

UNIVERZITET U BEOGRADU
MAŠINSKI FAKULTET

Uroš D. Tatić

ANALIZA UTICAJA GEOMETRIJE I BIOMATERIJALA NA INTEGRITET I
RADNI VEK REKONSTRUKTIVNIH ORTOPEDSKIH PLOČICA

Doktorska disertacija

Beograd, 2017.

UNIVERSITY OF BELGRADE
FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

Uroš D. Tatić

ANALYSIS OF THE INFLUENCE OF GEOMETRY AND BIOMATERIAL ON
ORTHOPEDIC RECONSTRUCTIVE PLATE INTEGRITY AND LIFE

Doctoral Dissertation

Belgrade, 2017.

Mentor doktorske disertacije

dr Aleksandar Sedmak, redovni profesor,
Univerzitet u Beogradu, Mašinski fakultet

Članovi komisije za odbranu doktorske disertacije:

dr Aleksandar Sedmak, redovni profesor (mentor),
Univerzitet u Beogradu, Mašinski fakultet

dr Katarina Čolić, naučni saradnik,
Univerzitet u Beogradu, Inovacioni centar, Mašinski fakultet u Beogradu

dr Aleksandar Grbović, vanredni profesor,
Univerzitet u Beogradu, Mašinski fakultet

dr Marko Rakin, redovni profesor,
Univerzitet u Beogradu, Tehnološko-metalurški fakultet

dr Zoran Radaković, redovni profesor,
Univerzitet u Beogradu, Mašinski fakultet

Datum odbrane:

PREDGOVOR

Ovaj rad je nastao nakon višegodišnjeg istraživanja na projektu finansiranom od strane Ministarstva za prosvetu i nauku Republike Srbije „Razvoj savremenih metoda dijagnostike i ispitivanja mašinskih struktura“, pod evidencionim brojem TR 35040.

Pre svega, zahvaljujem se prof. dr Aleksandru Sedmaku, mentoru, kao i dr Katarini Čolić čiji si trud i pomoć može meriti sa ulogom komentora na idejama i postavkama koje su bile od neizmerne pomoći tokom izrade disertacije, kao i članovima komisije prof. dr Aleksandaru Grboviću, prof. dr Marku Rakinu i prof. dr Zoranu Radakoviću.

Posebno sam zahvalan dekanu Mašinskog fakulteta prof. dr Radivoju Mitroviću kao i prof. dr Tašku Maneskom zahvaljujući čijim laboratorijama i opremi ovaj rad ne bi bio moguć.

Zahvaljujem kolegama dr Blagoju Petrovskom, na savetima, nesebičnoj pomoći i materijalu, kolegama dr Meri Burzić i Dušanu Vračariću sa Vojnotehničkog instituta, dr Drakčetu Tanaskoviću iz Hesteel Serbia, dr Srđanu Tadiću na pomoći oko eksperimentalnih uzoraka i kolegama mast. inž maš. Žarku Miškoviću i Ani Petrović na pomoći oko eksperimentalnog dela rada.

Posebno bih se zahvalio pre svega prijateljima, a onda i kolegama Branislavu Đorđeviću, Simonu Sedmaku, Filipu Vučetiću i Mihajlu Arandeloviću na neizmernoj pomoći tokom različitih faza izrade disertacije.

Bezuslovno sam zahvalan svojoj porodici posebno supruzi Maji i ćerki Iskri kako na podršci i motivaciji tokom izrade disertacije, tako i na putu koji je njoj predhodio.

Rezime:

Fraktura kosti predstavlja mehaničku povredu koja se sastoji od preloma kontinuiteta kosti i oštećenja mekih tkiva koja je okružuju. Ortopedske rekonstruktivne pločice koriste se za fiksaciju i obezbeđivanje kontinuiteta oštećenih kostiju u periodu srastanja. Legure metala su zahvaljujući svojim osobinama pronašle široku primenu u medicini u pogledu stabilizovanja povreda na polju ortopedije. Kako je glavna funkcija dugih kostiju ekstremiteta obezbeđivanje potpore za podnošenje opterećenja, nerđajući čelik 316L i legure titana Ti-6Al-4V su zbog svoje otpornost na zamor, visoke vrednosti napona tečenja, visoke vrednosti zatezne čvrstoće i izuzetne otpornosti na koroziju odabrani kao pogodni materijali za izradu ortopedskih pločica. Dosadašnja ispitivanja pokazuju da najlošije karakteristike u odnosu na žilavost loma imaju legure titana koje pokazuju i veoma veliku osetljivost na zareze, međutim treba uzeti u obzir da pri izboru materijala za implante od značajnog uticaja su i efekti biokompatibilnosti materijala. Praksa je pokazala da uprkos mehanički boljim osobinama u poređenju sa kostima, a usled cikličnog opterećenja kojima su pločice izložene tokom svakodnevnih aktivnosti pacijenata dolazi do njihovog otkaza u vidu loma. U okviru disertacije ispitivani su uticaji biomaterijala i različitih geometrija koje se mogu naći u kliničkoj praksi na naponsko stanje, integritet i radni vek ortopedskih pločica u eksploataciji.

Sprovedena su eksperimentalna istraživanja određivanja parametara mehanike loma nerđajućeg čelika 316L na epruvetama izrađenim valjanjem kako u pravcu normalnom na valjanje tako i u upravnom pravcu. Izvršena su eksperimentalna ispitivanja hemijskog sastava materijala na pločicama na kojima je došlo do otkaza primenom EDX metode i primenom IR spektroskopije, izvršeno je merenje tvrdoće primenom HV1 i HV30 metode. Na uzorcima na kojima je došlo do otkaza urađena su detljna metalografska ispitivanja strukture. Izrađeno je devet eksperimentalnih uzoraka ortopedskih rekonstruktivnih pločica sa naglašenim relevantnim geometrijskim elementima pravih pločica (tri geometrijske grupe) u cilju određivanja uticaja geometrije na naponsko stanje i integritet. Eksperimentalne analize izvršene su primenom životinjskih kostiju kao i simuliranih kostiju uzorcima hrastovog drveta kako bi se utvrdio međusobni uticaj kosti i ortopedske rekonstruktivne pločice pri čemu je

primenjen merni sistem za trodimenzionalno beskontaktno merenje polja pomeranja i deformacija.

Trodimenzijski optički sistem GOM i softver Aramis primenjeni su lokalno za merenje vrednosti deformacije gornje stranice ispitivanih pločica. Trodimenzijska optička analiza predstavlja pogodnu metodu za analizu nepravilnih geometrija predmeta sačinjenih od raznih materijala, što predstavlja čest slučaj u industriji biomedicinskih implanata.

Karakteristike materijala i parametri opterećenja i ponašanja pločica u periodu srastanja kostiju kod pacijenata korišćeni su za izradu numeričkih modela. Numeričke simulacije su podeljene na 2 osnovna dela, namenjena verifikovanju mehaničkih karakteristika i parametara materijala pri eksperimentalnoj analizi, kao i simulaciji opterećenja u *in vivo* uslovima koji se mogu javiti kod pacijenata. Pri izradi navedenih simulacija korišćeni su kompleksni numerički modeli u cilju simuliranja različitih parametara materijala i kontakta koji se javljaju kako između rekonstruktivnih ortopedskih pločica i kostiju tako i između pločica i vijaka korišćenih za njenu fiksaciju. Primenom navedenih analiza utvrđeno je da se u velikom broju slučajeva, iako su ortopedske rekonstruktivne pločice prvenstveno dizajnirane za pritiska opterećenja kojim su i izložena, mogu javiti zatezni naponi u lokalnim zonama u kontaktu sa mestom preloma dugih kostiju. Utvrđeno je postojanje polja povišenih vrednosti napona na rekonstruktivnim pločicama na lokaciji loma pravih uzoraka prikazanih u disertaciji.

Rezultati prikazani u radu pokazuju da se upravo na mestu koncentracije napona javljaju zatezni naponi u zoni promene geometrijskog oblika, na mestu predviđenom za kontakt vijka i pločice. Na ovaj način zona koncentracije napona izložena je kako cikličnom opterećenju usled hodanja pacijenta tako i povećanom riziku od korozije i pojave zarezova i prsline usled izrade navoja i međusobnog kontakta pločice i vijka. Navedena ispitivanja pokazuju da kod mlađih pacijenata postoji opravdan rizik od pojave mikroštećenja usled povećane fizičke aktivnosti, na mestima najveće koncentracije napona.

Pokazano je da je primenom numeričkih simulacija moguće pretpostaviti ponašanje sistema ortopedski rekonstruktivna pločica-vijak-kost, kako u ekstremnim tako i u

realnim *in vivo* uslovima u procesu srastanja dugih kostiju. Informacije prezentovane u ovoj disertaciji pokazuju da su mehaničke osobine i osobine materijala u odnosu na lom veoma važne kod projektovanja i odabira materijala za izradu ortopedskih implanata.

Izradom ove disertacije prikazan je razvoj procedure proračuna čvrstoće i naponskog stanja ortopedskih rekonstruktivnih pločica u fazi testiranja i eksploataciji, definisane su mogućnosti redizajniranja postojećih modela u cilju poboljšanja radnog veka, prikazane su procene ponašanje u toku ekstremnih opterećenja mogućih pri povišenim fizičkim aktivnostima u toku radnog veka, formiran je i verifikovan numerički model pogodan za ispitivanje različitih geometrijskih modela rekonstruktivnih ortopedskih pločica i uticaja mogućih grešaka u vidu prslina koje se mogu javiti kako pri izradi pločica tako i u eksploataciji. Ovakvom sveobuhvatnom analizom utvrđen je međusobni uticaja biomaterijala, geometrije, utvrđivanje potencijalnih rizika otkaza i strukture materijala na integritet i radni vek ortopedskih rekonstruktivnih pločica.

Ključne reči:

Rekonstruktivne ortopedske pločice, biomaterijali, mehanika loma, naponsko stanje, trodimenzionalna optička analiza, metalografska analiza, legure titana, Ti-6Al-4V, nerđajući čelik, 316L, ortopedski implantati, metoda konačnih elemenata, numeričke simulacije

Naučna oblast: Tehničke nauke - Mašinstvo

Uža naučna oblast: Tehnologija materijala

UDK: 669.295:615.461:539.42(043.3)

Abstract:

Bone fracture represents a mechanical injury consisting of a broken bone continuity and the damaging of surrounding soft tissues. Orthopedic reconstructive plates are used for fixing and securing of damaged bones continuity during the recovery period. Due to their characteristics, metal alloys have found wide application in medicine in the field of orthopedics, in terms of injury stabilization. Since the main function of long bones within the extremities is to provide support for the load, stainless steel 316L and titanium alloy Ti-6Al-4V were selected as the adequate material for manufacturing of orthopedic plates, due to their resistance to fatigue, high yield stress and tensile strength values and exceptional resistance to corrosion. Tests have shown that titanium alloys have the poorest material properties related to fracture toughness, along with increased sensitivity to notches, however the influence of material biocompatibility should be taken into account when selecting the implant material. Experience had shown that despite better mechanical properties compared to bones, and due to the cyclic load to which the plates are subjected to during everyday patient activity, failure will occur in form of plate fracture. The effects of biomaterials and different geometries that can be found in clinical practice on the stress state, integrity and life of orthopedic plates in exploitation were investigated in this dissertation.

Experimental research was conducted in order to determine the fracture mechanics parameters of stainless steel 316L, on specimens made by rolling, both in the rolling direction and the direction perpendicular to it. Experimental tests were performed for the purpose of determining the chemical composition of the materials used for the plates where failure occurred using the EDX method and the IR spectroscopy. In addition, hardness was measured using HV1 and HV30 methods. Specimens in which failure had occurred were subjected to detailed metallographic structure tests. Nine experimental specimens of orthopedic reconstructive plates were made, with accented individual geometric elements of straight plates (three geometry groups) in order to determine the effects of geometry on the stress state and integrity. Experimental analyses were performed on animal bones, as well as simulated bone specimens made of oak, for the purpose of determining the interaction between the bone and the orthopedic

reconstructive plates, wherein the three-dimensional non-contact method was used for measuring of displacement and strain fields.

Three-dimensional optical system GOM and Aramis software were used for the purpose of measuring of local strain in the upper side of the plates. Three-dimensional optical analysis represents a method suitable for analyzing of irregular geometries of objects made from different materials, which are commonly encountered in biomedical implant industry.

Material properties, load parameters and plate behavior during the bone regeneration period were used in the development of numerical simulations. Simulations were divided into two basic parts, whose purpose was to verify the mechanical properties and material parameters obtained from the experimental analysis, as well as to simulate the in vivo conditions that may occur in patients. Complex numerical models were used for the purpose of simulating various material properties and contacts between reconstructive orthopedic plates and bones, as well as the contact between the plates and fixing bolts. Application of the analyses mentioned above determined that, in numerous cases, even though the orthopedic reconstructive plates were primarily designed for compressive loads which they are subjected to, tensile stresses have also occurred in local zones in contact with the fracture location in long bones. It was determined that there is a field of increased stresses in the reconstructive plates at the fracture location in real specimens shown in this dissertation.

Results presented in this paper have shown that tensile stresses occurred at the very location of stress concentration, in the zone where the geometry changes and where the plate is assumed to be in contact with the bolt. In this way, stress concentration area was subjected to both cyclic load caused by the patient's walk and the increased risk from corrosion and occurring of notches and cracks due to the presence of the thread on the bolt and its contact with the plate. Tests in question have shown that in younger patients, there is a justified risk of micro-damages due to increased physical activity, at the locations of highest stress concentration.

It was shown that the application of numerical simulations can predict the behavior of the orthopedic reconstructive plate-bolt-bone system in both extreme and in vivo

conditions, in terms of long bone regeneration. Information presented in this dissertation indicated that the mechanical and material properties related to fracture are of great importance in design and selection of materials for the development of orthopedic implants.

The development of the procedure for the calculation of stress strength and stress state in orthopedic reconstructive plates in the test and exploitation stages presented in this dissertation has defined the possibilities for redesigning of existing models in order to improve their work life. In addition, evaluations of the behavior under extreme loads which may occur during increased physical activity in exploitation were shown, along with the forming and verification of a numerical model suitable for testing of various geometry models of reconstructive orthopedic plates and the effects of possible defects such as cracks that may occur during the manufacturing, as well as the exploitation of plates. This comprehensive analysis determined the effects of biomaterials, geometry and the determining of potential risks of failure and material structure on the integrity and life of orthopedic reconstructive plates.

Keywords:

Reconstructive orthopedic plates, biomaterials, fracture mechanics, stress state, three-dimensional optical analysis, metallographic analysis, titanium alloys, Ti-6Al-4V, stainless steel 316L, orthopedic implants, finite element method, numerical simulations

Scientific field: Technical sciences – Mechanical engineering

Narrow scientific field: Material sciences

UDK: 669.295:615.461:539.42(043.3)

SADRŽAJ

1	UVOD	14
1.1	Fraktura kosti	14
1.2	Biomaterijali	15
1.3	Metode isptivanja.....	18
1.4	Numericka simulacija	18
1.5	Istorija mehanike loma.....	19
2	BIOMEHANIKA FIKSACIJE PRELOMA.....	24
2.1	Normalne strukture kostiju i remodeliranje	24
2.2	Prelomni mehanizmi dugih kostiju	26
2.3	Biološke i biomehantičke karakteristike prelomnog kalusa	29
2.4	Biomehantička svojstva zarastanja preloma	31
2.5	Osnovni mehanizmi preloma kostiju, zarastanje i obnavljanje	32
2.6	Mehantičke karakteristike uređaja za unutrašnje i spoljašnje fiksiranje.....	39
2.7	Mehantičko ponašanje spoljašnje fiksacije.....	41
2.8	Mehantičko ponašanje fiksacije pritisnim pločama.....	45
2.9	Mehantičke i biološke karakteristike intramedularnih klinova.....	48
2.10	Karakteristike zarastanja loma pri unutrašnjoj i spoljašnjoj fiksaciji	51
2.11	Poređenje fiksiranja pločama i intramedularnog fiksiranja	52
2.12	Poređenje fiksiranja pločama i spoljašnjeg fiksiranja.....	53
2.13	Poređenje jednostrane spoljašnje fiksacije sa različitim krutostima.....	55
2.14	Poređenje spoljašnjih fiksacija sa i bez pritiska.....	56
2.15	Poređenje jednostrane i spoljašnje fiksacije u dve ravni	57
2.16	Poređenje konstantne krutosti i dinamičkog pritiska kod spoljašnje fiksacije ..	58
2.17	Opšti komentari o mehanizmima zarastanja loma	60
2.18	Pregled biomehantičke fiksacije loma	61
2.19	Primeri otkaza ortopedskih implanata	63
2.19.1	Primer otkaza ortopedskog implanta-vijak.....	63
2.19.2	Primer otkaza ortopedskog pomagala – LCP	67
2.19.3	Ostali primeri otkaza medicinskih implanata	68
3	MEHANIKA LOMA BIOMATERIJALA	70

3.1	Linearno-elastična mehanika loma	71
3.1.1	Oblici rasta i otvaranja prslina.....	71
3.1.2	Promena energije deformacije	73
3.1.3	Naponsko polje oko vrha prslina i faktor intenziteta napona K_I	74
3.1.4	Određivanje faktora intenziteta napona za određene konfiguracije	76
3.1.5	Veza između promene energije def. i faktora intenziteta napona.....	78
3.2	Plastična zona oko vrha prslina.....	78
3.3	Kritični faktor intenziteta napona	80
3.4	Elastično – plastična mehanika loma.....	82
3.4.1	Otvaranje vrha prslina – CTOD.....	82
3.4.2	J – integral	85
3.4.3	Veza J-integrala i faktora intenziteta napona K.....	86
3.4.4	Veza J-integrala i parametra CTOD	87
3.4.5	Zamorni lom	87
3.4.6	Ciklično promenljivo opterećenje	88
3.5	Rast prslina zamorom	89
3.5.1	Kriva brzine rasta prslina.....	89
3.5.2	Osnovni model propagacije prslina za konst. amplitudu opterećenja	91
3.6	Plastična zona oko vrha prslina pri dinamičkom opterećenju	92
4	METODA KONAČNIH ELEMENATA	93
4.1	Istorijat metode konačnih elemenata	93
4.2	Primena metode konačnih elemenata.....	94
4.2.1	Modeliranje, idalizacija i dikretizacija strukture	94
4.2.2	Odabir pravilnog interpol. modela u zavisnosti od polja pomeranja.....	101
4.2.3	Formiranje matrica krutosti konačnih elemenata i sastavljanje ukupne globalne matrice krutosti	101
4.3	Linearno elastični konstitutivni zakon.....	103
5	METODE I PROCEDURE MERENJA.....	107
5.1	Prostorna (3D) optička analiza.....	107
5.2	Sistem za 3D optičku analizu deformacija/pomeranja - DIC	108
5.2.1	Definisanje merne zapremine	110
5.2.2	Priprema uzorka.....	112

5.2.3	Kalibracija merne zapremine.....	117
5.2.4	Definisanje projekta unutar softverskog paketa i definisanje parametara (opseg deformacija, parametri koraka itd.)	120
5.2.5	Podешavanje frekvence merenja.....	121
5.2.6	Snimanje slika tokom merenja sa određenim vrednostima opterećenja..	122
5.2.7	Definisanje proračunskog okvira.....	122
5.2.8	Definisanje početne tačke i merenog polja.....	124
5.2.9	Proračun projekta.....	125
5.2.10	Obrada rezultata.....	128
6	EKSPERIMENTALNA ANALIZA	129
6.1	Izrada eksperimentalnih uzoraka	129
6.1.1	Postupak izrade eksperimentalnih uzoraka pločice.....	129
6.1.2	Postupak farbanja i pripreme eksperimentalnih uzoraka.....	134
6.1.3	Priprema ekperimentalnih uzoraka simulirane prelomljene kosti	137
6.1.4	Sklapanje eksperimentalnih uzoraka	140
6.1.5	Pozicioniranje sklopa uzoraka uzoraka	141
6.1.6	Sistem numeracije uzoraka.....	142
6.1.7	Rendgenska provera eksperimentalnih uzoraka	143
6.2	Ispitivanje naponskog stanja na eksperimentalnim uzorcima.....	144
6.2.1	Oprema za opterećivanje	145
6.2.2	Oprema za merenje.....	145
6.2.3	Postupak ispitivanja.....	145
6.2.4	Dijagrami sila-pomeranje	147
6.3	Ispitivanje mikrotvrdoće	156
6.4	Ispitivanje parametara materijala čelika 316L 1.4404.....	158
6.4.1	Ispitivanje uzoraka L	159
6.4.2	Ispitivanje uzoraka T	159
6.5	Ispitivanje hemijskog sastava uzorka LCP pločice.....	161
6.6	Ispitivanje na savijanje.....	162
6.7	Metalografska ispitivanja strukture.....	163
7	NUMERIČKI MODELI.....	165
7.1	Verifikacioni modeli	165

7.1.1	Geometrija modela pločica.....	165
7.1.2	Geometrija modela vijaka i kosti.....	167
7.1.3	Modelovanje materijala	168
7.1.4	Izrada sklopa i kontakata elemenata numeričkog modela.....	169
7.1.5	Granični uslovi	170
7.1.6	Izrada mreže	172
7.2	Detaljan numerički model.....	175
7.2.1	Geometrija detaljnog modela LCP pločice.....	175
7.2.2	Geometrija modela vijaka i kosti.....	180
7.2.3	Modelovanje materijala	181
7.2.4	Izrada sklopa i kontakata elemnata numerickog modela.....	182
7.2.5	Granični uslovi	184
7.2.6	Izrada mreže	185
8	PRIKAZ I DISKUSIJA REZULTATA	188
8.1	Ekperimentalni i numerički rezultati verifikacionih modela.....	188
8.1.1	Model AD	189
8.1.2	Model BD	190
8.1.3	Model CD	192
8.1.4	Model AK.....	194
8.1.5	Model BK	195
8.1.6	Model CK.....	197
8.2	Numerički rezultati detaljnih MKE modela.....	199
8.3	Numerički rezultati modela V5-Ti-6Al-4Va 1500Nx2.....	199
8.4	Numerički rezultati modela V5-316L-1500Nx2.....	200
8.5	Numerički rezultati modela V6-Ti-6Al-4Va 1500Nx2.....	202
8.6	Numerički rezultati modela V6-316L-1500Nx2.....	204
8.7	Numerički rezultati modela V6-Ti-6Al-4Va 1500Nx2 + BOCNO 200Nx2 ..	206
8.8	Numerički rezultati modela V6-316L 400Nx2 + BOCNO 75Nx2.....	207
8.9	Numerički rezultati modela V6-Ti-6Al-4Va 1500Nx2 Lom-0,25mm	209
8.10	Numerički rezultati modela V6-316L-750Nx2 Lom-0,25mm.....	211
8.11	Numerički rezultati modela V6-Ti-6Al-4Va 1500Nx2 Lom-1,5mm	212
8.12	Numerički rezultati modela V6-316L-750Nx2 Lom-1,5mm.....	214

9	ZAKLJUČAK	216
9.1	Zaključak.....	216
10	LITERATURA	220

1 UVOD

1.1 Fraktura kosti

Fraktura kosti (lat. *fractura*) predstavlja mehaničku povreda koja se sastoji od preloma kontinuiteta kosti i oštećenja mekih tkiva koja je okružuju. Ovakve povrede nastaju delovanjem spoljašnjih sila i opterećenja čiji intenziteti premašuju nivo elastičnosti same kosti čime i uzrokuju njeno oštećenje. U zavisnosti od starosne dobi i fizičke aktivnosti kojima se subjekat izlaže, prelomi se globalno mogu podeliti na:

- Prelome nastale kao posledica povrede (prekomernog opterećenja)
- Prelome nastale kao posledica oboljenja (promenama unutar strukture samog tkiva kosti).

Legure metala su zahvaljujući svojim osobinama pronašle široku primenu u medicini u pogledu stabilizovanja povreda u polju ortopedije. U današnjoj medicini, biomedicinski implantati i ortopedski elemenati pronašli su primenu kod povreda i preloma kostiju, bolesti kostiju, zglobova, kičme, kao substitut kosti. Metalne implante u zavisnosti od namene možemo podeliti na:

- implante za fiksaciju kod rekonstruktivne ortopedije kostiju (ploče, intramedularni klinovi, zavrtnji kao i sredstva za spoljašnju fiksaciju preloma...)
- proteze za zamenu zglobova (parcijalne i totalne proteze kuka, kolena i lakta...)
- implante za spinalnu fiksaciju.

1.2 Biomaterijali

Biomaterijali se primjenjuju u komponentama koje se ugrađuju u ljudsko telo zbog zamene ozleđenog ili bolesnog dela tela (npr. veštački kuk). Sve navedene vrste materijala: metali, keramike, polimeri, kompoziti i poluprovodnici mogu se koristiti kao biomaterijali.

Biomaterijali moraju biti netoksični, otporni na koroziju i ne smeju ni na bilo koji drugi način reagovati u kontaktu sa okolnim tkivom, zbog činjenice da se uvode u biološko okruženje. Svaki materijal koji je izložen interakciji sa živim biološkim sistemima u svom radnom okruženju može se smatrati biomaterijalom, odakle i potiče naziv. U zavisnosti od specifičnih zahteva za izradu pojedinih implanata različiti biomaterijali se mogu koristiti. U osnovi, svaki biomaterijal mora biti negativan na testovima ispitivanja karcinogenosti i citotoksičnosti, mora da poseduje dobru hemijsku stabilnost tj. otpornost na koroziju kao i da poseduje adekvatne mehaničke osobine pre svega dinamičku čvrstoću. Ortopedski biomaterijali su ograničeni na one materijale koji se koriste za izradu delova sa cikličnim opterećenjem.

- Idealni metalni biomaterijal treba da poseduje:
 - Otpornost na zamor
 - Visoke vrednosti napona tečenja
- Visoke vrednosti zatezne čvrstoće
- Otpornost na koroziju.

Metalni biomaterijali su tokom godina pokazali da imaju odgovarajuće osobine za primenu u ortopediji u pogledu velike čvrstoće, žilavosti, otpornosti na lom, tvrdoće, otpornosti na koroziju, a pre svega mogućnost jednostavnog oblikovanja i izrade, kao i biokompatibilnost. Navedene osobine su od velikog značaja pri izradi implanata potrebnih za fiksiranje koji se najčešće izlažu cikličnim opterećenjem [1-4].

Kako je glavna funkcija kostiju ekstremiteta obezbeđivanje potpore za podnošenje opterećenja, a kako je zadatak samih ortopedskih pločica pružanje mehaničke potpore kostima ugreženog integriteta, bilo je razumno očekivati da će se kao inicijalni materijali za izradu pločica koristiti metali. Krutost i čvrstoća biomaterijala u mnogome

premašuje parameter same kosti sa kojom se vezje i kojoj pruža dodatnu potporu. Tri legure biometala [5-9] koje su najčešće korišćene u izradi implanata su:

- nerđajući čelici
- Co-Cr legure
- legure titana

Tokom 1950-tih godina razvijen je čelik 316L [10], kod koga je za razliku od do tada korišćenog čelka 316 [11] udeo ugljenika smanjen sa 0.08% na 0.03%. Smanjene procenta ugljenika za cilj imalo je znatno poboljšanje otpornosti na koroziju. Pored ugljenika čelici 316 i 316L pravljeni su sa udelom hroma od 18% i nikla od 8%.

Prednosti nerđajućih čelika ogledaju se prvenstveno u niskom udelu nečistoća, što ih čini povoljnim za primenu u *in vivo* uslovima korišćenja. Veliki nedostatak u poređenju sa drugim superlegurama ogleda se u manjoj dinamičkoj čvrstoći i sklonosti eroziji samog materijala, što u slučaju izrade ortopedskih pločica može imati velikog uticaja na integritet i radni vek istih. Legure na bazi kobalta odlikuju se povećanom otpornosti na koroziju, zamor, habanje i lom od legura železa, ali se kao ogroman nedostatak nameće povećani modul elastičnosti u odnosu na druge biomaterijale.

Legure nerđajućih čelika su usavršavane i trenutno se u upotrebi mogu pronaći i ortopedske pločice izrađene od nerđajućih čelika sa poboljšanim mehaničkim osobinama. Ovakve pločice najveću primenu nalaze kod pacijenata u starijem starosnom dobu usled niže očekivanih fizičkih aktivnosti i životnog veka.

Pored navedenih legura 316L i Co-Cr legura, titan i njegova legura Ti-6Al-4V (tzv. avijaciona legura) su pronašli veliku primenu u izradi ortopedskih pločica.

Legure titana, naročito Ti-6Al-4V i Ti-6Al-7Nb, predstavljaju materijale sa trenutno najpogodnijim mehaničkim osobinama i registrovani su u ASTM standardu kao biomaterijali [5, 12-14]. Legura Ti-6Al-4V predstavlja leguru sačinjenu od 90% titana, 6% aluminijuma i 4% vanadijuma. Navedeni hemijski sastav odlikuje se izrazito visokom otpornosti na koroziju, velikom izdržljivošću, povoljnim odnosom vrednosti čvrstoće i težine (4.43g/cm^3 [1]). Titan je veoma otporan na koroziju zbog čvrstog oksidnog sloja (jedinog stabilnog proizvoda reakcije) koji se formira u *in vivo* uslovima.

Osnovni nedostatak legura titana kao biomaterijala ogleda se u činjenici da poseduje izuzetno visok koeficijent trenja koji pri izradi ortopedskih komponenti namenjenih direktnom kontaktu može dovesti do odvajanja čestica materijala usled habanja.

U zavisnosti od hemijskog sastava, danas se izdvajaju mnoge različite raspoložive legure titana i svaka se odlikuje sa individualnim osobinama koje je čine pogodnim za određene uslove i režime rada. Međutim, uvek treba uzeti u obzir da oboljšanje jedne osobine može dovesti do slabljenja drugih osobina. Jedna od navedenih legura titana sa izmenjenim hemijskim sastavom koja je pronašla primenu u biomedicini je Ti-6Al-7Nb koji sadrži 7% niobijuma umesto vanadijuma. Zbog prisustva niobijuma umesto vanadijuma, legura Ti-6Al-7Nb odlikuje se povećanom otpornošću na koroziju od Ti-6Al-4V.

Tabela 1.1. prikazuje osnovne mehaničke parametre kako biomaterijala tako i kosti.

