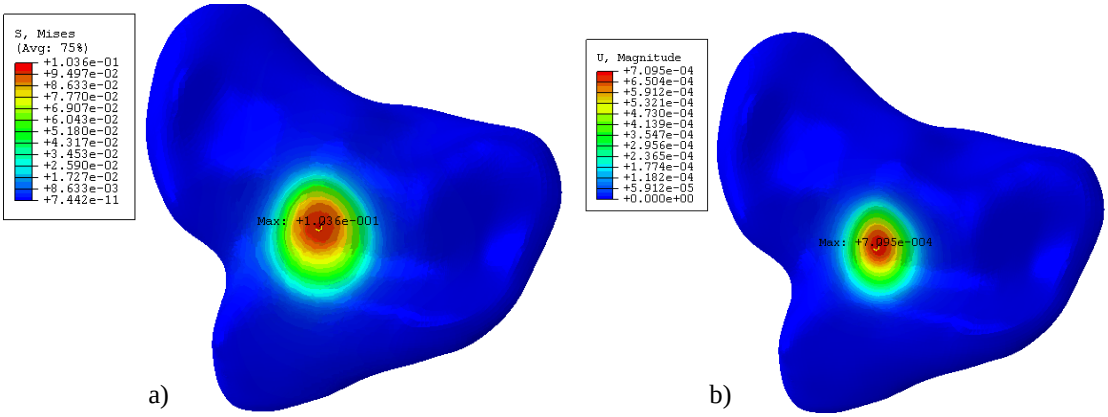
Uz porast naprezanja na pojedinim dijelovima prednje ukrižene sveze, pojavljuju se i porast vrijednosti von Mises naprezanja na površini čvrste bedrene kosti na dijelu hvatišta bedrene kosti s prednjom ukriženom svezom (slika 62. a). Najveće von Mises naprezanje na čvrstoj bedrenoj

kosti iznosi 0,00215 MPa, kako je prikazano na slici 62. a. Najveći pomak na površini bedrene kosti je na distalnom djelu te iznosi 0,492 mm (slika 62. b).



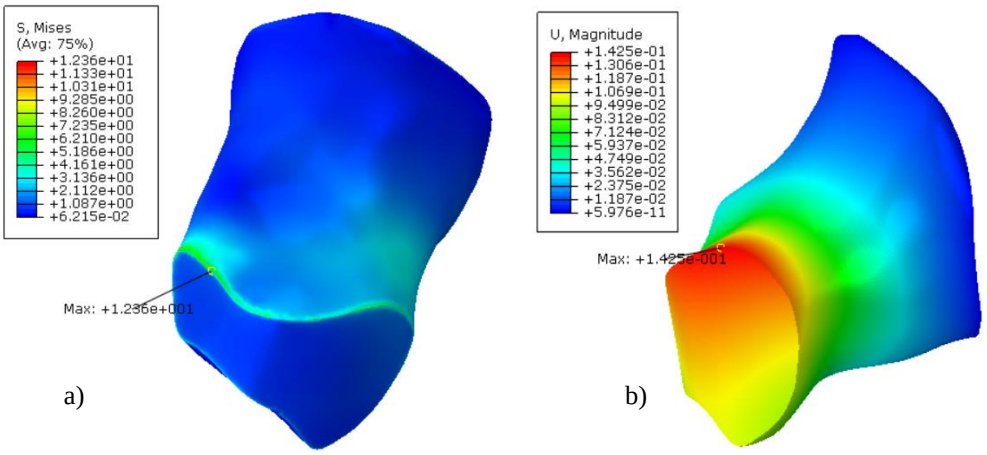
Slika 62. Model 0: raspodjela a) von Mises naprezanja na površini bedrene kosti koja je u doticaju s prednjom ukriženom svezom; b) pomaka na bedrenoj kosti

Na slikama 63. a. i b prikazana je raspodjela von Mises naprezanja i pomaka na površini goljenice koja je u dodiru s prednjom ukriženom svezom. Najveće von Mises naprezanje na tom dijelu iznosi 0,00104 MPa, dok je najveći pomak 0,0007 mm.



Slika 63. Model 0: raspodjela a) von Mises naprezanja na površini goljenice koja je u doticaju s prednjom ukriženom svezom; b) pomaka na površini goljenice koja je u doticaju s prednjom ukriženom svezom

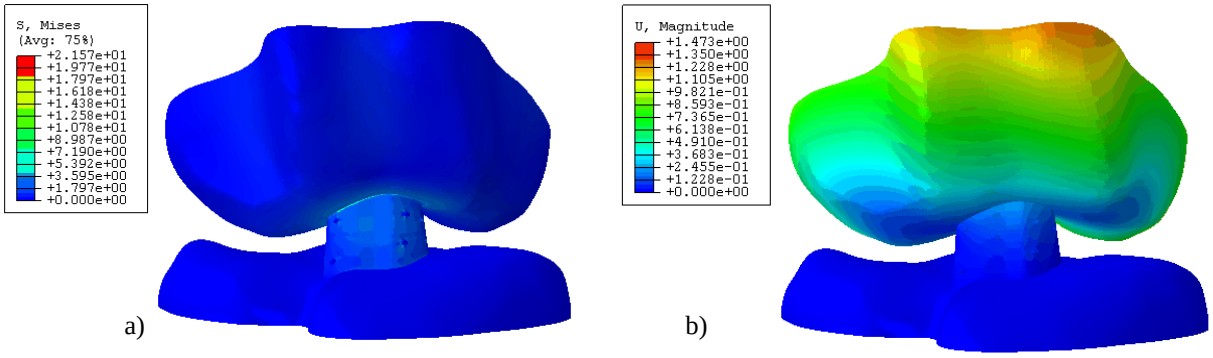
Na poprečnom presjeku, koji se nalazi na polovici prednje ukrižene sveze, vrijednost najvećeg von Mises naprezanja iznosi 1,236 MPa (slika 64. a), dok vrijednost najvećeg pomaka iznosi 0,1425 mm (slika 64. b).



Slika 64. Model 0: raspodjela a) von Mises naprezanja na poprečnom presjeku prednje ukrižene; b) pomaka na poprečnom presjeku prednje ukrižene sveze

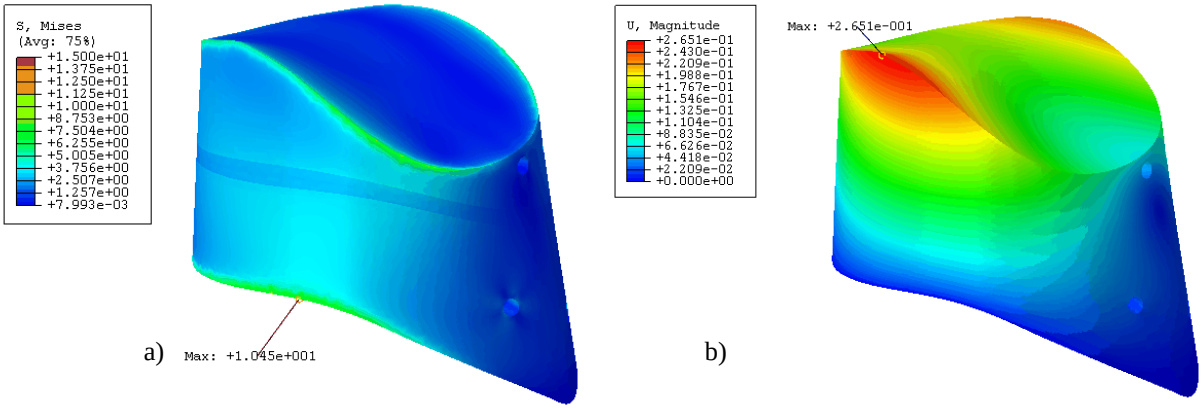
6.5.4.2. Model 1

Na slikama 65. a. i b. prikazana je raspodjela von Mises naprezanja i pomaka *Modela 1*.

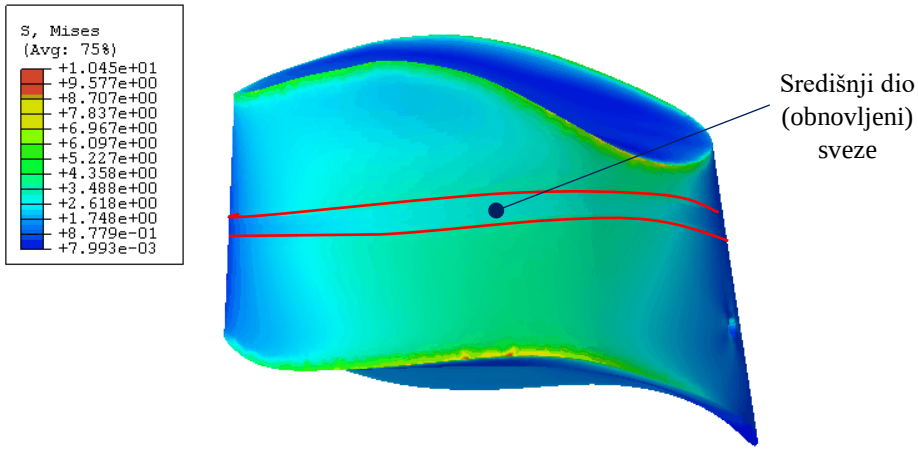


Slika 65. Model 1: raspodjela a) von Mises naprezanja; b) pomaka

Raspodjela von Mises naprezanja na prednjoj ukriženoj svezi prikazana je na slici 66. a. Najveća vrijednost von Mises naprezanja iznosa 15 MPa vidljiva je na hvatištima sveze s bedrenom kosti. Vrijednost pomaka najveća je na hvatištu prednje ukrižene sveze s bedrenom kosti i iznosi 0,2651 mm (slika 66. b.). Porast vrijednosti von Mises naprezanja vidljiv je na rubovima vanjskih dijelova sveze (otkinutih dijelova nativne) koji dodiruju unutarnji dio sveze (koji predstavlja obnovljeno tkivo, vidjeti u odjeljku 6.4., slika 53.) te iznosi 2,65 MPa (slika 67.).

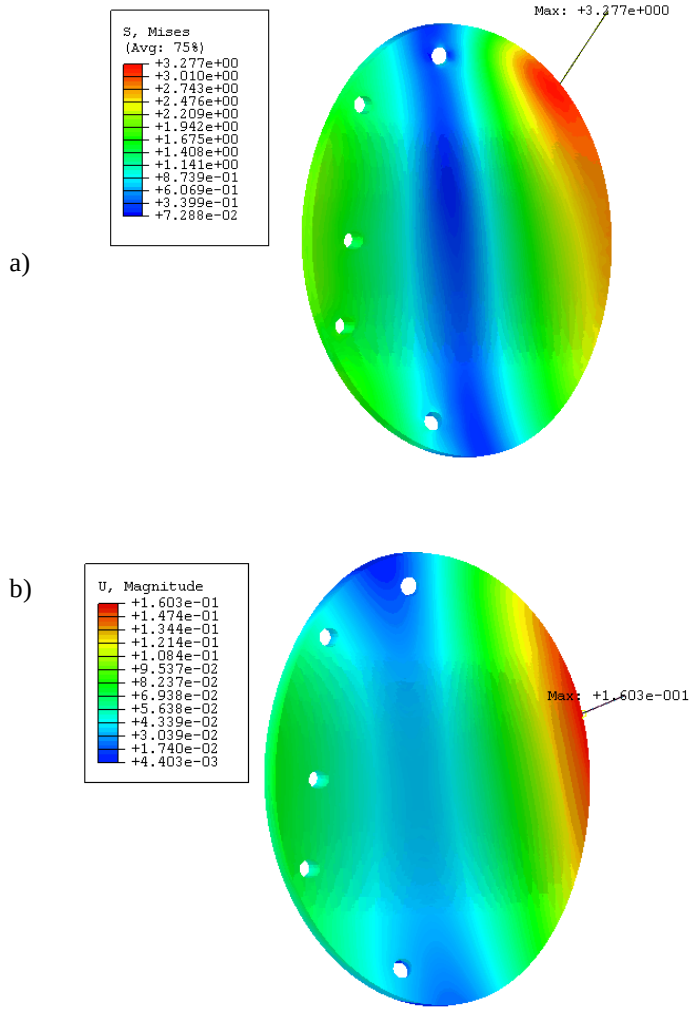


Slika 66. Model 1: raspodjela a) von Mises naprezanja na prednjoj ukriženoj svezi; b) pomaka na prednjoj ukriženoj svezi



Slika 67. Raspodjela von Mises naprezanja na rubovima vanjskih dijelova sveze i unutarnjeg dijela sveze Modela 1

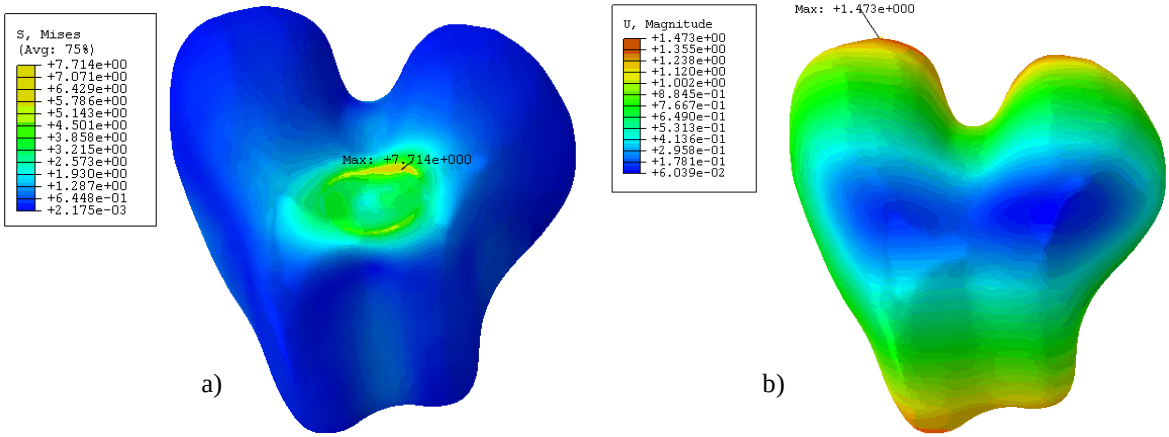
Na površini dijela sveze koji predstavlja obnovljeno tkivo, a koja je u dodiru s prvim dijelom sveze, prikazana je raspodjela naprezanja na slici 68. a. Na toj je slici vidljivo povećanje naprezanja na desnoj strani te mjesto pojavljivanja najvećeg von Mises naprezanja iznosa 3,277 MPa. Pomaci su najveći na istom mjestu kao i von Mises naprezanja te najveći pomak iznosi 0,1603 mm (slika 68. b.).



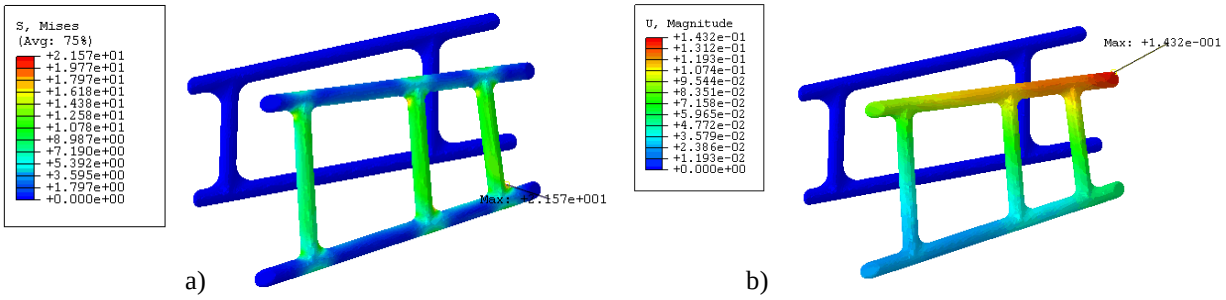
Slika 68. Model 1: raspodjela a) von Mises naprezanja na dijelu koji predstavlja obnovljeni dio sveze; b) pomaka na dijelu koji predstavlja obnovljeni dio sveze

Numeričkom analizom utvrđene su vrijednosti naprezanja na dodiru površine bedrene kosti s prednjom ukriženom svezom. Najveća vrijednost tih naprezanja iznosi 0,28 MPa, slika 69. a. Najveća vrijednost pomaka na bedrenoj kosti u dodiru s prednjom ukriženom svezom iznosi 1.186

mm (slika 69. b.). Najveća naprezanja na rešetki, odnosno na koncu, pojavljuju se na mjestima gdje se horizontalne niti dodiruju s vertikalnim nitima te iznose 14,89 MPa. Uz to, veće vrijednosti von Mises naprezanja vidljive su i na površinama vertikalnih dijelova rešetke (slika 70. a.). Najveći pomak iznosi 0,12 mm te se nalazi na gornjem dijelu rešetke koja je u dodiru s prvim dijelom prednje ukrižene sveze – dio koji predstavlja otkinuti dio sveze (slika 70. b.).



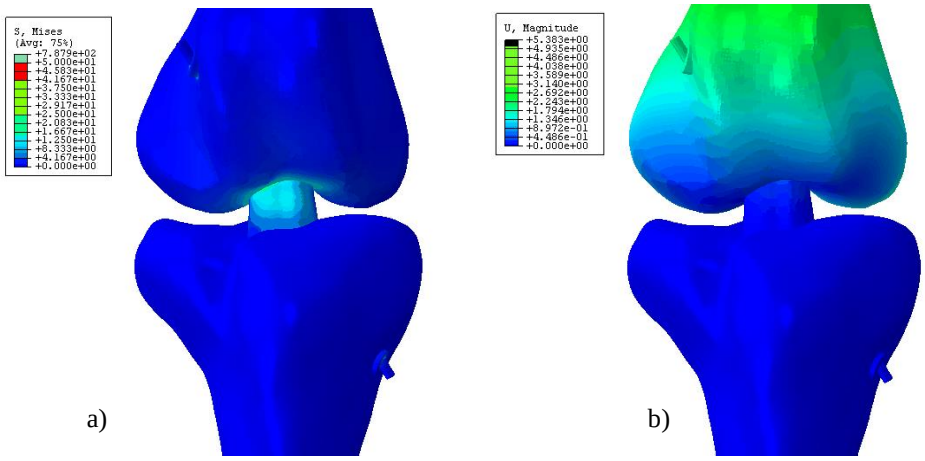
Slika 69. Model 1: raspodjela a) von Mises naprezanja na površini bedrene kosti; b) pomaka na površini bedrene kosti



Slika 70. Model 1: raspodjela a) von Mises naprezanja na rešetki; b) pomaka na rešetki

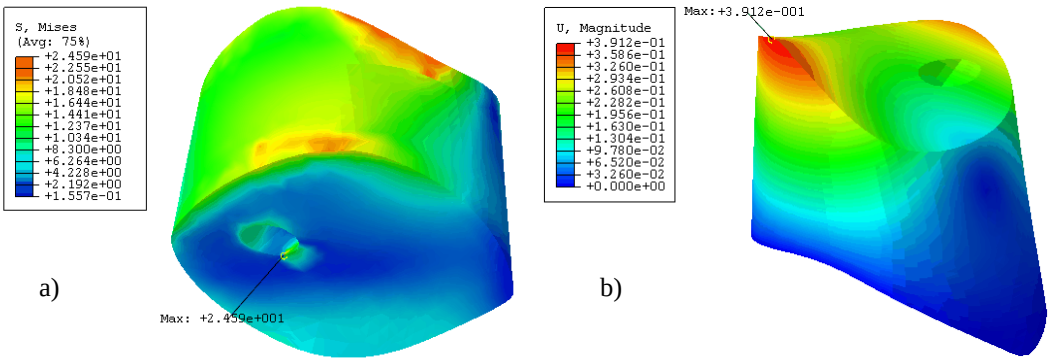
6.5.4.3. Model 2

Rezultati numeričke analize *Modela 2* [1] pokazani su na slici 71.



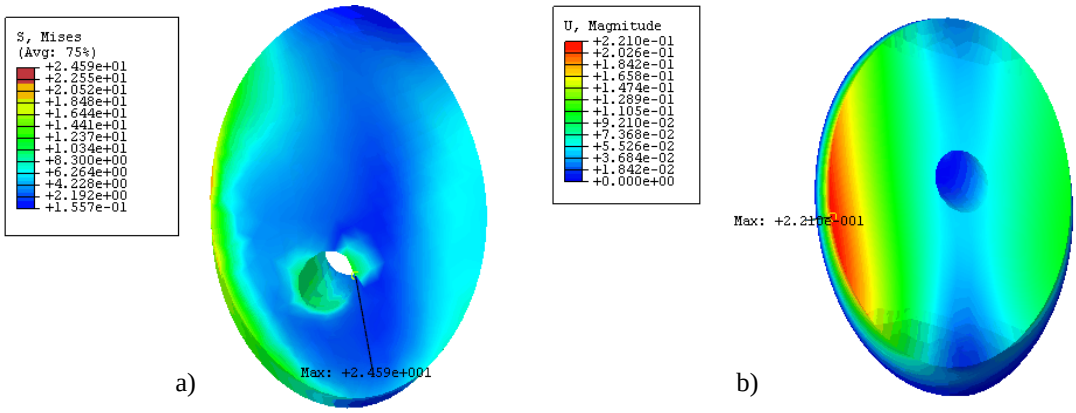
Slika 71. Model 2: raspodjela a) von Mises naprezanja; b) pomaka

Raspodjela naprezanja na prednjoj ukriženoj svezi prikazana je na slici 72. a. Vrijednost najvećeg von Mises naprezanja od 24,59 MPa na tom dijelu nalazi se na dodiru prednje ukrižene sveze s koncem (unutarnjom potporom). Najveći pomak nalazi se na mjestu dodira prednje ukrižene sveze s bedrenom kosti i iznosi 0,3912 mm (slika 72. b.).



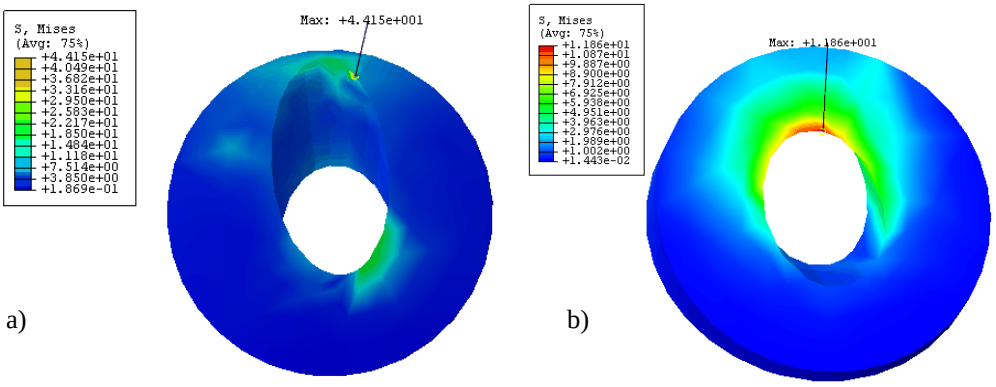
Slika 72. Model 2: raspodjela a) von Mises naprezanja na prednjoj ukriženoj svezi; b) pomaka na prednjoj ukriženoj svezi

Raspodjela naprezanja na površini dijela sveze koji predstavlja obnovljeno tkivo sveze, prikazana je na slici 73. a, dok su vrijednosti pomaka prikazani na slici 73. b.



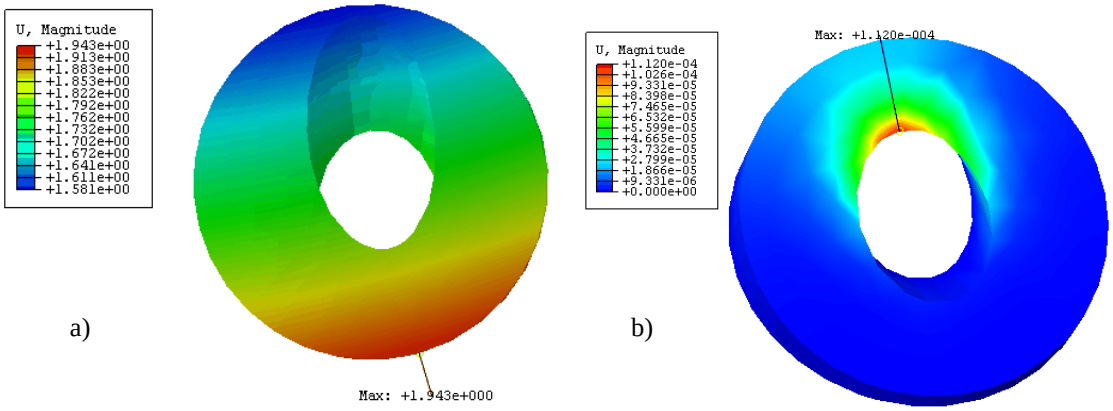
Slika 73. Model 2: raspodjela a) von Mises naprezanja na obnovljenom tkivu sveze; b) pomaka na obnovljenom sveze

Na slici 74. a. i b. prikazana je raspodjela naprezanja na gumbićima koji su u dodiru s bedrenom kosti i goljenicom. Najveći iznos von Mises naprezanja na gumbiću koji je u dodiru s bedrenom kosti iznosi 44,15 MPa (slika 74. a.), dok je najveći iznos naprezanja na gumbiću koji je u dodiru s goljenicom jednak 11,86 MPa (slika 74. b).



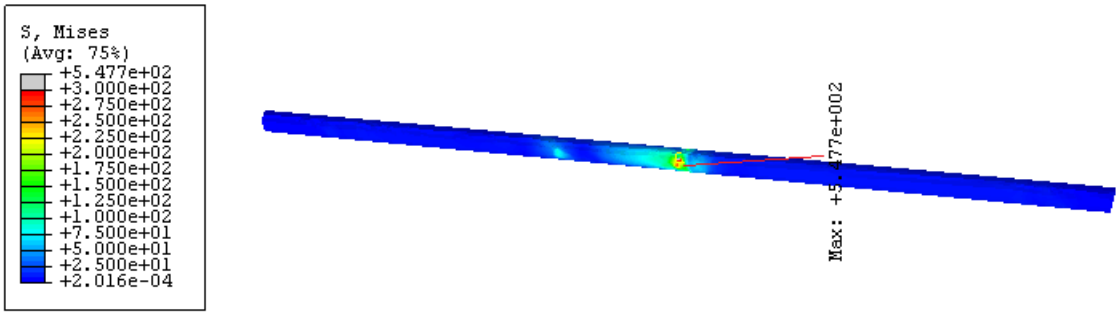
Slika 74. Model 2: raspodjela a) von Mises naprezanja na gumbiću koji je u dodiru s bedrenom kosti; b) von Mises naprezanja na gumbiću koji je u dodiru s goljenicom

Najveće vrijednosti pomaka iznose 1,943 mm na gumbiću koji je u dodiru s bedrenom kosti (slika 75. a.) te 0,000112 mm na gumbiću koji je u dodiru s goljenicom (slika 75. b.).



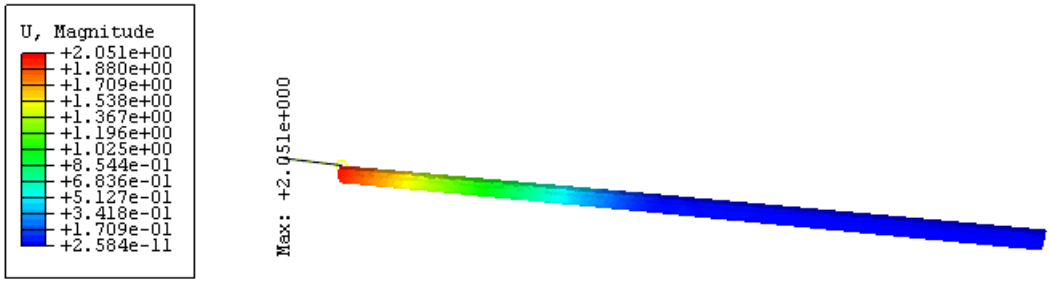
Slika 75. Model 2: raspodjela a) pomaka na gumbiću koji je u dodiru s bedrenom kosti; b) pomaka na gumbiću koji je u dodiru s goljenicom Modela 2

Raspodjela naprezanja na unutarnjoj potpori (koncu), prikazana je na slici 76. Vrijednost najvećeg von Mises naprezanja na koncu, 548 MPa, javlja se na mjestu dodira konca i prednje ukrižene sveze. Sljedeća veća vrijednost naprezanja vidljiva je na mjestu dodira konca i tunela bedrene kosti te iznosi 75 MPa.



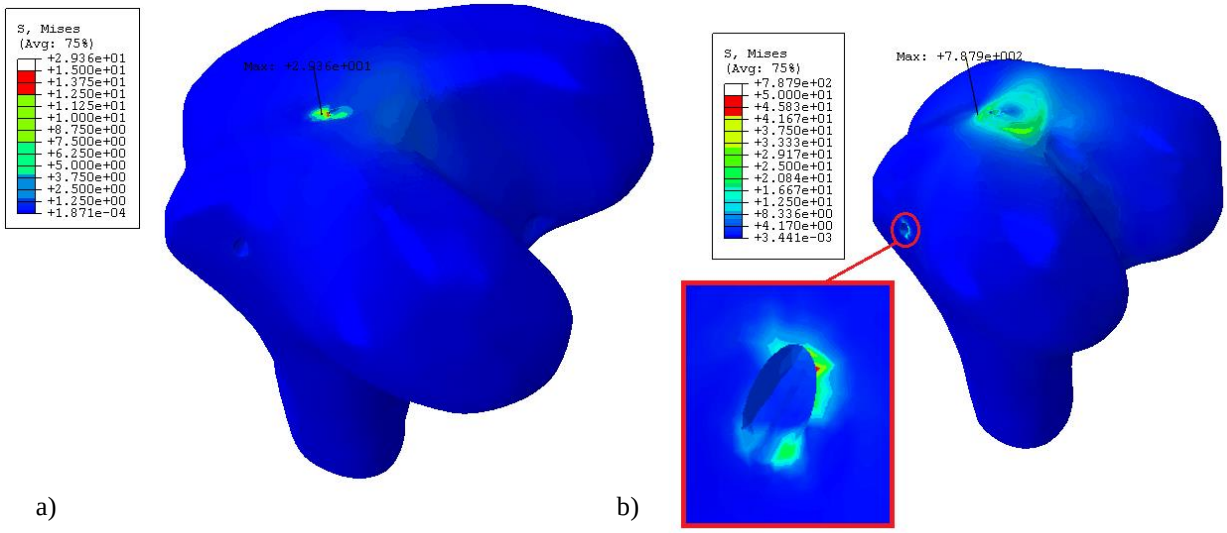
Slika 76. Raspodjela von Mises naprezanja na koncu Modela 2

Najveći pomak na koncu iznosi 2,051 mm te se nalazi na dijelu konca koji je u dodiru s gumbićem na bedrenoj kosti (slika 77.).



Slika 77. Pomaci na koncu Modela 2

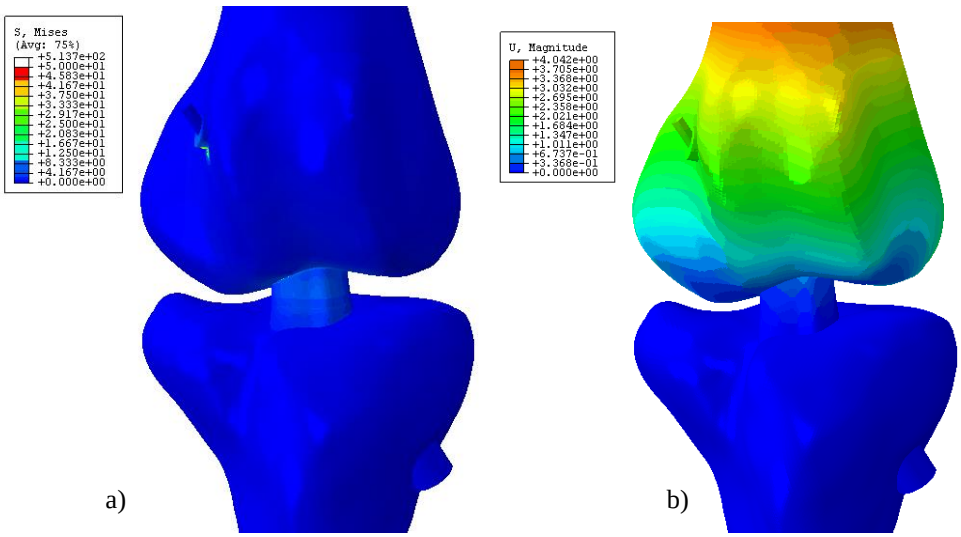
Na bedrenoj kosti značajnija vrijednost von Mises naprezanja vidljiva je na mjestu dodira bedrene spužvaste kosti i konca te iznosi 29,36 MPa (slika 78. a). Značajnija vrijednost vidljiva je i na mjestu dodira konca s bedrenom čvrstom kosti te iznosi 788 MPa. Na mjestu dodira gumbića i bedrene kosti von Mises naprezanje iznosi 41,67 MPa (slika 78. b.).



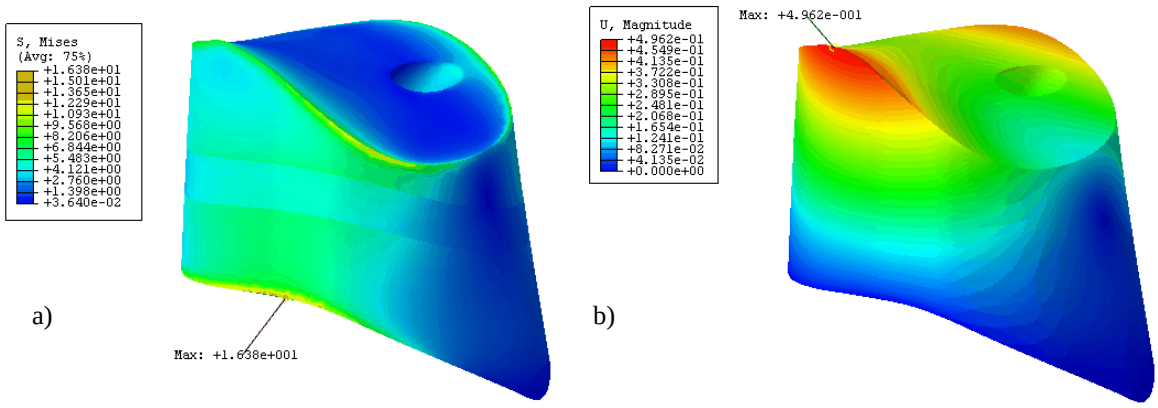
Slika 78. Model 2: raspodjela a) von Mises naprezanja na bedrenoj kosti na mjestu dodira s konca i bedrene spužvaste kosti Modela 2; b) von Mises naprezanja na bedrenoj kosti na mjestu dodira bedrene kosti i prednje ukrižene sveze i bedrene kosti i gumbića

6.5.4.4. Model 3

Na slikama 79. a i b. prikazana je raspodjela von Mises naprezanja i prikazane su vrijednosti pomaka za *Model 3*. Raspodjela naprezanja na svezi prikazana je na slici 80. a. Iz slike se može iščitati vrijednost najvećeg naprezanja na prednjoj ukriženoj svezi od 16,38 MPa, a koje se nalazi na rubnom dijelu sveze koji je u dodiru s goljenicom. Najveći pomak iznosi 0,496 mm te se nalazi na lijevom, bočnom, gornjem dijelu sveze koji je u dodiru s bedrenom kosti (slika 80. b.).

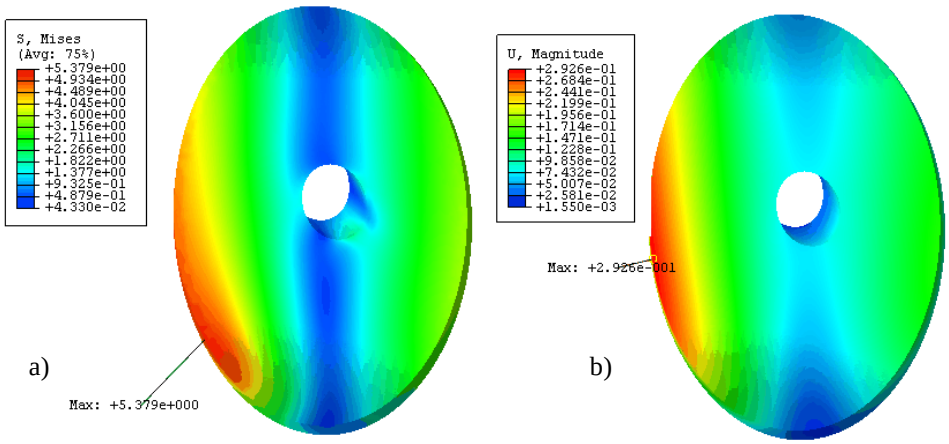


Slika 79. Model 3: raspodjela a) von Mises naprezanja; b) pomaka



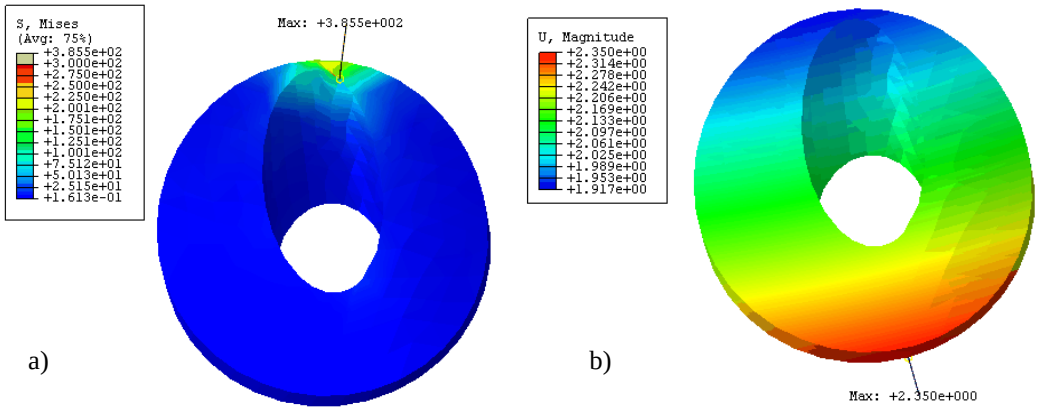
Slika 80. Model 3: raspodjela a) von Mises naprezanja na prednjoj ukriženoj svezi; b) pomaka na prednjoj ukriženoj svezi

Na slikama u nastavku prikazana je raspodjela von Mises naprezanja i pomaka na površini obnovljenog tkiva. Mjesto najvećeg naprezanja nalazi se na lijevoj strani obnovljenog tkiva i iznosi 5,379 MPa (slika 81. a.). Najveći pomak nalazi se također na lijevoj strani obnovljenog tkiva i iznosi 0,293 mm (slika 81. b.).



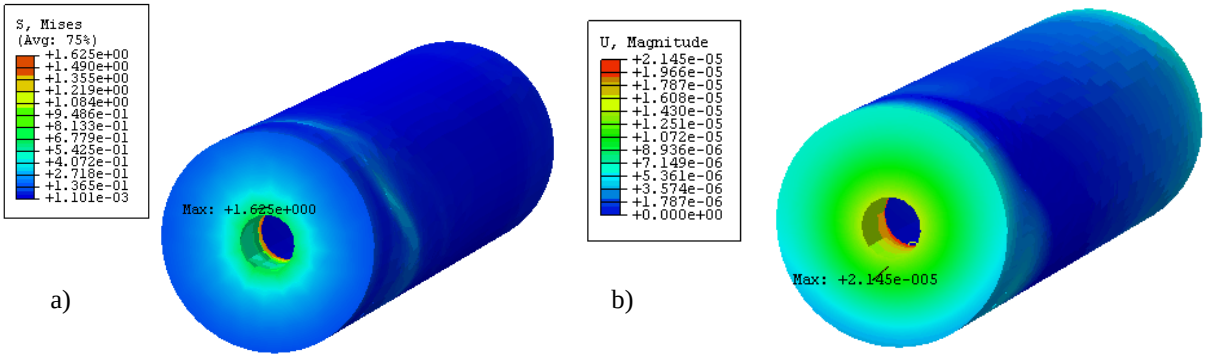
Slika 81. Model 3: raspodjela a) von Mises naprezanja na obnovljenom tkivu sveze; b) pomaka na obnovljenom tkivu sveze

Vrijednost najvećeg naprezanja na gumbiću koji je u dodiru s bedrenom kosti iznosi 385,5 MPa, dok najveći pomak iznosi 2,35 mm. Obje vrijednosti prikazane su na slikama 82. a. i b.



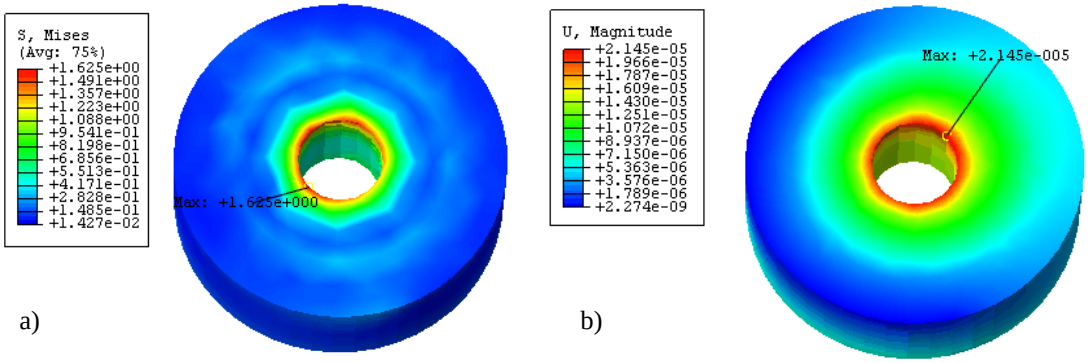
Slika 82. Model 3: raspodjela a) von Mises naprezanja na gumbiću koji je u dodiru s bedrenom kosti; b) pomaka na gumbiću koji je u dodiru s bedrenom kosti

Raspodjela von Mises naprezanja i pomaka na čahuri prikazane su na slikama 83. a i b., a najveće naprezanja na tom dijelu modela iznosi 1,625 MPa. Pomak je najveći na mjestu dodira čahure i konca te iznosi 0,00002145.



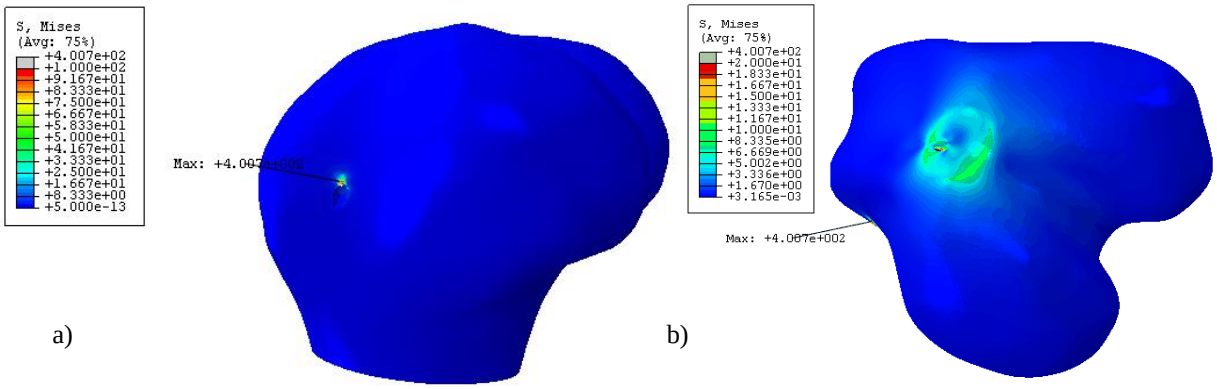
Slika 83.Model 3: raspodjela a) von Mises naprezanja na čahuri; b) raspodjela pomaka na čahuri

Na slici 84. a prikazana je raspodjela von Mises naprezanja gumbića koji je u dodiru s čahurom i koji je čvrsto vezan s koncem (unutarnjom potporom). Na slici je vidljivo da je vrijednost najvećeg naprezanja na površini gumbića koja je u dodiru s čahurom. Nalazi se točno na rubu provrta i iznosi 1.62 MPa. Najveća vrijednost pomaka iznosi 0,00002145 mm kako prikazuje slika 84. b.



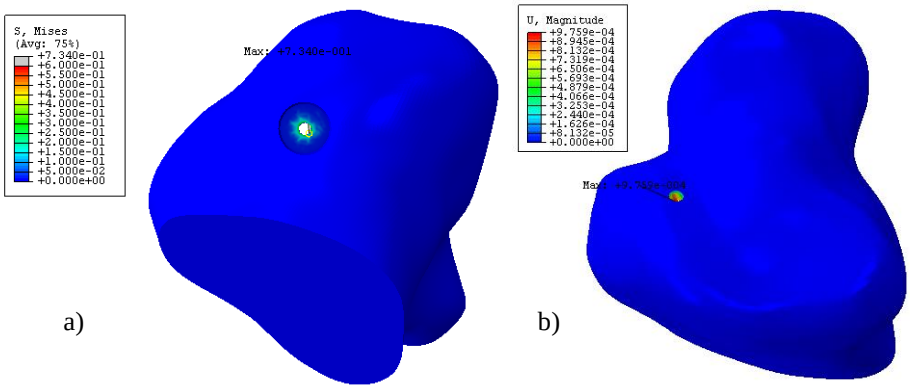
Slika 84. Model 3: raspodjela a) von Mises naprezanja na gumbiću koji je u doticaju s navojnom čahurom; b) pomaka na gumbiću koji je u doticaju s navojnom čahurom

Numeričkom analizom *Modela 3* vidljiv je značajniji porast vrijednosti naprezanja na mjestu doticaja gumbića i bedrene kosti. Von Mises naprezanje na tom mjestu iznosi 400,7 MPa (slika 85. a.). Sljedeće veće naprezanje na bedrenoj kosti je 20 MPa na mjestu dodira bedrene kosti s potporom (slika 85. b.).



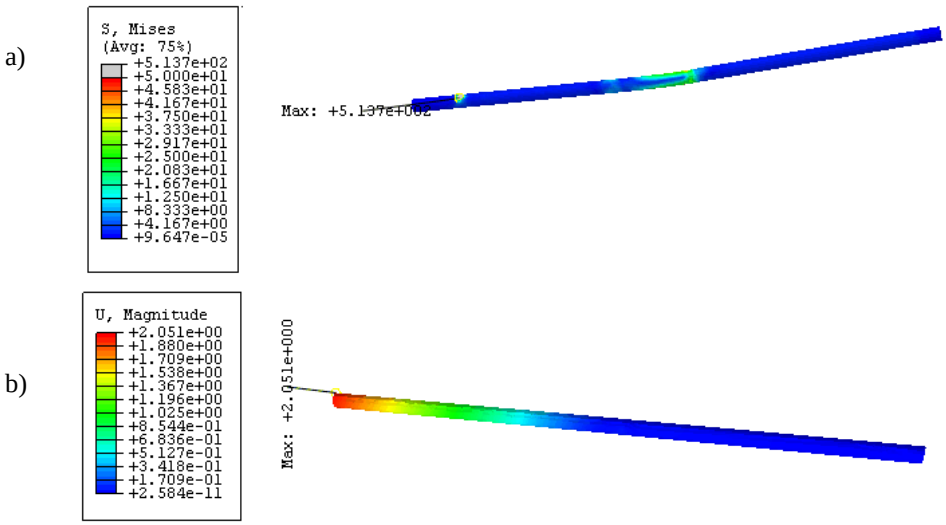
Slika 85. Model 3: raspodjela a) von Mises naprezanja na mjestu dodira bedrene kosti i gumbića; b) von Mises naprezanja na dodiru sveze i bedrene čvrste kosti

Na slici 86. a. prikazana je raspodjela von Mises naprezanja na goljenici i vidljiv je porast vrijednosti naprezanja na mjestu dodira goljenice i čahure. Iznos tog von Mises naprezanja je 0,734 MPa. Mjesto dodira goljenice i konca, prikazano na slici 86. b., također predstavlja porast vrijednosti naprezanja te iznosi 0,00097 MPa.