Tabela 1.1. Mehaničke osobine kortikalne kosti i metalnih biomaterijala[1]

Materijal	Modul elastičnosti [GPa]	Zatezna čvrstoća [GPa]	Pritisna čvrstoća [GPa]
Kost			
(vlažna pri niskom naprezanju)	15.2	0.090	0.15
(vlažna pri visokom naprezanju)	40.7	-	0.27-0.40
316L	193	0.54	
Ti			
0% poroznost	110	0.40	
40% poroznost	24*	0.076	
Ti-6Al-4V			
0% poroznost	124	0.94	
40% poroznost	27*	0.14	

Izračunato uzevši u obzir $E^ = E(1 - \nu)^3$

1.3 Metode ispitivanja

Za određivanje polja deformacija i pomeranja korišćena je GOM oprema (GOM, Braunschweig, Germany) za trodimenzionalno merenje deformacija i softver Aramis. 3D beskontaktni optički sistem za proračun i analizu pomeranja i deformacija ne zavisi od vrste materijala i opterećenja već je baziran na digitalnoj korelaciji slika. Eksperimentalno dobijeni podaci za svaki od ispitivanih uzoraka pločica aproksimirani su analitičkim obrascima sa zadovoljavajućom tačnošću. Sistem se zasniva na dve nezavisne kamere kalibrisane da snimaju identičnu površinu, čije se deformacije i pomeranje posmatraju, ali pod različitim uglovima. Na ovaj način moguće je ostvariti merenje u prostoru (dok bi primenom samo jedne kamere merenje bilo samo u ravni). Deformacijono polje određuje se na osnovu međusobne promene rastojanja između unapred definisanih piksela na površini merenog uzorka. Primenom prostorne digitalne korelacije, ostvaruje se beskontakto merenje, kojim se obezbeđuje pouzdanost i ponovljivost eksperimenta, smanjuje rizik od uticaja merne opreme na merene vrednosti i povećava broj merenih parametara pri jednom ispitivanju na prostorne deformacije primenom jedne opreme.

1.4 Numerička simulacija

Numerička simulacija je izvedena primenom metode konačnih elemenata (MKE). MKE predstavlja diskretizaciju fizičkog modela, tj. njegovu podelu na konačan broj elemenata od kojih svaki ima definisanu inicijalnu zapreminu, sopstvene granične uslove zadate preko pomeranja i/ili opterećenja sa jednostavnijom geometrijom. Za svaki od elemenata se pojedinačno izračunavaju pomeranja u čvorovima, odnosno tačkama u kojima su elementi povezani. Na osnovu pomeranja, a primenom parametara samog materijala na kome se vrše numeričke simulacije određuju se polja deformacija i napona. Primenom MKE uvode se najčešće određene aproksimacije u vidu redukcije određenih geometrijskih karakteristika u zonama koje su izložene malim naponima i deformacijama i koje nemaju uticaja na ukupno polje napona i deformacija.

1.5 Istorija mehanike loma

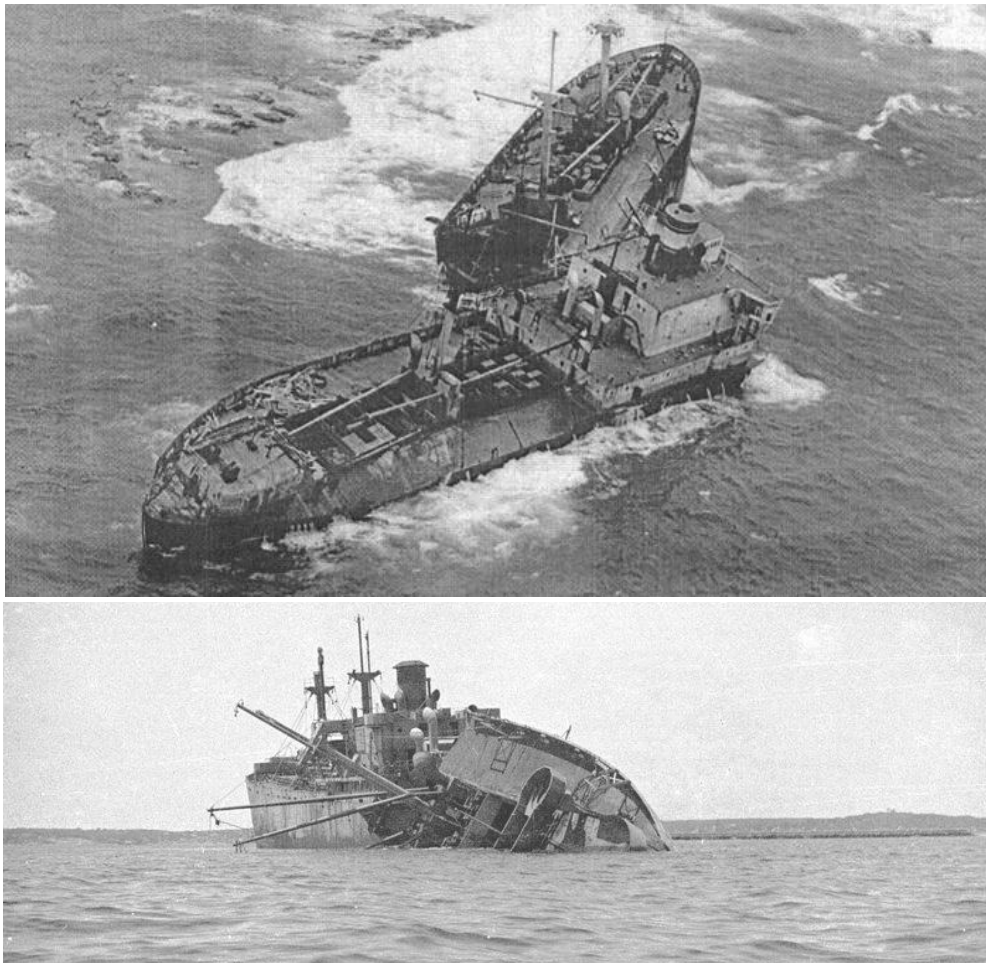
Prisustvo prsline u mašinskoj konstrukciji ili nekom njenom pojedinačnom delu ili elementu može imati značajnog uticaja na njeno ponašanje u eksploataciji, pogotovu na njenu izdržljivost i radni vek. Dosadašnja iskustva iz prakse i eksploatacije mašinskih elemenata i konstrukcija pokazala su da postojanje prsline može, ali i ne mora ugroziti sistem. Strogi industrijski zahtevi i standardi doveli su do potrebe za definisanjem naučne discipline koja za cilj ima posmatranje i utvrđivanje ponašanja i integriteta konstrukcija i delova koje sadrže prsline. Ova nauka naziva se mehanika loma.

Do zapaženog razvoja mehanike loma dolazi posle II svetskog rata istraživanjima u Mornaričkim istraživačkim laboratorijama Sjedinjenih Američkih Država, odnosno radovima G.R. Irwina, C.E. Inglisa, A.A. Griffitha [15-18]. Inglis [16] je proučavanjem mesta nastanka prsline zaključio da postojeće greške u samom materijalu predstavljaju mesta formiranja inicijacije prsline, odnosno mesta od kojih prsline počinju da rastu i da se šire.

Griffith [15] se u svojim istraživanjima bavio proučavanjem krtog loma na staklenim epruvetama sa inicijalnom pretpostavkom da u strukturi stakla već postoje prsline, tj. neki vid defekata. U daljem ispitivanju utvrđeno je da postoji kritična veličina prsline čije postojanje uzrokuje trenutni krti lom. Svoju teoriju Griffith je temeljio na pretpostavci o promeni energije pri lomu konstrukcije, pa je dokazano da njegova teorija za krte materijale daje tačnu relaciju između kritične veličine prsline i napona pri lomu.

Westergaard [19] je 1939. godine učinio novi pomak u proučavanju rasta prsline dokazavši da se u elastičnim telima naponi na vrhu prsline menjaju u funkciji udaljenosti r od vrha same prsline, i to u obliku $1/r$. Ova teorija kasnije je potvrđena radovima Muskhelishvili i Williamsa [20, 21].

Irwin i Orowan su u svojim radovima [22, 23] povezali energiju deformacije sa stvaranjem novih površina prsline i plastičnom deformacijom tek 30 godina nakon objave Griffithovog rada. Ova veza omogućila je primenu teorije na prsline u metalnim materijalima.



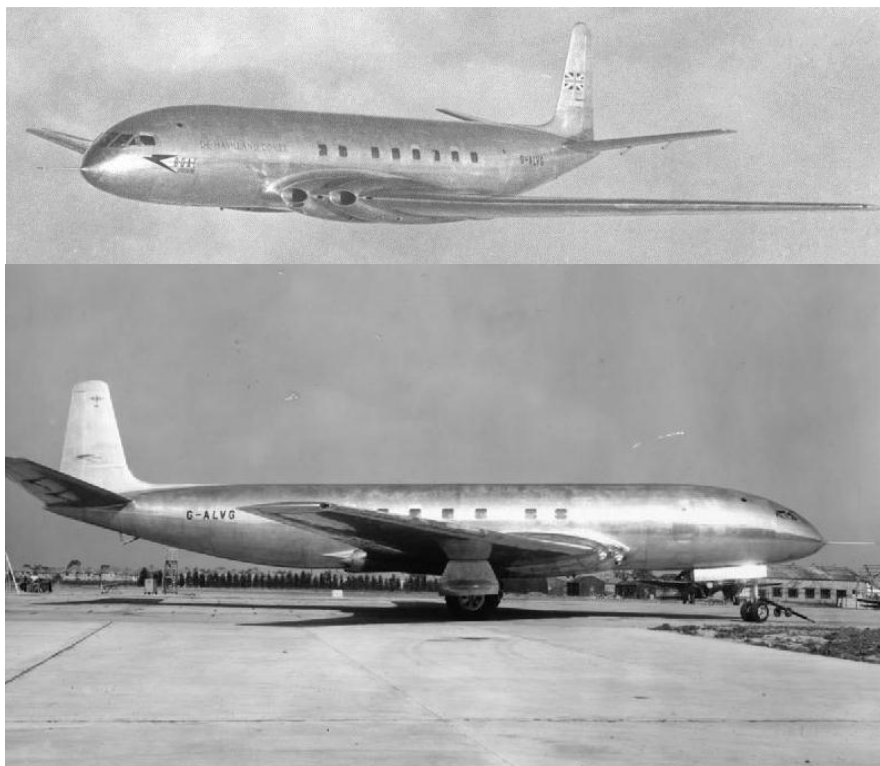
Slika 1.1 Havarija broda klase Liberty

Sredinom 20-og veka dolazi do daljeg razvoja mehanike loma kroz radove Irwina nastale kao rezultat proučavanja havarija trgovačkih brodova klase Liberty trgovačke flote SAD-a (Slika 1.1). Sastavljanje brodova Liberty vršeno je tehnikom zavarivanja umesto dotada korišćenim spajanjem zakivcima. Ovakav pristup smatran je velikim uspehom. Tokom 1943. godine za vreme plovidbe Tihim okeanom jedan od brodova iz flote iznenada pukao na dva dela. Nakon navedenog incidenta prvog broda, slične havarije doživele su stotine brodova iz iste serije. Istragom je utvrđeno da je do havarije došlo usled promene lomne čvrstoće čelika izazvane temperaturama kojima je brod bio izložen tokom eksploatacije, drugim rečima, usled promene temperature došlo je do prelaza u krto ponašanje pri lomu.

Kao mesto pojave inicijalnih prslina izolovani su uglovi kvadratno oblikovanih otvora u pregradama broda. Zbog svojih geometrijskih osobina, koncentracija napona koja se pojavljivala u njihovim uglovima bila je dovoljna da dovede do pojave inicijalnih prslina, čiji je uticaj u kombinaciji sa mehaničkim osobinama materijala pri sniženim temperaturama doveo do pojave krtog loma.

Tokom 1956. godine Irwin je razvio koncept promene energije deformacije (eng. strain energy release rate) [24]. U časopisu *Journal of Applied Mechanics*, 1957 godine objavio je članak [25] u kojem promenu napona i pomeranja u okolini vrha prsline opisuje relacijom koja sadrži novo uvedeni pojam - faktor intenziteta napona K (eng. stress intensity factor, SIF).

Godine 1961. Vells [26] uvodi parametar otvaranja vrha prsline CTOD (eng. Crack tip opening displacement), koji u slučaju linearno elastičnog ponašanja materijala jednostavno povezuje sa faktorom intenziteta napona.



Slika 1.2 Prototip aviona De Havilland Comet (sa četvrtastim prozorima)

Era intenzivnog razvoja mehanike lome počela je upravo sa razvojem svih gore pomenutih teorija da bi poseban značaj dobila nakon što su se njena načela pokazala ispravnim pri veštačenju i utvrđivanju uzroka teških nesreća nekoliko mlaznih aviona tipa prve serije De Havilland Comet [27, 28] (Slika 1.2). Pri izradi aviona De Havilland Comet uvedene su mnoge novine u vazduhoplovnoj industriji. Jedan od uslovno eksperimentalnih procesa u proizvodnji i održavanju ogledao se u izradi konstrukcije samog trupa [28]. Analize mehanike loma nakon pomenutih nesreća pokazale su da problemi sa pojavom i rastom prslina počinju od četvrtastih prozora [29-31], i da upravo rast prslina predstavlja uzrok navedene nesreće.

U skladu sa dobijenim rezultatima istrage i ispitivanja, geometrija prozora je izložena detaljnim ispitivanjima i izmenama, pa se nakon toga takvi problemi više nisu pojavljivali.

Irwin i Dugdale [32, 33] su rad potreban za plastičnu deformaciju povezali sa veličinom plastične zone pri vrhu prslina u cilju boljeg povezivanja dosada postojeće elastično-plastične teorije sa stvarnim podacima. Osnovna razlika u pristupu ogledala se u činjenici da je Irwin je u svom radu pretpostavio kružni oblik plastične zone, dok je Dugdale pretpostavio oblik tanke plastične trake u produžetku vrha prslina. Za računanje faktora intenziteta napona, i Irwin i Dugdale koristili su modifikovanu dužinu prslina u odnosu na veličinu plastične zone.

Sledeći veliki korak za mehaniku loma dešava se u toku 1960-tih godina, gde se sa naglim tehnološkim razvojem posebno u oblasti aeronautike i nuklearne energetike povećala svest o potrebnom nivou sigurnosti novih konstrukcija. U datom trenutku, mehanika loma odlikovala se ne tako adekvatnom teorijom za probleme prslina pri velikoj plastičnoj deformaciji materijala. Ubrzani razvoj tehnologije uslovio je potrebu za tačnijim i preciznijim opisom ponašanja prslina u konstrukcijama koje radni vek provode u uslovima povišenih temperatura. 1968. godine Rice [34] izvodi relaciju promene energije deformisanja u obliku integrala nezavisnog od konture integrisanja (eng. Pathindependent contour integral), relaciju danas poznatu u mehanici loma kao J-integral. Dalje dorade teorije J-integrala učinili su Rice i Rosengarten u zajedničkom radu [35], a kasnije i mnogi drugi [36-40].

Sledeća velika prepreka sa kojom se susrela mehanika loma ogledala se u potrebi integracije same mehanike loma u sada već sve zastupljeniju metodu konačnih elemenata u analizi napona i deformacija čvrstih tela u vidu potreba za određivanjem poznatih parametara loma iz rezultata dobijenih na modelima. Belytschenko i Black su 1999. godine [41] postavili osnove tzv. proširene metode konačnih elemenata (eng. extended finite element method, XFEM) [42]. Proširena metoda konačnih elemenata je u njihovim kasnijim radovima [43-46] zajedno s Moësom, Sukumarom dalje usavršavana i primenjena na probleme modeliranja metodom konačnih elemenata. Praktična primena navedene metode ogleda se u mogućnosti modeliranja vrha prsline nezavisno od ostatka mreže konačnih elemenata.

Metoda virtualnog zatvaranja prsline (eng. Virtual Crack Closure Technique, VCCT) razvijana je paralelno pristupom preko J-integrala. Hellen i Parks [47, 48] su postavili temelje teorije VCCT, dok su prvu primenu iste metode uz upotrebu konačnih elementa nekoliko godina kasnije predstavili u svojim radovima Rybicki i Kanninen [49]. Raju je 1987. godine formulisao metodu virtuelnog zatvaranja prsline za elemente višeg reda i elemente sa simuliranom singularnošću napona pri vrhu prsline [50], dok je već 1988. ovu metodu dalje opisao Buchholz [51]. 1990-ih Buchholz i Narayana u svojim radovima [52, 53] daju razradu i primenu metode virtuelnog zatvaranja prsline.

2 BIOMEHANIKA FIKSACIJE PRELOMA

Razumevanje osnova biomehaničkih principa je esencijalno za negu i brigu pacijenata sa dogutrajnim prelomima kostiju. Svaka od dobro ustanovljenih metoda fiksacija ima prednosti i mane kao i specijalne biomehaničke karakteristike koje je odlikuju. Bogato kliničko iskustvo kombinovano sa teorijskim i eksperimentalnim znanjem dovelo je do drastičnog smanjenja problema vezanih za biomehaniku različitih načina fiksiranja preloma. Ova saznanja su u mnogome doprinela unapređivanju dizajna naprava, što za sobom povlači pouzdanije kliničke rezultate. Zbog neminovnih razlika prisutnih kod svakog pojedinačnog pacijenta, kao i razlika kod loma, svaka od metoda se bira od slučaja do slučaja. Pravilni hirurški zahvat se mora primeniti da bi se osigurao željeni biomehanički rezultat zahvata i da bi se izbegla dodatna oštećenja tkiva kao i prekid dotoka krvi (devaskularizacija) na mestu preloma.

Zadovoljavajući rezultati su postignuti u slučajevima preloma dugih kostiju (tibula, fibia, femur itd) čak i u slučajevima otvorenih preloma. Savremene vodilje u tretmanu preloma spojeva kostiju uključuje i anatomsku redukciju fragmenata kao i krutu unutrašnju fiksaciju su dale dobre rezultate čak i u kompleksnim slučajevima. Nesumnjivo, mnoge komplikacije potiču zbog nedovoljne procene biomehaničkih karakteristika tipa preloma kao i fizioloških nedostataka metoda koji su odabrani za sanaciju preloma.

2.1 Normalne strukture kostiju i remodeliranje

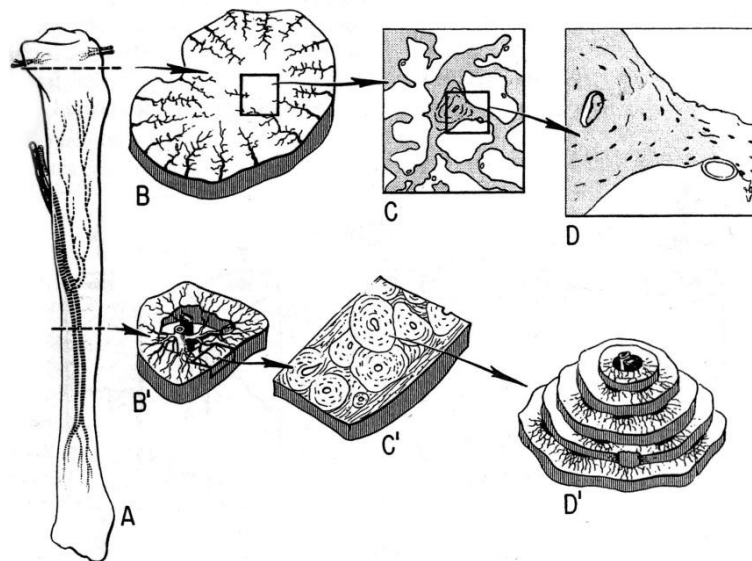
Kosti predstavljaju živa tkiva koja su postala kruta konstatnim taloženjem minerala. Razlikujemo dve vrste kostiju (Slika 2.1) :

- laminarne

Uzorak lamernarne kosti je kružno uređen, takozvani haverzijski sistem. Ovaj sistem obrazuje formaciju tunela u podužnom pravcu dugih kostiju, tuneli su ispunjeni naslagama koalogena koji su kružno organizovani i pričvršćeni cementnim slojem.

- porozne

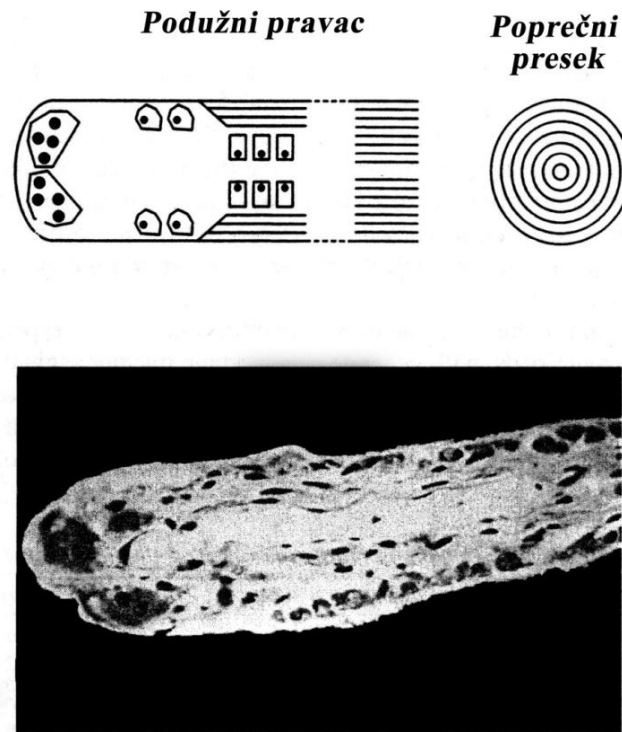
Porozne kosti su napravljene od mreže trabekula koji formiraju srž koja sadrži hematopoiotične ćelije i masti. Takve lamelarne kosti kroz koje ne prolaze kanali sa nervima su napravljene od alternativnih rupa kolagena orijentisanih pod neznatnim uglovima u odnosu jedno na drugo.



Slika 2.1 Šematski dijagram strukture laminarnih i poroznih kostiju sa prikazanim sistemom krvnih sudova

Kružne komponente lamelnarnih i poroznih kostiju sastoje se od spljoštenih ćelija, osteoblasti, osteoklasti i osteociti. Osteoblasti su četvrtaste ćelije sa nukleusom koji se nalazi u ćelijama na suprotnoj strani od one na kojoj se stvaraju osteoidi. Oni formiraju zid ćelija koje su pripijene zajedno. Osteoidi su nemineralne organske matrice stvorene od strane osteoblasti koje posleđično podilaze proces mineralizacije. U stasaloj ljudskoj laminarnoj kosti, stvara se sloj debljine oko 1 mm osteonida dnevno, i shodno tome u periodu od deset dana se kalcifikuje. To u suštini znači da je debljina ostenoida oko 10 mm. Mineralizacija ostenida se odvija u čelu koje je širine otvora od 2-3 mm koji odvaja granicu ostenoida od mineralisane kosti. Koalogenška vlakna ostenoida postaje orijentisan u uređenu laminarnu kost osim na mestima gde je upletena nelamenarna kost. Povremeno, osteoblast postaje inkorporisan u novu matricu koja je povezana naslagom osteoblasti. Kost koja je upletena, što zapravo predstavlja prelaznu fazu, je

jedina vrsta kostiju koja ne pokazuje nikakvu lamenu šemu kad je posmatramo pod mikroskopom. Naslage koalogena upletene kosti je raspoređana nasumično. Remodeliranje kortikalne kosti se dešava kroz takozvani havestijski remodelling.



Slika 2.2 Šematski prikaz remodeliranja kortikalne kosti

2.2 Prelomni mehanizmi dugih kostiju

Frakture se mogu podeliti po faktorima koje karakteriše sila koja izaziva prelom (*Tabela 2.1* i *Tabela 2.2*). Prelomi koji su izazvani direktnim delovanjem sila mogu biti podklasifikovani u odnosu na veličinu i oblast distribucije sile kao i na brzinu kojom sila dolazi u dodir sa kosti. Povrede mekih tkiva i preloma kostiju na sitnije delove su posebno vezani za brzinu opterećenja. Oštećenje je zavisno od sekundarnog udara brzine opterećenja i biće otpuštena u trenutku kada se kost prelomi.

Prelomi izazvani indirektnim silama prozrokovani su od strane sile koja deluje na određenoj distanci od mesta preloma. Kada je duga kost opterećena, svaki deo kosti će biti opterećen sa normalnim kao i naponom smicanja. Kad ovi naponi prekorače nosivost kostiju, doći će do loma. Različita opterećenja će generisati drugačije normalne

i smičuće napone u različitim delovima kosti. Iz morfologije prelomnih ivica, moguće je odrediti indirektni mehanizam povrede (Slika 2.3).

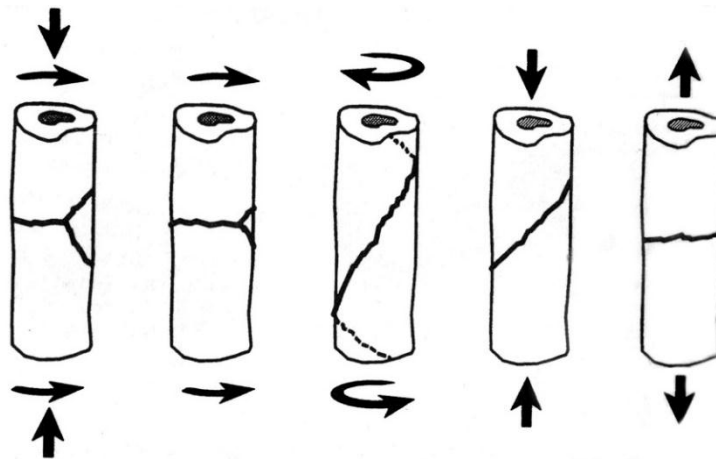
Tabela 2.1 Klasifikacija preloma kod direktnih mehanizama povrede

Tip sile	Opis sile	Odlike loma
Dodirna sila	Sila slabog intenziteta raspoređena na malu površinu	Lom tela lakatne kosti
Sudarna sila	Sila visokog intenziteta raspoređena na veliku površinu	Prelom koji rezultuje ozbiljnim oštećenjem mekih tkiva
Prodiruća sila	Sila visokog intenziteta raspoređena na malu površinu	Otvoren prelom sa minimalnim - srednjim oštećenjem mekog tkiva
Prodiruća eksplozivna sila	Sila visokog intenziteta raspoređena na malu površinu sa velikom brzinom opterećivanja	Otvoren prelom sa visokim oštećenjem mekog tkiva i devitalizovanim komadima kosti

Tabela 2.2 Klasifikacija preloma kod indirektnih mehanizama povrede

Tip preloma	Primer preloma	Tip sile
Poprečni	Poprečni lom čašice	Poprečna sila
Kosi	Kosi ili Y lom butne kosti ili ramena	Aksijalna pritisna sila
Spiralni	Spiralni lom cevanice ili ramena sa postojanjem podužnih prslina	Sila uvijanja
Poprečni	Poprečni prelom tela ramena ili cevanice sa malim fragmentim zonama	Sila savijanja
Poprečni kosi	Poprečni prelom tela cevanice sa velikim fragmentim zonama	Aksijalna pritisna i sila savijanja

Prelomi izazvani indirektnim silama prozrokovani su od strane sile koja deluje na određenoj distanci od mesta preloma. Kada je duga kost opterećena, svaki deo kosti će biti opterećen sa normalnim kao i naponom smicanja. Kad ovi naponi prekorače nosivost kostiju, doći će do loma. Različita opterećenja će generisati drugačije normalne i smičuće napone u različitim delovima kosti. Iz morfologije prelomnih ivica, moguće je odrediti indirektni mehanizam povrede (Slika 2.3, Tabela 2.2).



Slika 2.3 Primeri tipičnih preloma dugih kostiju, prikazano sa silama koje izazivaju njihov prelom

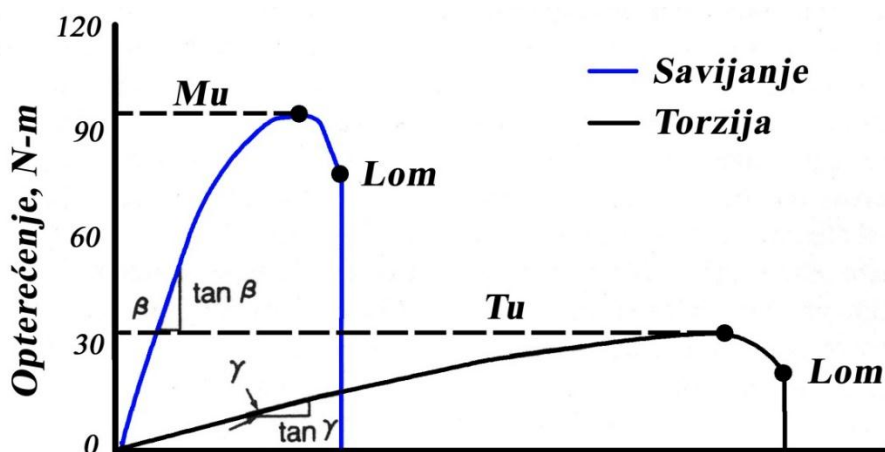
Generalno, u zavisnosti od jačine materijala tri osnovna pravca delovanja napona, može se predvideti kad i kako će se materijal polomiti. Kortikalna kost je slaba na zatezanje i smicanje, pogotovu u podužnim pravcu. S toga, kortikalna kost je anizotropni materijal.

Šema preloma dugih kostiju prati nekoliko osnovnih pravila. Pod uticajem savijanja, konveksna strana kosti je pod naponom, a konkavna strana je pritisnuta. Iz razloga što je kost mnogo manje otporna na prelom usled zatezanja u odnosu na pritisak pući će sa strane sa koje je zatezana. Lom usled zatezanja se dešava progresivno celom dužinom kosti stvarajući prelom bez erozije. S vremena na vreme, jezgro koje je pod pritiskom se lomi kao posledica delovanja napona smicanja celom dužinom kostiju, što rezultuje erozijom na strani koja je bila optećena pritiskom stvarajući tako individualni lom takozvani leptir ili nekoliko nezavisnih lomova. Pod uticajem torzije, uvek postoji određeni moment savijanja koji sprečava širenje spiralnog preloma. Prelom pod uglom od 45 stepeni je rezultat maksimalnog zateznog napona koji deluje pod gore pomenutim uglom. Napon smicanja može izazvati male podužne prsline na spiralnoj liniji preloma. U eksperimentalnim uslovima prosečni prelomni ugao je približno 30 stepeni.

Izdržljivost kosti na prelome je direkno povezana sa sposobnošću kosti da apsorbuje primljenu energiju. Kost koja prima intezivno opterećenje u kratkom vremenskom intervalu će primiti veću količinu energije nego ako se nanosi sporijim intezitetom. Energija koju je kost apsorbovala za vreme opterećenja se oslabada u trenutku preloma.

Klinička procena preloma je od ključne važnosti. Otvori na dugim kostima rezultuju od visko energetskih povreda imaju veću uspešnost zarastanja bez komplikacija nego kosti koje su prelomljene sporijim i dužim izlaganjem.

U praksi je dobro poznato da se spiralni i kosi prelomi brže samooporavljaju od unakrsnih, npr. x oblik. Stepenn brzine zarastanja je direktno vezan za količinu oštećenog mekog tkiva. U eksperimentima kostima u njihovom izvornom stanju se uzima u obzir razlika u energiji preloma između transverzalnih i spiralnih preloma kostiju pod opterećenjem. Analiza krive sila/pomeranje nije pokazala neku razliku apsorpcije energije pilikom loma (Slika 2.4). S druge strane maksimalno opterećenje na mestu loma je bilo tri puta veće na strani transvezalnog loma.