Slika 86. Model 3: raspodjela a) von Mises naprezanja na goljenici na mjestu dodira s čahurom; b) pomaka na mjestu dodira goljenice i konca

Na koncu, na slici 87. a. vidljiva je raspodjela von Mises naprezanja s najvećim iznosom naprezanja na gornjem dijelu konca u dodiru s gumbićem koji iznosi 513 MPa. Najveća vrijednost pomaka na koncu je na samom kraju konca koji prolazi kroz bedrenu kost te iznosi 2,051 mm (slika 87. b.).



Slika 87. Model 3: raspodjela a) von Mises naprezanja na koncu; b) pomaka na koncu

6.5.4.5. Pregled rezultata svih analiziranih modela

Na temelju prikupljenih rezultata vrijednosti von Mises naprezanja i pomaka, može se zaključiti da su najmanje vrijednosti naprezanja i pomaka one na nativnoj prednjoj ukriženoj svezi kod *Modela 0*. Rast vrijednosti von Mises naprezanja na svezi kod ostalih modela je: za 22,4 % veći kod tehnike šav (*Model 1*), za 49,736 % kod tehnike unutarnje potpore (*Model 2*) i za 24,542 % veći kod tehnike unutarnje potpore s vijčano - opružnim sustavom (*Model 3*). Pojava znatno većih vrijednosti naprezanja uočena je kod *Modela 2* na dodiru gumbića i bedrene kosti te iznosi 458,3 MPa, te kod *Modela 3* na istom mjestu, a iznos je 400 MPa. Značajnije vrijednosti von Mises naprezanja su one na koncu kod *Modela 2* i *Modela 3*, te iznose 547 MPa i 513,7 MPa. Vrijednosti pomaka na prednjoj ukriženoj svezi kod *Modela 1* su za 46,226 % veće u usporedbi s vrijednostima na svezi *Modela 0*, za 63,548 % kod *Modela 2* u usporedbi s *Modelom 0* i za 71,27 % kod *Modela 3* u usporedbi s *Modelom 0*. Komparativni pregled vrijednosti naprezanja i pomaka svih modela prikazani su u tablici 8.

Tablica 8. Objedinjeni rezultati naprezanja i pomaka ispitivanih modela

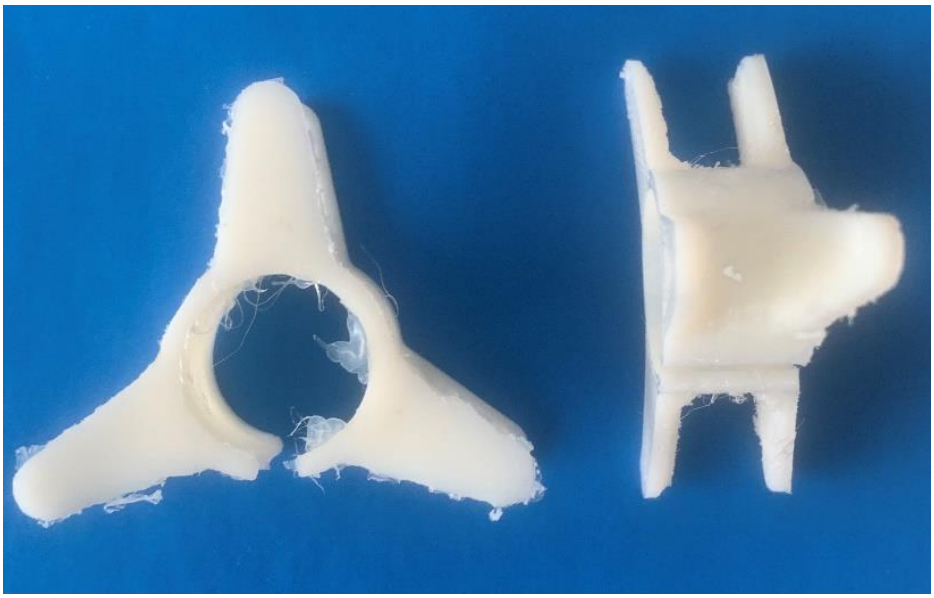
	Model 0	**Model 1**	**Model 2**	**Model 3**
Najveće von Mises naprezanje na prednjoj ukriženoj svezi (MPa)	12,36	15	24,59	16,38
Najveći pomak na prednjoj ukriženoj svezi (mm)	0,1425	0,265	0,3912	0,496
Najveće von Mises naprezanje na gumbiću koji je u dodiru s bedrenom kosti (MPa)	/	/	44,15	385,5
Najveći pomak na gumbiću koji je u dodiru s bedrenom kosti (mm)	/	/	1,943	2,35
Najveće von Mises naprezanje na gumbiću koji je u dodiru s čahurom (MPa)	/	/	/	1,625
Najveći pomak na gumbiću koji je u dodiru s čahurom (mm)	/	/	/	0,00002145
Najveće von Mises naprezanje na koncu (MPa)	/	/	547,7	513,7
Najveći pomak na koncu (mm)	/	/	2,051	2,051
Najveće von Mises naprezanje na bedrenoj kosti u dodiru s prednjom ukriženom svezom (MPa)	0,2153	7,714	20	37,50
Najveći pomak na bedrenoj kosti (mm)	1,113	1,4573	5,383	4,042
Najveće von Mises naprezanje na bedrenoj kosti u dodiru s gumbićem (MPa)	/	/	787,9	400,7
Najveće von Mises naprezanje na čahuri (MPa)	/	/	/	1,625
Najveći pomak na čahuri (mm)	/	/	/	0,00002145
Najveće von Mises naprezanje na obnovljenom tkivu (MPa)	/	3,27	24,59	5,379
Najveći < pomaka na obnovljenom tkivu (mm)	/	0,16	0,22	0,2926
Najveće von Mises naprezanje na rešetki (MPa)	/	/	21,57	/
Najveći pomak na rešetki (mm)	/	/	0,1432	/
Najveće von Mises naprezanje na gumbiću koji je u dodiru s goljenicom (MPa)	/	/	11,86	/
Najveći pomak na gumbiću koji je u dodiru s goljenicom (mm)	/	/	0,000112	/

7. PROTOTIP BIOMEHANIČKE POTPORE

Pri konstruiranju nove biomehaničke potpore cijeljenju prednje ukrižene sveze potrebno je bilo osigurati odgovarajuću stabilnost sklopa *bedrena kost – popravljena prednja ukrižena sveza – goljenica* i uklanjanje biomehaničkih nedostatka postojećih tehnika koje su ispitane u petom i šestom poglavlju.

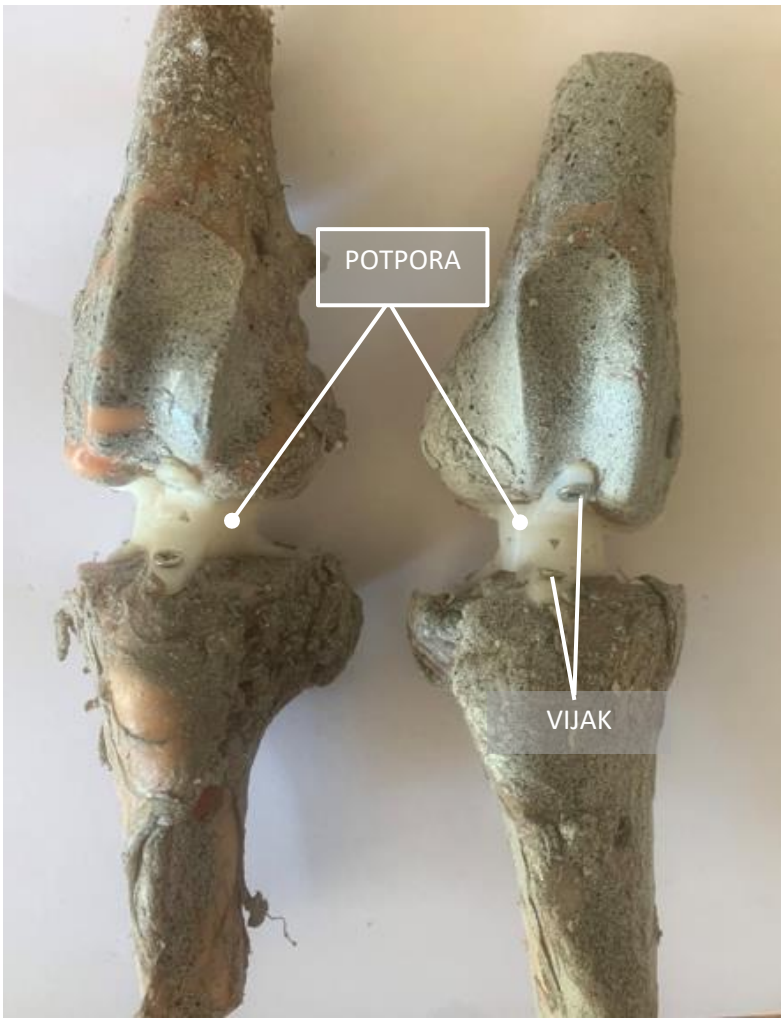
7.1. Konstrukcija biomehaničke potpore

Prototip biomehaničke potpore izrađen je od termoplastičnog kopoliestera – termoplastičnog poliesterskog elastomera. Materijal se odlikuje elastičnošću gume, čvrstoćom plastike, zadovoljavajućom krutošću i obradivošću termoplasta. Uz navedeno termoplastični kopoliester otporan je na zamor pri savijanju, ima širok raspon radnih temperatura, odupire se pojavi loma, puzanju i abraziji te je otporan na djelovanje mnogih tekućina, kemikalija i ulja. Konstrukcija predloženog rješenja prikazana je na slici 88. – sadržava tri prianjajuća dijela s gornje i donje strane koji naliježu na bedrenu i goljeničnu kost, točnije na zglavke bedrene i goljenične kosti.



Slika 88. Novokonstruirana biomehanička potpora za cijeljenje prednje ukrižene sveze

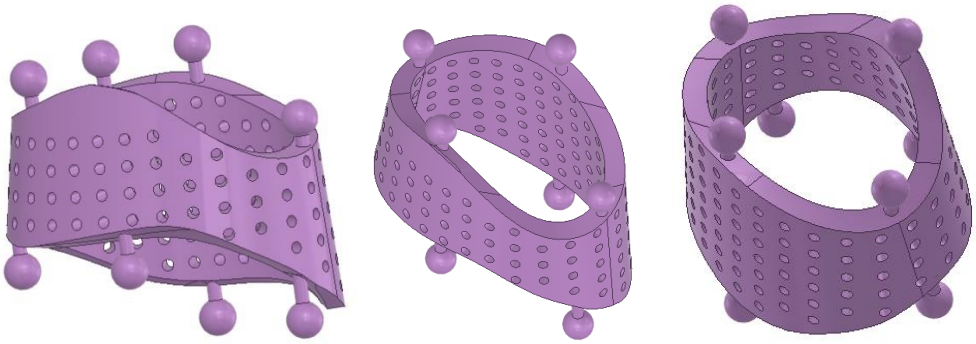
Prianjajući dijelovi učvršćeni su za kost vijcima, kao što se vidi na slici 89. Na potpori, koja je kružnog oblika, napravljen je mali prorez kako bi se s pomoću potpore mogla obuhvatiti prednja ukrižena sveza i tako osigurati potrebna zaštita tijekom procesa cijeljenja. Svrha potpore je prenositi vlačno opterećenje pružajući istodobno zaštitu svezi i tako omogućiti nesmetano cijeljenje prednje ukrižene sveze. Na središnjem dijelu potpore napravljeni su provrti kako bi se pomoću medicinske igle mogle unijeti dodatne supstancije za ubrzavanje rasta tkiva prednje ukrižene sveze. No to se nije ispitivalo, budući da su uzorci kadaverični i ispitivanje *in vitro*, a takva ispitivanja se provode *in vivo*.



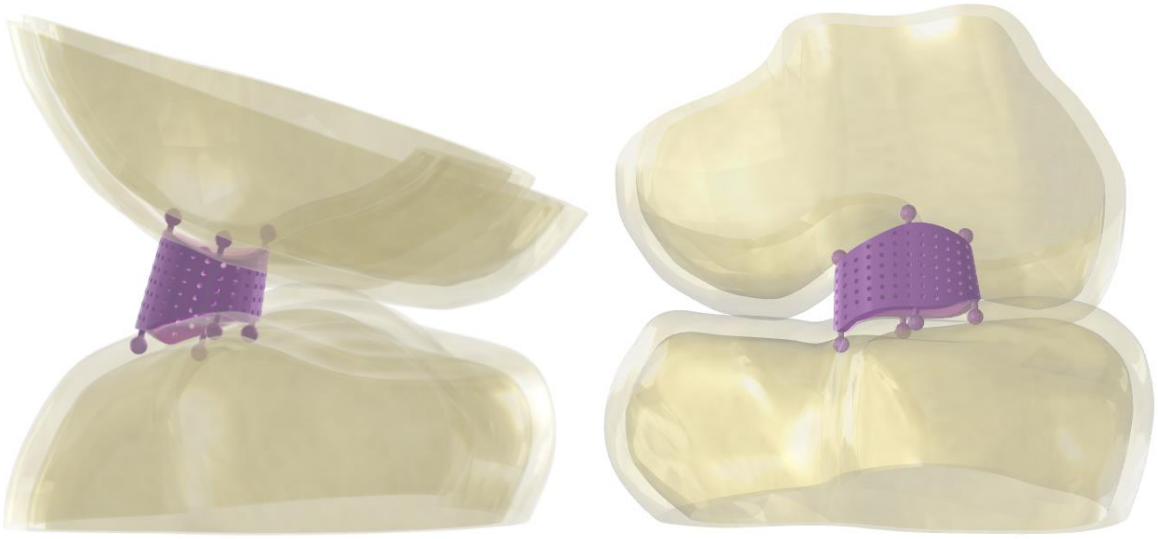
Slika 89. Ugrađena novokonstruirana biomehanička potpora unutar sklopa bedrena kost – prednja ukrižena sveza – goljenica

Prototip rješenja za numeričku analizu konstruiran je u programskom paketu *SolidWorks 2018*. Sastoji se od osam zatika s glavicama za učvršćenje u bedrene zglavke i ploče goljenice te polietilenske košuljice sa sitnim provrtima (slika 90.). Pomoću zatika potpora se pričvršćuje za bedrenu kost i goljenicu. Takvom konstrukcijom izbjegava se bušenje tunela u bedrenoj i goljeničnoj kosti koje uzrokuje biomehanički nedostatak *Stress Shielding*, opisan u prethodnim poglavljima, koji je vezan za smještaj implantata u koštanoj srži dugih kostiju te koji je uzrok slabljenja kosti.

a)

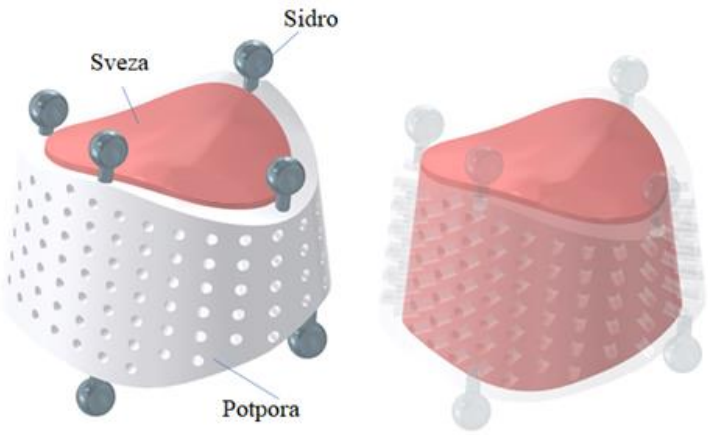


b)



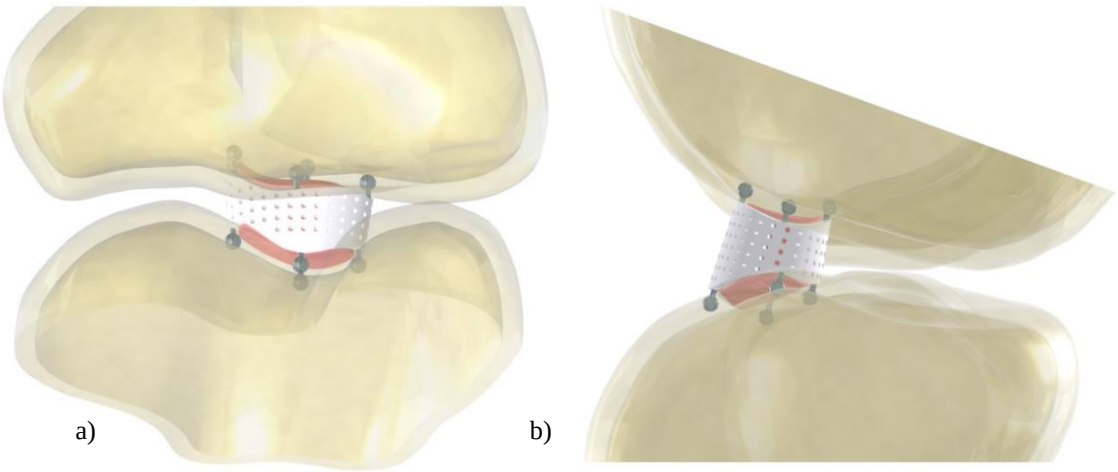
Slika 90. Konstrukcijsko rješenje biomehaničke potpore u različitim pogledima a) prikaz prototipa u tri različita pogleda; b) prikaz potpore unutar sklopa bedrena kost – prednje ukrižena sveza – goljenica u dva različita pogleda

Košuljica prototipa, numeričkog modela, ima sitne provrte koji daju potpori izgled mrežice. Njihova je zadaća, osim uštede materijala, smanjenje mase potpore, osiguravanje prostora za dodavanje biološko-kemijskih supstancija poput hormona rasta i ostalih supstancija potrebnih za brži rast prednje ukrižene sveze, kao što je već spomenuto i kod fizičkog modela potpore. Na slici 91. je slikovitiji prikaz prednje ukrižene sveze unutar prototipa košuljice.



Slika 91. Prikaz prototipa oko prednje ukrižene sveze

Na slici 92., prikazana je učvršćenje sidra u bedrenoj kosti i goljenici.



Slika 92. Biomehanička otpora ugrađena u sklop bedrena kost – prednja ukrižena sveza – goljenica a) prednji pogled; b) pogled sa strane

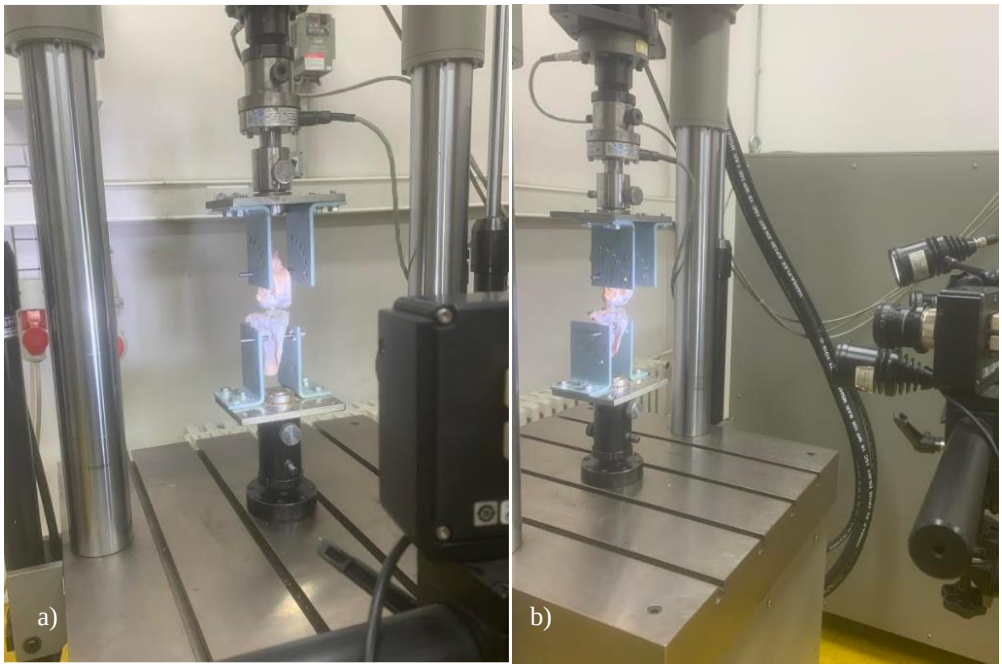
7.2. Eksperimentalno i numeričko ispitivanje biomehaničke potpore

Eksperimentalno ispitivanje potpore provedeno je na dinamičkoj umaralici s 2000 ciklusa s vlačnim opterećenjem u rasponu od 5 N do 100 N na sedam uzoraka. Pri dinamičkom ispitivanju korišten je optički sustav *ARAMIS*, beskontaktni sustav koji nije ovisan o vrsti materijala kojeg snima. Optički mjerni sustav *ARAMIS* temelji se na metodi *korelacije digitalne slike*, odnosno na metodi objektnog rastera. Navedena metoda omogućuje beskontaktno određivanje površinskih pomaka i deformacija statički ili dinamički opterećenih objekata [233, 234, 235]. Osim dinamičkog ispitivanja obavljeno je i vlačno ispitivanje na statičkoj kidalici. Uzorci za potrebe ispitivanja bili su pripremljeni tako da se na njih nanio sloj bijele i crne boje sprejom kako bi se dobila tekstura koju optički sustav *ARAMIS* može prepoznati. Numeričko ispitivanje provedeno je pod istim uvjetima kao i kod modela s tehnikama popravka prednje ukrižene sveze u šestom poglavlju. Bedrena kost se opteretila vlačnom silom od 100 N, dok je goljenica bila ukliještena.

7.3. Rezultati eksperimentalnog ispitivanja

Nakon provedenog dinamičkog ispitivanja uz kontrolu sile, srednja vrijednost pomaka sklopa s ugrađenom biomehaničkom potporom iznosila je 3 ± 0.68 mm, dok je kod sklopa s nativnom prednjom ukriženom svezom taj pomak bio 2 ± 0.57 mm. Prednja ukrižena sveza s ugrađenom biomehaničkom potporom je nakon ispitivanja ostala neoštećena, odnosno nisu se pojavila dodatna oštećenja. Na dvjema potporama uočeno je manje puknuće potpore na mjestu dodira kružnog dijela potpore i vijka. Kod dviju potpora se pojavilo veće puknuće koje je izazvalo velike pomake cijelog sklopa te je ispitivanje bilo zaustavljeno. Optičkim sustavom *ARAMIS* pokušala se dobiti raspodjela pomaka na površini dinamički opterećenih biomehaničkih potpora i nativne prednje ukrižene sveze (slika 93.). No ustanovljeno je da je s pomoću navedenog sustava nemoguće dobiti upotrebljive podatke za daljnju analizu. Prvi nedostatak takvog mjerenja bio je nemogućnost zadržavanja boje na uzorcima za potrebe prepoznavanja slike optičkim sustavom. Točnije, tekstura postignuta sa sprejom nije se uspjela zadržati na površini kostiju zbog njihove vlažnosti i masnoće koja se nalazi na njima. Zbog navedenog boja se nakon sušenja, ljuštila s površine kostiju (slika 94.). Uz to, rezultati dobiveni sustavom *ARAMIS* nisu mogli biti potpuno obrađeni jer se tijekom

snimanja cijeli uzorak pomaknuo u smjeru osi *x* (koordinatni sustavu na slici 96.), stohastički je uzorak na nekim kostima bio neuporabljiv, a razmještaj prianjajući dijelova potpore nije bio ujednačen na svim uzorcima.

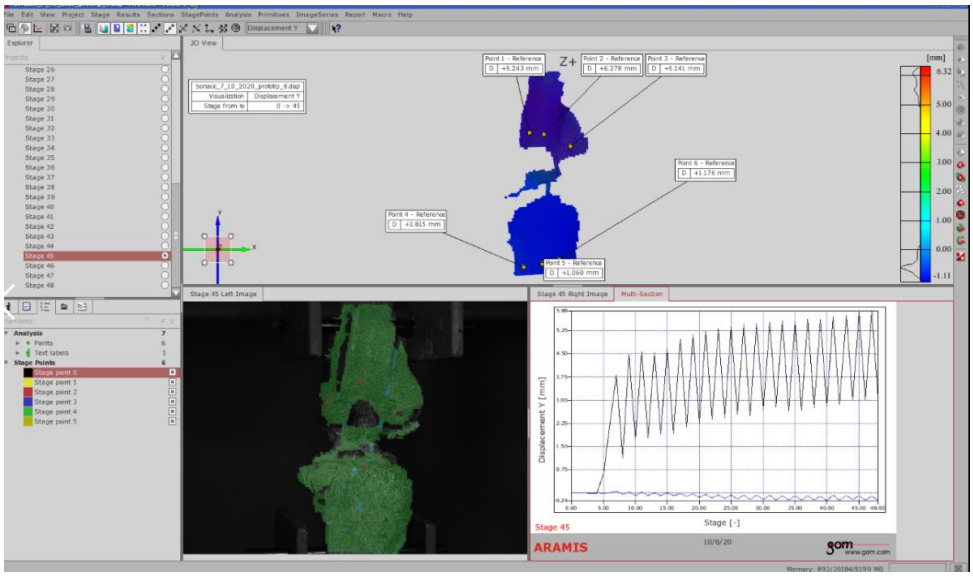


Slika 93. Snimanje uzoraka optičkim sustavom ARAMIS a) pogled sprijeda; b) pogled sa strane

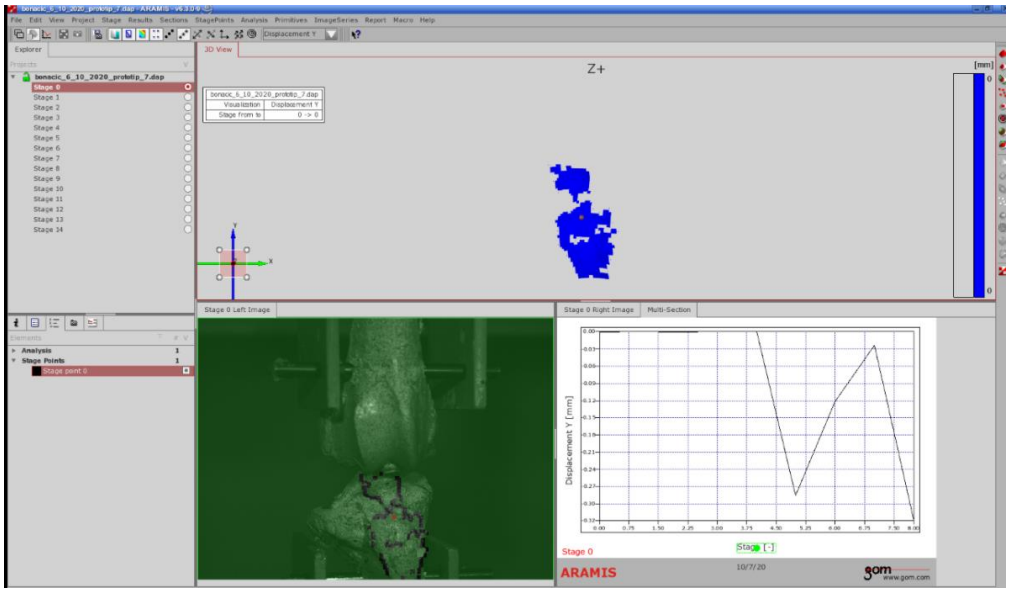


Slika 94. Uzorci koji su pripremljeni za ispitivanje sustavom ARAMIS na kojima se vidi ljuštenje boje

Unatoč nedostacima dobiveni su neki podaci iz kojih se mogla iščitati raspodjela pomaka tijekom ispitivanja. Na slici 95. prikazan je dobar primjer skupljenih podataka odabranih točaka s pomoću sustava *ARAMIS*, dok na slici 96. je neupotrebljiv prikaz podataka zato što se odabrane točke nisu mogle vidjeti u svim ciklusima.



Slika 95. Prikaz upotrebljivih podataka dobivenih pomoću sustava ARAMIS, pomaci sklopa bedrena kost – prednja ukrižena sveza s ugrađenom biomehaničkom potporom – goljenica



Slika 96. Prikaz neupotrebljivih podataka dobivenih pomoću sustava ARAMIS, pomaci sklopa bedrena kost – prednja ukrižena sveza s ugrađenom biomehaničkom potporom – goljenica

Uz dinamičko ispitivanje, provelo se i statičko. Rezultati statičkog ispitivanja pokazali su da je iznos srednje vlačne sile sa standardnim odstupanjem 205 ± 17 N.

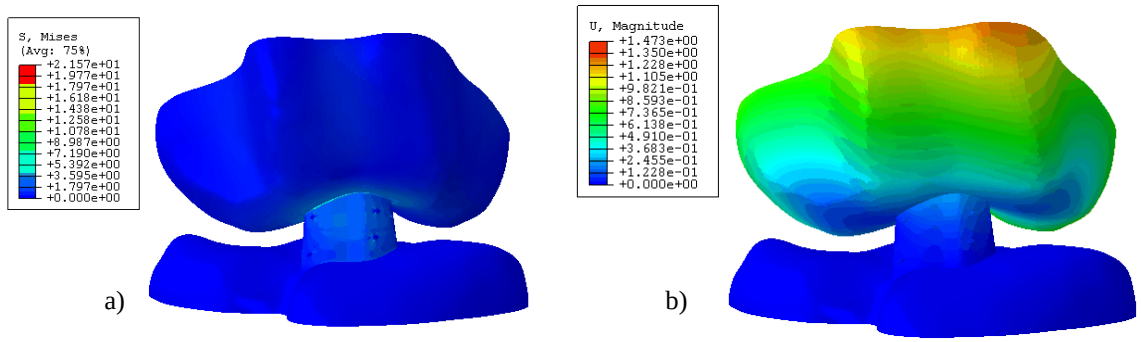
7.4. Rezultati numeričkog ispitivanja

Materijalna svojstva dodijeljena pojedinim dijelovima sklopa, ista su kao i u odjeljku 6.5.1., tablica 4. Za vrijednost modula elastičnosti potpore uzeta je vrijednost 3000 MPa, koja je odabrana i za vrijednost unutarnje potpore u postojećim modelima popravka, dok je Poissonov faktor iznosio 0,4. Za glavice sidra uzeta su svojstva legure titanija, koje su navedena u tablici 4. U tablici 9. prikazan je broj konačnih elemenata i čvorova sklopa s biomehaničkom potporom.

Tablica 9. Broj elemenata i čvorova u modelu s biomehaničkom potporom

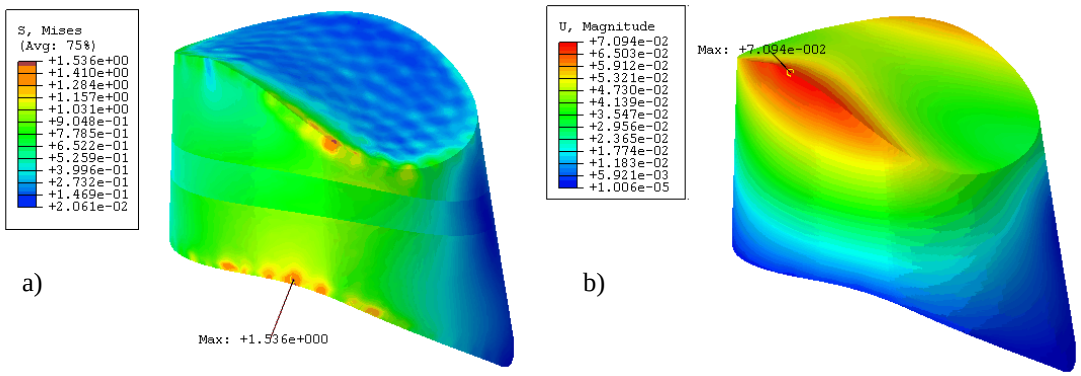
	Model s biomehaničkom potporom				
	Bedrena kost	Goljenica	Potpora	Sidra	Prednja ukrižena sveza
Broj elemenata	156643	200064	235448	980597	362106
Broj čvorova	32704	40986	355700	539833	69256

Na slikama 97. a. i b. prikazane su raspodjele von Mises naprezanja i pomaka na sklopu *bedrena kost – popravljena sveza s biomehaničkom potporom – goljenica*.



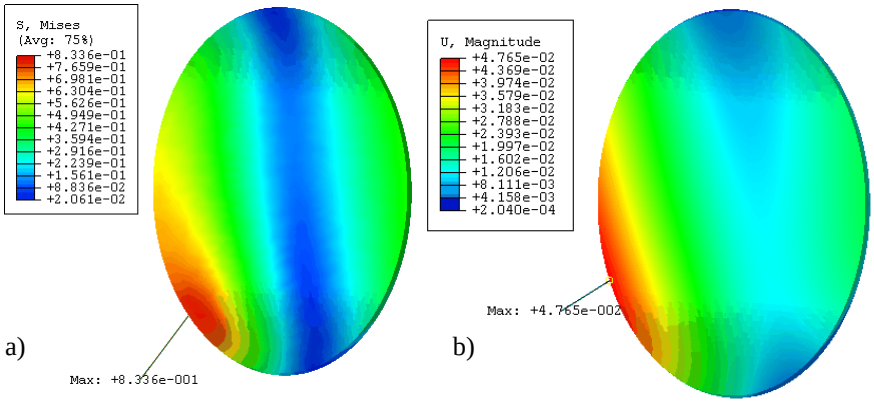
Slika 97. Raspodjela a) von Mises naprezanja na sklopu s biomehaničkom potporom; b) pomaka na sklopu s biomehaničkom potporom

Raspodjela vrijednosti von Mises naprezanja na prednjoj ukriženoj svezi prikazana je na slici 98. a. Iznos najvećeg naprezanja nalazi se na dijelu dodira sveze s goljenicom i iznosi 1,536 MPa. Iznos najvećeg pomaka na prednjoj ukriženoj svezi nalazi se na mjestu dodira sveze s bedrenom kosti te iznosi 0,07094 mm (slika 98. b.).



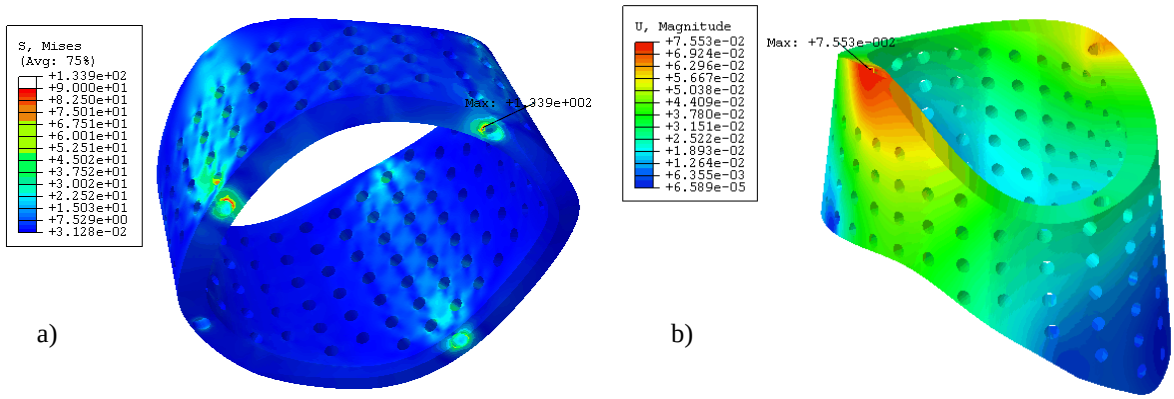
Slika 98. Raspodjela a) von Mises naprezanja prema na prednjoj ukriženoj svezi b) pomaka na prednjoj ukriženoj svezi

Vrijednosti von Mises naprezanja i pomaka na površini obnovljenog tkiva koje je u dodiru s gornjim djelom ostataka sveze, prikazane su na slici 99. a. i 99. b.



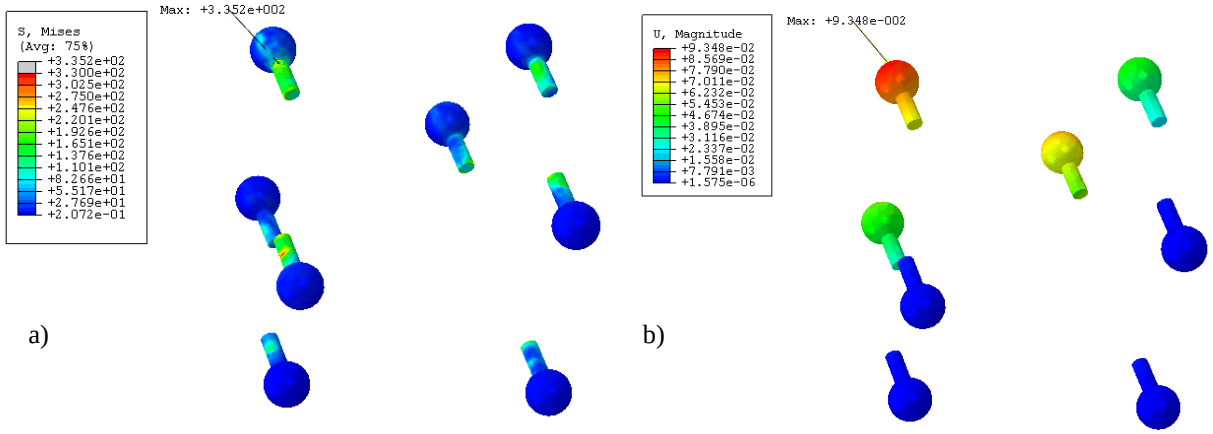
Slika 99. Raspodjela a) von Mises naprezanja na obnovljenom tkivu prednje ukrižene sveze; b) pomaka na obnovljenom tkivu prednje ukrižene sveze

Analizirajući biomehaničku potporu, najveće von Mises naprezanje na potpori nalazi se na mjestu kontakta tijela sidra i biomehaničke potpore (slika 100. a.). Iznos tog naprezanja je 133,9 MPa. Najveći pomak na biomehaničkoj potpori iznosi 0,07553 mm, nalazi na kontaktu potpore sa sidrom kako je prikazano na slici 100. b.



Slika 100. Raspodjela a) von Mises naprezanja u biomehaničkoj potpori; b) pomaka u biomehaničkoj potpori

Na slikama 101. a i b. prikazana je raspodjela von Mises naprezanja na sidrima te raspodjela pomaka.



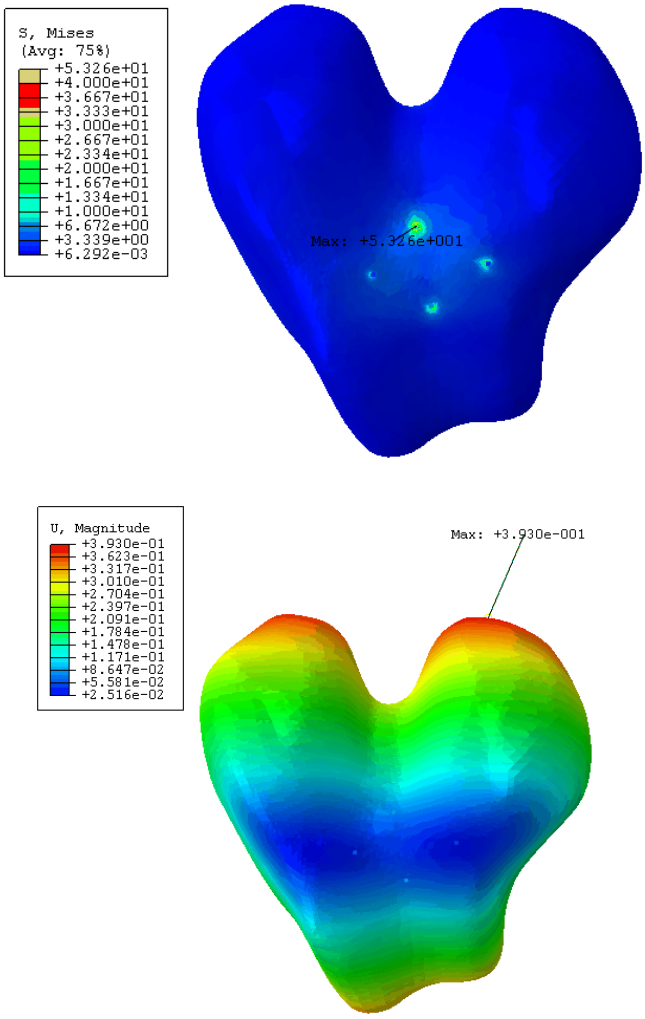
Slika 101. Raspodjela a) von Mises naprezanja na sidrima; b) pomaka na sidrima

Najveća vrijednost von Mises naprezanja na sidrima nalazi se na sidru koji se fiksira u bedrenoj kosti te iznosi 335,2 MPa, dok je najveći pomak također na sidru koji se fiksira u bedrenoj kosti te iznosi 0,09348 mm.

Raspodjela von Mises naprezanja te pomaka na površinama bedrene i goljenične kosti prikazane su na slikama 102. i 103. Na površini bedrene kosti najveća vrijednost naprezanja iznosi 53,26 MPa i nalazi se na mjestu dodira bedrene kosti i sidra (slika 102. a.). Najveći pomak nalazi se na distalnom dijelu bedrene kosti i iznosi 0,393 mm (slika 102. b.).

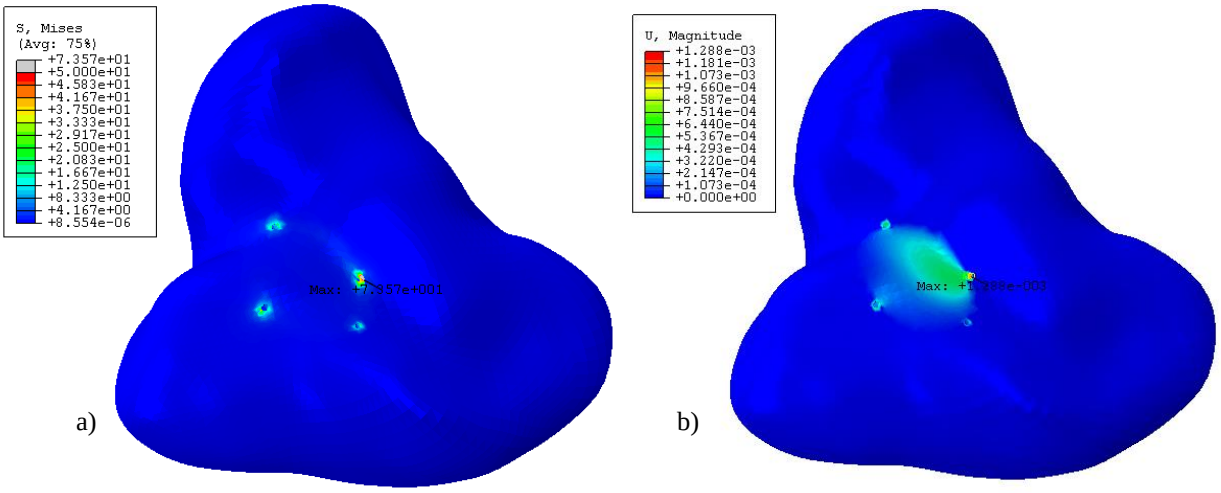
a)

b)



Slika 102. Raspodjela a) von Mises naprezanja na površini bedrene kosti; b) pomaka na površini bedrene kosti

Na goljenici iznos najveće vrijednosti von Mises naprezanja nalazi se na dodiru površine goljenice i sidra i iznosi 73,57 MPa (slika 103. a.) dok je najveći pomak na istom mjestu i iznosi 0,001288 mm (slika 103. b.).



Slika 103. Raspodjela a) von Mises naprezanja na površini goljenice; b) pomaka na površini goljenice

8. RASPRAVA

Ispitane tehnike popravka prednje ukrižene sveze ograničene su samo na liječenje proksimalnog puknuća prednje ukrižene sveze. Uz to, svaka od njih ima određene biomehaničke nedostatke koje te tehnike popravka sprečavaju u tome da postanu ozbiljna konkurencija postupku rekonstrukcije prednje ukrižene sveze – postupka liječenja puknuća sveze koji se trenutno smatra zlatnim standardom liječenja.

U sklopu ovog istraživanja, statičkim vlačnim ispitivanjem postojećih tehnika popravka utvrđen je iznos najvećeg vlačnog opterećenja kod tehnike popravka unutarnjom potporom (grupa 1), čija srednja vrijednost iznosi 467,87 ± 47 N. Uspoređujući taj iznos s iznosom srednje vrijednosti vlačne sile kod modela s nativnom ukriženom svezom (grupa 0), on je manji za 52 %. Sljedeći najveći iznos srednje vrijednosti vlačne sile sa standardnim odstupanjem je onaj kod uzoraka s unutarnjom potporom s vijčano - opružnim ustavom (grupa 3). On je za 4 % manji od srednje vrijednosti vlačne sile uzoraka grupe 2. Najmanja srednja vrijednost vlačne sile je ona kod uzoraka grupe 1, uzoraka kod kojih je primijenjena tehnika popravka šavom. Iznos te srednje vrijednosti je za 96% manji nego kod uzoraka s nativnom prednjom ukriženom svezom (grupa 0). Massey i sur. usporedili su rezultate statičkog ispitivanja popravka prednje ukrižene sveze s i bez unutarnjom potpore (tehnika šava i tehnika Internal Brace) na dvadeset ljudskih kadaveričnih koljena. Na temelju provedene analize utvrđeno je da grupa s prednjom ukriženom svezom popravljenom s tehnikom unutarnje potpore ima značajno veću srednju vrijednost vlačne sile uspoređujući je s vrijednošću srednje vrijednosti vlačne sile kod tehnike popravka šavom: 693 ± 248 N nasuprot 279 ± 91 N [207]. Rezultati statičkog ispitivanja sklopa s novokonstruiranom biomehaničkom potporom pokazali su da je iznos srednje vrijednosti vlačne sile 205 ± 17 N. Na tu vrijednost ima utjecaj odabir materijala biomehaničke potpore.