Slika 2.4 Krive opterećenja i deformacije cevanice opterećene u 3 tačke na savijanje i uvijanje (torziju)

Ova razlika je direktna posledica krutosti koja se kod kostiju razlikuje pod torzijalnim i opterećenjem savijanja. U uslovima torzije, kost pokazuje relativno malu krutost u proseku od 23 stepena pre loma. Tokom savijanja kost je daleko kruća i postiže oko 8 stepeni pre loma.

2.3 Biološke i biomehaničke karakteristike prelomnog kalusa

Unikatna karakteristika zaceljenja kostiju je sposobnost vraćanja u prvobitno stanje originalnog tkiva sa svim mehaničkim karakteristikama koje su bile na snazi pre

preloma. Oštećena koža, mišići i tetive nisu u stanju da prate regeneraciju zadatom brzinom. Faktori koji utiču na brzinu regeneracije su takođe lokalni i globalni (*Tabela 2.3*).

Tabela 2.3 Uticaji različitih faktora na process zarastanja

Globalni	Loklani
Godine starosti	Stepen lokalne traume
Hormoni	Vaskularna povreda
Funkcionalna aktivnost	Tip oštećene kosti
Nervne funkcije	Stepen oštećenja kosti
Ishrana	Stepen imobilizacije
	Infekcije

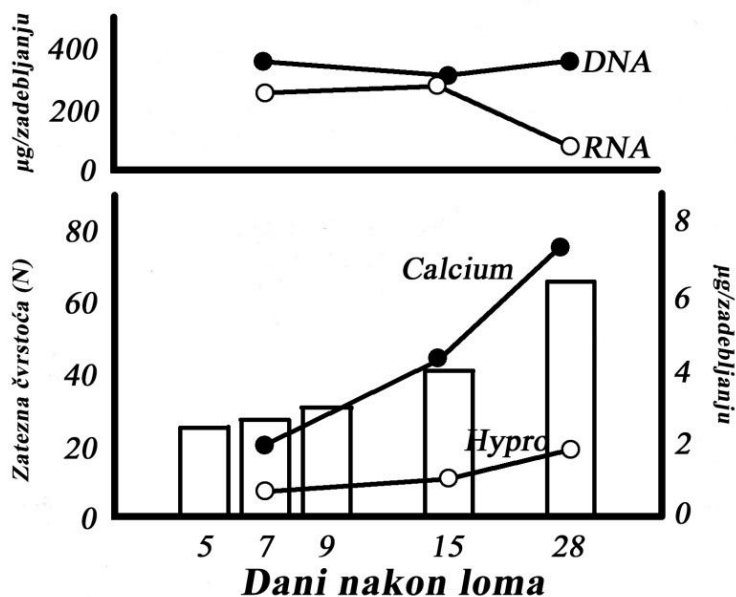
Zarastanje kostiju može se razdvojiti u jasne faze koje se odvijaju u jasno zadatom redosledu, međutim ponekad dolazi i do preklapanja u određenoj meri. Ovaj proces se može podeliti u najmanje tri posebna stepena: upala, reparacija i zarastanje. Zarastanje počinje stabilizacijom i obnavljanjem pokosnice. Vaskularna i nekrotična oblast preloma se smenjuje obnavljanjem haverszijeveg sistema. Stvaranje pokosnice je prvi krucijalni korak u zarastanju kostiju.

Sledeći krucijalni korak u zarastanju kostiju uključuje formiranje celokupnih delova koštanog mosta između fragmenata, iz razloga što ovaj proces uključuje spajanje čvrstog tkiva sledi da ceo sistem koji je u fazi zarastanja bude imobilizovan tj. u fazi mirovanja. U ovoj fazi zarastanja, nedovoljna imobilizacija preloma fleksibilnim nerđajućim čelikom, plastičnim intramedularnim štapovima ili pločama sa malim aksijalnim savijanjem i torzijonom čvrstoćom, kao i prisustvo prevelikog otvora loma bez stabilnosti, može dovesti hipertopičnog razdvajanja. Ovo se događa zbog prisustva vlaknastog tkiva. Čini se da postoji mali prostor za manevar između fragmenata i korišćenje fiksacione fleksibilnosti kao metode stimulacije kalusa u ovoj fazi bi bilo jako teško jer je sam proces zarastanja frakture usmeren na određene biološke i mehaničke uslove.

Finalna faza zarastanja preloma je vođena Vulfovom zakonom gde se kost ponovo formira u svoj prvobitni oblik i vraća u funkciju. Zarastanje je spor proces i adekvatna zaštita se mora primeniti da se prelom ne bi obnavljao.

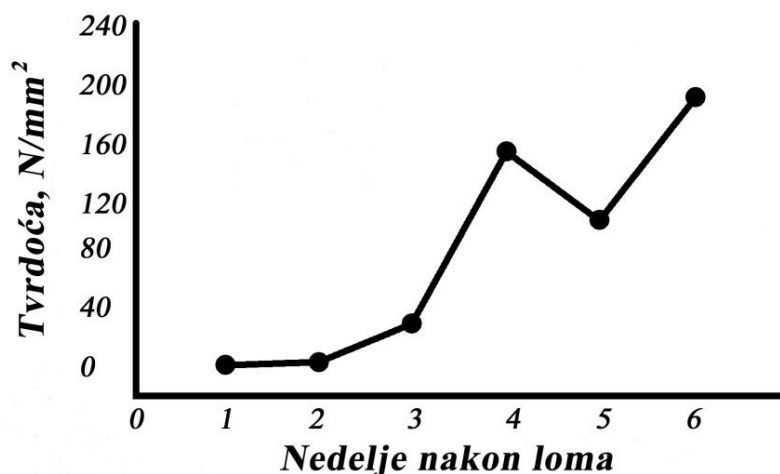
2.4 Biomehanička svojstva zarastanja preloma

Za vreme procesa osifikacije spoljnog kalusa, ukupna količina kalcijuma po jedinici pokazuje približno četverostruko uvećanje (Slika 2.5). Hemijski parametri stvaranja kalusa se ne slažu sa gore pomenutom snagom za vreme zarastanja. Radiografska veličina spoljnog kalusa je loš pokazatelj snage loma i ne ukazuje na količine hemijskih komponenti u prelomnom kalusu za vreme zarastanja. Obnavljanje snage i čvrstoće na mestu preloma direktno je povezana sa količinom novih kostiju koje povezuju prelomljene elemente.



Slika 2.5 Vremenska zavisnost nukleinskih kiselina (DNA i RNA) u odnosu na mehaničke osobine

Strukturna svojstva zarastanja frakture zavisi od svojstva materijala formiranog kalusa. U cilju utvrđivanja materijalnih svojstava kalusa tkiva, izvodimo eksperimente u kome su istovetni prelomi kalusnih uzoraka opterećeni aksijalnom kompresijom koristeći sferični indenter pri malim deformacijama. Rezultati pokazuju da faznom diferencijacijom i mineralizacijom preloma kalusno tkivo ima znatan uticaj na ponašanje pri pritisku (Slika 2.6). Takođe treba obratiti pažnju na direktnu povezanost između tvrdoće frakturnog kalusa i mineralnog sastava.



Slika 2.6 Vremenska zavisnost promena u tvrdoći kalusa

Tokom celog perioda zarastanja preloma, mogu se definisati četiri biomehaničke faze. Ove faze uklapaju se sa rapidnim porastom prosečne torzije i apsorpcije energije na lom kao i sa dužinom prosečnog zarastanja kostiju.

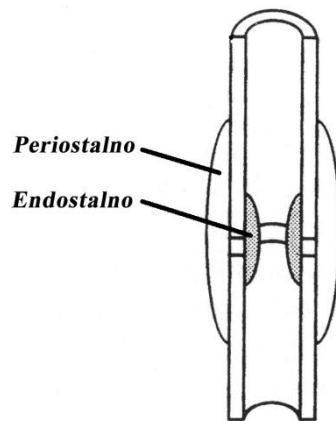
Tabela 2.4 Biomehaničke faze u period zarastanja preloma

Faza	Mehanizam preloma
Faza 1	Kost popušta na mestu inicijalnog preloma sa malom krutosti
Faza 2	Kost popušta na mestu inicijalnog preloma sa velikom krutosti
Faza 3	Kost popušta parcijalno na mestu inicijalnog preloma sa velikom krutosti, a parcijalno na delu prethodno neoštećene kosti sa velikom krutosti
Faza 4	Mesto preloma nije vezano za mesto inicijalnog preloma

2.5 Osnovni mehanizmi preloma kostiju, zarastanje i obnavljanje

Tokom 1960-ih godina sa daljim razvojem medicine otkriveno je da pritisak ploča osteotomije sprečava formiranje kalusa, pa se krajevi kosti spajaju direktno haverszionim obnavljanjem u zonama kontakta (takozvano kontaktno zarastanje) i zonama bez kontakta (takozvano međuprostorno zarastanje). Kao posledica, zarastanje loma je podeljeno u dve faze: primarno zarastanje i sekundarno (spontano) zarastanje kosti. Spontano zarastanje loma (zarastanje sa formiranjem periostealnog i endostealnog kalusa sa obe strane) (Slika 2.7) je posmatrano kao sekundarno stoga što se na početku

formira prelazno vlaknasto tkivo, tj. vlaknasta hrskavica, između fragmenata nastalih lomom i tek naknadno biva zamenjena novom kosti [54].



Slika 2.7 Šematski prikaz sa ilustrovanim mehanizam ne-osteonalnog zarastanja kosti uz obilnu količinu periostealnog kalusa i malu količinu endostealnog kalusa, bez formiranja osteona u međuprostorima izazvanim lomom. Sjedinjavanje posle loma se oslanja na sazrevanje i obnavljanje periostealnog koštanog tkiva uz izraženu obnovu na krajevima loma.

Kao rezultat oštećenja kosti i mekog tkiva usled traume, kortikalni krajevi mesta loma su avaskularni i nekrotični tokom početne faze zarastanja. Ovakav neizbežni vaskularni kompromis ne sprečava avaskularne krajeve loma u igranju ključne biomehaničke uloge elementa za mehaničko oslanjanje bilo kog uređaja za fiksiranje. Haversijanovo obnavljanje ima dve glavne funkcije:

- revaskularizacija nekrotičnih krajeva loma i,
- ponovno uspostavljanje interkortikalne unije.

Postoje tri zahteva neophodna za haversijanovo obnavljanje na mestu loma:

- precizno umanjeње (poravnanje po osama),
- stabilno fiksiranje i
- dovoljan dotok krvi.

Faktori koji iniciraju dramatično uvećanje sekundarnog zarastanja loma i koji utiču na pravac njihovog rasta su nepoznati. Fragmenti loma koji su lišeni dotoka krvi na duži vremenski period se nisu obnavljali ni nakon više godina [54]. Ovo bitno zapažanje jasno pokazuje da je signal za rast sekundarnih osteona nakon loma vremenski

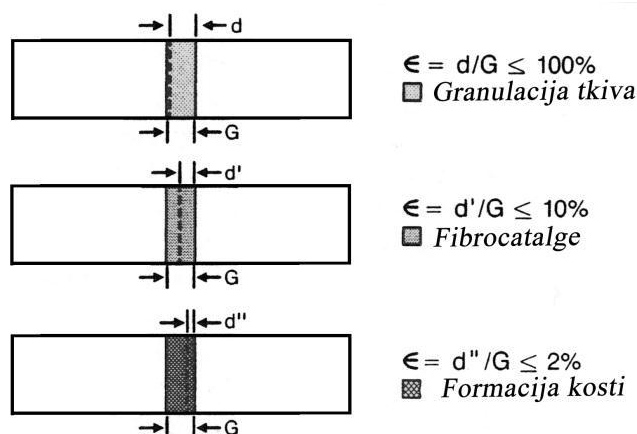
ograničen, time potkrepljujući teoriju biohemijskog indukovanja haversijanovog obnavljanja. Rast sekundarnih osteona sa jednog fragmenta loma na drugi ne zahteva uvek bliski kontakt između fragmenata. Čak i nakon savršenog umanjenja, postoje nepodudarnosti na mestu loma koje će dovesti do malih međuprostora rasutih duž kontaktne površine ili čak kontaktne tačke. Ovi međuprostori se popunjavaju nekoliko nedelja nakon loma, bez perioda kašnjenja, direktnim lamelarnim ili isprepletanim formiranjem nove kosti (apoziciono formiranje kosti) [54]. Granica predstavlja najslabiju kariku u procesu sjedinjavanja u ovoj fazi zarastanja [55, 56]. Sekundarni osteoni koriste tkivo u međuprostorima kao oslonac za rast sa jednog dela fragmenta na drugi. Iako je ovo ključni korak tokom konačnog sjedinjavanja, rast sekundarnih osteona, paradoksalno, dovodi do privremenog prinudog smanjenja gustine kortikalne kosti. U novoj kosti u međuprostorima je takođe prisutna "porozna promena", kao deo procesa sjedinjavanja sa fragmentima (Slika 2.8).



Slika 2.8 Histološki prikaz srastanja prsline modela cevanice, Microradiografija (levo), Ultraljubičasta mikroskopija (Sredina), Mikroskopija sa polarizovanim svetlom (desno)

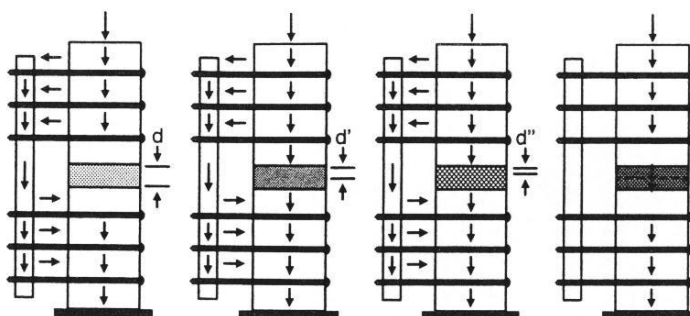
Bez obzira na način fiksiranja, opterećeni fragmenti kosti će u određenoj meri biti izloženi relativnom kretanju, usled nepoznatih mehanizama, koje određuje morfološke odlike zarastanja loma. Perren [57] je predložio hipotezu (tzv. hipotezu međufragmentarne deformacije) koja unapređuje zapažanje da na reakciju tkiva utiče lokalno mehaničko okruženje. Ova teorija se ne poklapa u potpunosti sa eksperimentalnim rezultatima dobijenim tokom studija verifikacije [58].

Međufragmentarna deformacija je definisana kao odnos relativnog pomeranja krajeva loma (d , d' i d'') i početne širine međuprostora (G) (Slika 2.9, Slika 2.10).



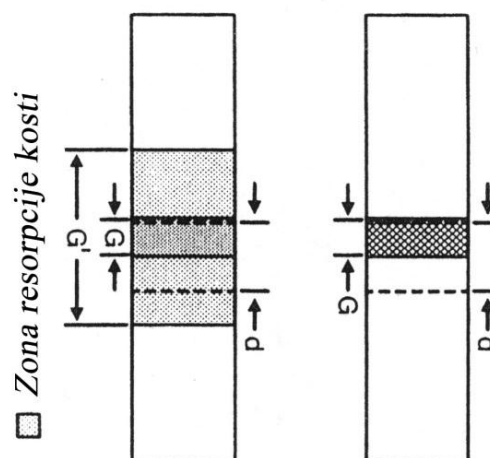
Slika 2.9 Koncept teorije međufragmentarne deformacije prikazan preko načina formiranja tkiva u funkciji of veličine deformacije koja se u njemu javlja, u međuprostoru loma. Deformacija se definiše kao odnos relativnog pomeranja fragmenta (d , d' , d'') i početnog razmaka (G) između fragmenata kostiju. Zarastanje loma rezultira postepenim smanjenjem interfragmentarnog pomeranja (d , d' , d''). Različita tkiva mogu u različitoj meri da trpe maksimalnu zateznu deformaciju do loma.

Smatra se da međufragmentarna deformacija utiče na vrsta tkiva koja će se formirati između fragmenata loma. Prema ovoj teoriji, ravnoteža između lokalnih međufragmentarnih deformacija i mehaničkih karakteristika tkiva kalusa predstavlja faktor koji određuje tok kako primarnog, tako i sekundarnog zarastanje loma kosti [59].



Slika 2.10 Adaptacija teorije međufragmentarne deformacije u cilju objašnjavanja zarastanja loma u uslovima spoljašnje fiksacije. U slučaju da tkivo u međuprostoru ima nizak modul, napon u kosti će se uglavnom prenositi preko fiksacionih klinova i bočnog štapa, obilazeći međuprostore. Kako kalus usled loma počinje da sazreva, napon koji se prenosi kroz mesto loma će porasti, i time osloboditi opterećenje koje se prenosi kroz bočne stapove za spoljašnju fiksaciju.

Važno je razumeti da je međufragmentarna deformacija obrnuto proporcionalna veličini međuprostora. U prisustvu malih međuprostora, neznatno međufragmentarno kretanje može uvećati deformaciju do nivoa pri kome je napredovanje diferenciranja tkiva više nije nemoguće. Kako bi se izbegla ovakva situacija, manji delovi kosti blizu međuprostora prouzrokovanog lomom mogu proći kroz proces resorpcije, čime se uvećava veličina međuprostora, odnosno smanjuje ukupna deformacija (Slika 2.11). Ovaj bitni biološki odgovor je histološki očigledan u oblastima zarastanja međuprostora tretiranim primenom krute spoljašnje fiksacije [55, 56].

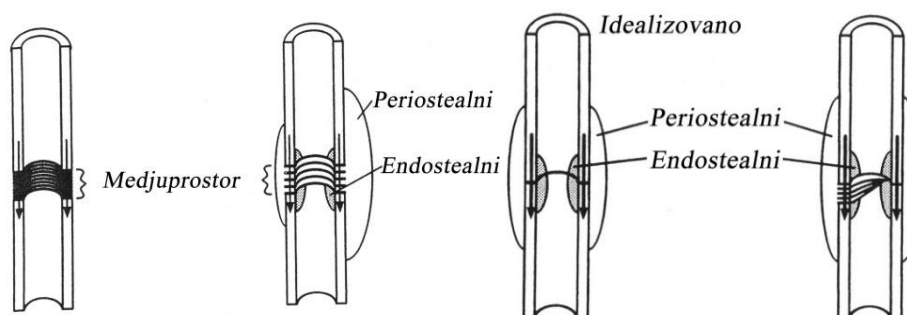


Slika 2.11 Proširenje teorije međufragmentarne deformacije u slučaju velikih međuprostora. U ovakvim situacijama, kost blizu međuprostora izazvanog lomom će proći proces resorpcije kako bi se uvećali međuprostori, čime se smanjuje ukupna deformacija tkiva (ϵ). Kao posledica toga, sazrevanje tkiva se možejaviti ukoliko se međufragmentarno pomeranje održava na niskom nivou. d , međufragmentarno pomeranje; G , početna dužina međuprostora usled loma; G' , međuprostor nakon resorpcije kraja kosti.

Izvorna teorija međufragmentarne deformacija uzimala je u obzir samo podužne deformacije vezane za primenjenu međufragmentarnu deformaciju. Analitički trodimenzionalni proračuni su otkrili da je primena međufragmentarnog kretanja na sistem ploča-kost-međuprostor rezultirala složeno deformacijom međuprostora i glavnim deformacijama u više pravaca. Međutim, kontakt između krajeva fragmenata loma i tkiva međuprostora predstavljao je kritičnu ravan velike distorzije koja sadrži maksimalne vrednosti glavnih deformacija i veoma izražene gradijente deformacija od endostealnih do periostealnih. Tokom resorpcije kosti i formiranja kalusa, najveće

smanjenje deformacija (do 50%) se javilo u ovim međuprostorima, čime je izvorna hipoteza potvrđena.

Tokom prethodnih par godina, određen broj eksperimentalnih ispitivanja spoljne fiksacije u kontrolisanim mehaničkim uslovima zarastanja osteotomijom [55, 56, 60-62] je ukazao na postojanje velikog broja kombinacija procesa zarastanja. Takođe, kliničko iskustvo je ukazalo da "zarastanje bez kalusa", nakon primene ploča za dinamički pritisak (dynamic compression plates - DCP), ne mora da se po pravilu javi .



Slika 2.12 Šematski dijagram na kome su ilustrovani primarni i sekundarni mehanizmi zarastanja (*levo*) u uslovima krute fiksacije

Pri primarnom mehanizmu zarastanja nije došlo do značajnog formiranja radiografskog spoljašnjeg kalusa. Strele pokazuju pravac premošćavanja međukortikalnih osteona duž međuprostora usled loma. Formiranje periostealnog kalusa u uslovima krute spoljašnje fiksacije je povezano sa izraženim aksijalnim pritiskom kroz nosač. Šematski dijagram na kome je prikazan mehanizam sekundarnog kontaktnog zarastanja (desno). Ovaj način zarastanja je okarakterisan formiranjem periostealnog kalusa i direktnim kortikalnim obnavljanjem putem sekundarnih osteona. Čak i u slučaju kontaktnog zarastanja, koje je prikazano na desnom dijagramu, javiće se mali asimetrični međuprostori po obimu jezgra kosti. Stoga, kontaktno zarastanje ne podrazumeva da će celo jezgro proći kroz proces kontaktnog zarastanja.

Stoga se uzima u obzir klasifikacija modifikovog sjedinjavanja kosti umesto pojednostavljenih pojmova "primarno zarastanje kosti" i "sekundarno zarastanje kosti". Modifikovana klasifikacija stavlja akcenat na mehanizme kortikalne rekonstrukcije (osteonalno i neosteonalno sjedinjavanje). Pored toga, ova klasifikacija obuhvata i kontaktno zarastanje, koje se može javiti sa ili bez spoljašnjeg tkiva, i mehanizam

zarastanja međuprostora, koje se može postići u situacijama kada krajevi fragmenata nisu u bliskom kontaktu (Slika 2.12). Mehanizam zarastanja međuprostora se takođe može javiti sa ili bez formiranja spoljašnjeg kalusa [63]. Pojam primarnog sjedinjavanja je izvorno imao radiografsku definiciju, pri čemu su nedostatak formiranja spoljašnjeg kalusa i postepeno iščezavanje uske linije loma korišćeni kao glavni kriterijum [54]. Ova klinički prihvaćena terminologija se održala i u modifikovanoj klasifikaciji. U skladu sa tim, sekundarno sjedinjavanje kosti podrazumeva mehanizam zarastanja uz značajno radiografsko formiranje spoljašnjeg kalusa. Histološki kriterijumi za mehanizam zarastanja međuprostora su:

- formiranje lamelarne kosti u međuprostoru nastalom usled loma, sa kolagenom orijentisanim upravno na osu kosti i
- rast sekundarnih osteona kroz lamečarnu kost sa jednog fragmenta na drugi.

Ne-osteonalno sjedinjavanje kosti obuhvata sve načine zarastanja kod kojih ne dolazi do direktnog rasta osteona u oblasti loma. Razlozi zbog kojih može doći do neosteonalnog sjedinjavanja kosti su:

- nepoklapanje osa,
- preveliki međuprostor nakon loma ili
- nestabilno fiksiranje u prisustvu osnog poklapanja.

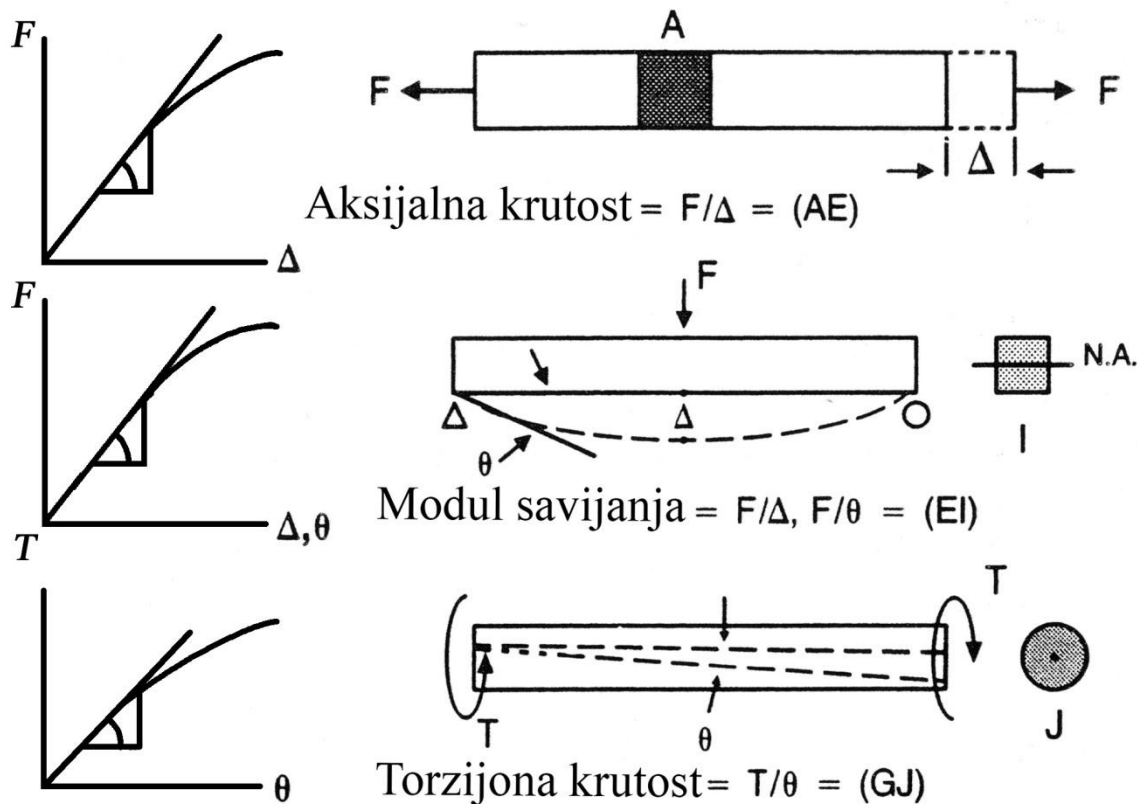
Kritična veličina međuprostora nije u potpunosti poznata, ali deluje da bi mogla biti u granicama od 1 mm kao što je prethodno napomenuto [54].

Biomehanička osnova modifikovane klasifikacije predstavlja ključnu ulogu kortikalne rekonstrukcije u obnavljanju maksimalne čvrstoće sjedinjene kosti. Kortikalna rekonstrukcija je najbolji radiološki pokazatelj čvrstoće sjedinjene kosti [64]. Čvrstoća sjedinjene kosti je najverovatnije vezana za broj osteona koji prolaze kroz mesto sjedinjavanja [65]. Međutim, još uvek nije dokazano da li osteonalno zarastanje loma skraćuje vreme potrebno za obnovu normalne čvrstoće i krutosti kosti, u poređenju sa neosteonalnim zarastanjem. Tokom ranih faza zarastanja loma, formiranje spoljašnjeg kalusa obezbeđuje mehaničku stabilnost tokom perioda kašnjenja, tj. pre

nego što se aktivira haversijanovo obnavljanje tokom osteonalnog zarastanja kosti, čime ukazuje na prednosti sekundarnog, osteonalnog zarastanja kosti. Statički pritisak na fragmente kosti ne predstavlja preduslov za kontaktno zarastanje. Dinamički pritisak na fragmente kosti (dobijen aksijalnom dinamizacijom spoljašnje fiksacije bez ugrožavanja torziona i savojne krutosti fiksacije) rezultuje u kontaktnom zarastanju uz formiranje periostealnog kalusa [56]. Izazov biomehaničkog istraživanja vezanog za zarastanje loma se ogleda u unapređenju biomehanike fiksacije loma na način koji bi obezbedio da, nakon zadovoljavajućeg smanjenja, lom zaraste mehanizmom sekundarnog sjedinjavanja kosti. Ovaj cilj je od važnosti za unapređivanje kako fiksiranja ploča [66], tako i za metode spoljašnje fiksacije. Ovo pitanje je manje kritično u slučaju intramedularnog zakucavanja. Intramedularno zakucavanje bušenjem rezultuje u aksijalnom poravnanju fragmenata kosti, dozvoljavajući pri tome aksijalno dinamičko sabijanje, i stoga zakucani lom zarasta sa spoljašnjim kalusom, praćenim osteonalnom rekonstrukcijom jezgra.

2.6 Mehaničke karakteristike uređaja za unutrašnje i spoljašnje fiksiranje

Povećana raznovrsnost uređaja za unutrašnju i spoljašnju fiksaciju loma dovela je do potrebe za kvantifikacijom krutosti fiksacije kako bi se pravilno procenio njihov uticaj na zarastanje kosti. Strukturna krutost uređaja za fiksiranje se može odrediti *in vitro* primenom univerzalne kidalice. Pri ovoj metodi uređaj se postavlja na osteotomizovani leš ili sintetičku kost. Krajevi kosti u sistemu uređaj-kost se onda opterećuju aksijalnim opterećenjem, pritiskom i istezanjem, savijanjem u dve ravni i torzijom. Tokom svakog od ovih režima opterećenja, beleži se kriva sila-pomeranje, koja se potom analizira kako bi se definisala tri osnovna parametra krutosti: aksijalna, savojna i torziona krutost. Kod svake krive sila-pomeranje, nagib linearnog dela se definiše kao krutost fiksacije (Slika 2.13).



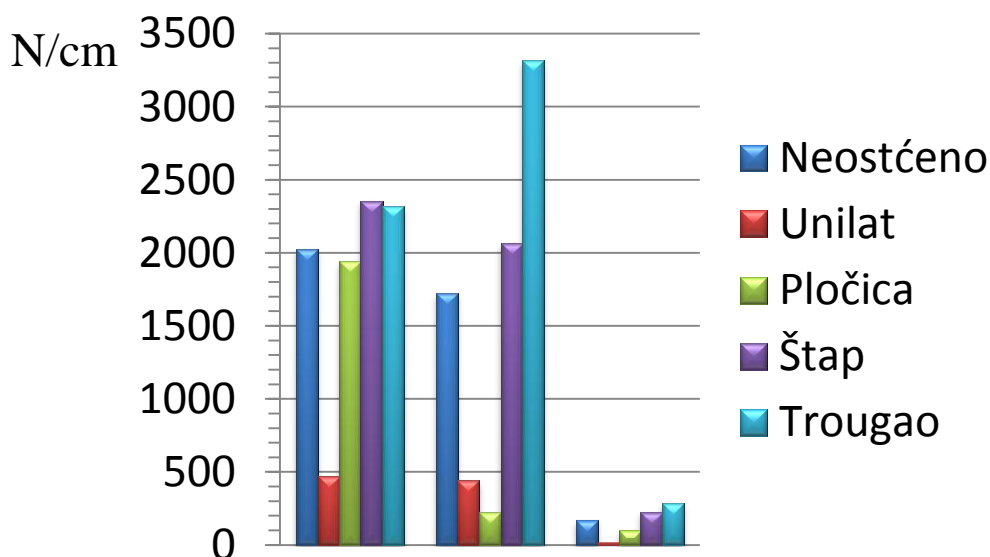
Slika 2.13 Prikaz krivih sila-pomeranje za različite slučajeve opterećenja. Nagib linearnog dela krive se koristi kako bi se definisala strukturna krutost neoštećene kosti ili fragmenata kosti fiksiranih bilo spoljašnjim ili unutrašnjim uređajima.