Rezultati cikličkog ispitivanja pokazali su da je tehnika popravka sveze šavom najslabija veza. Uslijed cikličkog ispitivanja, uz kontrolu sile i pomaka, na uzorcima s popravljenom svezom tehnikom šava (grupa 1) utvrđena je pojava razdvajanja vlakana popravljene sveze uslijed ispitivanja. Iako je na svim uzorcima grupe 1 uspješno provedeno cikličko ispitivanje, oštećenje popravljene sveze vidljivo je na svakom uzorku. S druge strane, kod uzoraka popravljene sveze tehnikom unutarnje potpore (grupa 2) i tehnikom unutarnje potpore s vijčano - opružnim sustavom

(grupa 3) utvrđena je pojava proširenja usjeka na razini zgloba. Ta mjesta, također, predstavljaju mjesta koncentracije naprezanja te su mogući uzrok otkazivanja tehnike popravka unutarnjom potporom (implantata). Kod obje grupe, vizualnim pregledom nakon provedenog ispitivanja, utvrđena je manja pojava oštećenja popravljene prednje ukrižene sveze u odnosu na uzorke iz grupe 1. Uz navedeno, kod obje grupe utvrđena je zadovoljavajuća stabilnost sklopa *bedrena kost – prednja ukrižena sveza – goljenica*, usporediva s uzorcima iz grupe 0 – grupe s nativnom prednjom ukriženom svezom. Na temelju provedenih istraživanja drugih znanstvenika, glavni nedostatak tehnike popravka prednje ukrižene sveze korištenjem šavova, koji ima utjecaj na rezultate eksperimentalnih ispitivanja, je taj što se spajanjem otrgnutih krajeva sveze značajno smanjuju mehanička svojstva sveza. Uz to, nedostaci su vidljivi zbog dodatna oštećenja tkiva uzrokovanih šivanjem, točnije prolaskom igle kroz tkivo što uzrokuje dodatnu traumu sveze. Također, najveća koncentracija naprezanja povezana je s mjestima čvorova, koja su ujedno i mjesta na kojima konac puca. Unatoč nedostacima, postoji mogućnost unapređenja tehnike popravka sveze sa šavovima ukoliko bi se postupak šivanja mogao izvesti bez upotrebe čvorova te primjenom postupaka iz tkivnog inženjerstva, koji mogu pospješiti zacjeljivanje sveze [26]. Tehnika popravka unutarnjom potporom (Internal Brace) prema kliničkim saznanjima osigurava stabilnost zgloba koljena tijekom faze zacjeljivanja prednje ukrižene sveze. Prema Kalini i sur., provedeno je istraživanje na 46 pacijenata s akutnim puknućem sveze kojima je sveza popravljena s tehnikom popravka pomoću unutarnje potpore [193]. Rezultati istraživanja pokazali su da tehnika popravka unutarnjom potporom omogućuje postizanje vrlo dobrih kliničkih rezultata nakon šest mjeseci postoperativno. Smith i sur. izvijestili su o rezultatima uspjeha tehnike unutarnje potpore kod djece gdje je utvrđeno da se pomoću tehnike unutarnje potpore može postići zadovoljavajuća biomehanika cijelog zgloba koljena [208]. Međutim, prema rezultatima istraživanja Gagliardija i sur., koje je provedeno na adolescentnim i dječjim pacijentima, popravak sveze pomoću tehnike unutarnje potpore povezan je s visokom stopom otkazivanja implantata u prve dvije godine nakon operacije [126]. Međutim, nejasno je koji su to biomehanički nedostaci koji bi mogli biti povezani s gore spomenutim kliničkim nalazima. Gilmer i sur. izvijestili su da tehnika popravka unutarnjom potporom ima potencijala, ali nedostaju klinički i biomehanički podaci [209]. Da bi se utvrdili biomehanički nedostaci, provedena je komparativna analiza biomehaničkih parametara tehnike unutarnje potpore (Internal Brace), netaknute (nativne) prednje ukrižene sveze, tehnike šava i rekonstrukcije prednje ukrižene sveze na devet ljudskih kadaveričnih koljenih zglobova. Rezultati

su pokazali da je srednji moment puknuća (62,5 ± 24,9 Nm) bio znatno niži kod uzoraka gdje je sveza popravljena primjenom tehnike unutarnje potpore, nego za kod uzoraka s nativnom prednjom ukriženom svezom (107,2 ± 39,7 Nm). S druge strane, tehnika unutarnje potpore pokazala se superiornijom uspoređujući je s tehnikom šava tehnikom. Tehnika DIS je proučavana također od mnogobrojnih znanstvenika. Kohl i sur. proveli su istraživanje na ovčjem modelu u kojem su otkrili da je dinamička tehnika unutarsvezne stabilizacije uspješno inducirala cijeljenje prednje ukrižene sveze, pri čemu je zglob koljena ostao stabilan tijekom zacjeljivanja i moguć je bio slobodan opseg pokreta koljenoga zgloba [135]. Kod obaju tehnika popravka unutarnjom potporom s i bez vijčano - opružnog sustava, postoji problem pojave *Stress Shieldinga* koja uzrokuje pojavu slabljenja kosti. Ta pojava rezultat je bušenja koštanog kanala u dugoj kosti (kao što je bedrena kost i goljenica) te smještajem implantata u taj kanal koji se fiksira u udaljenim dijelovima kompaktnog koštanog tkiva [194].

S rastućim brojem rezultata kliničkih ispitivanja DIS tehnika, nedostaje usporednih eksperimentalnih studija DIS tehnika s ostalim tehnikama popravka [210], što je učinjeno unutar ovog istraživanja. Iako vrsta eksperimentalnog ispitivanja, jednoosno ispitivanje, korištena u ovoj studiji, daje ograničene podatke o biomehaničkim svojstvima ispitivanih tehnika popravka prednje ukrižene sveze, rezultate je moguće bilo usporediti s kliničkim studijama.

Numeričke simulacije na temelju metode konačnih elemenata trebale bi biti idealna nadopuna provedenim eksperimentima i poznatim podacima iz kliničkih ispitivanja koji čine osnovu za razvoj novih i poboljšanje postojećih metoda liječenja ili za proučavanje ponašanja bioloških struktura poput kosti i mekih tkiva. Upotreba metode konačnih elemenata u proučavanju sveza od velike je važnosti prema Weissu i suradnicima [211]. Rezultati numeričke analize postojećih rješenja popravka prednje ukrižene sveze pokazali su da su vrijednosti von Mises naprezanja na prednjoj ukriženoj svezi značajnije veće nego kod nativne prednje ukrižene sveze. Jednako vrijedi i za vrijednosti pomaka. Znatno povećanje vrijednosti naprezanja na mjestu dodira bedrene kosti i gumbića kod tehnike unutarnje potpore (Model 2) i tehnike unutarnje potpore s vijčano - opružnim sustavom može biti povezano s pojavom *Stress Sheildinga,* poznatoj u kliničkoj praksi. U tehnici popravka unutarnjom potporom gumb se postavlja se u neanatomski položaj na bedrenoj kosti gdje se prenose naprezanja iz anatomskog položaja sveze, što rezultira resorpcijom kosti na anatomskom dijelu hvatišta sveze prema *Wolffovom* zakonu. Ipak, ovo je područje još uvijek

nejasno i zahtijeva daljnja eksperimentalna i numerička istraživanja. Prema literaturi, sa sve većim zanimanjem za eksperimentalna i klinička istraživanja tehnika popravka, nedostaju podaci numeričkih analiza tehnika popravka koje mogu pružiti detaljniji uvid i razumijevanje kliničkih i biomehaničkih saznanja. Na temelju pregleda literature, brojne numeričke analize uglavnom se bave utjecajem presatka postupka rekonstrukcije sveze na okolna tkiva. Prema Chizari i sur., provedeno je eksperimentalno i numeričko istraživanje kompaktnog kanala goljenične kosti u kontekstu rekonstrukcije sveze gdje povećanje promjera kanala može biti i uzrok otkazivanja implantata [108]. Abdulah i sur., numerički su proučavali su učinke vijčanih materijala u rekonstrukciji prednje ukrižene sveze. Rezultat je pokazao da su najveća von Mises naprezanja ona na interferencijskim vijcima za fiksaciju na bedrenoj kosti i na goljenici te iznose 40 MPa [212]. Rezultati ovog istraživanja pokazali su da su iznosi najvećeg von Mises naprezanja kod tehnike popravka šavom na koncu te iznose 21,57 MPa, kod tehnike unutarnje potpore iznos najvećeg von Mises naprezanja je na dodiru bedrene kosti s koncem (unutarnjom potporom) te iznosi 787,9 MPa, dok je kod tehnike unutarnje potpore s vijčano - opružnim sustavom iznos najvećeg von Mises naprezanja na dodiru bedrene kosti s gumbićem (400 MPa).

U usporedbi s tehnikama popravka, rezultati eksperimentalnog ispitivanja novokonstruirane biomehaničke potpore pokazali su zadovoljavajuću stabilnost sklopa s nižim srednjim vrijednostima vlačnog opterećenja 205 ± 17 N. Upotrebljive podatke snimanjem pomoću sustava *ARAMIS* nije bilo moguće dobiti. Konstrukcijsko rješenje potpore je konstruirano tako da se izbjegne izrada koštanih kanala i time pojava *Stress Shiledinga*. Iz tog razloga hvatište potpore je izvedeno pomoću sidra koje se fiksira na kondilima bedrene i goljenične kosti. U usporedbi s vrijednostima naprezanja na mjestima fiksacije kod drugih tehnika popravka, iznosi von Mises naprezanja na mjestima fiksacije biomehaničke potpore sa sidrima jednaki su 53,26 MPa, dok su kod tehnike unutarnje potpore kod fiksacije unutarnje potpore za bedrenu kost pomoću gumbića te vrijednosti 400 MPa. Iznosi von Mises naprezanja na prednjoj ukriženoj svezi manji su za 89 % u usporedbi s vrijednostima naprezanja na prednjoj ukriženoj svezi kod tehnike popravka šavom, za 93 % u usporedbi s vrijednostima naprezanja na prednjoj ukriženoj svezi kod tehnike popravka unutarnjom potporom i za 90 % u usporedbi s vrijednostima naprezanja na prednjoj ukriženoj svezi kod tehnike popravka unutarnjom potporom s vijčano - opružnim sustavom. Razlog tome je što je većinu opterećenja preuzela biomehanička potpora kod koje je iznos najvećeg von Mises naprezanja od 133,9 MPa znatno manji u usporedni s naprezanjem na koncu (unutarnjoj potpori)

kod tehnika unutarnje potpore s i bez vijčano - opružnog sustava, gdje naprezanja iznose 547,7 MPa i 513,7 MPa. Konstrukcijskim rješenjem biomehaničke potpore izbjegnuta je i pojava proširenja utora na kostima (bedrenoj i goljenici) u dodiru s unutarnjom potporom uslijed dinamičkog opterećenja jer rješenje ne uključuje izradu koštanog tunela i fiksaciju implantata na krajevima tih tunela.

Sama konstrukcija biomehaničke potpore je pojednostavljena tako da se nije vodilo računa o njenoj ugradnji unutar koljenog zgloba kod *in vivo* testiranja. Konstrukcijsko rješenje biomehaničke potpore treba predstavljati drugačiji način razmišljanja i pristupa popravaka sveze koji bi trebao moći štititi svezu za vrijeme cijeljenja, što je postignuto s prikazanom konstrukcijom potpore koja štiti svezu za vrijeme cijeljenja.

8.1. Ograničenja provedenog istraživanja

Unutar provedenog istraživanja postoji nekoliko važnih ograničenja. Cijelo ispitivanje je rađeno na animalnom modelu, iako je animalni model prihvatljiviji za pretkliničkih istraživanja. Za klinička istraživanja postojećih tehnika popravka prihvatljiviji je humani model (humani kadaverični koljeni zglobovi). Budući da u Republici Hrvatskoj nije bilo moguće za potrebe istraživanja pribaviti humana kadaverična koljena, istraživanje je provedeno na animalnom modelu – kadaveričnim koljenima ovaca. Original implantat za tehniku DIS nije bilo moguće nabaviti pa je napravljena replika tog rješenja popravka sveze. Numerički modeli su pojednostavljeni – prednjoj ukriženoj svezi dodijeljeno je svojstvo linearne elastičnosti. Budući da su se ispitivala svojstva postojećih tehnika popravka prednje ukrižene sveze za vrijeme postupka rehabilitacije i njihov utjecaj na okolna tkiva, takvo pojednostavljenje je bilo prihvatljivo. Rezultati ispitivanja sa sustavom *ARAMIS* nisu bili od značaja. Jednoosno vlačno ispitivanje prednje ukrižene sveze nije klinički relevantno, ali za ispitivanje biomehaničkih parametara tehnika potpora je prihvatljivo. Za buduća ispitivanja potrebno je koristiti se robotskim sustavom sa senzorima sile i pomaka koji može postići pomicanje koljena blizu stvarnom gibanju.

9. ZAKLJUČAK

9.1. Zaključak

Na temelju rezultata provedenog eksperimentalnog ispitivanja, moguće je utvrditi biomehaničke nedostatke tehnika popravka sveze provedenim vlačnim statičkim i dinamičkim ispitivanjem. Rezultati dinamičkog ispitivanja pokazali su da tehnika popravka šavom nije tehnika koja pridonosi stabilnosti sklopa *bedrena kost – popravljena prednja ukrižena sveza – goljenica,* dok tehnike popravka unutarnjom potporom i unutarnjom potporom s vijčano - opružnim sustavom pozitivno utječu na postizanje stabilnosti sklopa. Pojava usjeka na bedrenoj i goljeničnoj kosti kod tehnika popravka unutarnjom potporom i kod tehnike popravka unutarnjom potporom s vijčano - opružnim sustavom tijekom dinamičkog ispitivanja okarakterizirana je kao biomehanički nedostatak ispitivanih tehnika. Ta pojava je u znanstvenim i kliničkim radovima povezana s rizikom otkazivanja implantata. Oštećenja vlakna, nakon provedenog dinamičkog ispitivanja, vidljiva su kod svih tehnika popravka što predstavlja problem kod procesa cijeljenja. Iznos najveće vrijednosti vlačne sile zabilježen je kod sklopa s nativnom prednjom ukriženom svezom, koju slijedi iznos kod sklopa s popravljenom svezom pomoću tehnike unutarnje potpore (Internal Brace), zatim sveza popravljena tehnikom unutarnje potpore s vijčano - opružnim sustavom (DIS tehnika) i na posljetku sveza popravljena tehnikom šava. Usporedno ispitivanje i analiza triju tehnika predstavlja doprinos znanosti jer te tehnike nisu eksperimentalno ispitane na ovaj način.

Rezultati numeričkog ispitivanja postojećih tehnika popravka sveze pokazuju povećanje vrijednosti von Mises naprezanja na prednjoj ukriženoj svezi kod svih triju tehnika u odnosu na vrijednosti kod modela s nativnom prednjom ukriženom svezom. Kritično naprezanje je ono na mjestu dodira bedrene kosti i gumba (implantata) kod tehnike popravka unutarnjom potporom jer je, prema kliničkim saznanjima, pojava većih naprezanja na tom mjestu uzrok mogućeg otkazivanja implantata. Uz navedeno, pojava naprezanja na navedenom koštanom dijelu posljedica je *Stress Shieldinga*, a koji uzrokuje, na temelju kliničkih saznanja, slabljenje (smanjenje gustoće) koštanog tkiva. Veći iznosi naprezanja vidljivi su kod tehnika popravka unutarnjom potporom na samom koncu, a te vrijednosti mogu biti uzrok slabljenja konca. Numerički modeli i analiza predstavljaju doprinos znanosti jer u dostupnoj literaturi postoji nedostatak numeričkog ispitivanja svih triju tehnika, posebice usporedno ispitivanje.

Statičkim ispitivanjem dobiveno najveće vlačno opterećenje nove biomehaničke potpore (implantata) nešto je niže u usporedbi s ostalim tehnikama popravka sveze, međutim na temelju dinamičkog ispitivanja utvrđena je zadovoljavajuća stabilnost sklopa *bedrena kost – prednje ukrižena sveza – goljenica* i samog implantata. Također, konstrukcija biomehaničke potpore smanjuje pojavu većih vrijednosti von Mises naprezanja na samoj svezi. Konstrukcija biomehaničke potpore isključuje bušenje koštanog tunela i smještanje implantata u koštanu srž što vodi k pojavi *Stress Shieldinga*. Uz navedeno, pri korištenju novokonstruirane biomehaničke potpore nema pojave usjeka na bedrenoj kosti i na goljenici nakon cikličkog ispitivanja. Opisani novi pristup liječenja sveze, točnije biomehanička potpora, može poslužiti kao baza za razvoj novog, unaprijeđenog rješenja liječenja proksimalnih puknuća sveza.

Na temelju provedenog istraživanja i dobivenih rezultata, moguće je izraditi biomehaničku potporu koja ima zadovoljavajuća mehanička svojstva u vidu dovoljne stabilnosti sklopa i istovremeno smanjuje opterećenje same sveze tijekom cijeljenja te ne djeluje destruktivno na ostala tkiva poput postojećih kliničkih rješenja.

9.2. Budući rad

Budući rad je planiran i vezan je uz daljnji razvoj rješenja prototipa biomehaničke potpore. Istraživanje će biti usmjereno na poboljšanje rješenja prihvata (sidra) biomehaničke potpore za zglavke bedrenih kostiju i ploče goljenice. Prihvat bi trebao imati što manje zarezno djelovanje i dovoljno veliku čvrstoću te bi se trebao razgraditi nakon provedenog postupka rehabilitacije, točnije nakon cijeljenja prednje ukrižene sveze. Također je potrebno uz izradu i razvoj prihvata, konstruirati poseban alat kojim bi se prihvat usidrio u kost. Uz glavice koje se fiksiraju u kosti, a mogu biti različitih izvedbi, tijelo prihvata bi isto moglo imati različite izvedbe. Jedno od rješenja koje se nameće jest modelirati tijelo prihvata poput opružnog sustava koje bi na temelju karakteristike opruge dopuštalo određeni elastični pomak cijele biomehaničke potpore i koje bi djelovalo poput amortizera omogućavajući ujednačenu raspodjelu naprezanja tijekom rehabilitacije potrebne za cijeljenje prednje ukrižene sveze. Konstrukcija biomehaničke potpore može biti izvedena u različitim varijantama rješenja – od izbora smjera vlakana do izrade provrta u različitim smjerovima i različitih oblika. Na primjer, biomehanička potpora se može izvesti poput

ribarske mreže koja se može stegnuti oko sveze. Raspored niti unutar mreže može biti napravljen metodama različitih vrsta tkanja koja se razlikuju u međusobno različitim povezivanjem vertikalnih i horizontalnih niti u tkanju. Tkanje, odnosno povezivanje niti može biti s ili bez ojačanja. Različitim izvedbama osmišljenog rješenja omogućuje se stvarna potencijalna primjena novokonstruiranog rješenja, što je cilj ovakvih i sličnih istraživanja, a ne samo teorijski prikaz mogućeg rješenja. Naposljetku, primjena novokonstruiranog rješenja nije ograničena samo na koljeni zglob, već postoji potencijal primjene i na ostale tetive i sveze lokomotornog sustava s ciljem poboljšanja kvalitete života čovjeka.

10. LITERATURA

[1] P. B. Bartolin, R. Boixadera, and D. Hudetz, ‘Experimental testing and finite element method analysis of the anterior cruciate ligament primary repair with internal brace augmentation’, *Medical Engineering & Physics*, vol. 95, pp. 76–83, Sep. 2021, doi: 10.1016/j.medengphy.2021.07.013.

[2] J. S. Lowe and P. G. Anderson, ‘Chapter 13 - Musculoskeletal System’, in *Stevens & Lowe’s Human Histology (Fourth Edition) (Fourth Edition)*, J. S. Lowe and P. G. Anderson, Eds. Philadelphia: Mosby, 2015, pp. 239–262. doi: 10.1016/B978-0-7234-3502-0.00013-9.

[3] M. Nordin and V. H. Frankel, *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*, no. v. 1. Lea & Febiger, 1989. [Online]. Available: https://books.google.hr/books?id=r0PJbwAACAAJ

[4] M. Bundy and A. Leaver, ‘Chapter 5 - Musculoskeletal injury’, in *A Guide to Sports and Injury Management*, M. Bundy and A. Leaver, Eds. Edinburgh: Churchill Livingstone, 2010, pp. 77–102. doi: 10.1016/B978-0-443-06813-3.00008-9.

[5] J.-J. Liou, M. T. Langhans, R. Gottardi, and R. S. Tuan, ‘Chapter 6 - Injury and Repair of Tendon, Ligament, and Meniscus’, in *Translating Regenerative Medicine to the Clinic*, J. Laurence, Ed. Boston: Academic Press, 2016, pp. 75–88. doi: 10.1016/B978-0-12-800548-4.00006-1.

[6] P. Putrik, S. Ramiro, A. M. Chorus, A. P. Keszei, and A. Boonen, ‘Socio-economic gradients in the presence of musculoskeletal and other chronic diseases: results from a cross-sectional study in the Netherlands’, *Clin Rheumatol*, vol. 37, no. 12, pp. 3173–3182, Dec. 2018, doi: 10.1007/s10067-018-4158-3.

[7] N. R. C. (US) S. C. for the W. on W.-R. M. I. T. R. Base, *A Review of Research on Interventions to Control Musculoskeletal Disorders*. National Academies Press (US), 1999. Accessed: Oct. 04, 2020. [Online]. Available: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK230864/

[8] E. Fujimoto, Y. Sumen, M. Ochi, and Y. Ikuta, ‘Spontaneous healing of acute anterior cruciate ligament (ACL) injuries – conservative treatment using an extension block soft brace without anterior stabilization’, *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, vol. 122, no. 4, pp. 212–216, May 2002, doi: 10.1007/s00402-001-0387-y.

[9] A. M. Joseph, C. L. Collins, N. M. Henke, E. E. Yard, S. K. Fields, and R. D. Comstock, ‘A Multisport Epidemiologic Comparison of Anterior Cruciate Ligament Injuries in High School Athletics’, *J Athl Train*, vol. 48, no. 6, pp. 810–817, 2013, doi: 10.4085/1062-6050-48.6.03.

[10] T. L. Sanders *et al.*, ‘Incidence of Anterior Cruciate Ligament Tears and Reconstruction: A 21-Year Population-Based Study.’, *Am J Sports Med*, vol. 44, no. 6, pp. 1502–1507, Jun. 2016, doi: 10.1177/0363546516629944.

[11] A. A. Rahnemai-Azar, J.-H. Naendrup, A. Soni, A. Olsen, J. Zlotnicki, and V. Musahl, 'Knee instability scores for ACL reconstruction', *Curr Rev Musculoskelet Med*, vol. 9, no. 2, pp. 170–177, Mar. 2016, doi: 10.1007/s12178-016-9339-6.

[12] N. A. Friel and C. R. Chu, 'The Role of ACL Injury in the Development of Posttraumatic Knee Osteoarthritis', *Clin Sports Med*, vol. 32, no. 1, pp. 1–12, Jan. 2013, doi: 10.1016/j.csm.2012.08.017.

[13] A. Gokeler, R. Seil, G. Kerkhoffs, and E. Verhagen, 'A novel approach to enhance ACL injury prevention programs', *J Exp Orthop*, vol. 5, Jun. 2018, doi: 10.1186/s40634-018-0137-5.

[14] M. M. Herzog, S. W. Marshall, J. L. Lund, V. Pate, C. D. Mack, and J. T. Spang, 'Incidence of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Among Adolescent Females in the United States, 2002 Through 2014', *JAMA Pediatr*, vol. 171, no. 8, p. 808, Aug. 2017, doi: 10.1001/jamapediatrics.2017.0740.

[15] S. R. Filbay and H. Grindem, 'Evidence-based recommendations for the management of anterior cruciate ligament (ACL) rupture', *Best Pract Res Clin Rheumatol*, vol. 33, no. 1, pp. 33–47, Feb. 2019, doi: 10.1016/j.berh.2019.01.018.

[16] M. Krause, F. Freudenthaler, K.-H. Frosch, A. Achtnich, W. Petersen, and R. Akoto, 'Operative Versus Conservative Treatment of Anterior Cruciate Ligament Rupture.', *Dtsch Arztebl Int*, vol. 115, no. 51–52, pp. 855–862, Dec. 2018, doi: 10.3238/arztebl.2018.0855.

[17] L. Siegel, C. Vandenakker-Albanese, and D. Siegel, 'Anterior cruciate ligament injuries: anatomy, physiology, biomechanics, and management', *Clin J Sport Med*, vol. 22, no. 4, pp. 349–355, Jul. 2012, doi: 10.1097/JSM.0b013e3182580cd0.

[18] S. Eggli *et al.*, 'Dynamic intraligamentary stabilization: novel technique for preserving the ruptured ACL', *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, vol. 23, no. 4, pp. 1215–1221, 2015, doi: 10.1007/s00167-014-2949-x.

[19] P. Mahapatra, S. Horriat, and B. S. Anand, 'Anterior cruciate ligament repair - past, present and future', *Journal of Experimental Orthopaedics*, vol. 5, no. 1, p. 20, Jun. 2018, doi: 10.1186/s40634-018-0136-6.

[20] I. K. Dhammi, Rehan-Ul-Haq, and S. Kumar, 'Graft choices for anterior cruciate ligament reconstruction', *Indian J Orthop*, vol. 49, no. 2, pp. 127–128, 2015, doi: 10.4103/0019-5413.152393.

[21] P. Vavken and M. M. Murray, 'The potential for primary repair of the ACL', *Sports Med Arthrosc Rev*, vol. 19, no. 1, pp. 44–49, Mar. 2011, doi: 10.1097/JSA.0b013e3182095e5d.

[22] K. Dhillon, '"'Doc' do I need an anterior cruciate ligament reconstruction? What happens if I do not reconstruct the cruciate ligament?"', *Malays Orthop J*, vol. 8, no. 3, pp. 42–47, Nov. 2014, doi: 10.5704/MOJ.1411.010.