Primenom ove vrste ispitivanja sistema uređaj-kost, moguće je porediti krutost različitih vrsta fiksacije. U eksperimentalnom istraživanju (Tabela 2.5), uređaji za fiksaciju pločama i intramedularno zakucavanje sa dve različite konfiguracije su poredeni.

Za potrebe istraživanja su korišćene osteotomizovane tibie (cevanice) dobijene iz pećeg leša, i krutost za obe metode je izražena preko procenta krutosti neoštećene kosti. Raspodele krutosti za dve različite metode fiksacije su pokazale međusobno neslaganje. Kosti sa pločama su se ponašale kao neoštećene kosti pod različitim uslovima opterećenja. Karakteristike krutosti spoljašnjih fiksatora sa celim ili poluklinma su pokazale različite vrednosti, ali su imale sličnu raspodelu. Osteotomije stabilizovane primenom rebrastih intramedularnim štapovima su pokazale, u poređenju sa drugim uređajima, manju savojnu i torzionu krutost. U ovom eksperimentu, krajevi

kosti su bili u kontaktu tokom opterećenja. Stoga, izmerene vrednosti savojne krutosti u ovom konkretnom eksperimentu opisuju karakterističnu aksijalnu krutost za svaku metodu uz odsustvo kontakta pri lomu.

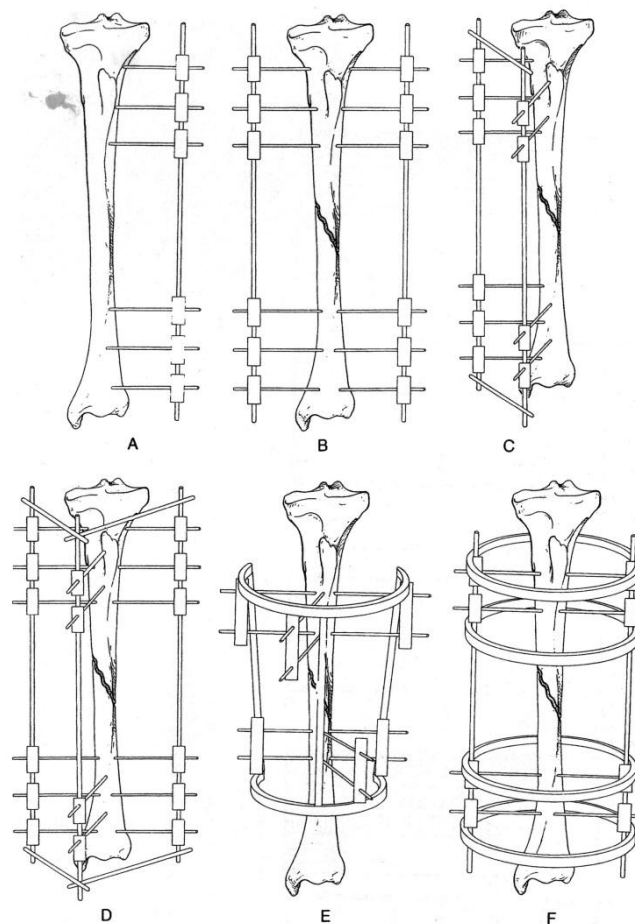
Tabela 2.5 Poređenje krutosti različitih metoda fiksacije sprovedeno na primeru pseće tibije, kao kod in vitro modela. Sve vrednosti krutosti fiksacije su poređene sa vrednošću za neoštećenu kost. Kako bi se elminisao uticaj mesta loma, u aksijalnom režimu opterećenja je korišćeno samo istezanje; Levo-savijanje, Sredina-bočno savijanje Desno-uvijanje



2.7 Mehaničko ponašanje spoljašnje fiksacije

Kao što je evidentno, aksijalna krutost spoljašnje fiksacije je uglavnom niska. Aksijalna krutost većine konfiguracija ramova i klinova (primenom simuliranih kliničkih dimenzija) varira između 2000 i 4000 N/cm [67-70], što znači da delimična nosivost (od oko 20 kg) prouzrokuje aksijalno pomeranje fragmenata loma od 0,5 do 1,0 mm u slučaju da krajevi loma nisu u kontaktu. Ove biomehaničke osobine spoljašnje fiksacije stavljaju akcenat na značaj razmatranja uticaja nosivosti u kombinaciji sa primenjenim konfiguracijama ramova i klinova (Slika 2.14), kao i načina smanjenja efekata loma. Primenom standardnih *in vitro* uslova za ispitivanje, moguće je odrediti na koji način režim smanjenja loma (kontaktno ili beskontaktno pritiskanje ili neutralizacija) i vrsta loma (stabilni i nestabilni) utiču na stabilnost metode fiksacije.

Kod *in vitro* eksperimentalnog modela, korišćeni si parovi psećih tibija. Po jedna kost iz svakog para je osteotomizovana i fiksirana pomoću jednostranog spoljašnjeg fiksatora. Osteotomija je izvedena transversalno u pet parova kostiju (model stabilnog loma), i zakošena osteotomija (45°) je izvedena na ostalih pet parova kostiju. Krutost fiksacije koju je obezbedio fiksator je upoređena sa transversalno neoštećenom kosti. Osteotomizovana kost je opterećena u kontaktnom režimu fiksacije (sa krajevima osteotomije u kontaktu), kao i u prisustvu međuprostora prouzrokovanih lomom.



Slika 2.14 Osnovne konfiguracije rama i klinova pri spoljašnjoj fiksaciji. **A:** Konfiguracija sa jednostranim poli-klinovima. **B:** Konfiguracija sa dvostranim ili četverostranim klinovima. **C:** Konfiguracija sa trougaonim polu-klinovima. **D:** Konfiguracija sa trougaonim polu-klinovima i polu-klinovima. **E:** Polukružna konfiguracija sa klinovima i polu-klinovima. **F:** Kružna konfiguracija sa klinovima i polu-klinovima. Klinovi u konfiguracijama prikazanim na slikama **E** i **F** se mogu zameniti K-žicom pod velikim zatezanjem.

Rezultati su pokazali da simulirani stabilni lomovi (transverzalne osteotomije), fiksirani u kontaktnoj kosti, ponašali su se kao transverzalne neoštećene kosti u svim režimima opterećenja osim u obostranom savijanju. Sa druge strane, aksijalna stabilnost je bila mnogo veća u slučaju kontaktnog zarastanja i konfiguracijama stabilnog loma. Ovi nalazi naglašavaju da aksijalna krutost sistema kost-fiksator kritično zavisi od vrste loma i načina smanjenja.

Tokom prethodnih godina, javilo se povećano interesovanje za kružne konfiguracije spoljašnjih fiksacija, posebno za određene rekonstruktivne zahvate. Ovi uređaji najčešće koriste četiri para unakrsnih Kirschner-ovih žica (maksimalnog prečnika 2 mm) koje su izložene velikom zatezanju preko zavrtnjeva na kružnim ili polukružnim ramovima. Žice mogu biti orijentisane pod različitim uglovima u odnosu na kost, dok zatezanje u klinima obezbeđuje krutost fiksacije. Mehaničko ponašanje Volkov-Oganesian fiksatora usled prednapregnutih K-žica pokazalo je nižu sveukupnu krutost fiksacije posebno u aksijalnom pravcu u odnosu na standardne Hoffman-Vidal četvorostrane ramove.

Kao što je i očekivano, savojna krutost rama je nezavisna od pravca delovanja opterećenja. Kao posledica toga, uređaj je pokazao visoku obostranu savojnu krutost, koja je obično niska u slučaju jednostranih i dvostranih nekružnih konfiguracija. Krutost kružnog rama uređaja sa K-žicama zavisi od zatezanja u žicama, rastojanja grupe žice sa obe strane loma i prečnika prstena. Ova vrsta fiksatora takođe pokazuje nelinearno ponašanje krutosti u najvećoj meri usled velikog ugiba tankih žica. Nedostatak ove vrste fiksacije, pored složenosti rama i njene primene, leži i u mogućem klizanju fragmenta kosti duž žica tokom radnog opterećenja. Primena žica sa navojima može eliminisati takva pomeranja, ali ovakve žice mogu u velikoj meri da oslabe nosivost žice, koja mora da istrpi izuzetno veliko zatezanje usled prednaprezanja u kombinaciji sa opterećenjem.

Krutost sistema unutrašnje fiksacije se može postići u sistemu kost-spoljašnji fiksator, ukoliko se postigne odgovarajuće smanjenje (kontakt ili površina loma). Glavni faktori kod određivanja krutosti spoljašnje fiksacije su :

- Povećan prečnik pina
- Povećan broj pinova

- Smanjeno odvajanje sa strane
- Smanjeno odvajanje pina
- Povećano odvajanje grupe pinova

Ove promenljive imaju različite uticaje na aksijalnu, savojnu i torzionu krutost, i variranjem ovih ključnih parametara se može postići željeni nivo stabilnosti loma. Uopšteno, dvostrane konfiguracije (sa punim klinima) imaju 50% višu ukupnu krutost u poređenju sa jednostranim konfiguracijama (kod kojih se koriste polu-klin). Međutim, jednostrani spoljašnji fiksatori povećanog prečnika klina [71], ili geometrije rama u jednoj, odnosno dve ravni [72] može da obezbedi karakteristike krutosti koje mogu da se porede sa dvostranim konfiguracijama. Znanje o mehaničkom ponašanju spoljašnjih fiksatora je od suštinskog značaja ukoliko se u obzir uzme podešavanje (povećavanje ili smanjivanje) krutosti spoljašnjeg fiksatora, kao sredstvo za manipulisanje napredovanjem zarastanja kosti.

U kliničkim situacijama, ukupna krutost sistema fiksacije zavisi i od upotrebljenog rama i konfiguracije klinova (Slika 2.14). Teorijski model se može upotrebiti za predviđanje mehaničkog ponašanja standardnih jednostranih ili dvostranih fiksatora za svaku konfiguraciju klinova i parametre rama [73, 74]. Brojni aspekti veze lom-fiksacija su vezani za interfragmentarno kretanje. Ovo, zauzvrat, utiče na režim zarastanja loma. Podjednako bitni faktori su vrsta loma, preciznost smanjenja, količina fiziološkog opterećenja i ponašanje veze klin-kost. Ovo važi bez obzira na primenjenu metodu fiksacije.

Kliničko iskustvo [75, 76], kao i dvodimenzionalne i trodimenzionalne analize konačnim elementima [73, 74, 77] su jasno identifikovali biomehničke i druge faktore vezane za patogenezu razlabavlivanja klinova i posledičnih infekcija. Rezultati nedavnih eksperimentalnih istraživanja na životinjama su potvrdili i takođe proširili teorijska predviđanja. Ovo znanje je potpomoglo napore da se unapredi dizajn fiksatora i klinova za fiksiranje, i u kliničkom smislu definiše mere sprečavanja komplikacija koje se javljaju u kanalu za klin.

Sa biomehničke tačke gledišta, mogu se razlikovati četiri faktora koji poboljšavaju ponašanje veze klin-kost:

- Geometrija pina i dizajn navoja
- Priprema navoja unutar kosti
- Način pozicioniranja pina
- Napon u zoni pin-kost

Stiče se utisak da postoji "trka" između postepenog porasta nosivosti zarastajuće kosti i otkaza veze klin-kost. Pod različitim uslovima opterećenja, klinovi su u najvećoj meri izloženi savijanju. U slučaju nestabilnog loma, napon u kostima u kanalu za klin može dostići veoma visok nivo, što može dovesti do lokalizovanog otkaza usled tečenja. Ovakvi naponi se mogu smanjiti povećavanjem savojne krutosti klina (materijal klina sa visokim modulom elastičnosti, velikim prečnikom), čime se smanjuje razmak između traka i primenom konfiguracije sa punim klinovima. Polu-klinovi u najvećj meri generišu velike napone na ulazu u jezgro. Prema analitičkim istraživanjima, lokacija maksimalnog napona u grupi klinova menja se u zavisnosti od režima opterećenja. Kako bi se izbegli veliki naponi u vezi klin-kost, u slučaju loma bez kortikalnog kontakta treba izbegavati opterećivanje ovih veza. Aksijalna dinamizacija spoljašnjeg fiksatora, sa druge strane, obnavlja kortikalni kontakt pri stabilnom lomu i samim tim smanjuje napone u vezi klin-kost. Bez sumnje, tehnika ugradnje hirurškog klina mora imati veoma bitnu ulogu u neometanom ponašanju veze klin-kost. U slučaju neodgovarajuće tehnike ugradnje klina (na primer, ekscentričnost štapova ili termalna nekroza koštanog tkiva zbog korišćenja bušilice), može se očekivati razlabavljanje i otkaz veze klin-kost. Mera torzije pri ugradnji klina, makar uz primenu konusnih klinova za fiksaciju, deluje kao dobar pokazatelj potencijalnog ekscentriciteta klina (kroz jedno jezgro) u kosti.

2.8 Mehaničko ponašanje fiksacije pritisknim pločama

Važnost preciznog smanjenja fragmenata loma i obezbeđivanja njihovog trajnog kontakta predstavlja uopšteni princip u radu sa lomovima. Cilj dovođenja celokupnih površina loma u međusobni kontakt i njihovim pritiskanjem primenom uređaja za fiksaciju predstavlja uopšteno poznat princip krutih pritisknih ploča :

- Pozicionirane ploča: Ploče treba postaviti tako da delujuće sile teže zatvaranju mesta loma (postavljanje ploča na konveksnu ili zateznu površinu kosti).
- Međufragmentarni pritisak: Fiksacija bi trebalo da proizvede dovoljno veliki pritisak koji bi povećao pritisak i suprotstavio se silama zatezanja i smicanja usled funkcionalnog opterećenja.
- Prethodno savijanje ploče: Primena prethodno savijenih ploča dovodi do ravnomernije raspodele pritisnih napona duž mesta loma, čime se sprečava početno otvaranje suprotnih krajeva jezgra.
- Zavrtnji u ploči: Kako bi se obezbedio kontakt zavrtnjeva sa celim jezgrom, neophodna je upotreba zavrtnjeva na mestima blizu loma kako bi se smanjila neoslonjena dužina.
- Fiksacija pritiskom opuštenih zavrtnjeva: Zavrtnjevi se takođe mogu koristiti za pritiskanje površina loma kao "opušteni" zavrtnjevi. Fiksacija pritiskom opuštenih zavrtnjeva, zaštićena neutrališućom pločom, smanjuje pomeranje međuprostora prouzrokovanog lomom, čime se pospešuje primarno i sekundarno osteonalno zarastanje loma kosti.

Ovaj princip je razvijen kako bi se poboljšala krutost fiksacije pločama tj. kako bi se sprečila mikro-pomeranja fragmenata loma, što rezultira u resorpciji fragmenata [57]. Resorpcija krajeva loma ugrožava krutost ploča za fiksaciju zbog smanjenja kontakta između fragmenata. Kostii obložene krutim pločama ne mogu da se skrate i uspostave kontakt; stoga ostaje razmak između njih koji može dovesti do zakasnelog sjedinjavanja.

Međufragmentarni pritisak podrazumeva vrstu konstantnog, statičkog pritiska po površinama fragmenata nastalih lomom. Dva osnovna principa delovanja međufragmentarnog pritiska su prednaprezanje i trenje između ploča i jezgra kosti i između površina fragmenata. Prednaprezanje podrazumeva unošenje pritiska koji će sprečiti razdvajanje površina loma dokle god je vrednost prednaprezanja veća od radnog opterećenja (savijanje ili zatezanje), koje teži da razdvoji fragmente. Trenje sprečava aksijalno klizanje usled zatezanja i tangencijalno pomeranje usled smicanja ili torzije.

Nepoželjna posledica primene krutih pritisnih ploča je osteopenia koja se javlja nakon sjedinjavanja i podrazumeva poroznu transformaciju jezgra ispod ploče uz smanjenje koštane mase i oslabljenim mehaničkim karakteristikama zarasle kosti. Ovaj fenomen je detaljno opisan u eksperimentalnim istraživanjima [66, 78-81]. Povezan je sa pojavom obnovljenih lomova nakon skidanja ploča. Većina istraživača veruje da se strukturne promene sekundarne u odnosu na prekomernu zaštitu kosti ispod ploče od normalnih napona. Eksperimentalna istraživanja su ponudila tri potencijalna rešenja [66] kako bi se prevazišli ovi nedostaci:

- a) nastavak primene krutih ploča uz modifikovano vreme uklanjanja ploča
- b) primena biološki degradabilnih materijala za ploče za unutrašnju fiksaciju
- c) primena sistema fiksacije loma smanjene krutosti.

Glavni problem neukrućenih sistema je u tome što fiksacija ne ispunjava uvek glavnu svrhu lečenja, tj. sjedinjavanje kosti nakon loma.

Rasprostranjenost osteopenija nakon sjedinjavanja u slučaju ploča ugrađenih u ljude je nepoznata. Takođe je prisutna i kontroverza vezana za mehanizam koji izaziva osteopeniju nakon sjedinjavanja. U slučaju ispitivanja na životinjama, relativno velike ploče se često koriste za male kosti, što je dovelo do neproporcionalno velike količine zaštite od napona [82]. Koncept po kome je kortikalna transformacija ispod ploče povezana sa "zaštitom od napona" obuhvata i pretpostavku da je primenjena kruta ploča i dalje čvrsto vezana za kosti ispod nje i nakon nekoliko meseci, ili čak godina, od operacije. Cordey i Perren [82] pretpostavili su da se granica prenosa trenja između ploče i kosti može postići pod određenim uslovima opterećenja, što dovodi do razlabavljenja ploče, praćenim resorpcijom kosti i proređivanjem jezgra ispod ploče. Trenutno, nema podataka koji bi pokazali koliko bi veza ploče sa ljudskom košću bila kruta nakon, primera radi, 2 godine od ugrađivanja. Eksperimentalna ispitivanja [36] su pokazala niske vrednosti torzije u zavrtnjevima tokom njihovog uklanjanja iz kostiju sa pločama za period od 16 do 32 nedelje, što implicira da ploče nakon određenog vremena više nisu čvrsto pritisnute na kosti. Primenom kvantitativne denzitometrije kosti, Schwyzer i saradnici [83] su uradili kompjutersku tomografiju ljudskih tibija nakon uklanjanja ploča (oko 18 meseci od operacije). Gustina kosti na mestu loma u proseku je

opala za oko 8%, što se ne smatra dovoljnom merom da izazove ponovni lom. Prosečan gubitak kosti je kompenzovan povećanjem ukupne površine.

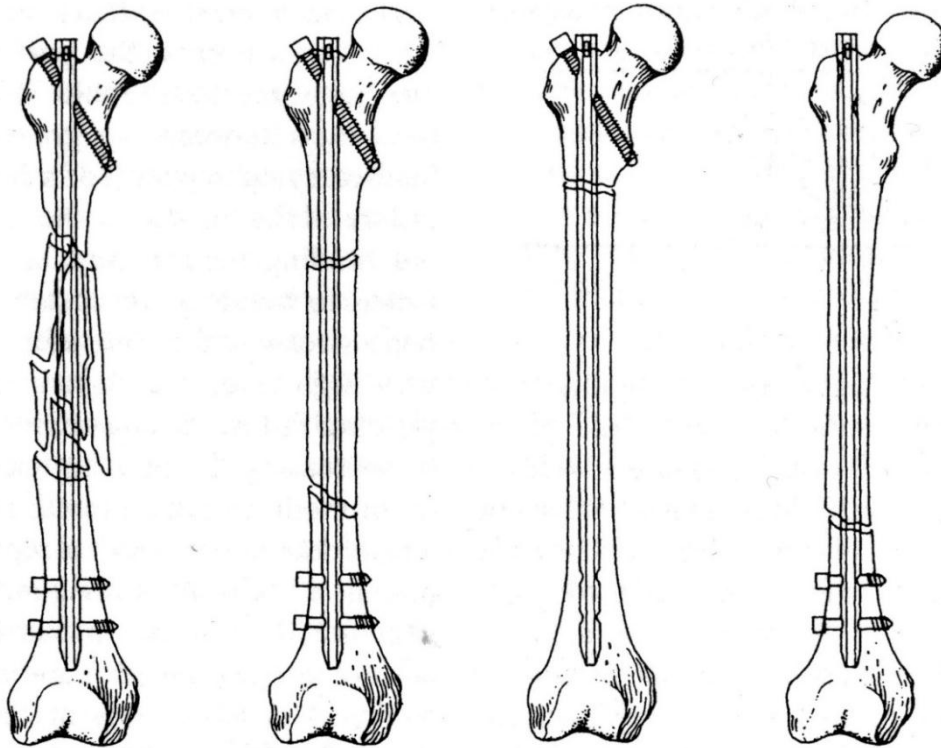
2.9 Mehaničke i biološke karakteristike intramedularnih klinova

Tokom 1940. godine, Kunstcher je predstavio tehniku zatvorenog intramedularnog zakucavanja butne kosti (femura), i potom je 1950-e dodao i bušenje medularnog kanala kako bi se poboljšao kontakt između klina i kortikalnog zida, radi bolje stabilnosti fiksacije [84]. Bušenje omogućava postavljanje velikih klinova koji su otporni na savijanje, čime se obezbeđuje rana mobilizacija ekstremiteta bez potrebe za gipsom. U ovom trenutku je prisutno sve izraženija mišljenje da je Kuntscher-ova metoda, dopunjena isprepletanom dizajnom, pravi izbor za lečenje skoro svih zatvorenih preloma femura u oblasti između malog trohantera i femoralnih kondila, bez obzira na način loma i stepen erozije.

Intramedularno zakucavanje poseduje određene poželjne biomehničke karakteristike. Odgovarajuća tehnika zakucavanja, uz precizno ugrađivanje klina i sprečavanje ekscentričnog bušenja medularne šupljine, omogućava postavljanje neutralne ose strukture klin-kost u sam centar kosti. Aksijalno poklapanje, prirodna posledica ubacivanja odgovarajućeg medularnog klina nakon bušenja, ponovo obezbeđuje nosivost kosti sa lomom u oblasti suženja otvora, čime je omogućena zaštićena nosivost u ranoj fazi. Fiksiranje ploča nakon savršenog smanjenja takođe dovodi do obnavljanja takvih anatomskih uslova, ali ne dozvoljava nosivost na opterećenje dok se ne javi delimično sjedinjavanje, zbog toga što neutralna osa sistema ploča-kost leži duž ploče, i dinamičke sile mogu dovesti do zamornog loma ploče ili zavrtnjeva izloženih savijanju ili torziji.

Intramedularna fiksacija je uglavnom zasnovana na elastičnom kontaktu u tri tačke u podužnom pravcu, dok bušenje priprema cilindrični kanal ravnomernog prečnika, kako bi se klin čvrsto oslonio. Van oblasti suženja, medularna šupljina je velika, i standardne metode Kunstcher-ovog zakucavanja generalno ne može da obezbedi dovoljnu rotacijsku stabilnost u slučaju proksimalnih i distalnih lomova. Pored toga, u lomovima

sa erozijom, običan klin ne sprečava aksijalno skraćivanje i stoga može dovesti do otkaza i gubitka smanjenja. Kako bi se prevazišle ove biohemijske poteškoće, uveden je koncept isprepletanog intramedularnog klina (Slika 2.15).



Slika 2.15 Neki od uobičajnih vrsta loma koje se mogu lečiti isprepletanim intramedularnim zakucavanjem primenom proksimalnih ili distalnih (ili obe vrste) sredstava za preplitanje

Biomehaničke karakteristike isprepletanih klinova razlikuju se od uobičajenih, zatvorenih, Kuntscher-ovih klinova [85, 86], i funkcionalna rehabilitacija se mora prilagoditi jedinstvenim biomehaničkim karakteristikama tehnike zakucavanja. Nakon ubacivanja zavrtnjeva sa navojima sa obe strane loma (takozvano statičko isprepletano zakucavanje), sile se prenose sa neoštećene koštane cevi proksimalno preko zavrtnja kroz klin koji prolazi kroz mesto loma i potom nazad do neoštećene kortikalne kosti koja je distalno učvršćena transverzalnim zavrtnjevima. Ovakva vrsta fiksacije bez kortikalnog kontakta, ne dozvoljava trenutnu nosivost, usled rizika od zamornog loma klina. Isprepletani klinovi se takođe mogu upotrebiti za stabilizaciju transverzalni ih kratkih kosih lomova iznad i ispod suženja primenom zavrtnjeva u cilju učvršćavanja manjih fragmenata (takozvano dinamičko isprepletano zakucavanje).

Lomovi u subtrohanteričnoj oblasti u femuru predstavljaju komplikovani biomehanički problem u oblasti trauma hirurgije. Subtrohanterična regija predstavlja oblast velikih napona usled momenta savijanja i pritisnih sila. Sistemi fikscije za lomove u ovoj oblasti su izloženi velikim naponima i opterećenjima i bez ambulacije. Savijanje i izdužene kuka, i tokom ležanja u krevetu, može prozvesti sile u glavi femura koje su 2.5 do 3 puta veće od telesne težine, dok sporo hodanje može dovesti do sila koje su i do 4.9 puta veće od težine. Erozijski subtrohanterični lomovi mogu dovesti do daljeg porasta napona koji deluje u implantu zbog toga što erodirana kost ne može da učestvuje u prenosu opterećenja, kao deo sistema kost-fiksacija. Tencer [87] je izveo komparativnu studiju kako bi ocenio stabilizaciju simuliranog subtrohanteričnog loma uz primenu različitih intrademularnih i pločastih implanata za fiksaciju (Slika 2.16).



Slika 2.16 Poređenje krutosti za slučaj subtrohanteričnog loma primenom Endersovih klinova (*levo*), oštne ploče (*sredina*) i Grosse-Kempf isprepletanih klinova (*desno*)

Izmerili su torzionu i savojnu krutost sistema implant-kost i uporedili vrednosti krutosti sa vrednostima za neoštećenu kost. Takođe su odredili maksimalnu nosivost (opterećenja pri otkazu) za svaki uređaj u kombinaciji savijanje-pritisak, čime je simuliran proces nošenja tereta. Svi intramedularni uređaji (uključujući dve vrste isprepletanih klinova i brojne Enders klinove) su pokazali nisku torzionu krutost

(maksimalno 5% of vrednosti za neoštećenu kost), dok su sistemi ploča-kost (oštra ploča očo pritiski zavrtnaj za kuk) imali veću torzionu krutost (oko 50% vrednosti za neoštećenu kost). Pri savijanju, svi uređaji osim Enders klinova su imali krutost od oko 80% vrednosti neoštećenog femura. Sistem isprepletanih klinova je obezbedio najveću vrednost opterećenja pri otkazu pri simuliranoj težini (između 300 i 400% telesene težine). Treba naglasiti da ovo ostraživanje nije obuhvatilo ispitivanje zamora sistema kost-uređaj, koje je najčešće klinički uzrok otkaza implanta u subtrohanteričnim lomovima.

Kliničko iskustvo je pokazalo visok procenat uspešnosti u lečenju subtrohanteričnih pojava u femuru primenom isprepletanih klinova . Ovi rezultati ukazuju da, iako isprepletani dizajn onemogućava relativnu rotaciju između klina i jezgra, on ne utiče na karakteristično nisku torzionu krutost samog klina. Ovo svojstvo, u slučaju intramedularne fiksacije, uglavnom nema štetan uticaj na rezultate zarastana kosti. Međutim, promene u dizajnu klina (eliminacija zadnjeg proreza) su izvedene kako bi se poboljšala torziona krutost uređaja. Ovakve promene mogu biti efikasne pošto delovi sa prorezom obezbeđuju suštinsku fleksibilnost, koja je neophodna kako bi klin mogao da prati medularnu šupljinu, dok kombinacija proreza i profila sa lisnim pokrivačem (originalni Kuntscher igla) pomaže pri fiksaciji između implanta i kosti. Potrebno je naglasiti da je niska torziona krutost uređaja nije uvek ekvivalentna sa torzionom nestabilnošću sistema fiksacije, koje se ogleda u nekontrolisanom kretanju između klina i kosti.

2.10 Karakteristike zarastanja loma pri unutrašnjoj i spoljašnjoj fiksaciji

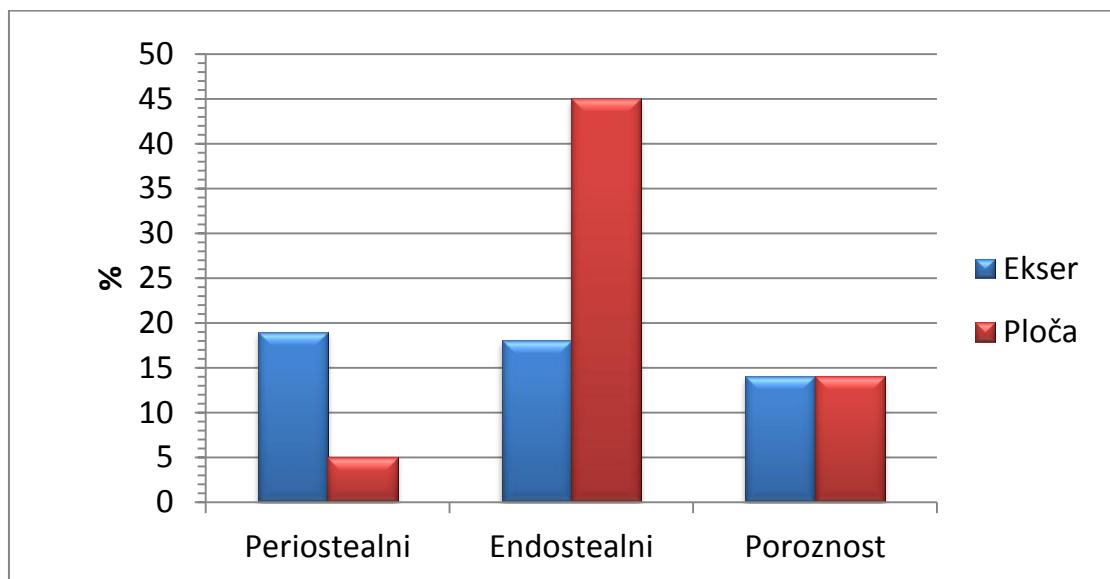
Niz eksperimentalnih istraživanja na životinjama obavljen je u cilju utvrđivanja biomehaničke i morfološke osobine zarastanja loma i obnavljanja u uslovima fiksacije pločama, intramedularnog zakucavanja, i spoljašnje fiksacije. Svaki od eksperimenata obuhvatao je poređenje uparenih uređaja za fiksaciju sa različitim krutostima ili sa različitim načinima fiksacije, vezanih za isti tip spoljašnjeg fiksatora. Eksperimenti su izvršeni primenom istog modela loma (osteotomija kanala pseće tibije), kako bi se

eliminsale promenljive (poput stepena povreda mekog tkiva, varijacija u površini loma, preciznosti smanjenja, i vrsti konfiguracije loma), koje mogu uticati na zarastanje kosti.

Svrha ovih eksperimenata nije bila da se prikaže superiornost određenog uređaja ili vrste fiksacije u odnosu na ostale. Umesto toga, eksperimenti su osmišljeni kako bi demonstrirali očekivani model zarastanja za svaku vrstu fiksacije pod standardizovanim neugroženim uslovima zarastanja. U uslovima kliničkog zarastanja loma, krutost i vrsta fiksacije predstavljaju značajne promenljive koje utiču na ishod tretmana. Primena međuživotinjskog poređenja u statističkoj analizi takođe minimizuje brojne međuživotinjske promenljive, kao što su individualne razlike u funkcionalnoj aktivnosti i veličina opterećenja. Takođe je potrebno naglasiti da istraživanja vezana za spoljašnju fiksaciju ne predstavljaju samo režim zarastanja obezbeđen spoljašnjim fiksatorima. Spoljašnja fiksacija, koja omogućava kontrolisano podešavanje krutosti fiksacije, predstavlja bitan eksperimentalni alat za proučavanje mehaničkih faktora koji utiču na zarastanje loma i dobijeni podaci se mogu upotrebiti za unapređenje dizajna drugih uređaja za fiksaciju.

2.11 Poređenje fiksiranja pločama i intramedularnog fiksiranja

Rand i saradnici [88] su upoređivali uticaje pritisnih ploča (DCP sa osam rupa) i intramedularnog zakucavanja nakon bušenja (rebrasti Sampsonov štap) na dovod krvi na mesto tibijalne osteotomije kod psećih kostiju i na brzinu i kvalitet osteotomalnog sjedinjavanja. Štapom fiksirane osteotomije su zarastale preko periostealnog kalusa, dok su osteotomije fiksirane pločama pokazale sklonost prvenstveno ka formiranju endostealnog kalusa (Slika 2.17). Nije bilo značajne razlike u poroznosti kostiju između dve metode fiksacije.



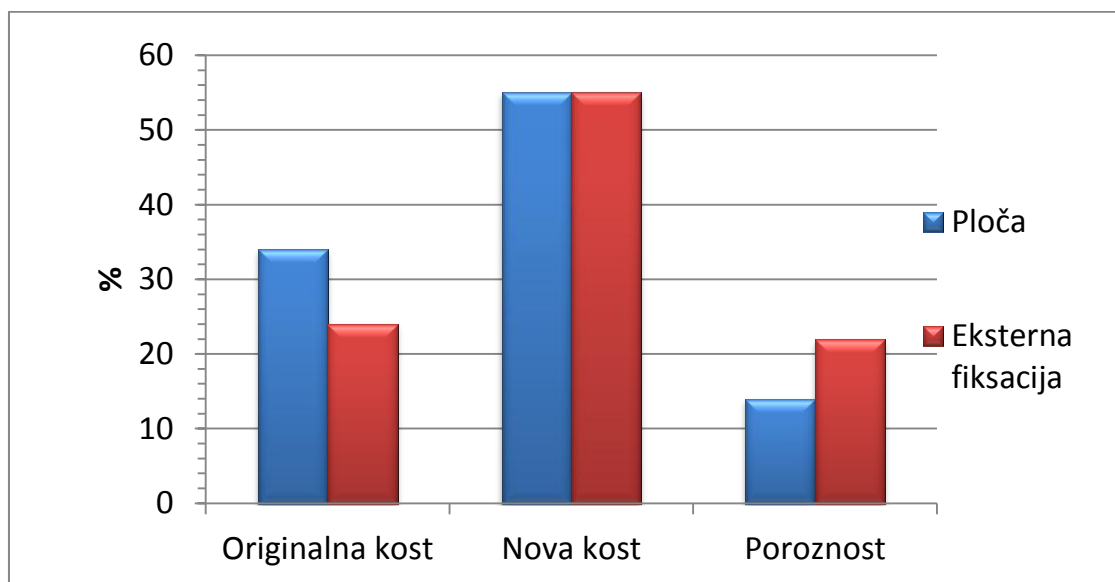
Slika 2.17 Poređenje formiranja nove kosti i poroznosti između intramedularnog zakucavanja i fiksacije pritisnim pločama (model osteotomije pseće tibije). Primetno izraženije formiranje nove endostealne kosti se javilo sa strane ploče. Fiksacija IM zakucavanjem dovela je do povećane formacije nove periostealne kosti.

Osteotomije sa pločama su pokazale veće vrednosti torzione krutosti u poređenju sa osteotomijom fiksiranom štapovima, nakon 90 dana ($p < 0.005$), ali ova razlika je prestala da bude uočljiva nakon 120 dana. Maksimalne vrednosti torzije osteotomije sa pločama bile su značajno veće nakon 90 dana ($p < 0.01$), ali i ove razlike su iščezle nakon 120 dana. Ovaj eksperiment je potvrdio da se sjedinjavanje kostiju odvija pod različitim mehanizmima nakon fiksiranja intramedularnim štapom i pločama. Zanimljivo je da je fiksacija krutim pločama poboljšala obnavljanje mehaničkih osobina u ranoj fazi zarastanja, iako je krutost ploča za fiksaciju sprečavala formiranje periostealnog kalusa. Vreme potrebno za obnavljanje normalne čvrstoće i krutosti je, međutim, isto za obe metode, što je ukazalo da je konačni rezultat dva različita režima zarastanja biomehanički indiferentan.

2.12 Poređenje fiksiranja pločama i spoljašnjeg fiksiranja

Lewallen i saradnici su upoređivali pritisne ploče (prethodno savijene DCP sa osam rupa) i jednostranu spoljašnju fiksaciju (Sukhtian-Hughes dizajn). Fiksator je uz pomoć

šest Schanz zavrtnjeva of nerđajućeg čelika, prečnika 4 mm. *In vitro* mehanička ispitivanja su pokazala da sistem kost-ploča ima značajno veću krutost u poređenju sa sistemom kost-spoljašnji fiksator u svim režimima ispitivanja osim pri bočnom savijanju (u ravni klinova), gde je spoljašnji fiksator pokazao veću krutost. *In vitro* ispitivanja su pokazala da je primena obe metode dovela do ostotomskog sjedinjavanja nakon 120 dana. Međutim, maksimalne vrednosti torzije i krutosti osteotomije sa pločama su bile značajno veće u poređenju sa spoljašnjim fiksatorom ($p < 0.05$ i $p < 0.01$, respektivno). Histološki gledano, poroznost je bila u većoj meri prisutna sa strane spoljašnjeg fiksatora ($p < 0.05$), u odnosu na uparene osteotomije sa pritisnim pločama (Slika 2.18). Strana spoljašnjeg fiksatora je takođe imala značajno manju količinu intrakortikalne nove kosti ($p < 0.01$). Veći protok kosti sa strane fiksatora je bio praćen povećanim protokom krvi ($p < 0.05$), u poređenju sa stranom gde je ploča).



Slika 2.18 Relativne količine originalne kortikalne kosti, nove kosti i poroznosti između strane sa pločom i strane spoljašnje fiksacije u modelu srednje tibijalne osteotomije. Poroznost sa strane spoljašnje fiksacije je bila veća u poređenju sa stranom ploče. Ovaj nalaz bi mogao da ukaže na veće pomeranje mesta loma, i neosteonalne mehanizme zarastanja pri manje krutim spoljašnjim fiksacijama.

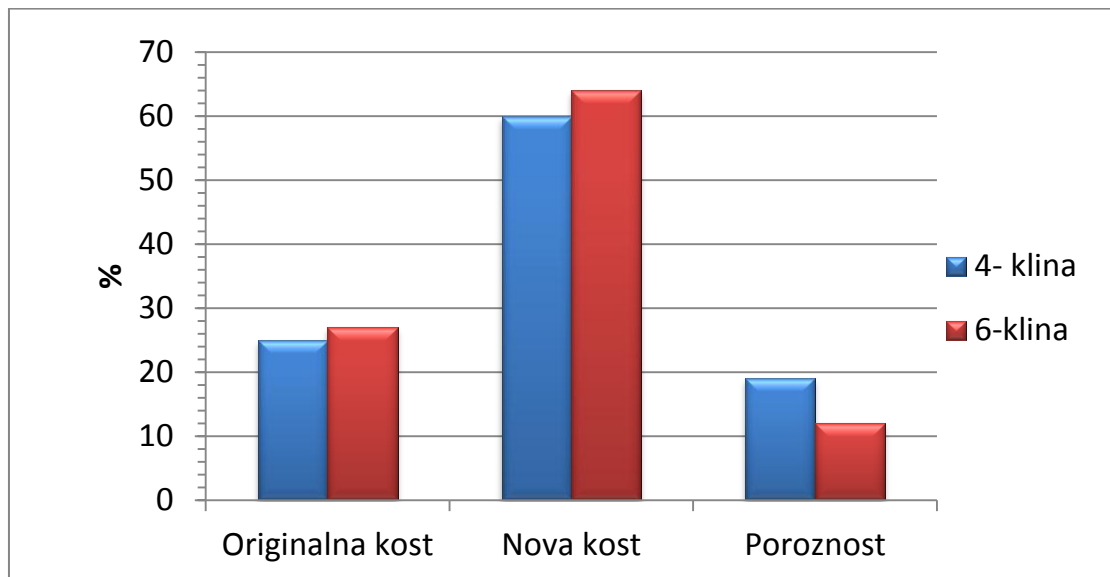
Ovaj eksperiment je pokazao da krutost igra važnu ulogu u ranoj fazi zarastanja. Utvrđeno je da spoljašnja fiksacija povećava resorpciju kosti i smanjuje formiranje intrakortikalne kosti u odnosu na krute pritisne ploče. Ovo istraživanje, kao i rad Rand-a i saradnika, nije pokazalo porozne transformacije kortikalne kosti u psećoj tibiji ispod

krute ploče, što implicira da se ovaj fenomen javlja tek u kasnijoj fazi i da nije vezan za promene u protoku krvi koje se dešavaju tokom početnih faza zarastanja.

2.13 Poređenje jednostrane spoljašnje fiksacije sa različitim krutostima

U svom istraživanju, Wu i saradnici [89] su upoređivali režim zarastanja osteotomija fiksiranih u manjoj (sa četiri polu-klina) ili većoj meri (sa šest polu-klinova) ukrućenom konfiguracijom sa spoljašnjim fiksatorom. Upotrebljen je Sukhtian-Hughes model fiksatora, pri čemu su klinovi izrađeni od Schwanz zavrtnjeva od nerđajućeg čelika, prečnika 4 mm. *In vitro* ispitivanje je pokazalo da su vrednosti aksijalne, torzione, i bočne savojne krutosti za konfiguraciju sa 4 polu-klina oko 70% vrednosti dobijenih za konfiguraciju sa šest polu-klinova. Krutost na obostrano savijanje sa strane sa četiri polu-klina je iznosila samo 50% vrednosti kod strane sa šest. *In vivo* ispitivanja su pokazala povećano formiranje periostealnog kalusa sa strane sa četiri polu-klina, na osnovu planimetrije sekvencijalnih radiografa. Nakon 120 dana, osteotomije lečene pomoću ove dve konfiguracije nisu pokazale značajne razlike u maksimalnim vrednostima torzije pri otkazu niti u krutosti. Histološki gledano, strana sa četiri polu-klina je pokazala uvećanu poroznost oblasti osteotomije ($p < 0.05$ u poređenju sa stranom sa šest polu-klinova) (Slika 2.19). Pojava razlabavljenja klinova je bila daleko češća u slučaju strane sa četiri polu-klina.

Ovaj esperiment je potvrdio da manje kruta spoljašnja fiksacija za rezultat daje poboljšano formiranje periostealnog kalusa, ali istovremeno dovodi do povećanja poroznosti kosti bez ikakvih pozitivnih uicaja na mehaničko obnavljanje. Ovo istraživanje je takođe pokazalo da niska početna krutost spoljašnje fiksacije povećava potencijal za javljanje problema u vezi klin-kost.

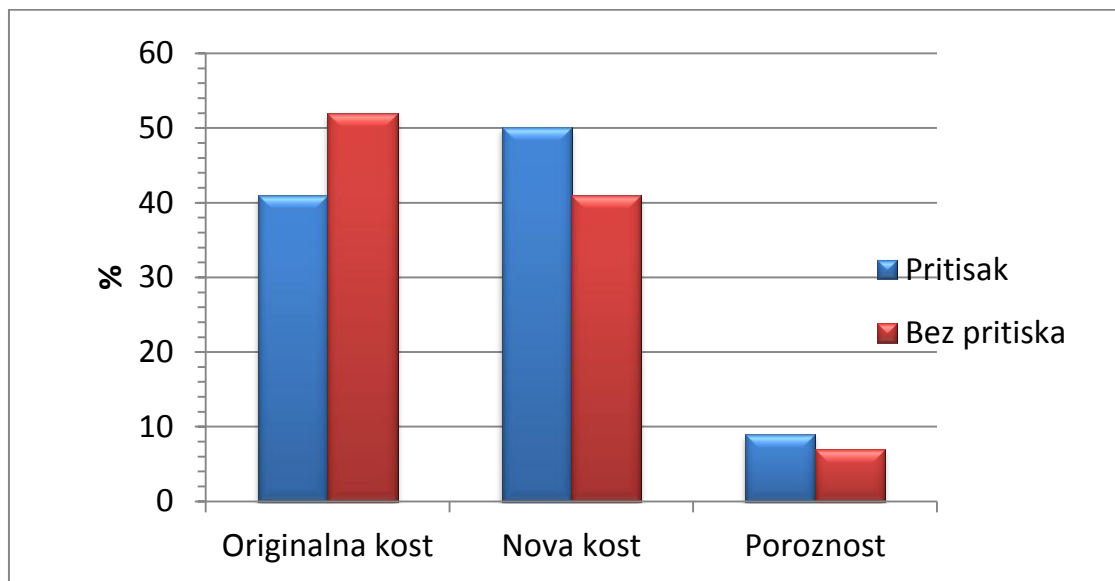


Slika 2.19 Poređenje formiranja nove kosti i poroznosti pri jednostranoj spoljašnjoj fiksaciji sa četiri (manje kruta) i šest (više kruta) klinova (model osteotomije pseće tibije). Međukortikalna poroznost je bila značajno veća u manje krutoj strani, sa četiri klina.

2.14 Poređenje spoljašnjih fiksacija sa i bez pritiska

Istraživanje koje su sproveli Hart i saradnici [90] fokusiralo se na ispitivanje uticaja konstantnog pritiska na zarastanje osteotomijom. Na mesto tibijalne osteotomije je nanesen statički pritisak od 80 N primenom Sukhtian-Hughes jednostranog spoljašnjeg fiksatora. Suprotna strana je fiksirana na isti način, ali krajevi osteotomije nisu bili u direktnom kontaktu (razmak osteotomije od 20 μm). Fiksator je ugrađen primenom konfiguracije sa šest klinova (sa samourezujućim klinovima od titana, od 4,5 mm). *In vitro* istraživanja su pokazala da je statički pritisak na krajevima osteotomije doveo do povećanja krutosti fiksacije, naročito u slučaju bočnog savijanja i torzije. Sve osteotomije zarasle su za 90 dana. Nisu uočene nikakve statističke razlike između uparenih osteotomija tokom mehaničkih ispitivanja, kao ni tokom histološke analize (Slika 2.20). Takođe nije bilo značajne razlike u protoku krvi kroz lokaciju osteotomije. Sa obe strane, formiranje nove periostealne kosti je bilo manje izraženo u mediolateralnoj ravni u poređenju sa obostranom ravni, što je bilo u inverznoj korelaciji sa količinom savojne krutosti kod jednostranog spoljašnjeg fiksatora. Kod nekih osteotomija, došlo je do Haversijanovog obnavljanja u lokaciji osteotomije, bez obzira

na način fiksiranja, preko kontakta ili zarastanja kroz međuprostore. Ovo istraživanje je pokazalo da pritisak, nanesen putem sistema spoljapnje fiksacije, povećava njenu krutost. U poređenju sa krutošću neoštećene kosti, ovo povećanje je bilo neznatno i nisu uočene nikakve biološke ni biomehaničke prednosti vezane za proces sjedinjavanja kosti. Stoga, može se zaključiti da statički pritisak ne poboljšava zarastanje u slučajevima kad se u sistemu fiksacije održavaju odgovarajuć nivo krutosti i mali međuprostori.



Slika 2.20 Statički pritisak nije uticao na formiranje nove kosti i poroznost mesta osteotomije u uslovima spoljašnjeg fiksiranja (model pseće tibije).

2.15 Poređenje jednostrane i spoljašnje fiksacije u dve ravni

Istraživanje Williams-a i saradnika [62] je osmišljeno sa ciljem da se uporede dvostrana fiksacije u dve ravni i jednostrana spoljašnja fiksacija. Fiksator u dve ravni sastojao se iz dva transfiksiona klina i dva polu-klina iznad i ispod mesta osteotomije. Jednostrani fikasator predstavlja Sukhtian-Hughes fiksator sa šest titanskih polu-klinova. *In vitro* ispitivanja su pokazala da dvostrana konfiguracija u dve ravni u značajnoj meri poboljšava torzionu, kao i savojnu krutost u ravni normalnoj na ravan polu-klinova jednostrane fiksacije. U istraživanju vršenom na životinjama, dvostrana konfiguracija u dve ravni je izazvala manje izraženo formiranje periostealnog kalusa, dok je merenje krutosti osteotomije *in vivo* rezultiralo u većim vrednostima sa te strane, u poređenju sa

stranom na kojoj se nalazila jednostrana fiksacija. Odnos statičke i dinamičke aktivnosti kosti pri skeniranju, koji je služio kao pokazatelj protoka kosti, se povećao u ranijim fazama zarastanja osteotomijom sa strane jednostrane fiksacije. Histološki gledano, nakon 13 nedelja, dvostrana fiksacija u dve ravni je pokazala češće prisustvo haversijanovog kortikalnog obnavljanja, na mestu osteotomije. Poroznost na ovom mestu je takođe bila manja sa strane dvostrane fiksacije ($p < 0,05$). Ispitivanje torzije je pokazalo da su osteotomije sa strane dvostrane fiksacije u dve ravni kruće ($p < 0,025$) u poređenju sa jednostranom fiksacijom, ali nisu uočene nikakve statističke razlike u maksimalnoj torziji pri otkazu.

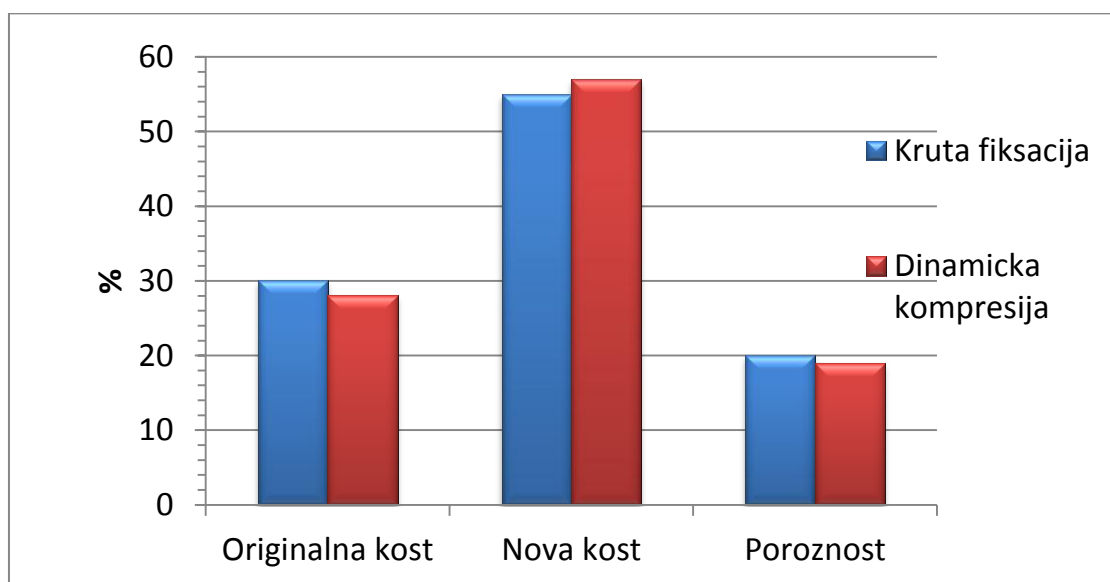
2.16 Poređenje konstantne krutosti i dinamičkog pritiska kod spoljašnje fiksacije

U uslovima spoljašnje fiksacije, krutost fiksatora dovodi do mehaničke stimulacije mesta loma preko relativnih pomeranja krajeva loma. Ovakve stimulacije se mogu podeliti na tri kategorije:

1. Statička stimulacija: Pritisno opterećenje koje deluje na mesto loma. Kada se opterećenje ukloni, međuprostor izazvan lomom se vraća u neutralni položaj.
2. Dinamička simulacija: Ovo se postiže ukidanjem graničnog uslova po aksijalnom pomeranju sa strane fiksatora, čime se omogućava ravnomerni aksijalni pritisak krajeva loma pod opterećenjem, pri čemu karakteristike krutosti pri savijanju i torziji ostaju neizmenjene. Međuprostor usled loma će ostati zatvoren čak i nakon uklanjanja opterećenja. Ovo se takođe može definisati kao "dinamizacija".
3. Kontrolisana simulacija: Aksijalno pomeranje se uvodi ciklično preko kompjuterski kontrolisanog aktuatora, kao pomeranje ili kontrola opterećenja. Pri ovakvoj aksijalnoj dinamizaciji nema potrebe za nošenjem tereta.

Istraživanje koje su sprovedeli Aro i saradnici [56] je osmišljeno kako bi se ispitao uticaj dinamičkog aksijalnog pritiska na zarastanje kosti nakon kratkog početnog perioda (2 nedelje) režima neutralizacije krute fiksacije. *In vitro* istraživanja su pokazala da uvođenje aksijalne dinamizacije nije uticalo na torzioni i savojnu krutost fiksacije, pri

čemu se aksijalno pritisno opterećenje prenosilo kroz kost. *In vivo*, dinamizacija je dovela do smanjenja osteotomijskih međuprostora i inicirala kontaktno zarastanje uz formiranje periostealnog kalusa. Nedinamizovane, kruto fiksirane kosti su zarastale putem mehanizma međuprostora sa ili bez spoljašnjeg kalusa, pri čemu je spoljašnji kalus bio neravnomerno raspoređen oko mesta osteotomije. Upareno poređenje kontrole i dinamizovane osteotomije nije pokazalo nikakve statističke razlike u ukupnoj količini spoljašnjeg kalusa. Nakon 90 dana, obe strane su pokazale veliku brzinu haversijanovog kortikalnog obnavljanja, i nisu uočene nikakve razlike u histološkom sastavu novoformirane kosti, kao i u pogledu poroznosti (Slika 2.21), protoka krvi na mestu osteotomije i skenirane aktivnosti kosti u fazi nakon sjedinjavanja.



Slika 2.21 Poređenje formiranja nove kosti i poroznosti između dvostrane fiksacije sa polu-klinovima i klinovima i jednostrane fiksacije sa polu-klinovima. Poroznost je bila značajno veća u manje krutom jednostranom spoljašnjem fiksatoru.

Intrakortikalna poroznost je bila mala sa obe strane, sa minimalnom količinom novoformirane endostealne kosti. Torziona čvrstoća i krutost zaraslih tibija se nisu značajno razlikovale od vrednosti za neoštećenu kost. Dinamizacija je dovela do smanjenja razlabavljanja klinova, koje je mereno torzijom potrebnom za uklanjanje klina, u slučaju klinova najbližih mestu osteotomije. Celokupno kliničko, radiografsko i biomehaničko ponašanje suženog klina se pokazalo dobrim, sa dobro formiranom novom kosti unutar navoja klina. Ovakvo ponašanje kanala za klin se može povezati sa

dizajnom navoja suženog klina, s obzirom da nema potrebe za sužavanjem kako bi se napravio navoj u kosti.

Ovo istraživanje je pokazalo da aksijalno podešavanje krutosti spoljašnje fiksacije tokom procesa zarastanja kosti može da olakša osteonalno zarastanje kosti. Rezultati kontrole krutosti sa strane fiksacije su pokazali da kruta spoljna fiksacija može u potpunosti da spreči formiranje periostealnog kalusa. Brzo zarastanje kostiju, u poređenju sa prethodnim istraživanjima vezanim za spoljašnju fiksaciju, je pokazalo efikasnost osteonalnog zarastanja kosti i stabilnost fiksacije korišćene u ovom eksperimentu. Bez ikakve sumnje, dizajn suženih klinova sa povećanim prečnikom šiljka je odigrao značajnu ulogu u ovom dostignuću. Štaviše, eksperiment je potvrdio teorijsko predviđanje da kruta spoljašnja fiksacija neće dovesti do osteopenije nakon sjedinjavanja, za razliku od fiksacije krutim pločama. Manevar dinamizacije, koji se oslanja na sposobnost kosti da prenosi aksijalno opterećenje, smanjuje savijanje u klinovima, i kao posledica toga, smanjuje se i rizik od otkaza veze klin-kost.

2.17 Opšti komentari o mehanizmima zarastanja loma

Eksperimentalna istraživanja koja su analizirana u prethodnom delu teksta navode na sledeće zaključke:

1. Krutost fiksacije je bitan faktor ne samo u pogledu zarastanja loma, već i u pogledu mehanizma kojim će se sjedinjavanje kosti odvijati.
2. Biološki i biomehanički načini na koje se umanjuje sjedinjavanje kosti, promenom krutosti fiksacije tokom tretmana. Međutim, kad i kako menjati krutost u cilju ubezbeđivanja efikasnijeg obnavljanja kosti je pitanje na koje tek treba naći odgovor. Dodatni eksperimenti na životinjama, izvedeni u različitim mehaničkim uslovima su neophodni kako bi se razumele aktivnosti na ćelijskom nivou u ranoj fazi zarastanja loma.
3. Uređaji za unutrašnju i spoljašnju fiksaciju, u skladu sa svojim biomehaničkim osobinama, mogu dovesti do identičnog konačnog rezultata sjedinjavanja kosti, mada uz moguće razlike u biološkim procesima.

4. Fiksacija pločama dovodi do endostealnog zarastanja, dok intramedularna fiksacija i spoljašnja fiksacija manje krutosti pospešuju periostealno zarastanje. Kruta spoljašnja fiksacija dovodi do smanjenja formiranja periostealnog kalusa i stoga se oslanja na kortikalno obnavljanje uz prateće endostealno zarastanje. Aksijalno dinamizovana spoljašnja fiksacija olakšava sekundarno kontaktno zarastanje, tj. direktno kortikalno zarastanje uz formiranje nove periostealne kosti.
5. Usled spoljašnje fiksacije, promenljivi naponi izazvani nestabilnom fiksacijom i posledičnim pomeranjem međuprostora prouzrokovanih lomom, predstavljaju značajan faktor koji doprinosi razlabavljanju veze klin-kanal. Ključni faktori u sprečavanju razlabavljanja i infekcije veze klin-kanal obuhvataju tehnike pažljivog ubacivanja klina, uvećan prečnik klina, poboljšana geometrija klina i dizajn navoja, nosivost zarastajućeg loma i veličinu opterećenja na krajevima kosti.

2.18 Pregled biomehaničke fiksacije loma

Fiziologija i biomehanika sjedinjavanja kosti nakon loma je jedna od najviše proučavanih tema u ortopedskoj hirurgiji. Uprkos mnogim diskusijama i radovima vezanim za ovu temu, mnoga suštinska pitanja su i dalje kontroverzna i nedovoljno shvaćena. Jedan od mogućih razloga za to možda leži u neizbežnom kliničkom uticaju na osnovno istraživanje. U velikom broju slučajeva, naučna istraživanja su inspirisana uvođenjem novih načina ili sredstava lečenja. Samo mali broj dobro osmišljenih hipoteza i sistematskih istraživanja je urađen kako bi se potvrdile jedinstvene osobine vezane za nov uređaj ili princip lečenja. Štaviše, dobro razvijene tehnike ili uređaji za specifičnu primenu često su preneglašavali svoje indikacije, čak i po cenu kontradiktornosti sa ostalim principima rada. Ove potencijalne zamke se moraju pažljivo izbeći kako bi se obezbedio kvalitet i originalnost istraživanja na polju lečenja loma kosti.

Svaka metoda fiksacije loma, bilo da je unutrašnja ili spoljašja, ima svoje određene prednosti i mane u skladu sa svojim originalnim konceptom razvoja i specifičnim indikacijama. Nijedna od ovih metoda/uređaja nije u dovoljno meri univerzalna da bi se mogla primenjivati na lomove svih vrsta i lokacija. Stoga je logično izabrati najbolji način tretmana i uređaja za fiksaciju, u skladu sa kliničkim uslovima u kojima je pacijent.

U ovom poglavlju je detaljno dokumentovana činjenica da sjedinjavanje kosti nakon loma može da teče na nekoliko različitih načina. Izbor mehanizma zarastanja koji će se koristiti zavisi od brojnih faktora. Klinički faktori, poput očekivanja pacijenta, i njihovog slaganja sa tretmanom, stepena tolerancije, socioekonomskih razmatranja, itd., po svoj prilici igraju bitne uloge u izboru metode fiksacije. Biološki sistemi imaju naizgled visok stepen tolerancije i prilagodljivosti čak i na najgore uslove. Ukoliko su suštinski biomehanički i biološki principi modaliteta za bilo koju fiksaciju loma dobro shvaćeni i pažljivo primenjeni, uzimajući u obzir i "karakter preloma", po pravilu dolazi do uspešnog sjedinjavanja kosti.

Fiksacija pritisnim pločama može imati potencijalne nedostatke, poput naponom zaštićene osteopenije i ponovnog preloma nakon uklanjanja ploče, ali njene prednosti u mnogim posebnim okolnostima u značajnoj meri nadjačavaju ove mane. Promenom geometrije ploče ili sastava materijala u cilju smanjenja aksijalne krutosti može delovati kontradiktorno u odnosu na definišuće principe fiksacije krutom pločom. Sa druge strane, nedostatak torziona krutosti pri fiksaciji intramedularnim zakucavanjem ne treba posmatrati kao suštinsku manu ovakve metode, zbog toga što je funkcionalni princip intramedularnog zakucavanja poboljšanje osnovnog sabijanja krajeva kosti na mestu preloma. Uvećanjem torziona krutosti klina (rebrasti poprečni presek) ili fiksacija (isprepletanjem) mogu smanjiti osobine aksijalne simulacije, svojstvene ovoj metodi fiksacije. Stoga, u slučaju promene strukturnih osobina bilo kog uređaja za unutrašnju fiksaciju, ostvarene pogodnosti bi mogle ostati u senci gubitka određenih suštinskih funkcionalnih principa na kojima je zasnovana izvorna fiksacija.