[23] P. Di Benedetto, E. Di Benedetto, A. Fiocchi, A. Beltrame, and A. Causero, 'Causes of Failure of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction and Revision Surgical Strategies', *Knee Surg Relat Res*, vol. 28, no. 4, pp. 319–324, Dec. 2016, doi: 10.5792/ksrr.16.007.

[24] D. Wasserstein, U. Sheth, A. Cabrera, and K. P. Spindler, 'A Systematic Review of Failed Anterior Cruciate Ligament Reconstruction With Autograft Compared With Allograft in Young Patients', *Sports Health*, vol. 7, no. 3, pp. 207–216, May 2015, doi: 10.1177/1941738115579030.

[25] C. C. Kaeding *et al.*, 'Allograft Versus Autograft Anterior Cruciate Ligament Reconstruction', *Sports Health*, vol. 3, no. 1, pp. 73–81, Jan. 2011, doi: 10.1177/1941738110386185.

[26] G. Samitier, A. I. Marcano, E. Alentorn-Geli, R. Cugat, K. W. Farmer, and M. W. Moser, 'Failure of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction', *Arch Bone Jt Surg*, vol. 3, no. 4, pp. 220–240, Oct. 2015.

[27] '10 Year Outcomes and Risk Factors after ACL Reconstruction: A MOON Longitudinal Prospective Cohort Study', *Am J Sports Med*, vol. 46, no. 4, pp. 815–825, Mar. 2018, doi: 10.1177/0363546517749850.

[28] M. Waldén, M. Hägglund, H. Magnusson, and J. Ekstrand, 'ACL injuries in men's professional football: a 15-year prospective study on time trends and return-to-play rates reveals only 65% of players still play at the top level 3 years after ACL rupture', *Br J Sports Med*, vol. 50, no. 12, pp. 744–750, Jun. 2016, doi: 10.1136/bjsports-2015-095952.

[29] M. Costa-Paz, M. A. Ayerza, I. Tanoira, J. Astoul, and D. L. Muscolo, 'Spontaneous Healing in Complete ACL Ruptures: A Clinical and MRI Study', *Clin Orthop Relat Res*, vol. 470, no. 4, pp. 979–985, Apr. 2012, doi: 10.1007/s11999-011-1933-8.

[30] S. R. Tapasvi, A. Shekhar, and S. S. Patil, 'Primary Anterior Cruciate Ligament Repair With Augmentation', *Arthrosc Tech*, vol. 7, no. 2, pp. e139–e145, Jan. 2018, doi: 10.1016/j.eats.2017.08.063.

[31] M. M. Murray *et al.*, 'The Bridge-Enhanced Anterior Cruciate Ligament Repair (BEAR) Procedure: An Early Feasibility Cohort Study', *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, Nov. 2016, doi: 10.1177/2325967116672176.

[32] 'Arthrex - ACL Primary Repair With InternalBrace™ Ligament Augmentation'. https://www.arthrex.com/what-surgeons-are-talking-about/131FD01B-7B44-491D-B5F7-015A9474A65E (accessed Sep. 23, 2020).

[33] P. Henle, C. Röder, G. Perler, S. Heitkemper, and S. Eggli, 'Dynamic Intraligamentary Stabilization (DIS) for treatment of acute anterior cruciate ligament ruptures: case series experience of the first three years', *BMC Musculoskelet Disord*, vol. 16, Feb. 2015, doi: 10.1186/s12891-015-0484-7.

[34] E. Fujimoto, Y. Sumen, M. Ochi, and Y. Ikuta, 'Spontaneous healing of acute anterior cruciate ligament (ACL) injuries - conservative treatment using an extension block soft brace without anterior stabilization.', *Arch Orthop Trauma Surg*, vol. 122, no. 4, pp. 212–216, May 2002, doi: 10.1007/s00402-001-0387-y.

[35] A. G. Gagliardi, P. M. Carry, A. K. Daoud, H. B. Parikh, and J. C. Albright, 'Internal Brace ACL Repair is Associated with High Failure Rate in the First Two Years Post-Surgery', *Orthop J Sports Med*, vol. 6, no. 7 suppl4, Jul. 2018, doi: 10.1177/2325967118S00068.

[36] F. M. Blyth, A. M. Briggs, C. H. Schneider, D. G. Hoy, and L. M. March, 'The Global Burden of Musculoskeletal Pain—Where to From Here?', *Am J Public Health*, vol. 109, no. 1, pp. 35–40, Jan. 2019, doi: 10.2105/AJPH.2018.304747.

[37] B. E. Gage, N. M. McIlvain, C. L. Collins, S. K. Fields, and R. D. Comstock, 'Epidemiology of 6.6 Million Knee Injuries Presenting to United States Emergency Departments From 1999 Through 2008', *Academic Emergency Medicine*, vol. 19, no. 4, pp. 378–385, 2012, doi: 10.1111/j.1553-2712.2012.01315.x.

[38] B. Dai, D. Herman, H. Liu, W. E. Garrett, and B. Yu, 'Prevention of ACL Injury, Part I: Injury Characteristics, Risk Factors, and Loading Mechanism', *Research in Sports Medicine*, vol. 20, no. 3–4, pp. 180–197, Jul. 2012, doi: 10.1080/15438627.2012.680990.

[39] M. V. Paterno, 'Incidence and Predictors of Second Anterior Cruciate Ligament Injury After Primary Reconstruction and Return to Sport', *J Athl Train*, vol. 50, no. 10, pp. 1097–1099, Oct. 2015, doi: 10.4085/1062-6050-50.10.07.

[40] B. Moses, J. Orchard, and J. Orchard, 'Systematic Review: Annual Incidence of ACL Injury and Surgery in Various Populations', *Research in Sports Medicine*, vol. 20, no. 3–4, pp. 157–179, Jul. 2012, doi: 10.1080/15438627.2012.680633.

[41] D. C. Astur *et al.*, 'Anterior cruciate ligament and meniscal injuries in sports: incidence, time of practice until injury, and limitations caused after trauma', *Revista Brasileira de Ortopedia*, vol. 51, no. 6, pp. 652–656, Dec. 2016, doi: 10.1016/j.rboe.2016.04.008.

[42] 'PubMed', *PubMed*. https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/ (accessed Oct. 16, 2020).

[43] T. K. Kakarlapudi and D. R. Bickerstaff, 'Knee instability: isolated and complex', *West J Med*, vol. 174, no. 4, pp. 266–272, Apr. 2001, doi: 10.1136/ewjm.174.4.266.

[44] L.-J. Wang, N. Zeng, Z.-P. Yan, J.-T. Li, and G.-X. Ni, 'Post-traumatic osteoarthritis following ACL injury', *Arthritis Research & Therapy*, vol. 22, no. 1, p. 57, Mar. 2020, doi: 10.1186/s13075-020-02156-5.

[45] S. Ota, K. Kurokouchi, S. Takahashi, M. Yoda, R. Yamamoto, and T. Sakai, 'Relationship between patellar mobility and patellofemoral joint cartilage degeneration after anterior cruciate ligament reconstruction', *Nagoya J Med Sci*, vol. 79, no. 4, pp. 487–495, 2017, doi: 10.18999/nagjms.79.4.487.

[46] M. A. Risberg, I. Holm, O. Tjomsland, E. Ljunggren, and A. Ekeland, 'Prospective study of changes in impairments and disabilities after anterior cruciate ligament reconstruction', *J Orthop Sports Phys Ther*, vol. 29, no. 7, pp. 400–412, Jul. 1999, doi: 10.2519/jospt.1999.29.7.400.

[47] I. I. I. Richard C. Mather, 'Societal and Economic Impact of Anterior Cruciate Ligament Tears', *The Journal of Bone and Joint Surgery. American volume*, vol. 95, no. 19, p. 1751, Oct. 2013, doi: 10.2106/JBJS.L.01705.

[48] N. A. Beck, J. T. R. Lawrence, J. D. Nordin, T. A. DeFor, and M. Tompkins, 'ACL Tears in School-Aged Children and Adolescents Over 20 Years', *Pediatrics*, vol. 139, no. 3, Mar. 2017, doi: 10.1542/peds.2016-1877.

[49] N. K. Paschos and S. M. Howell, ‘Anterior cruciate ligament reconstruction: principles of treatment’, *EFORT Open Rev*, vol. 1, no. 11, pp. 398–408, Nov. 2016, doi: 10.1302/2058-5241.1.160032.

[50] F. M. Azar, ‘Surgical treatment of ACL/PCL/ medial-side knee injuries’, *Operative Techniques in Sports Medicine*, vol. 11, no. 4, pp. 248–256, Oct. 2003, doi: 10.1016/S1060-1872(03)00048-0.

[51] J. S. Everhart, J. H. Sojka, C. C. Kaeding, A. L. Bertone, and D. C. Flanigan, ‘The ACL injury response: A collagen-based analysis’, *The Knee*, vol. 24, no. 3, pp. 601–607, Jun. 2017, doi: 10.1016/j.knee.2017.01.013.

[52] J. L. Myres, ‘THE EDWIN SMITH SURGICAL PAPYRUS: published in facsimile and hieroglyphic transliteration with translation and commentary, in two volumes. By James Henry Breasted. University of Chicago Oriental Institute Publications, vols. III–IV. Chicago, 1930. 2 vols. £4 10s.’, *Antiquity*, vol. 7, no. 26, pp. 244–246, Jun. 1933, doi: 10.1017/S0003598X00008073.

[53] J. J. van Middendorp, G. M. Sanchez, and A. L. Burridge, ‘The Edwin Smith papyrus: a clinical reappraisal of the oldest known document on spinal injuries’, *Eur Spine J*, vol. 19, no. 11, pp. 1815–1823, Nov. 2010, doi: 10.1007/s00586-010-1523-6.

[54] F. G. Girgis, J. L. Marshall, and A. Monajem, ‘The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis’, *Clin Orthop Relat Res*, no. 106, pp. 216–231, Feb. 1975, doi: 10.1097/00003086-197501000-00033.

[55] H. Otsubo *et al.*, ‘MRI depiction and 3D visualization of three anterior cruciate ligament bundles’, *Clinical Anatomy*, vol. 30, no. 2, pp. 276–283, 2017, doi: 10.1002/ca.22810.

[56] N. W. Skelley, R. M. Castile, T. E. York, V. Gruev, S. P. Lake, and R. H. Brophy, ‘Differences in the microstructural properties of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament’, *Am J Sports Med*, vol. 43, no. 4, pp. 928–936, Apr. 2015, doi: 10.1177/0363546514566192.

[57] C. Domnick, M. J. Raschke, and M. Herbort, ‘Biomechanics of the anterior cruciate ligament: Physiology, rupture and reconstruction techniques’, *World J Orthop*, vol. 7, no. 2, pp. 82–93, Feb. 2016, doi: 10.5312/wjo.v7.i2.82.

[58] R. M. Castile, N. W. Skelley, B. Babaei, R. H. Brophy, and S. P. Lake, ‘Microstructural properties and mechanics vary between bundles of the human anterior cruciate ligament during stress-relaxation’, *J Biomech*, vol. 49, no. 1, pp. 87–93, Jan. 2016, doi: 10.1016/j.jbiomech.2015.11.016.

[59] A. Watanabe, A. Kanamori, K. Ikeda, and N. Ochiai, ‘Histological evaluation and comparison of the anteromedial and posterolateral bundle of the human anterior cruciate ligament of the osteoarthritic knee joint’, *Knee*, vol. 18, no. 1, pp. 47–50, Jan. 2011, doi: 10.1016/j.knee.2009.12.009.

[60] C. K. Schillhammer *et al.*, ‘Arthroscopy Up to Date: Anterior Cruciate Ligament Anatomy’, *Arthroscopy*, vol. 32, no. 1, pp. 209–212, Jan. 2016, doi: 10.1016/j.arthro.2015.10.009.

[61] F. R. Noyes and E. S. Grood, ‘The strength of the anterior cruciate ligament in humans and Rhesus monkeys’, *J Bone Joint Surg Am*, vol. 58, no. 8, pp. 1074–1082, Dec. 1976.

[62] A. King, D. Viano, N. Mizeres, and J. States, ‘Humanitarian Benefits of Cadaver Research on Injury Prevention’, *J. Trauma-Injury Inf. Crit. Care*, vol. 38, no. 4, pp. 564–569, Apr. 1995, doi: 10.1097/00005373-199504000-00016.

[63] B. L. Proffen, M. McElfresh, B. C. Fleming, and M. M. Murray, ‘A COMPARATIVE ANATOMICAL STUDY OF THE HUMAN KNEE AND SIX ANIMAL SPECIES’, *Knee*, vol. 19, no. 4, pp. 493–499, Aug. 2012, doi: 10.1016/j.knee.2011.07.005.

[64] L. Reeve-johnson and M. Schuetz, ‘A Review of Major Animal Models Relevant to Contemporary Orthopaedic Repair of the Appendicular Skeleton in Humans (Part 1: healing in the presence of bone defects, non-union and inter-current disease)’, *undefined*, 2016. /paper/A-Review-of-Major-Animal-Models-Relevant-to-Repair-Reeve-johnson-Schuetz/b281a46fabf938a233ee244c748eceac909d3c99 (accessed Oct. 14, 2020).

[65] L. Martini, M. Fini, G. Giavaresi, and R. Giardino, ‘Sheep model in orthopedic research: a literature review’, *Comp Med*, vol. 51, no. 4, pp. 292–299, Aug. 2001.

[66] H. Madry, M. Ochi, M. Cucchiarini, D. Pape, and R. Seil, ‘Large animal models in experimental knee sports surgery: focus on clinical translation’, *J Exp Orthop*, vol. 2, Apr. 2015, doi: 10.1186/s40634-015-0025-1.

[67] B. Al, B. A, B. Sa, L. Dd, and K. Se, ‘Large Animal Models for Anterior Cruciate Ligament Research.’, *Front Vet Sci*, vol. 6, pp. 292–292, Aug. 2019, doi: 10.3389/fvets.2019.00292.

[68] M. H. Gregory, N. Capito, K. Kuroki, A. M. Stoker, J. L. Cook, and S. L. Sherman, ‘A Review of Translational Animal Models for Knee Osteoarthritis’, *Arthritis*, Dec. 27, 2012. https://www.hindawi.com/journals/arthritis/2012/764621/ (accessed Oct. 14, 2020).

[69] N. H. Franco, ‘Animal Experiments in Biomedical Research: A Historical Perspective’, *Animals (Basel)*, vol. 3, no. 1, pp. 238–273, Mar. 2013, doi: 10.3390/ani3010238.

[70] S. L. Woo, C. A. Orlando, J. F. Camp, and W. H. Akeson, ‘Effects of postmortem storage by freezing on ligament tensile behavior’, *J Biomech*, vol. 19, no. 5, pp. 399–404, 1986, doi: 10.1016/0021-9290(86)90016-3.

[71] H. Huang, J. Zhang, K. Sun, X. Zhang, and S. Tian, ‘Effects of repetitive multiple freeze-thaw cycles on the biomechanical properties of human flexor digitorum superficialis and flexor pollicis longus tendons’, *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 26, no. 4, pp. 419–423, May 2011, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2010.12.006.

[72] J. Martínez-Mesa, D. A. González-Chica, R. P. Duquia, R. R. Bonamigo, and J. L. Bastos, ‘Sampling: how to select participants in my research study?’, *An Bras Dermatol*, vol. 91, no. 3, pp. 326–330, 2016, doi: 10.1590/abd1806-4841.20165254.

[73] pubmeddev and W. S. al et, ‘Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. The effects of specimen age and orientation. - PubMed - NCBI’. https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1867330 (accessed Feb. 11, 2020).

[74] N. K. Paschos *et al.*, 'Cadaveric study of anterior cruciate ligament failure patterns under uniaxial tension along the ligament', *Arthroscopy*, vol. 26, no. 7, pp. 957–967, Jul. 2010, doi: 10.1016/j.arthro.2009.12.013.

[75] S. L. Woo *et al.*, 'Effects of knee flexion on the structural properties of the rabbit femur-anterior cruciate ligament-tibia complex (FATC)', *J Biomech*, vol. 20, no. 6, pp. 557–563, 1987, doi: 10.1016/0021-9290(87)90277-6.

[76] H. Fujie, 'Mechanical Properties and Biomechanical Function of the ACL', in *ACL Injury and Its Treatment*, M. Ochi, K. Shino, K. Yasuda, and M. Kurosaka, Eds. Tokyo: Springer Japan, 2016, pp. 69–77. doi: 10.1007/978-4-431-55858-3_6.

[77] S. L. Woo, J. M. Hollis, D. J. Adams, R. M. Lyon, and S. Takai, 'Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. The effects of specimen age and orientation', *Am J Sports Med*, vol. 19, no. 3, pp. 217–225, Jun. 1991, doi: 10.1177/036354659101900303.

[78] M. Trump, D. M. Palathinkal, L. Beaupre, D. Otto, P. Leung, and A. Amirfazli, 'In vitro biomechanical testing of anterior cruciate ligament reconstruction: traditional versus physiologically relevant load analysis', *Knee*, vol. 18, no. 3, pp. 193–201, Jun. 2011, doi: 10.1016/j.knee.2010.04.011.

[79] J. B. Morrison, 'The mechanics of the knee joint in relation to normal walking', *Journal of Biomechanics*, vol. 3, no. 1, pp. 51–61, Jan. 1970, doi: 10.1016/0021-9290(70)90050-3.

[80] C. Staerke, A. Möhwald, K.-H. Gröbel, C. Bochwitz, and R. Becker, 'ACL graft migration under cyclic loading', *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, vol. 18, no. 8, pp. 1065–1070, Aug. 2010, doi: 10.1007/s00167-009-0970-2.

[81] A. Kanamori *et al.*, 'The forces in the anterior cruciate ligament and knee kinematics during a simulated pivot shift test: A human cadaveric study using robotic technology', *Arthroscopy*, vol. 16, no. 6, pp. 633–639, Sep. 2000, doi: 10.1053/jars.2000.7682.

[82] M. T. Goldsmith *et al.*, 'Validation of a six degree-of-freedom robotic system for hip in vitro biomechanical testing', *J Biomech*, vol. 48, no. 15, pp. 4093–4100, Nov. 2015, doi: 10.1016/j.jbiomech.2015.10.009.

[83] G. Zamarra, M. B. Fisher, S. L.-Y. Woo, and G. Cerulli, 'Biomechanical evaluation of using one hamstrings tendon for ACL reconstruction: a human cadaveric study', *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, vol. 18, no. 1, pp. 11–19, Jan. 2010, doi: 10.1007/s00167-009-0911-0.

[84] F. Wentorf, M. Bandi, I. Sauerberg, and A. Mane, 'Clinical Relevance of Robotic Testing for Total Knee Arthroplasty Design', *Orthopaedic Proceedings*, vol. 95-B, no. SUPP_34, pp. 204–204, Dec. 2013, doi: 10.1302/1358-992X.95BSUPP_34.ISTA2013-204.

[85] N. A. Bates, R. J. Nesbitt, J. T. Shearn, G. D. Myer, and T. E. Hewett, 'Knee Abduction Affects Greater Magnitude of Change in ACL and MCL Strains Than Matched Internal Tibial Rotation In Vitro', *Clin Orthop Relat Res*, vol. 475, no. 10, pp. 2385–2396, Oct. 2017, doi: 10.1007/s11999-017-5367-9.

[86] M. T. Rasmussen *et al.*, 'An In Vitro Robotic Assessment of the Anterolateral Ligament, Part 1: Secondary Role of the Anterolateral Ligament in the Setting of an Anterior Cruciate

Ligament Injury', *Am J Sports Med*, vol. 44, no. 3, pp. 585–592, Mar. 2016, doi: 10.1177/0363546515618387.

[87] G. Li, R. Papannagari, L. E. Defrate, J. Doo Yoo, S. Eun Park, and T. J Gill, 'The effects of ACL deficiency on mediolateral translation and varus–valgus rotation', *null*, vol. 78, no. 3, pp. 355–360, Jan. 2007, doi: 10.1080/17453670710013924.

[88] N. A. Bates, R. J. Nesbitt, J. T. Shearn, G. D. Myer, and T. E. Hewett, 'Relative strain in the anterior cruciate ligament and medial collateral ligament during simulated jump landing and sidestep cutting tasks: implications for injury risk', *Am J Sports Med*, vol. 43, no. 9, pp. 2259–2269, Sep. 2015, doi: 10.1177/0363546515589165.

[89] F. Galbusera *et al.*, 'Material Models and Properties in the Finite Element Analysis of Knee Ligaments: A Literature Review', *Front Bioeng Biotechnol*, vol. 2, Nov. 2014, doi: 10.3389/fbioe.2014.00054.

[90] W. A. M. Brekelmans, H. W. Poort, and T. J. J. H. Slooff, 'A New Method to Analyse the Mechanical Behaviour of Skeletal Parts', *Acta Orthopaedica Scandinavica*, vol. 43, no. 5, pp. 301–317, Jan. 1972, doi: 10.3109/17453677208998949.

[91] E. Soudah, E. Y. K. Ng, Z. Sun, and S. Maiti, 'Numerical Methods and Applications in Biomechanical Modeling 2014', *Comput Math Methods Med*, vol. 2015, 2015, doi: 10.1155/2015/768652.

[92] C. Xu *et al.*, 'Biomechanical evaluation of tenodesis reconstruction in ankle with deltoid ligament deficiency: a finite element analysis', *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, vol. 20, no. 9, pp. 1854–1862, Sep. 2012, doi: 10.1007/s00167-011-1762-z.

[93] A. H. Alafiah, M. Normahira, and M. N. Anas, 'A Three Dimensional Finite Element of Anterior Cruciate Ligament Model', in *Advanced Materials Engineering and Technology*, vol. 626, M. M. A. Abdullah, L. Jamaludin, R. A. Razak, Z. Yahya, and K. Hussin, Eds. Stafa-Zurich: Trans Tech Publications Ltd, 2012, pp. 896–901. doi: 10.4028/www.scientific.net/AMR.626.896.

[94] N. A. Ramaniraka, A. Terrier, N. Theumann, and O. Siegrist, 'Effects of the posterior cruciate ligament reconstruction on the biomechanics of the knee joint: a finite element analysis', *Clinical Biomechanics*, vol. 20, no. 4, pp. 434–442, May 2005, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2004.11.014.

[95] C. Dai, L. Yang, L. Guo, F. Wang, J. Gou, and Z. Deng, 'Construction of finite element model and stress analysis of anterior cruciate ligament tibial insertion', *Pak J Med Sci*, vol. 31, no. 3, pp. 632–636, 2015, doi: 10.12669/pjms.313.7208.

[96] C. Wan, Z. Hao, and S. Wen, 'The effect of the variation in ACL constitutive model on joint kinematics and biomechanics under different loads: a finite element study', *J Biomech Eng*, vol. 135, no. 4, p. 041002, Apr. 2013, doi: 10.1115/1.4023696.

[97] Y.-S. Lai, W.-C. Chen, C.-H. Huang, C.-K. Cheng, K.-K. Chan, and T.-K. Chang, 'The Effect of Graft Strength on Knee Laxity and Graft In-Situ Forces after Posterior Cruciate Ligament Reconstruction', *PLOS ONE*, vol. 10, no. 5, p. e0127293, May 2015, doi: 10.1371/journal.pone.0127293.

[98] A. Completo, A. Rego, F. Fonseca, A. Ramos, C. Relvas, and J. A. Simões, 'Biomechanical evaluation of proximal tibia behaviour with the use of femoral stems in revision TKA: an in vitro and finite element analysis', *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 25, no. 2, pp. 159–165, Feb. 2010, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2009.10.011.

[99] J. Y. Bae, K. S. Park, J. K. Seon, D. S. Kwak, I. Jeon, and E. K. Song, 'Biomechanical analysis of the effects of medial meniscectomy on degenerative osteoarthritis', *Med Biol Eng Comput*, vol. 50, no. 1, pp. 53–60, Jan. 2012, doi: 10.1007/s11517-011-0840-1.

[100] J. Sun *et al.*, 'Finite element analysis of the valgus knee joint of an obese child', *Biomed Eng Online*, vol. 15, no. Suppl 2, p. 158, Dec. 2016, doi: 10.1186/s12938-016-0253-3.