Iako su neki hirurzi sa rezervom uzimali u obzir primenu spoljašnje fiksacije kod tretiranja preloma, zasnovanu pre svega na strahu od infekcije veze klin-kanal i

nesjedinjavanja nakon loma, kliničko iskustvo i osnovna naučna istraživanja su dokazala da nema osnova za takvu vrstu zabrinutosti. Mnoge potencijalne pogodnosti spoljašnje fiksacije, poput dinamizacije i promene krutosti, još uvek nisu u potpunosti iskorišćene. Neophodno je izvršiti dodatno istraživanje i dobro organizovano kliničko ispitivanje. Problemi sa vezom klin-kanal se mogu kontrolisati, ali hirurg koji koristi te uređaje mora biti upoznat sa tehnikama kliničke nege pacijenata. Sa druge strane, spoljašnja fiksacija ima i svoja ograničenja i neizbežne nedostatke sa kliničke tačke gledišta. Prenaglašavanjem indikacija tehnika spoljašnje fiksacije i njihovom primenom na pacijente kojima bi više odgovarao neki drugi tretman, bi se učinila „medveđa usluga“ takvim metodama.

Na kraju, demonstriran je značaj balansiranja između biomehaničkih osobina i biološkog ponašanja različitih metoda fiksacije. Razumevanje ovog koncepta i primena tehnike vezanih za svaki modalitet fiksacije je preduslov za izbor optimalnog tretmana za svakog pacijenta. Ovo bi trebalo da da podstrek hirurzima, bioinženjerima i lekarima da nastave sa primenom saradnje u osnovnim istraživanja. Bolje razumevanje načina na koje kosti zarastaju u različitim uslovima i okruženjima može pomoći pri identifikaciji faktora koji pomažu ili ograničavaju sjedinjavanje kosti. Konačno, mogu se razviti tehnike neinvazivnog praćenja zarastanja kosti kako bi se osigurao uspešan ishod lečenja i efikasno obnavljanje funkcije.


2.19 Primeri otkaza ortopedskih implanata

Ortopedski implantati su u dosadašnjoj praksi pokazali velike uspehe u pogledu obezbeđivanja integriteta u zonama polomljenih kostiju, ali su isto tako i određenom broju slučajeva zabaleženi otkazi u vidu loma ili deformacija.

2.19.1 Primer otkaza ortopedskog implanta-vijak

Pacijent ženskog pola sa 60 godina starosti sa bolom u predelu kuka desne noge je nakon detaljnih analiza i izvršenog rendgenskog snimanja primljen na odeljenje zbog

prelomа trohanternog masiva desne butne kusti. Utvrđeni uzrok povrede bio je slučajан пад. На пријему је испитана клинички, лабораторијски и радиолошки про чему су верификоване горе наведене дијагнозе. Након преоперативне припреме, 2013. године урађена је операција. Utvrđeno је да се постоперативни ток обавља без додатних poteškoća и након вађења конака пацијент је упућен на даље лећење у специјалистичку болницу „Sokobanja“ на одељење физзијатрије на продужену физикалну реабилитацију. Пацијентиу је дозвољен ход уз помоћ штака без ослонца на оперисану ногу. Slika 2.22. приказује отпусну листу са утврћеном дијагнозом и препорукама о лећењу. Slika 2.23. приказује радиолошки снимак кукa након операције.



ЗДРАВСТВЕНИ ЦЕНТАР „АЛЕКСИНАЦ“ - АЛЕКСИНАЦ
хирушко-ортопедско одељење матични бр. историје болести: _____
ортопедски одсек

ОТПУСНА ЛИСТА

Презиме, име јед. родитеља и име: _____
Место пребивалишта: Алексинац
Лечен од: _____ 2013. до: _____ 2013.

Упутна дијагноза: Contusio coxae lat. dex.
Завршне дијагнозе: Fractura transtrochanterica femoris lat. dex.,
ОП.: Osteosynthesis femoris lat. dex. sec. _____

Интензивна нега 3 дана, полуинтензивна нега 4 дана

Пацијенткиња се прима на одељење због прелома трохантерног масива десне бутне кости, који је задбила случајним падом. На пријему је испитана клинички, лабораторијски и радиолошки, при чему су верификоване горе наведене дијагнозе. Након преоперативне припреме, дана _____ 2013. урађена је горе наведена операција. Постоперативни ток протиче уредно, рана мирна, зараста per primam, конци скинути. На одељењу је примала, антибиотску, антиромботичку, аналгетску, симптоматску и интернистичку терапију. Пацијенткиња се преводи на даље лећење у спец. болницу Сокобања-одељење физзијатрије на продужену физ. рехабилитацију са препоруком да настави са следећом терапијом:

Дозвољен ход уз помоћ потпазушних штака без ослонца на оперисану ногу.
Контрола ортопеда по завршеној физ. терапији .

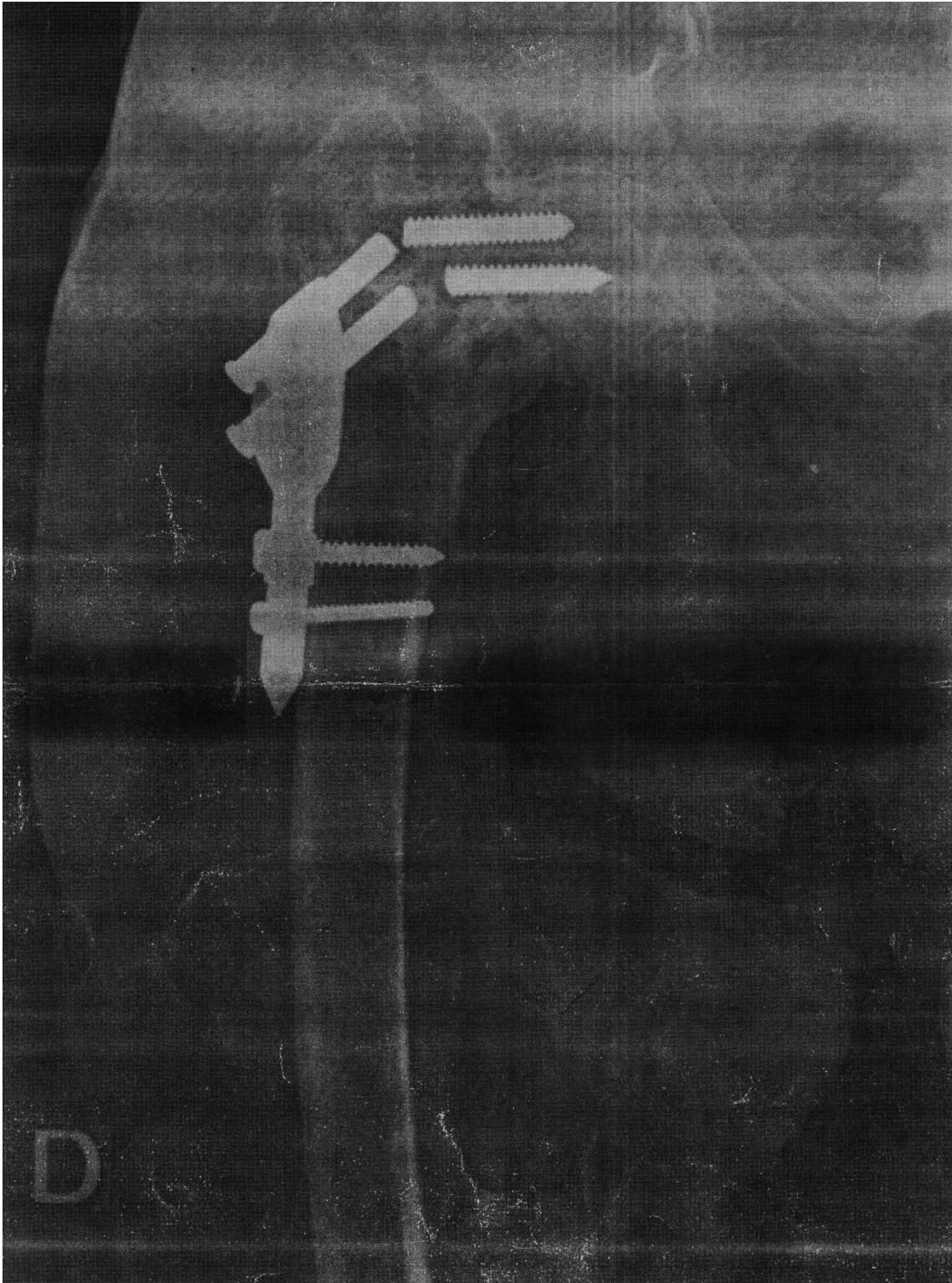
Slika 2.22. Primer otpusne liste pacijenta sa povredom kuka

Nakon prijema u Specijalističku bolnicu „Sokobanja“ pacijent je zbog ponovne žalbe na bol poslat na radiografsko snimanje nakon čeka je ustanovljena dezintegracija osteometrijskog materijala. Rehabilitacioni tretman je prekinut, a pacijent je upućen na kontrolu kod nadležnog ortopeda radi odluke o daljem načinu lečenja.

Slika 2.24. prikazuje radiografski snimak sa jasno vidljivim lomom ortopedskog implanta. Lom se javio na dva vijka.



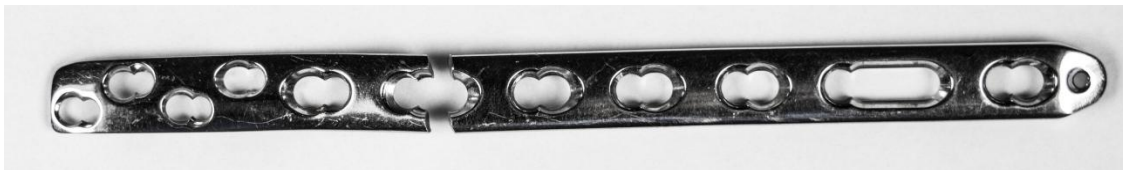
Slika 2.23. Radiografski snimak kuka



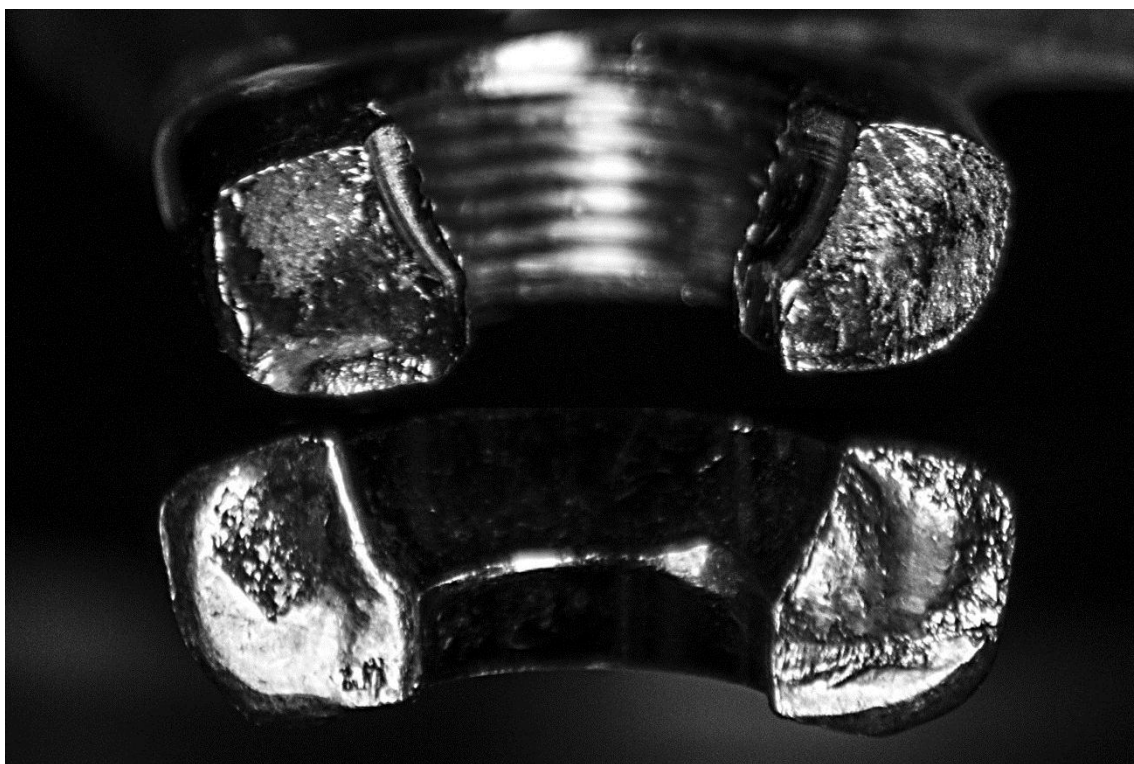
Slika 2.24. Radiografski snimak otkaza ortopedskog implanta

2.19.2 Primer otkaza ortopedskog pomagala – LCP

LCP (locking compression plates) predstavljaju jedne od čestih ortopedskih implanata korišćenih u modernoj medicini. Koriste se isključivo u procesu srastanja kostiju i potrebno ih je izvaditi kada dodje do potpunog okoštavanja i srastanja kosti. Slika 2.25. prikazuje primer loma LCP pločice ispitivane u sklopu doktorske disertacije. Do otkaza pločice došlo je u periodu srastanja. Pločica je izrađena od nerđajućeg čelika 316L ukupne dužine 177 mm napravljena sa 4+7 rupa debljine 3,5mm. Pločica je pukla na mestu 6og otvora. Slika 2.26. prikazuje površinu preloma.



Slika 2.25 Primer loma LCP pločice



Slika 2.26. Prelomna površina LCP pločice

2.19.3 Ostali primeri otkaza medicinskih implanata

Pored preloma, čest vid otkaza ortopedskih implanata predstavlja i plastična deformacija.

Slika 2.27. prikazuje jedan od primera savijanja ortopedskih implanata za vreme procesa srastanja kosti. Kao uzrok visokog nivoa deformacije predpostavlja se povećana nepredviđena fizička aktivnost pacijenta.



Slika 2.27. Deformacija ortopedskog implanta za vreme eksploatacije



Slika 2.28. Lom ortopedskog implanta

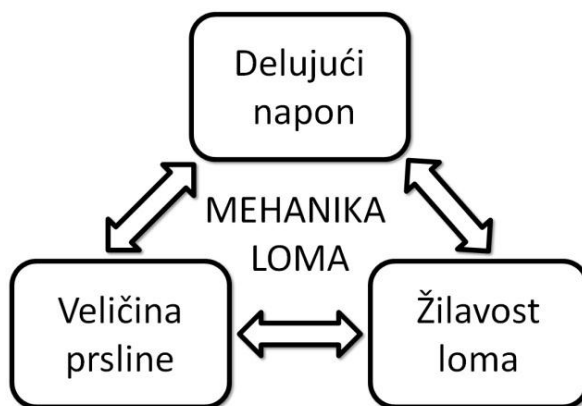


Slika 2.29. Medicinski otpad u vidu ortopedskih upotrebljenih i oštećenih implanata

3 MEHANIKA LOMA BIOMATERIJALA

Mehanika loma, prvobitno nazvana mehanika prslina, počela je sa razvojem početkom 20-og veka radovima Inglisa o koncentraciji napona [16] i Grifita radovima o brzini oslobađanja energije [15]. Pedesetih godina, Irwin je postavio temelje linearno-elastične mehanike loma uvođenjem faktora intenziteta napona i njegove kritične vrednosti [17, 18]. Mehanika loma u ovom periodu beleži prve značajne praktične uspehe objašnjavanjem lomova brodova tipa Liberti i mlaznih aviona tipa De Havilland Comet. Dalji razvoj ove discipline je obuhvatio njeno proširenje na elasto-plastičnu oblast analizom plastične deformacije ispred vrha prslina i uvođenjem odgovarajućih parametara – otvaranja vrha prslina [91] i J-integrala [34]. Po prirodi stvari, usledio je razvoj mehanike loma u nekim važnim oblastima kao što su zamor, puzanje i korozija.

Praktična primena mehanike loma se od samog početka zasnivala na dvostranom tumačenju njenih parametara: prvo, oni predstavljaju opterećenje i geometriju konstrukcije, uključujući geometriju prslina, a drugo, oni predstavljaju i svojstvo materijala, odnosno njegovu otpornost na rast prslina. Time je uspostavljen klasični trougao mehanike loma (Slika 3.1) i omogućeno da mehanika loma postane jedan od temelja nove naučne discipline – integriteta konstrukcija [92]. Drugim rečima, umesto da se bavi samo analizom loma, mehanika loma je postala značajno oružje u rukama inženjera čiji je zadatak da se lom spreči.



Slika 3.1. Trougao mehanike loma [92]

Integritet konstrukcija je relativno nova naučna i inženjerska disciplina koja u širem smislu obuhvata analizu stanja, dijagnostiku ponašanja i popuštanja, procenu veka i revitalizaciju konstrukcija. Drugim rečima nakon što se ustanovi greška u konstrukciji primenom neke od NDT (eng. Non destructive testing) metoda [93, 94], osim uobičajene analize integritet konstrukcija obuhvata i analizu naponskog stanja konstrukcije bez prsline (greške). Analize se vrše primenom konvencionalnih metoda ispitivanja, metodom konačnih elemenata ili primenom optičkih beskontaktnih sistema.

Prednost ovakvog pristupa, , ogleda se prikupljanju preciznih i detaljnijih raspodela pomeranja, deformacija i napona, kojima se ostvaruje uvid u „kritične zone“ u konstrukciji pre pojave prsline [92, 95]. Poseban značaj integriteta konstrukcija ogleda se u analizi konstrukcije koja je izložena radnim uslovima tipičnim za nastanak prsline (zamor, puzanje i korozija) [96, 97].

Ortopedske pločice predstavljaju primer mašinske konstrukcije izložene izuzetno korozivnoj sredini, a opterećene na ciklično opterećenje, što ih čini jako pogodnim za nastanak i razvoj prsline.

3.1 Linearno-elastična mehanika loma

Linearno-elastična mehanika loma koristi se za određivanje rasta prsline u materijalu uz osnovnu pretpostavku da su naponi u materijalu većinom u zoni linearno-elastične deformacije. Osnovna pretpostavka pri uvođenju linearno-elastične mehanike loma ogleda se u ideji da je plastična oblast lokalizovana isključivo u vrhu prsline tokom celog procesa.

3.1.1 Oblici rasta i otvaranja prsline

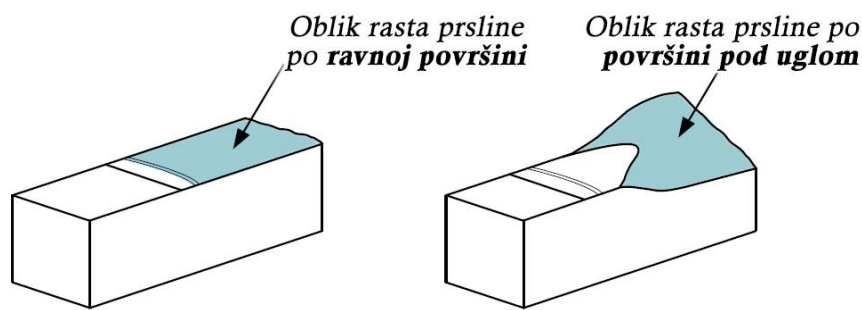
Pri porastu prsline moguće je razlikovati dva osnovna oblika prelomne površine:

- ravan lom - oblik rasta prsline po ravnoj površini (Slika 3.2 levo)

- kosi lom - oblik rasta prsline po površini nagnutoj pod uglom (Slika 3.2 desno).

Rast prsline po ravnoj površini odgovara slučaju gde je površina prsline uglavnom normalna na pravac dejstva opterećenja, dok se kod rasta prsline po površini nagnutoj pod uglom, ugao površine prsline pojavljuje u ravni normalnoj na pravac napredovanja prsline i obično je u tom slučaju rasta prsline prisutna pojava većih deformacija.

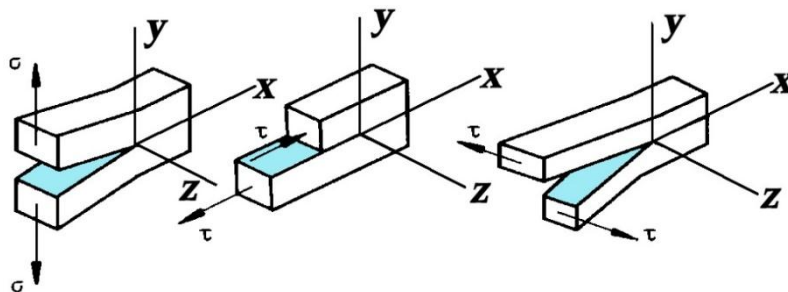
Ispitivanjem površine prsline mogu se primetiti glatka područja površine prsline koja odgovaraju zamornom lomu i rastu prsline i zrnasta područja površine koja odgovaraju naglom krtom lomu.



Slika 3.2 Oblici prelomne površine nastali prilikom rasta prsline; ravan lom (levo), kosi lom (desno) [98]

Pored površine i oblika rasta prsline, razlikujemo tri osnovna tipa oblika otvaranja prsline (Slika 3.3):

- **Cepanje**, simetrično otvaranje površina prsline – delovanjem napona zatezanja σ .
- **Klizanje**, površine prsline nalze se u istoj ravni – delovanjem napona smicanja τ .
- **Smicanje**, površina prsline u različitim ravnima – delovanjem napona smicanja τ .



Slika 3.3 Oblici otvaranja prslina [92]

U slučaju cepanja, tj prvom obliku otvaranja prsline, sila deluje normalno (σ) na ravan prsline i razdvaja površine prsline. Kod smičućeg i kliznog oblika otvaranja prsline površine klize jedna po drugoj, dok sila deluje u vidu smicanja na ravan prsline (τ). Lomovi nastali cepanjem (normalnim dejstvom sile na rast prsline), odnosno otvaranjem prsline pod dejstvom napona zatezanja predstavljaju najopasniji slučaj rasta prsline u mehanici loma.

3.1.2 Promena energije deformacije

Prilikom stvaranja nove površine na nekom objektu, utroši se energija na stvaranja te nove površine prsline:

$$dE^{\text{prslina}} = G_c \cdot dA \quad (3.1)$$

Pri čemu je G_c kritična promena energije potrebna za stvaranje nove površine prsline, dok je dA novostvorena površina prsline za 2D površinu definisana kao:

$$dA = B \cdot da \quad (3.2)$$

gde je V debljina objekta, a da priraštaj dužine prsline.

Da bi došlo do propagacije prsline dA , potrebna promena energije za stvaranje nove površine prsline je:

$$G = -\frac{\partial P}{\partial A} \geq G_c \quad (3.3)$$

pri čemu je P ukupna energija sistema. Iz predhodnog izraza sledi da je jednačina očuvanja energije sistema:

$$dP + dE^{prslina} = 0 \quad (3.4)$$

gde je promena ukupne energije sistema:

$$dP = dU + dK + dW \quad (3.5)$$

pri čemu su:

- dP – promena ukupne energije sistema,
- $dE^{prslina}$ – energija za stvaranje nove površine prsline,
- dU – energija elastičnog deformisanja,
- dK – kinetička energija sistema,
- dW – rad spoljašnjih sila.

Ako je telo izloženo konstantnoj deformaciji, rad spoljašnjih sila je jednak nuli i tada važi sledeće:

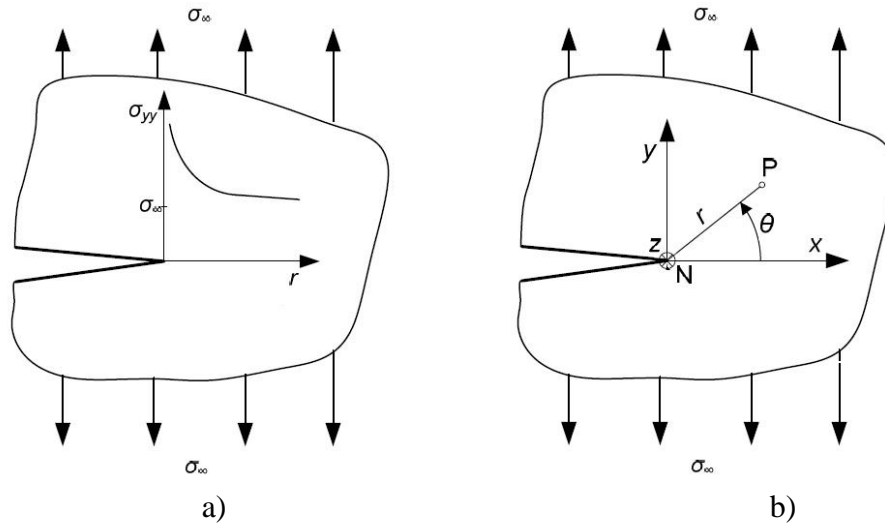
$$dP + dE^{prslina} = dU + dK + dW \quad (3.6)$$

3.1.3 Naponsko polje oko vrha prsline i faktor intenziteta napona K_I

U linearno-elastičnoj mehanici loma, vrednost napona i deformacije pri samom vrhu prsline teže beskonačnoj vrednosti kada udaljenost r između tačaka P i N teži nuli, odnosno kad se tačka u kojoj posmatramo vrednost napona ili deformacije približava tački vrha prsline (Slika 3.4).

Naponi se u blizini vrha prsline mogu prikazati u obliku :

$$\sigma_{ij}(r, \theta) = \sum \left\{ \frac{K_I}{\sqrt{2\pi r}} f(\theta) \right\} \quad (3.7)$$



Slika 3.4 a) Raspodela napona pri vrhu prsline, b) polarni koordinatni sistem vrha prsline

- σ_{ij} predstavlja komponente tenzora napona
- K je faktor intenziteta napona
- f je funkcija zavisna od ugla θ
- r je udaljenost posmatrane tačke od inicijalnog vrha prsline.

Naponi se posmatraju kao linearna kombinacija tri rešenja koja se mogu primeniti i odgovaraju za sva tri načina otvaranja prsline:

$$\sigma_{ij}(r, \theta) = \frac{K_I}{\sqrt{2\pi r}} f_{I,ij}(\theta) + \frac{K_{II}}{\sqrt{2\pi r}} f_{II,ij}(\theta) + \frac{K_{III}}{\sqrt{2\pi r}} f_{III,ij}(\theta) \quad (3.8)$$

svaki način otvaranja označava se pripadajućim vrednostima K_I , K_{II} i K_{III} u zavisnosti od načina otvaranja o kome se radi.

Bitno je naglasiti da postoji singularitet napona u zavisnosti od $1/\sqrt{r}$, odnosno:

$$r \rightarrow 0 \Rightarrow \sigma(r, \theta) \rightarrow \infty \quad (3.9)$$

Pri razmatranju rešenja za elastično polje opterećenja u vrhu prsline, Irwin je prvi uveo pojam faktora intenziteta napona proučavajući problem otvaranja prsline u uslovima cepanja. Napone kod otvaranja prsline beskonačne ploče sa prslinom u sredini uslovljene cepanjem, možemo prikazati kao:

$$\sigma_x = \frac{K_I}{\sqrt{2\pi r}} \cos \frac{\theta}{2} \left(1 - \sin \frac{\theta}{2} \sin \frac{3\theta}{2}\right) \quad (3.10)$$

$$\sigma_y = \frac{K_I}{\sqrt{2\pi r}} \cos \frac{\theta}{2} \left(1 + \sin \frac{\theta}{2} \sin \frac{3\theta}{2}\right) \quad (3.11)$$

$$\tau_{xy} = \frac{K_I}{\sqrt{2\pi r}} \cos \frac{\theta}{2} \sin \frac{\theta}{2} \cos \frac{3\theta}{2} \quad (3.12)$$

$$\tau_{yz} = \tau_{xz} = 0 \quad (3.13)$$

Razlikujemo dva osnovna naponska stanja:

- Ravno stanje napona (RSN):

$$\sigma_z = \nu(\sigma_x + \sigma_y) \quad (3.14)$$

- Ravno stanje deformacija (RSD):

$$\sigma_z = 0 \quad (3.15)$$

Gde je faktor intenziteta napona:

$$K_I = \sigma\sqrt{\pi a}. \quad (3.16)$$

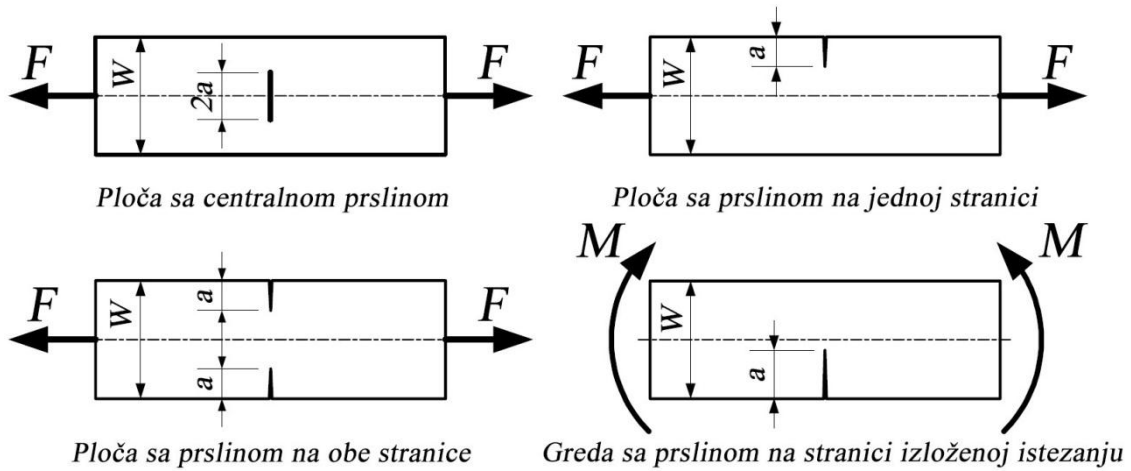
3.1.4 Određivanje faktora intenziteta napona za određene konfiguracije

Kako bi se definisala vrednost faktora intenziteta napona K , neophodno je uvrstiti njegov odnos prema parametarima geometrije i opterećenje. Do sada izvedeni izrazi odnose se na uobičajene i jednostavne oblike konstrukcijskih elemenata. Primer jednog takvog oblika je [99]:

$$K_I = \beta\sigma\sqrt{\pi a} = Y\left(\frac{a}{w}\right)\sigma\sqrt{a} \quad (3.17)$$

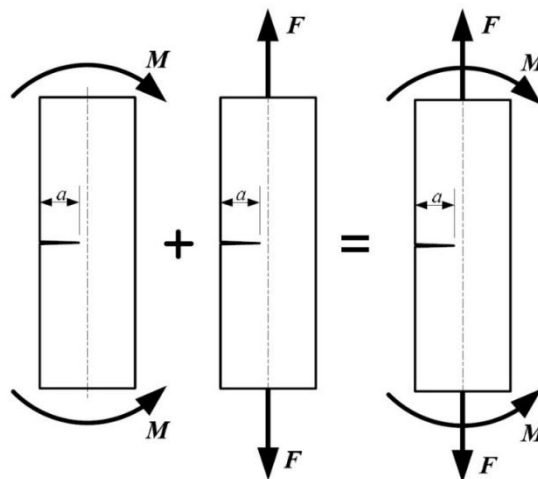
gde $Y\left(\frac{a}{w}\right)$ predstavlja funkciju koja opisuje zavisnost od geometrije konstrukcije, tipa i vrste opterećenja. Izrazi su izvedeni analitički, a za neke od standardnih slučajeva date su relacije i proračun u (slika 2.5) [99].

Analitičko određivanje faktora intenziteta napona kod složenih geometrija i opterećenja često nije moguće, pa se za njihovo određivanje koriste numeričke ili eksperimentalne metode kao što je optička beskontaktna metoda.



Slika 3.5 Osnovni primeri konfiguracija elemenata sa prslinom

U slučajevima kada su pojedini elementi izloženi istovremenom dejstvu različitih tipova opterećenja, ukupni faktor intenziteta napona određuje se primenom superpozicije, tj zbirom faktora intenziteta napona za svaki od pojedinačnih slučajeva (Slika 3.6.) [99].



Slika 3.6 Kombinovani primer konfiguracije elemenata sa prslinom

3.1.5 Veza između promene energije deformisanja i faktora intenziteta napona

Promena energije deformacije sistema u slučaju linearno–elastičnog tela na kome je prisutna prslina može se izračunati na osnovu faktora intenziteta napona [100]:

$$G = \frac{1}{E^*} (K_I^2 + K_{II}^2) + \frac{1}{2\mu} K_{III}^2 \quad (3.18)$$

gde je μ modul smicanja.

U slučaju ravnog stanja napona [13]:

$$E^* = E \quad (3.19)$$

$$G = \frac{1}{E} (K_I^2 + K_{II}^2) \quad (3.20)$$

U slučaju ravnog stanja deformacija [13]:

$$E^* = \frac{E}{1-\nu^2} \quad (3.21)$$

$$G = \frac{(1-\nu^2)K_I^2 + (1-\nu^2)K_{II}^2 + (1+\nu)K_{III}^2}{E} \quad (3.22)$$

3.2 Plastična zona oko vrha prsline

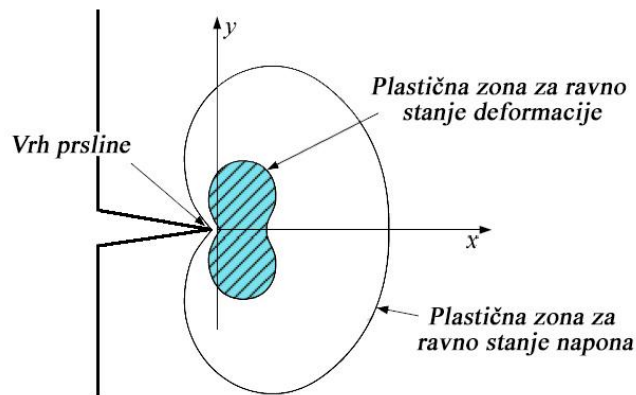
Osnovna pretpostavka linearno–elastične mehanike loma zasniva se na ideji zanemarivanja plastične deformacije vrha prsline, tj. smatra se da je veličina plastične deformacije u zoni oko vrha prsline zanemarljivo malih dimenzija u odnosu na dužinu prsline i debljinu ploče u kojoj se prslina nalazi.

Daljim analizama pokazalo se da bez obzira da li je u pitanju krt ili žilav lom, plastična zona oko vrha prsline utiče na lom. Pojava plastične zone oko vrha prsline ne može i ne sme biti zanemarena.

Veličnu i oblik plastične zone moguće je izračunati koristeći jednačine od (3.10) do (3.16), ali je neophodno uvrstiti različite kriterijume tečenja.

Najpoznatiji kriterijum je von Mizesov kriterijum tečenja [101]:

$$(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2 = 2\sigma_{ekv}^2 = 2\sigma_T^2 \quad (3.23)$$



Slika 3.7 Oblik plastične zone oko vrha prsline prema teoriji von Mizesa

Stvarnu raspodelu napona i deformacije unutar zone plastične deformacije je često teško tačno definisati, a budući da sama raspodela nije od presudne važnosti za primenu na linearno-elastičnu mehaniku loma, u praksi se koriste pojednostavljeni modeli. Najpoznatiji i najrašireniji su Irwinov i Dagdejlov model [25, 102].

Irwinova prva procena za veličinu plastične zone, za pretpostavljeni kružni oblik plastične zone i uz ravno stanje napona, daje veličinu promene plastične deformacije, tj. poluprečnik radijusa [99]:

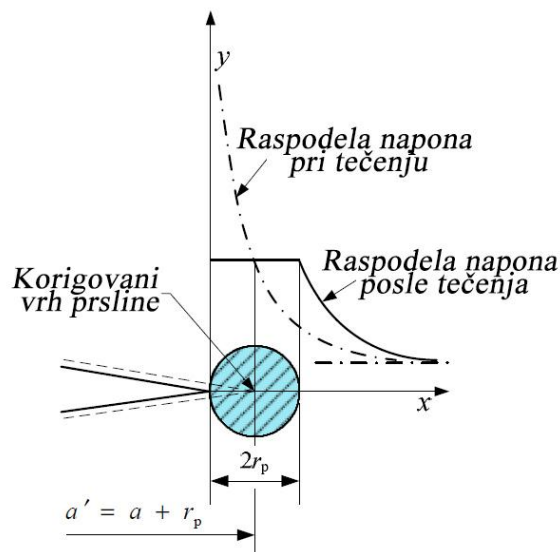
$$r_p = \frac{1}{\pi} \left(\frac{K_I}{\sigma_T} \right)^2 \quad (3.24)$$

U slučaju ravnog stanja deformacija, plastične deformacije je tri puta manja i računa se kao:

$$r_p = \frac{1}{3\pi} \left(\frac{K_I}{\sigma_T} \right)^2 \quad (3.25)$$

Irwin je u svom radu pretpostavio da se plastična zona u vrhu prsline može posmatrati produženjem stvarne dužine prsline a (Slika 3.8):

$$a' = a + r_p \quad (3.26)$$



Slika 3.8 Irwin-ova korekcija dužine prsline

Kako veličina plastične zone određuje primenljivost linearno–elastične mehanike loma prihvaćeno je da se faktor intenziteta napona može koristiti kao mera loma bez narušavanja načela linearno–elastične mehanike loma sve dok je:

- $r_p \geq \frac{a}{8}$ u slučaju statičkih opterećenja
- $r_p \geq \frac{a}{4}$ u slučaju dinamička opterećenja.

3.3 Kritični faktor intenziteta napona

Kritični faktor intenziteta napona predstavlja vrednost faktora intenziteta napona pri kojoj dolazi do nestabilnog rasta prsline, a bez povećanja opterećenja. Kritični faktor intenziteta napona može se predstaviti jednačinom:

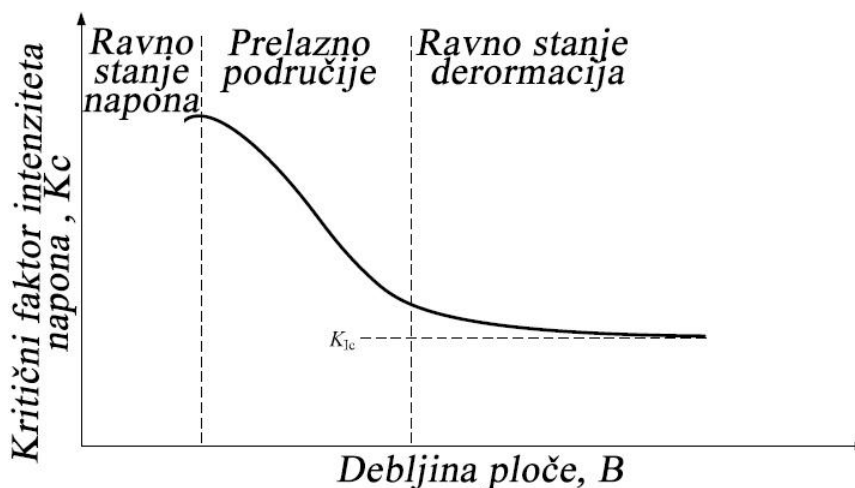
$$K_c = Y \left(\frac{a_c}{w} \right) \sigma_c \sqrt{a_c} \quad (3.27)$$

gde su :

- K_c - kritični faktor intenziteta napona,
- σ_c - nominalni napon pri nestabilnom rastu prsline,
- a_c - kritična dužina prsline za nominalni napon σ_c .

Kako se faktor intenziteta napona menja sa debljinom ploče, vrednost kada postane konstanta je veoma važna (Slika 3.9). Kada stanje napona u vrhu prsline pređe u ravno

stanje deformacija, odnosno kada je debljina ploče dovoljno velika i ne dolazi do promene faktora intenziteta napona, vrednost postane konstanta i predstavlja minimalnu vrednost K_c i naziva se žilavost loma K_{Ic} . Žilavost loma definiše otpornost prema nestabilnom rastu prsline. Ispitivanje ovog parametra se može sprovoditi konvencionalnim metodama na tačno određenim epruvetama i definisanim postupkom, prema standardima [103, 104]. Primenom navedenih ispitivanja moguće je definisati krivu optora ili R-krivu, gde se beleži parametar K u zavisnosti od otvaranja prsline.



Slika 3.9 Uticaj debljine ploče na naponsko stanje i kritični faktor intenziteta napona

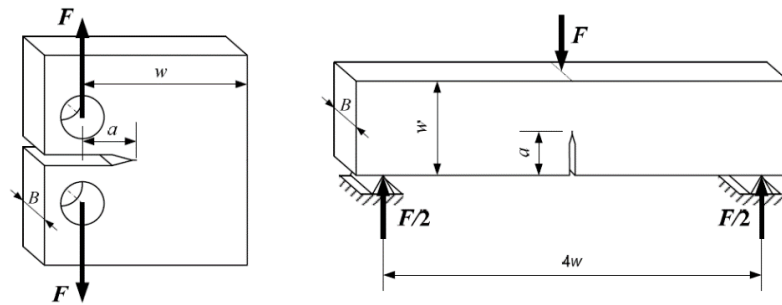
Prema ASTM standardu, dimenzije epruveta za određivanje ispravne vrednosti K_{Ic} mora zadovoljiti uslov [104]:

$$a, B, (w - a) \geq 2,5 \left(\frac{K_I}{\sigma_T} \right)^2 \quad (3.28)$$

gde su:

- B i w dimenzije epruvete (Slika 3.10),
- σ_T je napon tečenja materijala epruvete.

Neki od standardnih oblika epruveta za ispitivanje parametra žilavosti loma (eng. compact tension C(T), single edge notch bend SEN(B)) prikazani su na Slika 3.10.



Slika 3.10 Oznake i dimenzije epruveta – levo - C(T), desno - SEN(B) epruveta

3.4 Elastično – plastična mehanika loma

Kada se u području vrha prsline pojavi plastična zona značajne veličine, nije više moguće jednoznačnim parametrom opisati polje napona i deformacija, kao što je to bio slučaj sa faktorom intenziteta napona K_I , takođe nije moguće njenim kritičnom vrednošću definisati žilavost loma materijala.

Uvode se parametri otvaranje vrha prsline (CTOD) i J-integral, koji nisu ograničeni linearno–elastičnim ponašanjem materijala.

3.4.1 Otvaranje vrha prsline – CTOD

Parametar otvaranja vrha prsline (CTOD - eng. crack tip opening displacement) predložio je Vels kao merilo žilavosti materijala. Iako CTOD parametar ima iskustveni karakter, CTOD je našao veliku primenu, jer može na jednostavan način da se odredi, čak i u komplikovanim problemima, a daje dobre i pouzdane rezultate.

U oblasti malog tečenja, moguće je uspostavi odnos između CTOD i K_I . Razmatrajući prslinu sa malom plastičnom zonom, Irwin je pretpostavio da se takva prslina može posmatrati kao prslina sa oštrim vrhom, ali veće dužine (3.26). Korišćenjem Irwinove korekcije dužine prsline kao vrednost za ravno stanje napona, dobija se:

$$\delta_t = \frac{4}{\pi} \frac{K_I^2}{\sigma_T E} \quad (3.29)$$

gde je parametar CTOD označen sa δ_t . Primenom ove jednačine ostvarena je veza između CTOD i K_I , ali je predloženi model suviše uprošćen. Prethodno pomenuti model trake popuštanja koji je predložio Dagdejl daje pouzdanije rezultate. Osnovni koncept modela je isti kao i kod Irwina, sa izuzetkom da se uticaj plastične zone ne uzima u obzir samo povećanjem prsline, već i delovanjem pritisnih napona nivoa tečenja:

$$\delta_t = \frac{8\sigma_T a}{\pi E} \ln \sec\left(\frac{\pi \sigma}{2 \sigma_T}\right) = \frac{K_I^2}{\sigma_T E} \left[1 + \frac{1}{6} \left(\frac{\pi \sigma}{2 \sigma_T}\right)^2 + \dots\right] \quad (3.30)$$

$$\delta_t = \frac{K_I^2}{\sigma_T E} = \frac{G}{\sigma_T} \quad (3.31)$$

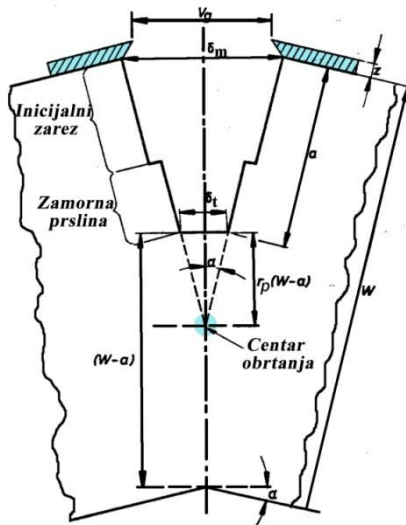
Dagdejljev model važi za ravno stanje napona i idealno plastični materijal. Za drugačije uslove neophodno je uvesti korekciju jednačine:

$$\delta_t = \frac{K_I^2}{m\sigma_T E} = \frac{G}{m\sigma_T} \quad (3.32)$$

gde je m bezdimenziona konstanta koja ima vrednost

- 1 za uslove ravnog stanja napona i idealno plastični materijal
- Od 1 do 2,6 za uslove ravnog stanja deformacija i materijal koji ojačava.

Standardno merenje CTOD je zasniava se na pretpostavci o fiksnom centru obrtanja. Uvođenjem ove pretpostavke, otvaranje vrha prsline određuje se na osnovu relacije sa izmerenom veličinom v_g (Slika 3.11).

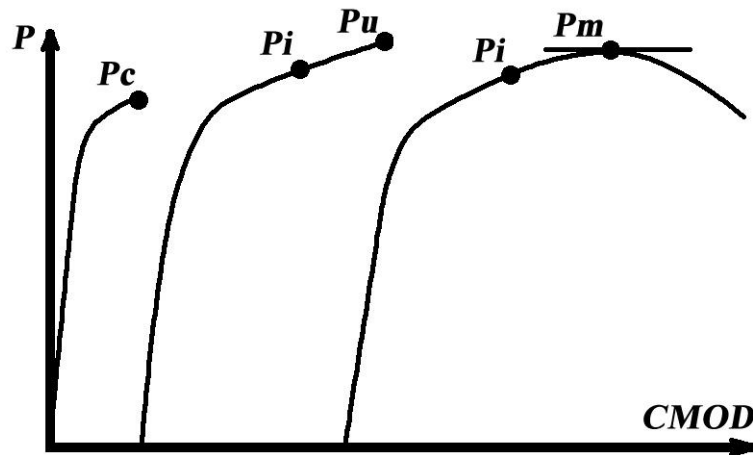


W – širina epruvete
 a – dužina prsline
 α – ugao savijanja
 z – debljina noževa
 r_p – radijus centra obrtanja
 v_g – otvaranje noževa
 δ_m – otvaranje usta prsline
 δ_i – otvaranje vrha prsline

$$\delta_i = \frac{K^2(1-\nu^2)}{2\sigma_T E} + \frac{r_p(W-a_0)v_g}{[r_p(W-a_0) + a_0 + z]} \quad (3.33)$$

za debljine epruvete do 50 mm.

Slika 3.11 Geometrijske zavisnosti za određivanje CTOD



Slika 3.12 Tipične vrednosti sila – CMOD [92]

U slučaju elasto–plastične mehanike loma, dostizanju kritične vrednosti može da prethodi stabilni rast prsline što za posledicu ima duktilan, a ne krt lom. Slika 3.12 prikazuje karakteristične zavisnosti sile i otvaranja usta prsline (CMOD - eng. crack mouth opening displacement). Nestabilni rast prsline je označava se sa:

- indeksom c za Δa manje od 0,2 mm
- indeksom u za Δa veće od 0,2 mm

Indeks m koristi se za označavanje maskimalne sile dostignute u punoj plastičnosti.

Indeks i predstavlja trenutak inicijacije (stabilnog) rasta prsline, kao karakterističnu pojavu koja prethodi lomu.

3.4.2 J – integral

Rajs je 1968. za karakterizaciju rasta prsline u nelinearno–elastičnom ponašanju materijala predložio upotrebu integrala nezavisnog od konture (oko vrha prsline) [34], nazvan J-integral. Danas razlikujemo tri bitne odlike J-integrala, na kojima se zasniva njegova primena u mehanici loma [92]:

- Nezavisnost od putanje integracije - omogućava jednostavno numeričko, analitičko ili eksperimentalno određivanje
- Mogućnost opisa elasto-plastičnog polja napona i deformacija oko vrha prsline
- Mogućnost identifikacije sa brzinom oslobođene energije - energetski parametar

Za svako ravansko nelinearno elastično telo izrađeno od homogenog izotropnog materijala, takav integral duž zatvorene konture ima vrednost nula. Ako se takvo ravno telo prikaže u Kartezijevom koordinatnom sistemu s koordinatama x_1 i x_2 , onda se za J-integral po proizvoljnoj konturi Γ unutar tela A (Slika 3.13) može prikazati kao [105]:

$$J_G = \oint_G \left(\mathcal{U}_0 n_1 - T \frac{\partial u}{\partial x_1} \right) ds \quad (3.34)$$

gde su:

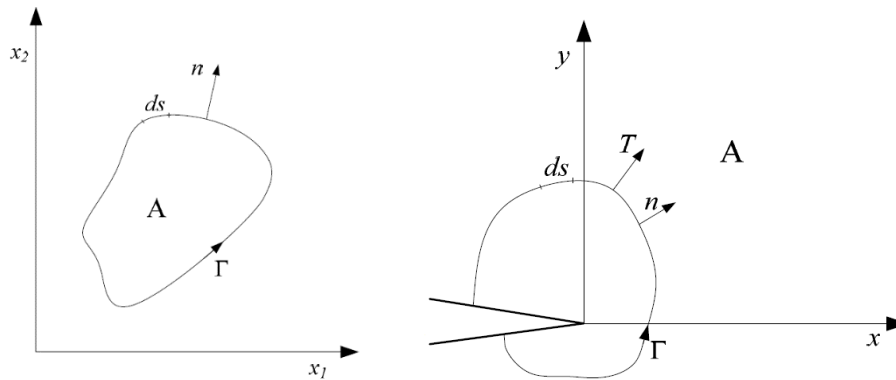
\mathcal{U}_0 – gustina potencijalne energije deformisanja,

T – vektor (napona) definisan prema normali n i vektoru pomeranja,

ds – priraštaj puta po konturi Γ .

n – vektor normale na konturi Γ , u vektor pomeranja definisan kao:

$$u = u_1 i + u_2 j \quad (3.35)$$



Slika 3.13 Zatvorena kontura (levo) , kontura Γ za određivanje J-integrala (desno)

Definisanjem vrednosti za parametre koje uključuje J-integral, primenom Grinove teoreme, zanemarivanjem unutrašnjih sila, pretpostavkom malih deformacija i definisanja konture oko vrha prsline (Slika 3.13), možemo pisati konačnu jednačinu J-integrala kao:

$$J_G = \oint_G U_0 dy - T_i \frac{\partial u_i}{\partial x} ds \quad (3.36)$$

Pri tome kontura Γ obilazi u smeru suprotnom kretanju kazaljke na satu, počinje na donjoj površini prsline, obilazi vrh prsline i završava se na gornjoj površini (Slika 3.13).

3.4.3 Veza J-integrala i faktora intenziteta napona K

U uslovima linearno–elastične mehanike loma, tj. elastičnog deformisanja tela, J-integral je jednak promeni energije Γ . Zahvaljujući ovoj jednakosti moguće je povezati J-integral sa faktorom intenziteta napona K [105].

Ravno stanje napona:

$$J = G = \frac{1}{E} (K_I^2 + K_{II}^2) \quad (3.37)$$

Ravno stanje deformacija:

$$J = G = \frac{(1-\nu^2)K_I^2 + (1-\nu^2)K_{II}^2 + (1+\nu)K_{III}^2}{E} \quad (3.38)$$

3.4.4 Veza J -integrala i parametra CTOD

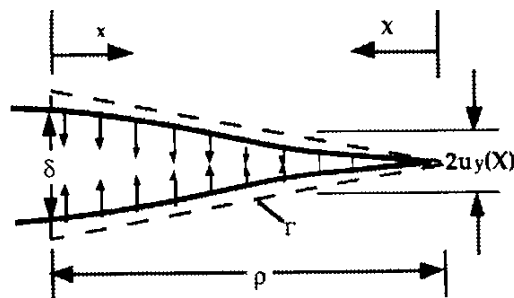
U slučajevima kada se za putanju integracije izabere sam vrh prsline (slika 2.15), i kada se koordinatni sistem pomeri u vrh zone trake popuštanja (model trake popuštanja) može se pretpostaviti da je i napon $\sigma = \sigma_T$, pa dobijamo jednostavnu relaciju [92]:

$$J = \sigma_T \delta_t \quad (3.39)$$

Kako bi se uzelo u obzir ojačanje i ravno stanje deformacija, u uslovima ravnog stanja napona, potrebna je korekcija [92]:

$$J = m \sigma_T \delta_t \quad (3.40)$$

gde je m koeficijent koji zavisi od naponskog stanja i ojačanja materijala u plastičnom području.



Slika 3.14 Kontura integracije oko vrha prsline [92]

3.4.5 Zamorni lom

Osnove mehanike loma prikazane u dosadašnjem radu zasnivane su isključivo na konstantnom opterećenju, odnosno na kvazi-statičkom opterećenju konstrukcija. Navedeni pristup predstavlja rešenje za primenu i teorijska izučavanja u nekim područjima, dok je u praksi i na realnim na mašinskim konstrukcijama najčešće potrebno je njeno proširenje. Mašinske konstrukcije generalno kao i njihovi pojedinačni delovi su najčešće izloženi dinamičkim opterećenjima i promenama intenziteta. U slučaju postojanja inicijalnih prslina, fizika problema se dodatno komplikuje.

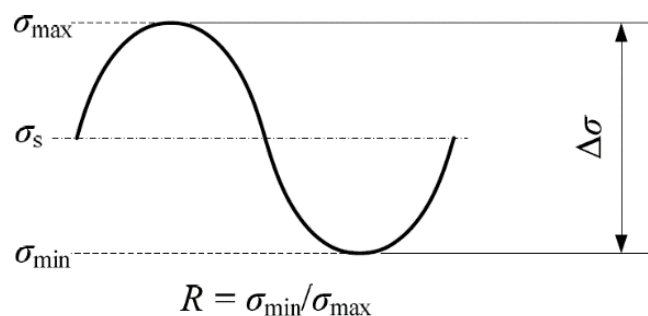
Problem zamora materijala mašinskih konstrukcija može se rešiti primenom različitih terija i metoda za predviđanje izdržljivosti konstrukcije, od $\sigma - N$ metode, preko nešto kompleksnije $\varepsilon - N$ metode, pa sve do metode propagacije prsline zamorom $\frac{da}{dN} - \Delta K$. U daljem tekstu navedene su neke osnovne postavke $\frac{da}{dN} - \Delta K$ metode.

3.4.6 Ciklično promenljivo opterećenje

Iskustva iz prakse pokazala su da su mašinske konstrukcije vrlo često izložene raznim dinamičkim opterećenjima koja prema svom obliku mogu biti jednostavna i ponavljati se u poznatim vremenskim intervalima, ali isto tako mogu biti i nasumična bez očitog uzorka po kojem bi se definisao obrazac ponavljanja.

Osnovne veličine koje karakterišu ciklično promenljivo opterećenje izvedene su iz najjednostavnijeg slučaja dinamičkog opterećenja sa konstantnom amplitudom (Slika 3.15) gde su:

- σ_{min} i σ_{max} minimalni, odnosno maksimalni napon,
- σ_s je njihova srednja vrednost,
- $\Delta\sigma$ raspon napona,
- R faktor asimetrije ciklusa



Slika 3.15 Karakteristične veličine dinamičkog ciklusa opterećenja

3.5 Rast prsline zamorom

Pri izradi mašinskih konstrukcija ili elemenata sistema kod kojih je sigurnost od presudne važnosti, potrebno je u procesu izrade elementa uračunati rizike od otkaza i u slučaju kada element nije u neoštećenom stanju, tj. obezbediti nesmetan rad elementa i u uslovima kada je došlo do formiranja mehaničkih oštećenja u periodu eksploatacije. Kod proračuna zamora pretpostavlja se prisustvo inicijalne prsline koja može dovesti do zamora konstrukcije i loma elementa.

Raspon faktora intenziteta napona ΔK koji deluje na konstrukciju ili na neki njen element, može se odrediti kao :

$$\Delta K = K_{max} - K_{min} \quad (3.41)$$

$$\Delta K = \Delta \sigma \cdot Y \left(\frac{a}{w} \right) \sqrt{a} \quad (3.42)$$

Brzina rasta prsline predstavlja nagib krive rasta prsline za određeni broj ciklusa. Vrednost brzine rasta prsline može odrediti iz eksperimentalnih podataka porasta dužine prsline za određen broj ciklusa. Raspon faktora intenziteta ΔK prvenstveno zavisi od $\Delta \sigma$. Dužine prsline a i od geometrije dela $Y \left(\frac{a}{w} \right)$.

3.5.1 Kriva brzine rasta prsline

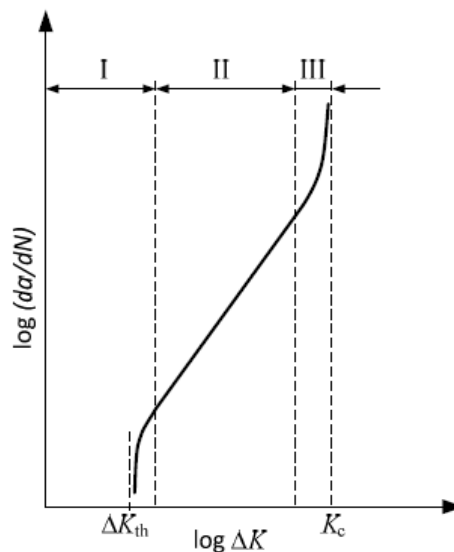
Prikaz jednačina dinamičkog rasta prsline daje se u logaritamskoj formi sa vrednostima $\log(\Delta K)$ na apcisi i $\log\left(\frac{da}{dN}\right)$ na ordinati. Slika 3.16 prikazuje oblik krive sa naglašene tri glavne zone:

- Zona I – područje u kojem prsline sporo raste. U donjoj granici rast se potpuno zaustavlja. U tom području kriva se asimptotski približava minimalnom propagacijskom rasponu intenziteta (eng. *threshold stress intensity factor range*) ΔK_{th} .
- Zona II – područje stabilnog rasta prsline (Parisovo područje).

- Zona III – područje nestabilnog rasta prsline gde se kriva asimptotski približava K_s .

Pri određenom rasponu intenziteta napona, vrednost brzine propagacije prsline počinje naglo da pada, pa rast prsline potpuno prestaje. Ta vrednost raspona faktora intenziteta napona naziva se minimalni propagacijski raspon faktora intenziteta napona i označava se sa ΔK_{th} .

Prestankom propagacije prsline u praksi smatra se veličina od $\frac{da}{dN} = 4 \cdot 10^{-10}$ m/ciklus.



Slika 3.16 Oblik krive dinamičkog rasta prsline sa naglašenim zonama

Vrednosti ΔK_{th} zavisi od vrednosti asimetrije ciklusa R , tj. vrednost ΔK_{th} opada sa porastom R , dok su vrednosti ΔK_{th} za $R < 0$ gotovo nepromenjene u odnosu na $R = 0$. Nemoguće eksperimentalno odrediti sve kombinacije odnosa ΔK_{th} i R , pa se u navedene svrhe koriste empiriski dobijeni izrazi:

$$\Delta K_{th R} = (1 - C_0 R)^d \cdot \Delta K_{th 0} \quad (3.43)$$

Jednačina (3.43) povezujući empirijskim konstantama C_0 i d ostvaruje:

- vezu minimalnog propagacijskog raspona faktora intenziteta napona za faktor asimetrije ciklusa R , $\Delta K_{th R}$,

- vezu minimalnog propagacijskog raspona faktora intenziteta napona za $R = 0$, $\Delta K_{th 0}$,

3.5.2 Osnovni model propagacije prsline za konstantnu amplitudu opterećenja

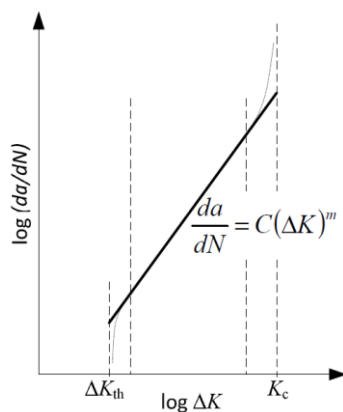
Osnovni model za propagaciju prsline pri dinamičkom opterećenju daje linearnu vezu u log-log dijagramu kod kojeg su C i m empirijske konstante dobijene prilagođavanjem Parisove jednačine eksperimentalnim podacima [38]:

$$\frac{da}{dN} = C(\Delta K)^m \quad (3.44)$$

Linearna veza u log-log dijagramu data je izrazom:

$$\log\left(\frac{da}{dN}\right) = \log C + m \cdot \log(\Delta K) \quad (3.45)$$

Model se koristi za primenu u zoni II, odnosno tačno opisuje samo područje stabilnog rasta prsline. Rast prsline primarno zavisi od vrste materijala, uslova okoline i od raspona faktora intenziteta napona ΔK . Zbog linearne veze (log-log), rast u područjima I i III nije moguće tačno predstaviti ovim modelom. Slika 3.17 predstavlja linearno ekstrapoliranu krivu za ta područja.



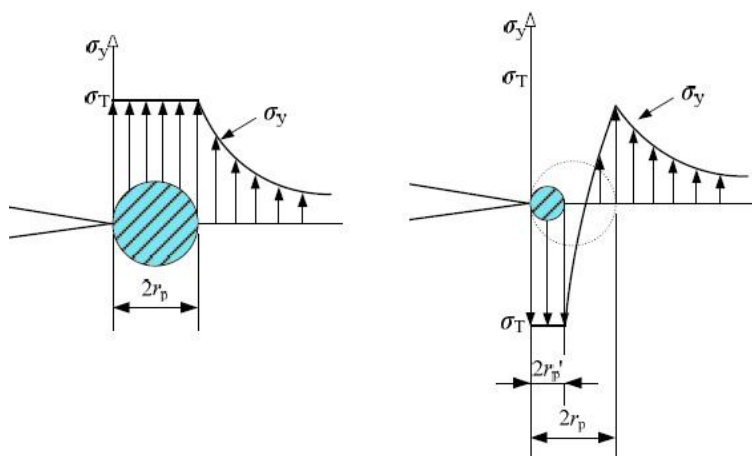
Slika 3.17 Parisov model oblika krive dinamičkog rasta prsline sa naglašenim zonama

Kako primenom Parisovog modela nije moguće predstaviti efekte koji su posledica srednjeg napona ni opistati ponašanja prsline u oblastima I i III, koriste se:

- Valkerov model– opisuje linearnu zavisnost u log–log dijagramu.
- Formanov model– opisuje efekta srednjeg napona i područja II i opisuje područje III.