[101] E. Peña, M. A. Martínez, B. Calvo, D. Palanca, and M. Doblaré, 'A finite element simulation of the effect of graft stiffness and graft tensioning in ACL reconstruction', *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 20, no. 6, pp. 636–644, Jul. 2005, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2004.07.014.

[102] R. Shirazi and A. Shirazi-Adl, 'Computational biomechanics of articular cartilage of human knee joint: effect of osteochondral defects', *J Biomech*, vol. 42, no. 15, pp. 2458–2465, Nov. 2009, doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.07.022.

[103] S. Strafun, I. Levadnyi, V. Makarov, and J. Awrejcewicz, 'Comparative Biomechanical Analysis of Stress-Strain State of the Elbow Joint After Displaced Radial Head Fractures', *J Med Biol Eng*, vol. 38, no. 4, pp. 618–624, 2018, doi: 10.1007/s40846-017-0334-1.

[104] J.-E. Kim *et al.*, 'Finite element model development of a child pelvis with optimization-based material identification', *Journal of Biomechanics*, vol. 42, no. 13, pp. 2191–2195, Sep. 2009, doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.06.010.

[105] X. Peng, G. Liu, and Z. Guo, 'Finite element contact analysis of a human sagittal knee joint', *J. Mech. Med. Biol.*, vol. 10, no. 02, pp. 225–236, Jun. 2010, doi: 10.1142/S0219519410003423.

[106] Y. Song, R. E. Debski, V. Musahl, M. Thomas, and S. L.-Y. Woo, 'A three-dimensional finite element model of the human anterior cruciate ligament: a computational analysis with experimental validation', *J Biomech*, vol. 37, no. 3, pp. 383–390, Mar. 2004, doi: 10.1016/s0021-9290(03)00261-6.

[107] A. A. Ali *et al.*, 'Validation of predicted patellofemoral mechanics in a finite element model of the healthy and cruciate-deficient knee', *J Biomech*, vol. 49, no. 2, pp. 302–309, Jan. 2016, doi: 10.1016/j.jbiomech.2015.12.020.

[108] P. Weber *et al.*, 'Increase in the Tibial Slope in Unicondylar Knee Replacement: Analysis of the Effect on the Kinematics and Ligaments in a Weight-Bearing Finite Element Model', *Biomed Res Int*, vol. 2018, p. 8743604, 2018, doi: 10.1155/2018/8743604.

[109] M. M. Murray, 'History of ACL Treatment and Current Gold Standard of Care', in *The ACL Handbook: Knee Biology, Mechanics, and Treatment*, M. M. Murray, P. Vavken, and B. Fleming, Eds. New York, NY: Springer, 2013, pp. 19–28. doi: 10.1007/978-1-4614-0760-7_2.

[110] R. Seijas, A. Sallent, and O. Ares, ‘Advances in anterior cruciate ligament reconstruction techniques’, *Ann Transl Med*, vol. 4, no. 24, Dec. 2016, doi: 10.21037/atm.2016.12.07.

[111] S. Ekhtiari *et al.*, ‘Arthrofibrosis after ACL reconstruction is best treated in a step-wise approach with early recognition and intervention: a systematic review’, *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, vol. 25, no. 12, pp. 3929–3937, Dec. 2017, doi: 10.1007/s00167-017-4482-1.

[112] N. K. Paschos, ‘Anterior cruciate ligament reconstruction and knee osteoarthritis’, *World J Orthop*, vol. 8, no. 3, pp. 212–217, Mar. 2017, doi: 10.5312/wjo.v8.i3.212.

[113] D. J. Biau, C. Tournoux, S. Katsahian, P. Schranz, and R. Nizard, ‘ACL reconstruction: a meta-analysis of functional scores’, *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 458, pp. 180–187, May 2007, doi: 10.1097/BLO.0b013e31803dcd6b.

[114] C. L. Ardern, S. Sonesson, M. Forssblad, and J. Kvist, ‘Comparison of patient-reported outcomes among those who chose ACL reconstruction or non-surgical treatment’, *Scand J Med Sci Sports*, vol. 27, no. 5, pp. 535–544, May 2017, doi: 10.1111/sms.12707.

[115] M. Chizari, B. Wang, M. Snow, and M. Barrett, ‘Mechanical aspects of a single-bundle tibial interference screw fixation in a tendon graft acl reconstruction’, *Biomed. Eng. Appl. Basis Commun.*, vol. 22, no. 04, pp. 271–278, Aug. 2010, doi: 10.4015/S101623721000202X.

[116] M. Chizari, M. Snow, and B. Wang, ‘Post-operative assessment of an implant fixation in anterior cruciate ligament reconstructive surgery’, *J Med Syst*, vol. 35, no. 5, pp. 941–947, Oct. 2011, doi: 10.1007/s10916-010-9514-z.

[117] J. T. Nurmi, P. Kannus, H. Sievanen, T. Jarvela, M. Jarvinen, and T. L. N. Jarvinen, ‘Interference screw fixation of soft tissue grafts in anterior cruciate ligament reconstruction: Part 1 - Effect of tunnel compaction by serial dilators versus extraction drilling on the initial fixation strength’, *Am. J. Sports Med.*, vol. 32, no. 2, pp. 411–417, Mar. 2004, doi: 10.1177/0363546503261701.

[118] G. Milano, P. D. Mulas, F. Ziranu, L. Deriu, and C. Fabbriciani, ‘Comparison of femoral fixation methods for anterior cruciate ligament reconstruction with patellar tendon graft: a mechanical analysis in porcine knees’, *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, vol. 15, no. 6, pp. 733–738, Jun. 2007, doi: 10.1007/s00167-006-0269-5.

[119] H. Van der Bracht, G. Cloete, B. Page, C. Scheffer, J. Bellemans, and P. Verdonk, ‘The lateral tibial tunnel: Does it allow for adequate fixation in ACL surgery ?’, *Acta Orthop. Belg.*, vol. 78, no. 5, pp. 637–642, Oct. 2012.

[120] Y. Sasaki *et al.*, ‘Effect of fixation angle and graft tension in double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction on knee biomechanics’, *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, vol. 24, no. 9, pp. 2892–2898, Sep. 2016, doi: 10.1007/s00167-015-3552-5.

[121] T. G. Gerich, A. Cassim, C. Lattermann, H. P. Lobenhoffer, and H. Tscherne, ‘Pullout strength of tibial graft fixation in ACL-replacement with a patellar tendon graft: Interference screw versus staple fixation in human knees’, *Unfallchirurg*, vol. 101, no. 3, pp. 204–208, Mar. 1998, doi: 10.1007/s001130050255.

[122] A. de A. Santos, M. Carneiro-Filho, R. F. Mota e Albuquerque, J. P. F. Martins de Moura, C. E. Franciozi, and M. V. Malheiros Luzo, 'Mechanical evaluation of tibial fixation of the hamstring tendon in anterior cruciate ligament double-bundle reconstruction with and without interference screws', *Clinics*, vol. 75, p. e1123, 2020, doi: 10.6061/clinics/2020/e1123.

[123] F. R. Noyes, L. E. Huser, B. Ashman, and M. Palmer, 'Anterior Cruciate Ligament Graft Conditioning Required to Prevent an Abnormal Lachman and Pivot Shift After ACL Reconstruction: A Robotic Study of 3 ACL Graft Constructs', *Am. J. Sports Med.*, vol. 47, no. 6, pp. 1376–1384, May 2019, doi: 10.1177/0363546519835796.

[124] C. Legnani, A. Ventura, C. Terzaghi, E. Borgo, and W. Albisetti, 'Anterior cruciate ligament reconstruction with synthetic grafts. A review of literature', *Int Orthop*, vol. 34, no. 4, pp. 465–471, Apr. 2010, doi: 10.1007/s00264-010-0963-2.

[125] M. Jacobi, N. Reischl, K. Rönn, R. A. Magnusson, E. Gautier, and R. P. Jakob, 'Healing of the Acutely Injured Anterior Cruciate Ligament: Functional Treatment with the ACL-Jack, a Dynamic Posterior Drawer Brace', *Advances in Orthopedics*, 2016. https://www.hindawi.com/journals/aorth/2016/1609067/ (accessed Feb. 11, 2020).

[126] M. B. Fisher *et al.*, 'Potential of healing a transected anterior cruciate ligament with genetically modified extracellular matrix bioscaffolds in a goat model', *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, vol. 20, no. 7, pp. 1357–1365, Jul. 2012, doi: 10.1007/s00167-011-1800-x.

[127] P. Sun, S. Chen, L. Liu, and X. Gao, 'Enhancement of Anterior cruciate ligament injury repairing using connective tissue growth factor in a rabbit model', *Pak. J. Pharm. Sci.*, vol. 31, no. 6, pp. 2873–2878, Nov. 2018.

[128] J. V. Novaretti *et al.*, 'Higher Gene Expression of Healing Factors in Anterior Cruciate Ligament Remnant in Acute Anterior Cruciate Ligament Tear', *Am. J. Sports Med.*, vol. 46, no. 7, pp. 1583–1591, Jun. 2018, doi: 10.1177/0363546518760577.

[129] Y. Li, S. C. Fu, Y. C. Cheuk, G. Song, H. Feng, and S.-H. Yung, 'The non-reconstructive treatment of complete ACL tear with biological enhancement in clinical and preclinical studies: A systematic review', *Asia-Pacific Journal of Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation and Technology*, vol. 14, pp. 10–16, Oct. 2018, doi: 10.1016/j.asmart.2018.04.002.

[130] E. C. Rodriguez-Merchan, 'Primary Repair of the Anterior Cruciate Ligament: A Review of Recent Literature (2016-2017)', *Arch Bone Jt Surg*, vol. 7, no. 3, pp. 297–300, May 2019.

[131] M. S. Dhillon, K. Bali, and S. Prabhakar, 'Proprioception in anterior cruciate ligament deficient knees and its relevance in anterior cruciate ligament reconstruction', *Indian J Orthop*, vol. 45, no. 4, pp. 294–300, 2011, doi: 10.4103/0019-5413.80320.

[132] B. L. Proffen, J. T. Sieker, and M. Murray, 'Bio-enhanced repair of the anterior cruciate ligament', *Arthroscopy*, vol. 31, no. 5, pp. 990–997, May 2015, doi: 10.1016/j.arthro.2014.11.016.

[133] W. T. Wilson, G. P. Hopper, P. A. Byrne, and G. M. MacKay, ‘Anterior Cruciate Ligament Repair with Internal Brace Ligament Augmentation’, *Surg Technol Int*, vol. 29, pp. 273–278, Oct. 2016.

[134] P. A. Smith, J. P. Bradley, J. Konicek, J. A. Bley, and C. A. Wijdicks, ‘Independent Suture Tape Internal Brace Reinforcement of Bone–Patellar Tendon–Bone Allografts: Biomechanical Assessment in a Full-ACL Reconstruction Laboratory Model’, *J Knee Surg*, vol. 33, no. 10, pp. 1047–1054, Oct. 2020, doi: 10.1055/s-0039-1692649.

[135] S. Kohl, D. S. Evangelopoulos, M. O. Schär, K. Bieri, T. Müller, and S. S. Ahmad, ‘Dynamic intraligamentary stabilisation: initial experience with treatment of acute ACL ruptures’, *Bone Joint J*, vol. 98-B, no. 6, pp. 793–798, Jun. 2016, doi: 10.1302/0301-620X.98B6.35040.

[136] B. Schliemann *et al.*, ‘Changes in gait pattern and early functional results after ACL repair are comparable to those of ACL reconstruction’, *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, vol. 26, no. 2, pp. 374–380, Feb. 2018, doi: 10.1007/s00167-017-4618-3.

[137] M. Meister, J. Koch, F. Amsler, M. P. Arnold, and M. T. Hirschmann, ‘ACL suturing using dynamic intraligamentary stabilisation showing good clinical outcome but a high reoperation rate: a retrospective independent study’, *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, vol. 26, no. 2, pp. 655–659, Feb. 2018, doi: 10.1007/s00167-017-4726-0.

[138] P. Henle *et al.*, ‘Surgeon experience with dynamic intraligamentary stabilization does not influence risk of failure’, *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, vol. 26, no. 10, pp. 2978–2985, Oct. 2018, doi: 10.1007/s00167-018-4847-0.

[139] S. Eggli, C. Röder, G. Perler, and P. Henle, ‘Five year results of the first ten ACL patients treated with dynamic intraligamentary stabilisation’, *BMC Musculoskeletal Disorders*, vol. 17, no. 1, p. 105, Feb. 2016, doi: 10.1186/s12891-016-0961-7.

[140] K. S. Bieri, S. M. Scholz, S. Kohl, E. Aghayev, and L. P. Staub, ‘Dynamic intraligamentary stabilization versus conventional ACL reconstruction: A matched study on return to work’, *Injury*, vol. 48, no. 6, pp. 1243–1248, Jun. 2017, doi: 10.1016/j.injury.2017.03.004.

[141] M. Bierbaum, O. Schöffski, B. Schliemann, and C. Kösters, ‘Cost-utility analysis of dynamic intraligamentary stabilization versus early reconstruction after rupture of the anterior cruciate ligament’, *Health Econ Rev*, vol. 7, Feb. 2017, doi: 10.1186/s13561-017-0143-9.

[142] A. M. Krismer, L. Gousopoulos, S. Kohl, A. Ateschrang, H. Kohlhof, and S. S. Ahmad, ‘Factors influencing the success of anterior cruciate ligament repair with dynamic intraligamentary stabilisation’, *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, vol. 25, no. 12, pp. 3923–3928, Dec. 2017, doi: 10.1007/s00167-017-4445-6.

[143] J. Häberli, P. Henle, Y. P. Acklin, I. Zderic, and B. Gueorguiev, ‘Knee joint kinematics with dynamic augmentation of primary anterior cruciate ligament repair - a biomechanical study’, *J Exp Orthop*, vol. 3, Oct. 2016, doi: 10.1186/s40634-016-0064-2.

[144] R. A. G. Hoogeslag, R. W. Brouwer, R. Huis In ’t Veld, J. M. Stephen, and A. A. Amis, ‘Dynamic augmentation restores anterior tibial translation in ACL suture repair: a

biomechanical comparison of non-, static and dynamic augmentation techniques', *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, vol. 26, no. 10, pp. 2986–2996, Oct. 2018, doi: 10.1007/s00167-018-4848-z.

[145] S. S. Ahmad, G. S. Difelice, J. P. van der List, A. Ateschrang, and M. T. Hirschmann, 'Primary repair of the anterior cruciate ligament: real innovation or reinvention of the wheel?', *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol. 27, no. 1, pp. 1–2, Jan. 2019, doi: 10.1007/s00167-018-5312-9.

[146] S. Pina *et al.*, 'Scaffolding Strategies for Tissue Engineering and Regenerative Medicine Applications', *Materials (Basel)*, vol. 12, no. 11, Jun. 2019, doi: 10.3390/ma12111824.

[147] J. Chen, J. Xu, A. Wang, and M. Zheng, 'Scaffolds for tendon and ligament repair: review of the efficacy of commercial products', *Expert Review of Medical Devices*, vol. 6, no. 1, pp. 61–73, Jan. 2009, doi: 10.1586/17434440.6.1.61.

[148] D. T. Nguyen *et al.*, 'Healing of the Goat Anterior Cruciate Ligament After a New Suture Repair Technique and Bioscaffold Treatment', *Tissue Eng Part A*, vol. 19, no. 19–20, pp. 2292–2299, Oct. 2013, doi: 10.1089/ten.tea.2012.0535.

[149] A. G. MIKOS *et al.*, 'Engineering Complex Tissues', *Tissue Eng*, vol. 12, no. 12, p. 3307, Dec. 2006, doi: 10.1089/ten.2006.12.3307.

[150] T. K. H. Teh and J. C. H. Goh, '6.12 Tissue Engineering Approaches to Regeneration of Anterior Cruciate Ligament☆', in *Comprehensive Biomaterials II*, P. Ducheyne, Ed. Oxford: Elsevier, 2017, pp. 194–215. doi: 10.1016/B978-0-12-803581-8.10244-9.

[151] M. M. Murray, 'Current status and potential of primary ACL repair', *Clin Sports Med*, vol. 28, no. 1, pp. 51–61, Jan. 2009, doi: 10.1016/j.csm.2008.08.005.

[152] M. Marieswaran, I. Jain, B. Garg, V. Sharma, and D. Kalyanasundaram, 'A Review on Biomechanics of Anterior Cruciate Ligament and Materials for Reconstruction', *Applied Bionics and Biomechanics*, vol. 2018, p. 4657824, May 2018, doi: 10.1155/2018/4657824.

[153] 'The Anterior Cruciate Ligament: Reconstruction and Basic Science - 1st Edition'. https://www.elsevier.com/books/the-anterior-cruciate-ligament-reconstruction-and-basic-science/prodromos/978-1-4160-3834-4 (accessed May 05, 2021).

[154] 'Biomechanics of Tendons and Ligaments - 1st Edition'. https://www.elsevier.com/books/biomechanics-of-tendons-and-ligaments/buschmann/978-0-08-100489-0 (accessed Mar. 20, 2021).

[155] J. Parvizi and G. K. Kim, 'Chapter 10 - Anatomy of the Knee', in *High Yield Orthopaedics*, J. Parvizi and G. K. Kim, Eds. Philadelphia: W.B. Saunders, 2010, pp. 20–22. doi: 10.1016/B978-1-4160-0236-9.00019-5.

[156] L. M. Biga *et al.*, '9.4 Synovial Joints', in *Anatomy & Physiology*, OpenStax/Oregon State University, 2019. Accessed: May 05, 2021. [Online]. Available: https://open.oregonstate.education/aandp/chapter/9-4-synovial-joints/

[157] S. Scheffler, 'The cruciate ligaments: Anatomy, biology, and biomechanics', in *The Knee Joint: Surgical Techniques and Strategies*, M. Bonnin, A. Amendola, J. Bellemans, S.

MacDonald, and J. Ménétrey, Eds. Paris: Springer, 2012, pp. 11–21. doi: 10.1007/978-2-287-99353-4_2.

[158] 'Encyclopædia Britannica', Feb. 26, 2020. https://www.britannica.com/

[159] 'sinovija | Hrvatska enciklopedija'. https://www.enciklopedija.hr/natuknica.aspx?ID=56160 (accessed May 18, 2021).

[160] 'Cartilaginous Joints | Boundless Anatomy and Physiology'. https://courses.lumenlearning.com/boundless-ap/chapter/cartilaginous-joints/ (accessed May 04, 2021).

[161] S. L.-Y. Woo, S. D. Abramowitch, R. Kilger, and R. Liang, 'Biomechanics of knee ligaments: injury, healing, and repair.', *Journal of biomechanics*, 2006, doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.10.025.

[162] OpenStax, *Anatomy and Physiology, OpenStax*. OpenStax, 2013. [Online]. Available: https://openstax.org/

[163] I.-R. Chang and A. Martin, 'Anatomy, Cartilage', in *StatPearls*, Treasure Island (FL): StatPearls Publishing, 2020. Accessed: Feb. 24, 2020. [Online]. Available: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK532964/

[164] W. Widuchowski, J. Widuchowski, B. Koczy, and K. Szyluk, 'Untreated asymptomatic deep cartilage lesions associated with anterior cruciate ligament injury: results at 10- and 15-year follow-up', *Am J Sports Med*, vol. 37, no. 4, pp. 688–692, Apr. 2009, doi: 10.1177/0363546508328104.

[165] I. Papathanasiou *et al.*, 'Molecular changes indicative of cartilage degeneration and osteoarthritis development in patients with anterior cruciate ligament injury', *BMC Musculoskeletal Disorders*, vol. 17, no. 1, p. 21, Jan. 2016, doi: 10.1186/s12891-016-0871-8.

[166] A. Amendola and D. E. Bonasia, 'The menisci: Anatomy, healing response, and biomechanics', in *The Knee Joint: Surgical Techniques and Strategies*, M. Bonnin, A. Amendola, J. Bellemans, S. MacDonald, and J. Ménétrey, Eds. Paris: Springer, 2012, pp. 5–9. doi: 10.1007/978-2-287-99353-4_1.

[167] M. Asaeda, M. Deie, Y. Kono, Y. Mikami, H. Kimura, and N. Adachi, 'The relationship between knee muscle strength and knee biomechanics during running at 6 and 12 months after anterior cruciate ligament reconstruction', *Asia-Pacific Journal of Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation and Technology*, vol. 16, pp. 14–18, Apr. 2019, doi: 10.1016/j.asmart.2018.11.004.

[168] 'SMART', *Servier Medical Art*. https://smart.servier.com/ (accessed May 04, 2021).

[169] S. Affatato, 'Biomechanics of the knee', *Surgical Techniques in Total Knee Arthroplasty (TKA) and Alternative Procedures*, pp. 17–35, Nov. 2014, doi: 10.1533/9781782420385.1.17.

[170] S. L.-Y. Woo, S. D. Abramowitch, R. Kilger, and R. Liang, 'Biomechanics of knee ligaments: injury, healing, and repair.', *Journal of biomechanics*, vol. 39, no. 1, pp. 1–20, 2006, doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.10.025.

[171] B. Bordoni and M. Varacallo, *Anatomy, Tendons*. StatPearls Publishing, 2020. Accessed: Sep. 21, 2020. [Online]. Available: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK513237/

[172] V. B. Duthon, C. Barea, S. Abrassart, J. H. Fasel, D. Fritschy, and J. Ménétrey, 'Anatomy of the anterior cruciate ligament', *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, vol. 14, no. 3, pp. 204–213, Mar. 2006, doi: 10.1007/s00167-005-0679-9.

[173] 'File:Tendon anatomy - Tendon Epimysium Fascicle Fiber Fibril etc -- Smart-Servier.jpg - Wikimedia Commons'. https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Tendon_anatomy_-_Tendon_Epimysium_Fascicle_Fiber_Fibril_etc_--_Smart-Servier.jpg (accessed May 05, 2021).

[174] G. G. Arliani *et al.*, 'Three dimensional anatomy of the anterior cruciate ligament: a new approach in anatomical orthopedic studies and a literature review', *Open Access J Sports Med*, vol. 3, pp. 183–188, Nov. 2012, doi: 10.2147/OAJSM.S37203.

[175] W. Petersen and T. Zantop, 'Anatomy of the anterior cruciate ligament with regard to its two bundles.', *Clin Orthop Relat Res*, vol. 454, pp. 35–47, Jan. 2007, doi: 10.1097/BLO.0b013e31802b4a59.

[176] Y. Kawaguchi, E. Kondo, R. Takeda, K. Akita, K. Yasuda, and A. A. Amis, 'The Role of Fibers in the Femoral Attachment of the Anterior Cruciate Ligament in Resisting Tibial Displacement', *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, vol. 31, no. 3, pp. 435–444, Mar. 2015, doi: 10.1016/j.arthro.2014.08.033.

[177] M. Dienst *et al.*, 'Correlation of intercondylar notch cross sections to the ACL size: a high resolution MR tomographic in vivo analysis', *Arch Orthop Trauma Surg*, vol. 127, no. 4, pp. 253–260, May 2007, doi: 10.1007/s00402-006-0177-7.

[178] S.-L. Hsu, R. Liang, and S. L. Woo, 'Functional tissue engineering of ligament healing', *Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol*, vol. 2, p. 12, May 2010, doi: 10.1186/1758-2555-2-12.

[179] J. Buschmann and G. Meier Bürgisser, '11 - Role of cellular response in the healing process of tendons and ligaments', in *Biomechanics of Tendons and Ligaments*, J. Buschmann and G. Meier Bürgisser, Eds. Woodhead Publishing, 2017, pp. 301–317. doi: 10.1016/B978-0-08-100489-0.00011-9.

[180] A. S. of M. E. B. and H. F. Division, *Biomechanics Monograph*. American Society of Mechanical Engineers, 1967.

[181] 'Yuan-Cheng B. Fung', *NAE Website*. https://nae.edu/55508/YuanCheng-B-Fung (accessed Mar. 12, 2021).

[182] S. Hirokawa, 'Biomechanics of the knee joint: a critical review', *Crit Rev Biomed Eng*, vol. 21, no. 2, pp. 79–135, 1993.

[183] B. K. Madeti, S. R. Chalamalasetti, and S. K. S. siva rao Bolla Pragada, 'Biomechanics of knee joint — A review', *Frontiers of Mechanical Engineering*, vol. 10, no. 2, pp. 176–186, Jun. 2015, doi: 10.1007/s11465-014-0306-x.

[184] S. D. Masouros, A. M. J. Bull, and A. A. Amis, '(i) Biomechanics of the knee joint', *Orthopaedics and Trauma*, vol. 24, no. 2, pp. 84–91, Apr. 2010, doi: 10.1016/j.mporth.2010.03.005.

[185] S. S. Malik and S. S. Malik, Eds., 'Biomechanics of the knee and total knee replacement', in *Orthopaedic Biomechanics Made Easy*, Cambridge: Cambridge University Press, 2015, pp. 112–125. doi: 10.1017/CBO9781107360563.011.

[186] L. Zhang *et al.*, 'Knee Joint Biomechanics in Physiological Conditions and How Pathologies Can Affect It: A Systematic Review', *Appl Bionics Biomech*, vol. 2020, Apr. 2020, doi: 10.1155/2020/7451683.

[187] V. Musahl *et al.*, 'Varying femoral tunnels between the anatomical footprint and isometric positions: effect on kinematics of the anterior cruciate ligament-reconstructed knee.', *Am J Sports Med*, vol. 33, no. 5, pp. 712–718, May 2005, doi: 10.1177/0363546504271747.

[188] A. A. Amis, 'The functions of the fibre bundles of the anterior cruciate ligament in anterior drawer, rotational laxity and the pivot shift', *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, vol. 20, no. 4, pp. 613–620, Apr. 2012, doi: 10.1007/s00167-011-1864-7.

[189] S. D. Abramowitch, X. Zhang, M. Curran, and R. Kilger, 'A Comparison of the Quasi-static Mechanical and Nonlinear Viscoelastic Properties of the Human Semitendinosus and Gracilis Tendons', *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 25, no. 4, pp. 325–331, May 2010, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2009.12.007.

[190] P. Sharma and N. Maffulli, 'Basic biology of tendon injury and healing', *The Surgeon*, vol. 3, no. 5, pp. 309–316, Oct. 2005, doi: 10.1016/S1479-666X(05)80109-X.

[191] F. Korkusuz , 'Musculoskeletal Research and Basic Science', 2016. https://doi.org/10.1007/978-3-319-20777-3

[192] D. E. R. Warburton, C. W. Nicol, and S. S. D. Bredin, 'Health benefits of physical activity: the evidence', *CMAJ*, vol. 174, no. 6, pp. 801–809, Mar. 2006, doi: 10.1503/cmaj.051351.

[193] L. C. H. Barraza, G. Krishnan R, J.-H. Low, and C.-H. Yeow, 'The biomechanics of ACL injury: progresses toward prophylactic strategies', *Crit Rev Biomed Eng*, vol. 41, no. 4–5, pp. 309–321, 2013, doi: 10.1615/critrevbiomedeng.2014010460.

[194] V. Ristić, S. Ninković, V. Harhaji, and M. Milankov, 'Causes of anterior cruciate ligament injuries', *Med Pregl*, vol. 63, no. 7–8, pp. 541–545, Aug. 2010, doi: 10.2298/mpns1008541r.

[195] 'Anterior Cruciate Ligament Injuries: Diagnosis, Treatment, and Prevention | American Academy of Pediatrics'. https://pediatrics.aappublications.org/content/133/5/e1437 (accessed Feb. 17, 2020).

[196] B. T. Raines, E. Naclerio, and S. L. Sherman, 'Management of Anterior Cruciate Ligament Injury: What's In and What's Out?', *Indian J Orthop*, vol. 51, no. 5, Art. no. 5, 2017, doi: 10.4103/ortho.IJOrtho_245_17.

[197] J. Racine and R. K. Aaron, 'Post-traumatic osteoarthritis after ACL injury', *R I Med J (2013)*, vol. 97, no. 11, pp. 25–28, Nov. 2014.

[198] L. Geffroy *et al.*, 'Return to sport and re-tears after anterior cruciate ligament reconstruction in children and adolescents', *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, vol. 104, no. 8, Supplement, pp. S183–S188, Dec. 2018, doi: 10.1016/j.otsr.2018.09.006.

[199] T. Nessler, L. Denney, and J. Sampley, 'ACL Injury Prevention: What Does Research Tell Us?', *Curr Rev Musculoskelet Med*, vol. 10, no. 3, pp. 281–288, Sep. 2017, doi: 10.1007/s12178-017-9416-5.

[200] A. Haim, T. Pritsch, L. Yosepov, and R. Arbel, '[Anterior cruciate ligament injuries]', *Harefuah*, vol. 145, no. 3, pp. 208–214, 244–245, Mar. 2006.

[201] B. Moses, J. Orchard, and J. Orchard, 'Systematic Review: Annual Incidence of ACL Injury and Surgery in Various Populations', *Research in Sports Medicine*, vol. 20, no. 3–4, pp. 157–179, Jul. 2012, doi: 10.1080/15438627.2012.680633.

[202] F. Cimino, B. S. Volk, and D. Setter, 'Anterior cruciate ligament injury: diagnosis, management, and prevention', *Am Fam Physician*, vol. 82, no. 8, pp. 917–922, Oct. 2010.

[203] H. Koga *et al.*, 'Mechanisms for noncontact anterior cruciate ligament injuries: knee joint kinematics in 10 injury situations from female team handball and basketball', *Am J Sports Med*, vol. 38, no. 11, pp. 2218–2225, Nov. 2010, doi: 10.1177/0363546510373570.

[204] R. N. Rekik *et al.*, 'ACL injury incidence, severity and patterns in professional male soccer players in a Middle Eastern league', *BMJ Open Sport Exerc Med*, vol. 4, no. 1, p. e000461, 2018, doi: 10.1136/bmjsem-2018-000461.

[205] J. G. Oliphant and J. P. Drawbert, 'Gender Differences in Anterior Cruciate Ligament Injury Rates in Wisconsin Intercollegiate Basketball', *J Athl Train*, vol. 31, no. 3, pp. 245–247, 1996.

[206] K. M. Sutton and J. M. Bullock, 'Anterior cruciate ligament rupture: differences between males and females', *J Am Acad Orthop Surg*, vol. 21, no. 1, pp. 41–50, Jan. 2013, doi: 10.5435/JAAOS-21-01-41.

[207] L. Stijak *et al.*, 'The influence of sex hormones on anterior cruciate ligament rupture: female study', *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, vol. 23, no. 9, pp. 2742–2749, Sep. 2015, doi: 10.1007/s00167-014-3077-3.

[208] 'The female ACL: Why is it more prone to injury?', *J Orthop*, vol. 13, no. 2, pp. A1–A4, Mar. 2016, doi: 10.1016/S0972-978X(16)00023-4.

[209] J. M. Mellado, J. Calmet, M. Olona, J. Giné, and A. Saurí, 'Magnetic resonance imaging of anterior cruciate ligament tears: reevaluation of quantitative parameters and imaging findings including a simplified method for measuring the anterior cruciate ligament angle.', *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, vol. 12, no. 3, pp. 217–224, May 2004, doi: 10.1007/s00167-003-0431-2.

[210] M. Prins, 'The Lachman test is the most sensitive and the pivot shift the most specific test for the diagnosis of ACL rupture.', *Aust J Physiother*, vol. 52, no. 1, p. 66, 2006, doi: 10.1016/s0004-9514(06)70069-1.

[211] E. P. Mulligan, D. Q. McGuffie, K. Coyner, and M. Khazzam, 'THE RELIABILITY AND DIAGNOSTIC ACCURACY OF ASSESSING THE TRANSLATION ENDPOINT

DURING THE LACHMAN TEST', *Int J Sports Phys Ther*, vol. 10, no. 1, pp. 52–61, Feb. 2015.

[212] T. W. Hash 2nd, 'Magnetic resonance imaging of the knee', *Sports Health*, vol. 5, no. 1, pp. 78–107, Jan. 2013, doi: 10.1177/1941738112468416.

[213] M. F. Sherman, L. Lieber, J. R. Bonamo, L. Podesta, and I. Reiter, 'The long-term followup of primary anterior cruciate ligament repair. Defining a rationale for augmentation', *Am J Sports Med*, vol. 19, no. 3, pp. 243–255, Jun. 1991, doi: 10.1177/036354659101900307.

[214] G. S. DiFelice, C. Villegas, and S. Taylor, 'Anterior Cruciate Ligament Preservation: Early Results of a Novel Arthroscopic Technique for Suture Anchor Primary Anterior Cruciate Ligament Repair', *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, vol. 31, no. 11, pp. 2162–2171, Nov. 2015, doi: 10.1016/j.arthro.2015.08.010.

[215] J. P. van der List, D. N. Mintz, and G. S. DiFelice, 'The Location of Anterior Cruciate Ligament Tears: A Prevalence Study Using Magnetic Resonance Imaging':, *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, Jun. 2017, doi: 10.1177/2325967117709966.

[216] 'Anterior Cruciate Ligament Preservation: Early Results of a Novel Arthroscopic Technique for Suture Anchor Primary Anterior Cruciate Ligament Repair - Arthroscopy'. https://www.arthroscopyjournal.org/article/S0749-8063(15)00664-7/fulltext (accessed Mar. 21, 2021).

[217] D. K. C. Chan, A. S. Y. Lee, M. S. Hagger, K.-M. Mok, and P. S.-H. Yung, 'Social psychological aspects of ACL injury prevention and rehabilitation: An integrated model for behavioral adherence', *Asia Pac J Sports Med Arthrosc Rehabil Technol*, vol. 10, pp. 17–20, Oct. 2017, doi: 10.1016/j.asmart.2017.10.001.

[218] R. N. Rekik *et al.*, 'ACL injury incidence, severity and patterns in professional male soccer players in a Middle Eastern league', *BMJ Open Sport Exerc Med*, vol. 4, no. 1, Oct. 2018, doi: 10.1136/bmjsem-2018-000461.

[219] C. H. W. Heusdens, 'ACL Repair: A Game Changer or Will History Repeat Itself? A Critical Appraisal', *Journal of Clinical Medicine*, vol. 10, no. 5, 2021, doi: 10.3390/jcm10050912.

[220] P. Mahapatra, S. Horriat, and B. S. Anand, 'Anterior cruciate ligament repair – past, present and future', *J Exp Orthop*, vol. 5, Jun. 2018, doi: 10.1186/s40634-018-0136-6.

[221] N. Davarinos, B. J. O'Neill, and W. Curtin, 'A Brief History of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction', *Advances in Orthopedic Surgery*, Apr. 17, 2014. https://www.hindawi.com/journals/aos/2014/706042/ (accessed Sep. 21, 2020).

[222] M. J. Anderson, W. M. Browning, C. E. Urband, M. A. Kluczynski, and L. J. Bisson, 'A Systematic Summary of Systematic Reviews on the Topic of the Anterior Cruciate Ligament', *Orthop J Sports Med*, vol. 4, no. 3, Mar. 2016, doi: 10.1177/2325967116634074.

[223] M.-A. Malahias, D. Chytas, K. Nakamura, V. Raoulis, M. Yokota, and V. S. Nikolaou, 'A Narrative Review of Four Different New Techniques in Primary Anterior Cruciate Ligament Repair: "Back to the Future" or Another Trend?', *Sports Medicine - Open*, vol. 4, no. 1, p. 37, Aug. 2018, doi: 10.1186/s40798-018-0145-0.

[224] S. Rawson, S. Cartmell, and J. Wong, ‘Suture techniques for tendon repair; a comparative review’, *Muscles Ligaments Tendons J*, vol. 3, no. 3, pp. 220–228, Aug. 2013.

[225] C. Zhang, Q. Li, and L. Yang, ‘Biomechanical study on the suture strength of ligament in cruciate ligament reconstruction’, *Chin J Traumatol*, vol. 6, no. 6, pp. 332–335, Dec. 2003.

[226] P. A. Smith and J. A. Bley, ‘Anterior Cruciate Ligament Primary Repair With Independent Tensioning of the Anteromedial and Posterolateral Bundles’, *Arthrosc Tech*, vol. 6, no. 6, pp. e2123–e2128, Nov. 2017, doi: 10.1016/j.eats.2017.08.022.

[227] P. A. Smith and C. S. Cook, ‘Knotless Primary Anterior Cruciate Ligament Repair with Adjustable Loop Device and Internal Brace Augmentation’, *Arthrosc Tech*, vol. 9, no. 12, pp. e1967–e1975, Dec. 2020, doi: 10.1016/j.eats.2020.08.041.

[228] ‘Arthrex - InternalBrace™ Ligament Augmentation Changing Orthopedics’. https://www.arthrex.com/resources/presentation/CQZ6LxTnjkuCEgFc9Ucsjg/internalbrace-ligament-augmentation-changing-orthopedics (accessed Mar. 13, 2021).

[229] ‘GraftLink® ACL Reconstruction With InternalBrace™ Ligament Augmentation’, p. 16.

[230] ‘Arthrex - FiberTape® and TigerTape™’. https://www.arthrex.com/shoulder/fibertape-and-tigertape (accessed Mar. 13, 2021).

[231] R. Kalina, R. Holibka, E. Fidler, J. Gallo, and M. Sigmund, ‘[InternalBrace ACL Repair - First Experiences and Outcomes]’, *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*, vol. 86, no. 6, pp. 423–430, 2019.

[232] G. P. Hopper, J. M. S. Aithie, J. M. Jenkins, W. T. Wilson, and G. M. Mackay, ‘Satisfactory patient-reported outcomes at 5 years following primary repair with suture tape augmentation for proximal anterior cruciate ligament tears’, *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, Feb. 2021, doi: 10.1007/s00167-021-06485-z.

[233] C. Zeng, G. Lei, S. Gao, and W. Luo, ‘Methods and devices for graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction’, *Cochrane Database Syst Rev*, vol. 2018, no. 6, p. CD010730, Jun. 2018, doi: 10.1002/14651858.CD010730.pub2.

[234] J. Nagels, M. Stokdijk, and P. M. Rozing, ‘Stress shielding and bone resorption in shoulder arthroplasty’, *J Shoulder Elbow Surg*, vol. 12, no. 1, pp. 35–39, Feb. 2003, doi: 10.1067/mse.2003.22.

[235] M. Zhang, T. Gregory, U. Hansen, and C.-K. Cheng, ‘Effect of stress-shielding-induced bone resorption on glenoid loosening in reverse total shoulder arthroplasty’, *J Orthop Res*, vol. 38, no. 7, pp. 1566–1574, Jul. 2020, doi: 10.1002/jor.24711.

[236] J. Regan and F. Long, ‘Notch Signaling and Bone Remodeling’, *Curr Osteoporos Rep*, vol. 11, no. 2, pp. 126–129, Jun. 2013, doi: 10.1007/s11914-013-0145-4.

[237] J. Häberli, L. Jaberg, K. Bieri, S. Eggli, and P. Henle, ‘Reinterventions after dynamic intraligamentary stabilization in primary anterior cruciate ligament repair’, *The Knee*, vol. 25, no. 2, pp. 271–278, Mar. 2018, doi: 10.1016/j.knee.2018.01.003.

[238] C. Kösters, J. Glasbrenner, M. J. Raschke, S. Lenschow, M. Herbort, and B. Schliemann, ‘Clinical outcome 5 years after Dynamic Intraligamentary Stabilization of acute ACL

ruptures', *Orthop J Sports Med*, vol. 7, no. 6 suppl4, p. 2325967119S00239, Jun. 2019, doi: 10.1177/2325967119S00239.

[239] L. Büchler *et al.*, 'Functional recovery following primary ACL repair with dynamic intraligamentary stabilization', *The Knee*, vol. 23, no. 3, pp. 549–553, Jun. 2016, doi: 10.1016/j.knee.2016.01.012.

[240] F. Ranuccio, F. Familiari, G. Tedesco, F. La Camera, and G. Gasparini, 'Effects of Notchplasty on Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review', *Joints*, vol. 5, no. 3, pp. 173–179, Aug. 2017, doi: 10.1055/s-0037-1605551.

[241] J. P. van der List *et al.*, 'Repair versus reconstruction for proximal anterior cruciate ligament tears: a study protocol for a prospective multicenter randomized controlled trial', *BMC Musculoskeletal Disorders*, vol. 22, no. 1, p. 399, Apr. 2021, doi: 10.1186/s12891-021-04280-y.

[242] R. O. Van Dyke, S. A. Chaudhary, G. Gould, R. Trimba, and R. T. Laughlin, 'Biomechanical Head-to-Head Comparison of 2 Sutures and the Giftbox Versus Bunnell Techniques for Midsubstance Achilles Tendon Ruptures', *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, vol. 5, no. 5, p. 2325967117707477, May 2017, doi: 10.1177/2325967117707477.

[243] J. SORIĆ, *Metoda konačnih elemenata*, (Udžbenici Sveučilišta u Zagrebu)(Biblioteka Tehnička mehanika; knj. 8). Zagreb: Golden marketing - Tehnička knjiga., 2004.

[244] D. Brozović, A. Kovačec, and S. Ravlić, *Hrvatska enciklopedija*. Zagreb, 2009.

[245] A. Kalra, 'Chapter 9 - Developing FE Human Models From Medical Images', in *Basic Finite Element Method as Applied to Injury Biomechanics*, K.-H. Yang, Ed. Academic Press, 2018, pp. 389–415. doi: 10.1016/B978-0-12-809831-8.00009-X.

[246] 'Materialise Mimics', *Materialise*. https://www.materialise.com/en/medical/mimics-innovation-suite/mimics (accessed Jan. 11, 2021).

[247] I. Padovan, *Medicinski leksikon*. Zagreb: Leksikografski zavod Miroslav Krleža, 1992.

[248] 'Brain Mapping: The Methods | ScienceDirect'. https://www.sciencedirect.com/book/9780126930191/brain-mapping-the-methods (accessed Jan. 11, 2021).

[249] 'Histological Predictors of Maximum Failure Loads Differ Between the Healing ACL and ACL Grafts After 6 and 12 Months In Vivo - Benedikt L. Proffen, Braden C. Fleming, Martha M. Murray, 2013'. https://journals.sagepub.com/doi/10.1177/2325967113512457 (accessed Mar. 21, 2021).

[250] K. F. Mallett and E. M. Arruda, 'Digital image correlation-aided mechanical characterization of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament', *Acta Biomater*, vol. 56, pp. 44–57, Jul. 2017, doi: 10.1016/j.actbio.2017.03.045.

[251] *Aramis User Information – Hardware, GOM mbH, Njemačka 2009.*

[252] *Aramis User Manual - Software, GOM mbH, Njemačka, 2009.*

PRILOG

Prilog 1. Dopuštenje Etičkog povjerenstva

REPUBLIKA HRVATSKA
MINISTARSTVO POLJOPRIVREDE
Uprava za veterinarstvo i sigurnost hrane
10000 Zagreb, Ul. grada Vukovara 78, P.P. 1034
Telefon: 61 06 111, Telefax: 61 09 201

KLASA: UP/I-322-01/20-01/32
URBROJ: 525-10/0532-20-2
Zagreb, 10. rujna 2020. godine

Ministarstvo poljoprivrede, Uprava za veterinarstvo i sigurnost hrane, na temelju članka 96. stavka 1. Zakona o općem upravnom postupku („Narodne novine", br. 47/09) te članka 98. stavaka 1. i 2. Zakona o veterinarstvu („Narodne novine", br. 82/13, 148/13, 115/18) u postupku izdavanja dozvole za korištenje nusproizvoda životinjskog podrijetla koji nisu za prehranu ljudi, za potrebe istraživanja, pokrenutom po zahtjevu Petre Bonačić Bartolin, doktorandice na Fakultetu strojarstva i brodogradnje, Ivana Lučića 5, 10000, Zagreb, Sveučilišta u Zagrebu, donosi

R J E Š E NJ E

1. Odobrava se Petri Bonačić Bartolin, OIB 01475359169, doktorandici na Fakultetu strojarstva i brodogradnje Ivana Lučića 5, Zagreb, Sveučilišta u Zagrebu, tijekom 2020. godine, uporaba nusproizvoda životinjskog podrijetla koji nisu za prehranu ljudi materijala kategorije 3 (zglobovi koljena stražnjih nogu ovaca), za potrebe izrade doktorskog rada „Numeričko i eksperimentalno modeliranje biomehaničke potpore prednjoj križnoj svezi koljenog zgloba".

2. Zabranjena je svaka daljnja uporaba nusproizvoda životinjskog podrijetla iz točke 1. izreke ovoga rješenja.

3. Ovo rješenje postaje važeće danom uredne dostave.

O b r a z l o ž e n j e

Petra Bonačić Bartolin, OIB 01475359169, doktorandica na Fakultetu strojarstva i brodogradnje, Ivana Lučića 5, Zagreb, Sveučilišta u Zagrebu, podnosi ovoj Upravi zahtjev za odobrenje korištenja nusproizvoda životinjskog podrijetla koji nisu za prehranu ljudi kategorije 3, za potrebe izrade doktorskog rada „Numeričko i eksperimentalno modeliranje biomehaničke potpore prednjoj križnoj svezi koljenog zgloba" KLASA: UP/I-322-01/20-01/32, URBROJ: 15-20-1.

ŽIVOTOPIS

Petra Bonačić Bartolin rođena je 18. prosinca 1985. u Zagrebu. Nakon završene jezične gimnazije, upisuje Fakultet strojarstva i brodogradnje, Sveučilišta u Zagrebu. Budući da je odmalena zaljubljena u medicinu i humana zanimanja, na Fakultetu se odlučuje za Konstrukcijski smjer, usmjerenje Dizajn medicinskih konstrukcija želeći svojim znanjima indirektno, jednog dana, pomagati liječnicima i pacijentima. Od 2011. do 2014. radi kao konstruktorica i koordinatorica projekata financiranih sredstvima Europske Unije u Vodoopskrbi i odvodnji, dok se 2014. zapošljava na Tehničkom veleučilištu gdje radi kao projekt menadžerica, asistentica voditelju projekata i asistentica/predavačica u nastavi. Godine 2015. upisuje doktorski studij na Fakultetu strojarstva i brodogradnje, Sveučilišta u Zagrebu, gdje se 2017. i zapošljava kao asistentica. Dobitnica je nagrada *SUMMA CUM LAUDE,* magistrica s najvećom pohvalom (Fakulteta strojarstva i brodogradnje, Sveučilišta u Zagrebu), *Young Scientist Award; In recognition of the outstanding paper contributed to SEM 2016: Vehicles Emissions and Air Quality in Croatia* nagrade za izvanredan znanstveni rad na 4. međunarodnom simpoziju upravljanja okolišem - prema cirkularnoj ekonomiji (Fakulteta kemijskog inženjerstva i tehnologije, Sveučilišta u Zagrebu) te *National Award for best paper* nagradu za najbolji nacionalni rad pod naslovom *Biomechanical flaws of cutting-edge approaches in ACL repair surgery tested on a sheep model,* dodijeljena od Hrvatskog društva za sportsku traumatologiju i artroskopiju (2018.). Kratak znanstveno-istraživački posjet Sveučilištu Oxford, *Botnar Research Centre,* dobiva 2018. godine. Godine 2019. dobiva znanstveno-istraživačku stipendiju na Sveučilištu Cambridge koja uključuje istraživanje temeljeno na primjeni inženjerstva u ortopediji pod vodstvom profesora Michael Sutcliffea i profesora Matthew Allena. Članica je Hrvatskog društva za biomedicinsko inženjerstvo i medicinsku fiziku (Zagreb, Hrvatska) i Hrvatskog ortopedskog društva (Zagreb, Hrvatska) te je jedna od osnivačica Udruge za ortopedsko inženjerstvo (Zagreb, Hrvatska). Slobodno vrijeme najviše voli provoditi sa svojim roditeljima, prijateljicama i svojim kućnim ljubimcima, koker španijelima Bongom i Kofijem, a uz navedeno sretnom je čini i boravak u prirodi, sport, slikanje, volontiranje za najpotrebitije te uključenost u projekte čiji su ciljevi usmjereni na dobrobit svih živih bića.