3.6 Plastična zona oko vrha prsline pri dinamičkom opterećenju

Pod pretpostavkom idealnog elastično-plastičnog materijala za telo opterećeno zateznom silom sa jednim ciklusom formira se plastična zona čije je dimenzije moguće odredi prethodno pomenutim jednačinama. Kada telo rasteretimo i opteretimo silom suprotnog intenziteta, u vrhu prsline vlada stanje napona koje se može predstaviti kao suma zaostalih napona i elastičnih napona nastalih zbog prethodnog opterećenja konstrukcije. Na ovaj način formira se zona plastične deformacije u vrhu prsline koja je nekoliko puta je manja od zone nastale pri statičkom opterećenju (Slika 3.18).



Slika 3.18 Plastična zona za dinamičko ciklično opterećenje

Veličina zone plastičnosti oko vrha prsline može se prikazati uvrštavanjem dvostruke vrednosti granice tečenja:

- Za ravno stanje napona: $2r'_p = \frac{1}{4\pi} \left(\frac{K_I}{\sigma_T}\right)^2$
- Za ravno stanje deformacije: $2r'_p = \frac{1}{12\pi} \left(\frac{K_I}{\sigma_T}\right)^2$

Linearno elastična mehanika loma može da se primeni i na probleme loma zamorom pri rastu prsline kada materijal pokazuje sklonost plastičnoj deformaciji.

4 METODA KONAČNIH ELEMENATA

4.1 Istorijat metode konačnih elemenata

Metod konačnih elemenata (MKE) predstavlja numeričku tehniku za pronalaženje približne vrednosti rešenja problema primenom sistema parcijalnih diferencijalnih jednačina. Konačni element je prvi put kao termin upotrebio Clough 1960. na konferenciji o primenimeni kompjuterskih proračuna i simulacija [106], dok su Zienkiewicz i Chung 1967. napisali prvu knjigu o MKE [107]. Zbog svojih pogodnosti koje je pružala MKE nalazi veliku primenu u polju rešavanja problema u analizi opterećenja, protoku fluida, prenosu toplote itd. Sa daljim razvojem samih potreba korisnika i mogućnosti računara dolazi do razvoja metode konačnih elemenata kakvom je danas znamo, a koju su prvi put predstavili Turner, Clough, Martin i Topp 1956. godine u svom radu [108]. MKE je zahvaljujući svojim osobinama i prednostima prvenstveno u vidu velikih finansijskih ušteda u ranim fazama razvoja evoluirala od primene samo u strukturnom projektovanju i mašinstvu do široko rasprostranjenog i korišćenog računskog pristupa u skoro svim granama nauke i tehnologije, uključujući i biomedicinu, ortopediju itd. U današnjoj praksi je najčešće potreban veoma veliki broj jednačina u cilju formiranja realnih numeričkih modela, pa se danas MKE uglavnom primenjuje kroz gotove programske pakete, ABAQUS CAE, ANSYS, NASTRAN, SolidWorks i sl.

Prednosti primene MKE su: primena na kompleksne geometrije, primena na kompleksne tipove analize, primena na kompleksna opterećenja, primena na modelima sačinjenih od nehomogenih materijala itd. Tipovi grešaka koji se mogu javiti su greške diskretizacije, formulacije i numeričke greške. Osnovna jednačina MKE za statičke uslove opterećenja je $\{F\} = [K] \cdot \{u\}$, gde je $[K]$ opšta ili globalna matrica krutosti, $\{u\}$ globalni vektor pomeranja.

4.2 Primena metode konačnih elemenata

Primenom MKE, kompleksna regija kojom se definiše kontinuum na kome se vrše simulacije se diskretizuje u jednostavne geometrijske oblike – elemente. Uvodi se pretpostavka da svaki od ovih pojedinačnih elemenata ima svoje granične uslove i svojstva koja se matematički izražavaju kao nepozate veličine u određenim tačkama elemenata. Međusobna veza između elemenata ostvaruje se u tačkama koje su zajedničke za dva susedna elementa - čvorovima. Čvorovi imaju osobinu da je u njima pomeranje svih susednih elemenata jednako. Na ovaj način vrši se proces sastavljanja i povezivanja individualnih elemenata u datom sistemu. Kada se uzmu u obzir uticaj opterećenja i graničnih uslova, dobija se niz linearnih ili nelinearnih jednačina. Rešenjem ovih jednačina dobija se aproksimativno ponašanje kontinuuma ili sistema.

Metoda konačnih elemenata vrši se u sledećim koracima:

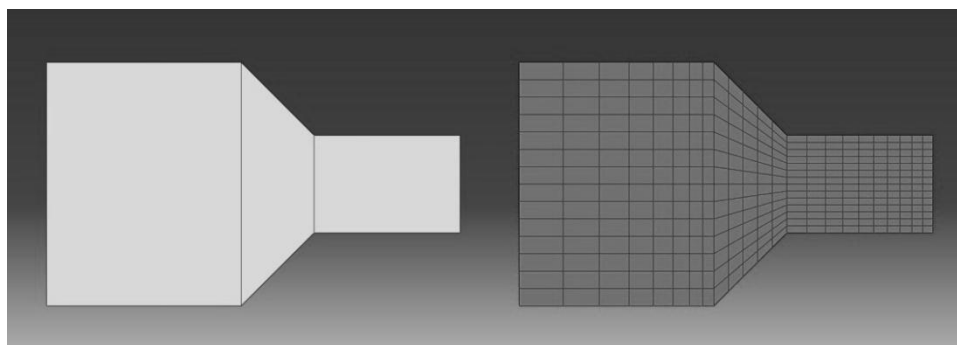
- Modeliranje, idealizacija i diskretizacija strukture
- Odabir pravilnog interpolacionog modela u zavisnosti od polja pomeranja
- Formiranje matrica krutosti konačnih elemenata
- Sastavljanje ukupne globalne matrice krutosti
- Rešavanje sistema algebarskih jednačina i određivanje pomeranja čvorova
- Izračunavanje deformacije i napona konačnih elemenata
- Izračunavanje napona tačaka strukture.

4.2.1 Modeliranje, idealizacija i diskretizacija strukture

Modeliranje predstavlja kompleksan proces preslikavanja fizičkog modela u numerički model uz primenu idealizacije i aproksimacije. Kod izrade numeričkog modela potrebno je detaljno primeniti matematički model za simulaciju svakog od pojedinih osobina fizičkog modela, kao što su geometrija, mehaničke osobine, granični uslovi opterećenja itd. Ovi parametri predstavljaju osnovu za proces modeliranja. U procesu modeliranja neophodno je izvršiti:

- Izbor tipa elemenata
- Izbor lokacije čvorova
- Odabir veličine i broja elemenata
- Odabir stepeni slobode čvorova
- Granične uslove
- Idealizace i aproksimacije (uprošćenja)

MKE se zasniva na fizičkoj diskretizaciji posmatranog domena. Konačni element nije diferencijalno malih dimenzija, nego ima konačne dimenzije zbog čega se tako i zove. Zbog toga su i jednačine koje opisuju stanje u pojedinim konačnim elementima algebarske jednačine. Pomoću njih se definiše i stanje domena u celini. To znači da se razmatrani domen koji ima beskonačno mnogo stepeni slobode može podeliti na konačan broj elemenata sa konačnim brojem stepeni slobode. Prvi korak u strukturalnoj analizi, odnosno u traženju napona i deformacija je diskretizacija domena (modela). Ona se vrši linijama na poddomene ili konačne elemente. Izbor veličine konačnih elemenata određuje preciznost dobijenih rezultata i vreme trajanja analize. Izbor elemenata koji se koristi u MKE analizi zavisi od geometrije domena.



Slika 4.1 Diskretizacija domena na konačne elemente

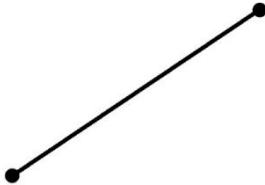
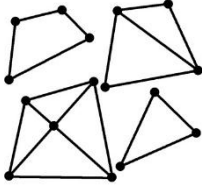
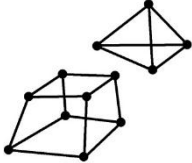
4.2.1.1 Izbor tipa elemenata

Svaki tip elemenata poseduje osobine i funkciju kojima se fizički problem može opisati uz odgovarajuću idealizaciju. Diskretizacija modela sa kompleksnom geometrijom može se izvršiti primenom manjeg broja konačnih elemenata koji imaju

geometriju koja prati konturu tela, ili primenom većeg broja elemenata koji imaju pravilan geometrijski oblik. Tabela 4.1 prikazuje neke od osnovnih oblika vrsta konačnih elemenata.

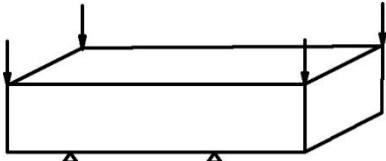


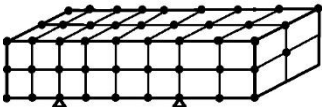
U zavisnosti od fizičkog modela koji se posmatra kao i opterećenja potrebno je odabrati tip elementa koji najbolje opisuje fizički problem. Svaki fizički problem koji se simulira moguće je prikazati na više načina, *Tabela 4.2* prikazuje neke od mogućih različitih načina modeliranja fizičkog modela.

Tabela 4.1 Osnovni oblici elemenata

1D elementi	2D elementi	3D elementi
		

Odabir pravog tipa elementa može zavistiti i od odnosa dužine, širine i visine samog elementa, tj tela koje se modelira, ali takodje i od vrste opterećenja kojem je sistem izložen.

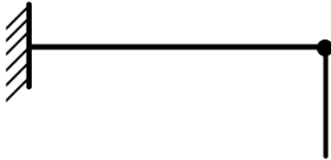
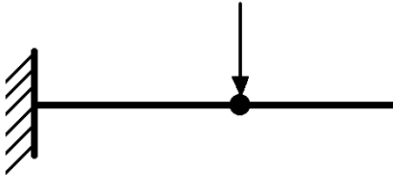
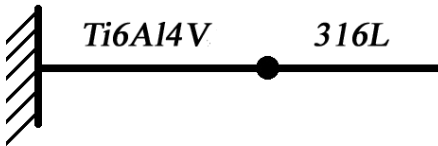
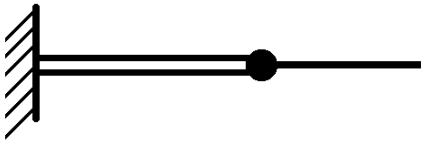
Tabela 4.2 načina modeliranja fizičkog modela

FIZIČKI MODEL	
Izrada modela primenom 1D elemenata	
Izrada modela primenom 2D elemenata	
Izrada modela primenom 3D elemenata	

4.2.1.2 Izbor lokacije čvorova

U cilju definisanja pravilne numeričke mreže konačnih elemenata neophodno je da se čvorovi postave na mestima svake promene, geometrije, materijala, krutosti, graničnih uslova itd. Ukoliko se predhodni element mora podeliti iz bilo kog od navedenih razloga onda se podela mora kontinualno nastaviti na naredne elemente niza. Tabela 4.3 prikazuje različite primere uvođenja čvorova.

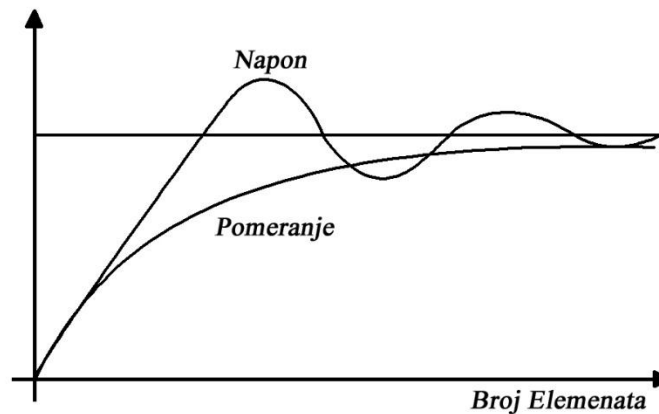
Tabela 4.3 Primeri odabira lokacije čvorova

Promena geometrije	
Promena graničnog uslova	
Promena materijala	
Promena poprečnog preseka	

4.2.1.3 Odabir veličine i broja elemenata

Veličina i broj elemenata su u direktnoj proporciji sa konvergencijom, tj. sa tačnošću rešenja. Potreban minimalan broj elemenata koji zadovoljavaju tačnost rešenja zavisi od vrste problema koji se rešava [109]. Za zone u kojima pomeranje ili napon naglo poraste potrebno je broj elemenata naglo povećati i obrnuto. Slika 4.2 prikazuje

primer konvergencije rešenja polja pomeranja i napona dobijenih metodom konačnih elemenata u zavisnosti od broja elemenata.



Slika 4.2 Primer konvergencije rešenja polja pomeranja i napona dobijenih metodom konačnih elemenata u zavisnosti od broja elemenata

4.2.1.4 Odabir stepeni slobode čvorova

Svi čvorovi u mreži metode konačnih elemenata imaju dva osnovna tipa stepeni slobode: translaciju i rotaciju. Stepeni slobode opisuju moguća pomeranja čvorova koja treba da obezbede odgovarajuću vrstu deformacije i napona razmatranog modela. Razlikujemo dva osnovna tipa stepeni slobode: lokalne i globalne. Lokalni kordinatni sistem se definiše za lokalni kordinatni sistem, dok se globalni kordinatni sistem definiše za globalno za sistem celog modela. Tabela 4.4. prikazuje stepene slobode za različite vrste problema. Stepene slobode možemo podeliti na fiksne (nepokretne) i slobodne (promenljive) [109].

Tabela 4.4 Stepeni slobode za različite vrste problema

	Problemi	Stepeni slobode čvorova	
		Lokalni	Globalni
1D	Podužno naprezanje štapa	u	X, Y, Z
	Uvijanje štapa	θ_x	$\theta_x, \theta_y, \theta_z$
	Savijanje grede u xy ravni i smicanje po y osi	v, θ_z	X, Y, θ_z
	Savijanje grede u zx ravni i smicanje po z osi	w, θ_y	Z, X, θ_y
	Zbirno naprezanje štapa i grede	$u, v, w \quad \theta_x, \theta_y, \theta_z$	$X, Y, Z \quad \theta_x, \theta_y, \theta_z$
2D telo	Ravno stanje deformacije	u, v	X, Y
	Osnosimetrično naprezanje	u, v	X, Y
	Membransko (ravansko) naprezanje	u, v	X, Y, Z
2D ploča	Naprezanje upravno na ravan ploče (savijanje) i smicanje ploče	$w \quad \theta_y, \theta_z$	$X, Y, Z \quad \theta_x, \theta_y, \theta_z$
	Zbirno naprezanje ploče	$u, v, w \quad \theta_x, \theta_y, \theta_z$	$X, Y, Z \quad \theta_x, \theta_y, \theta_z$
3D	Zapreminski naprezanje	u, v, w	X, Y, Z

4.2.1.5 Granični uslovi

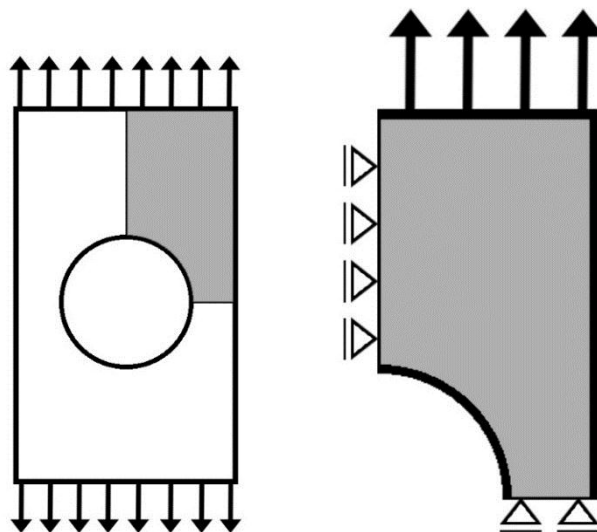
Granični uslovi se mogu definisani po dva osnovna principa:

- pomerenju
 - translacija
 - rotacija čvora
- napon
 - koncentrisano
 - površinsko
 - zapreminsko
 - inicijalno

Granični uslovi se mogu definisati preko čvorova modela za koordinatni sistem i preko graničnog konačnog elementa ili nekog standardnog elementa. Drugi način se mora koristiti ukoliko se pravac graničnog uslova ne poklapa sa koordinatnom osom. Jedan od najčešćih primera nepokapanja predstavlja kosi oslonac.

4.2.1.6 Idealizacije i aproksimacije (uprošćenja)

U slučajevima modeliranja fizičkih modela sa kompleksnom geometrijom, posebno u zonama van koncentracije napona moguće je i potrebno uvesti neke od aproksimacija u cilju redukcije broja konačnih elemenata, kao i drugih parametara koji omogućavaju uprošćenje broja nepoznatih u sistemu jednačina. Ove aproksimacije mogu biti od velikog značaja pri izradi modela kod kojih postoji simetrija kako u pogledu geometrije tako i pogledu opterećenja. Ose simetrije je moguće zameniti odgovarajućim graničnim uslovima, a same numeričke modele uprostiti kroz smanjenje broja elemenata na kojima se proračun vrši. Slika 4.3 prikazuje model pravougaone ploče sa simetričnim opterećenjem čije je modeliranje moguće aproksimirati izradom jedne četvrtine modela.



Slika 4.3 Primena aproksimacije na modelu sa dve ose simetrije u pogledu geometrije i opterećenja

Aproksimacija i idealizacija modela pri modeliranju predstavlja izuzetno bitan alat kod izrade numeričkog modela, ali može imati ogromnog uticaja na dobijene numeričke vrednosti u koliko se ne primeni pravilno, ili primeni na mestima gde ne sme. U takvim slučajevima preporučuje se korišćenje kompromisnog rešenja kod koga se na globalni model mogu primeniti veće aproksimacije i uprošćenja, dok se lokalni model izrađuje bez primene velikih opterećenja.

4.2.2 Odabir pravilnog interpolacionog modela u zavisnosti od polja pomeranja

Predpostavljeno ponašanje regiona konačnih elemenata opisuje se funkcijama koje nazivamo aproksimativnim ili interpolacionim funkcijama. Najčešći tip interpolacione funkcije predstavlja polinomska forma. Izbor funkcije pomeranja vrši se za svaki element. Funkcija je definisana individualno unutar elemenata i koristi se za vrednosti izračunate u čvorovima. Kao funkcije pomeranja mogu se koristiti linearni, kvadratni, ili kubni polinomi. Za dvodimenzionalni element funkcija pomeranja je funkcija koordinata u xy ravni. Funkcije su nepoznate veličine u čvorovima. Funkcije su tako odabrane da se pomoću MKE može i mora ostvariti kontinuitet pomeranja unutar tela, tj. između svih elemenata u čvorovima, duž stranica i površina. Nakon izbora funkcije pomeranja uspostavi se veza između deformacija i pomeranja, a samim tim i veza između napona i deformacija.

Ako je problem jednodimenzionalan tj. deformacija je prisutna samo u jednom pravcu, na primer samo u h pravcu, onda se odnos između deformacije i pomeranja „ u “ može prikazati u aksijalnom stanju izrazom:

$$\varepsilon_h = \frac{du}{dx} \quad (4.1)$$

Između napona i deformacija moguće je uvesti i konstitutivne relacije. Jedna od njih je Hukov zakon. Za jednodimenzionalni problem, veza napona i deformacija izražava se kao:

$$\sigma_h = E \cdot \varepsilon_h \quad (4.2)$$

- Gde su: σ_h napon u h pravcu,
- E modul elastičnosti

4.2.3 Formiranje matrica krutosti konačnih elemenata i sastavljanje ukupne globalne matrice krutosti

Matrica krutosti elemenata i njen vektor opterećenja neophodno je prvo definisati u koordinatnom sistemu elemenata, tj. u lokalnom sistem nakon čega je tek moguće

definisanje u globalnom koordinatnom sistemu celog modela. Matrica krutosti elemenata je kvadratnog reda i i predstavlja se kao broj čvorova elemenata \times broj stepeni slobode kretanja čvora. Matrica krutosti mora biti:

- Simetrična; $k_{ij}=k_{ji}$
- Pozitivno definisana; $k_{ij}>0$
- Singularna; determinanta je jednaka nuli

Vektor opterećenja pojedinačnih elemenata postavlja se u čvorovima i može biti inicijalan, površinski i zapreminski. Bitno je naglasti da razlikujemo dve osnovne metoda za određivanje matrice krutosti:

- Direktna metoda; Matrica krutosti povezuje sile u čvorovima elemenata i na taj način povezuje čvorove elemenata. Ona se dobija iz uslova ravnoteže sila pojedinačno za svaki razmatrani element. Ova metoda pogodna je samo za jednodimenzionalne probleme.
- Varijacione metode; Zasnivaju se na principu stacionarnosti. Za razliku od direktne metode može se primeniti i na elemente složenog oblika. Osim toga varijacionom metodom mogu se odrediti matrice elemenata nestrukturalnih problema, analiza polja (napona, toplote)
- Metoda težinskog reziduala; Zasniva se na diferencijalnim jednačinama razmatranog problema od kojih je najpoznatija je Galernikova metoda. Na osnovu metoda reziduala dobijaju se jednačine koje opisuju ponašanje elemenata.

$$\{\mathbf{f}\} = [\mathbf{k}] \cdot [\mathbf{d}] \quad (4.3)$$

gde su $\{\mathbf{f}\}$ vektor sila u čvorovima elemenata; $[\mathbf{d}]$ vektor pomeranja čvorova elemenata i $[\mathbf{k}]$ matrica krutosti elemenata. U matričnom obliku može se prikazati kao:

$$\begin{pmatrix} f_1 \\ f_2 \\ \vdots \\ f_n \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} k_{11} & k_{12} & k_{13} & \cdots & k_{1n} \\ k_{21} & k_{22} & k_{23} & \cdots & k_{2n} \\ k_{n1} & k_{n2} & k_{n3} & \cdots & k_{nn} \end{bmatrix} \begin{pmatrix} d_1 \\ d_2 \\ \vdots \\ d_n \end{pmatrix} \quad (4.4)$$

- Metoda energetskega balansa, Zasniva se na balansu različitih vrsta energija i najčešće nalazi primenu u termostatičkoj i termodinamičkoj analizi kontinuuma.

Kod primene ove metode matrica krutosti i jednačine pojedinačnih konačnih elemenata dobijaju se primenom neke od ovih navedenih metoda. Dobijene matrice pojedinih elemenata se primenom direktne metode i superpozicije dalje mogu sabrati u globalnoj matrici. Vieoma je bitno da se u toku ovog procesa ispoštuje koncept kontinuiteta ili kompatibilnosti koji zahteva da struktura sadrži neprekidnost. Primenom navedene metode globalna jednačina strukture u matričnoj formi može se prikazati kao:

$$\{\mathbf{F}\} = [\mathbf{K}] \cdot [\mathbf{d}] \quad (4.5)$$

Vektor sila u globalnom koordinatnom sistemu predstavlja se kao $\{\mathbf{F}\}$ dok su $[\mathbf{K}]$ globalna matrica krutosti i $[\mathbf{d}]$ vektor poznatih i nepoznatih pomeranja svih čvorova strukture.

4.3 Linearno elastični konstitutivni zakon

Deformacije materijala za posmatrano naponsko polje unutar kontinuuma zavise od osobina materijala samog posmatranog kontinuuma. Ove karakteristike se definišu vezama između napona i deformacija, nazvanim konstitutivnim jednačinama. One predstavljaju fenomenološki zakoni, ustanovljen eksperimentalnim metodom na materijalu, pa se nazivaju i materijalnim modelima. [109, 110].

U slučajevima izotropnog materijala, elastične konstante se mogu izraziti pomoću dve materijalne konstante [109, 111, 112]:

- Jangovog modula elastičnosti (E); odnos linearne proporcionalnosti napon-deformacija σ - ε (jednačina (4.6)

- Poasonovog koeficijenta (ν); odnos između veličine poprečne deformacije ε_{yy} i podužne deformacije ε_{xx} kada je materijal opterećen iz pravca x (jednačina (4.7)

$$\sigma = E\varepsilon \quad (4.6)$$

$$\nu = \left. \frac{\varepsilon_{yy}}{\varepsilon_{xx}} \right|_{\sigma=\sigma_{xx}} \quad (4.7)$$

Različite oblike elastične matrice C moguće je prikazati pomoću elastičnih konstanti E i ν , u zavisnosti od nekih fizičkih uslova. U slučaju opšte trodimenzionalne deformacije elastična matrica C se može prikazati kao:

$$C = \frac{E(1-\nu)}{(1+\nu)(1-2\nu)} = \begin{bmatrix} 1 & \frac{\nu}{(1-\nu)} & \frac{\nu}{(1-\nu)} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{\nu}{(1-\nu)} & 1 & \frac{\nu}{(1-\nu)} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{\nu}{(1-\nu)} & \frac{\nu}{(1-\nu)} & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} \end{bmatrix} \quad (4.8)$$

U slučaju osno simetričnih problema smičuća deformacija γ_{xy} i normalne deformacije – radijalna ε_{xx} , aksijalna ε_{yy} i cirkularna ε_{zz} će biti poređane kao $\varepsilon_1 = \varepsilon_{xx}$, $\varepsilon_2 = \varepsilon_{yy}$, $\varepsilon_3 = \varepsilon_{zz}$. Formiraće konstitutivna matrica C oblika 4x4.

$$C = \frac{E(1-\nu)}{(1+\nu)(1-2\nu)} = \begin{bmatrix} 1 & \frac{\nu}{(1-\nu)} & 0 & \frac{\nu}{(1-\nu)} \\ \frac{\nu}{(1-\nu)} & 1 & 0 & \frac{\nu}{(1-\nu)} \\ 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} & 0 \\ \frac{\nu}{(1-\nu)} & \frac{\nu}{(1-\nu)} & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.9)$$

U slučajevima ravnih stanja deformacija $\varepsilon_{zz} = 0$, a 3 x 3 konstitutivna matrica C je formirana obliku

$$C = \frac{E(1-\nu)}{(1+\nu)(1-2\nu)} = \begin{bmatrix} 1 & \frac{\nu}{(1-\nu)} & 0 & \frac{\nu}{(1-\nu)} \\ \frac{\nu}{(1-\nu)} & 1 & 0 & \frac{\nu}{(1-\nu)} \\ 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} & 0 \\ \frac{\nu}{(1-\nu)} & \frac{\nu}{(1-\nu)} & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.9) \text{ sa obrisanim}$$

četvrtim redom i kolonom. U slučaju ravnog stanja napona (slučaj membrane), konstitutivna matrica C 3×3 se dobija iz predhodne matrice uvođenjem uslova $\sigma_{zz} = 0$. Procedura postavljanja ovog uslova se naziva statička kondenzacija, a rezultujuća matrica je oblika:

$$C = \frac{E}{1-\nu^2} = \begin{bmatrix} 1 & \nu & 0 \\ \nu & 1 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1-\nu}{2} \end{bmatrix} \quad (4.10)$$

Matrica se takođe može prikazati i za tangencijalnu ravan zakrivljenih membrana. Kada se za membranu i kod savijanja uzmu u obzir transverzalni smičući naponi i deformacije, dobija se struktura ljuske, a konstitutivna matrica je oblika:

$$C = \frac{E}{1-\nu^2} = \begin{bmatrix} 1 & \nu & 0 & 0 & 0 & 0 \\ \nu & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1-\nu}{2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-\nu}{2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-\nu}{2} \end{bmatrix} \quad (4.11)$$

Izraz (4.11) odgovara normalnom naponu i deformaciji u normalnom pravcu na ljusku, što se često koristi u numeričkim metodama. Normalna deformacija ε_{zz} za ravno stanje deformacija u slučaju membrane ili ljuske se može napisati pomoću napona i deformacija u ravni u sledećem obliku:

$$\varepsilon_{zz} = -\frac{\nu}{E}(\sigma_{xx} - \sigma_{yy}) = -\frac{\nu}{1-\nu}(\varepsilon_{xx} + \varepsilon_{yy}) \quad (4.12)$$

Elastične konstitutivne jednačine između devijacija napona σ'_{ij} i devijacija deformacija $\varepsilon'_{ij} = \varepsilon_{ij} - \varepsilon_m$, gde je srednja vrednost deformacija $\varepsilon_m = (\varepsilon_{11} + \varepsilon_{22} + \varepsilon_{33})/3$.

$$\sigma'_{ij} = 2G\varepsilon'_{ij} \quad (4.13)$$

Modul smicanja se u ovom slučaju može izraziti kao:

$$G = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad (4.14)$$

Odnos između srednje vrednosti napona σ_m i zapreminske deformacije $\varepsilon_v = 3\varepsilon_m$ može se prikazati kao:

$$\begin{aligned} \sigma_m &= K\varepsilon_v \\ K &= \frac{E}{3(1-2\nu)} \end{aligned} \quad (4.15)$$

Moguće je prikazati i inverzni odnos između tenzora napona i deformacija, kao:

$$\begin{aligned} \varepsilon &= C^{-1}\sigma \\ \varepsilon_{ij} &= C_{ik}^{-1}\sigma_k, \quad i, k = 1, \dots, 6 \end{aligned} \quad (4.16)$$

Gde je C^{-1} matrica krutosti i obeležava se sa K:

$$\varepsilon = \begin{Bmatrix} \varepsilon_{xx} \\ \varepsilon_{yy} \\ \varepsilon_{zz} \\ \gamma_{xy} \\ \gamma_{yz} \\ \gamma_{xz} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E} & -\frac{\nu}{E} & -\frac{\nu}{E} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu}{E} & \frac{1}{E} & -\frac{\nu}{E} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu}{E} & -\frac{\nu}{E} & \frac{1}{E} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \sigma_{xx} \\ \sigma_{yy} \\ \sigma_{zz} \\ \sigma_{xy} \\ \sigma_{yz} \\ \sigma_{xz} \end{Bmatrix} \quad (4.17)$$

5 METODE I PROCEDURE MERENJA

5.1 Prostorna (3D) optička analiza

U toku eksploatacije neke strukture posebnu važnost predstavlja određivanje njene deformacije i uticaj iste na ponašanje u radu. Nekadašnji pristup u kome su se pratile deformacije na već izrađenim konstrukcijama, kao jedini vid kontrole predstavljale su osnovu u projektovanju i izradi sledećih konstrukcija, i pokazale su se kao skup i neefikasan metod u slučajevima kada je bilo potrebno izvršiti bilo kakve izmene. U cilju poboljšanja predviđanja ponašanja konstrukcija prešlo se na ispitivanja svojstava materijala na epruvetama standardom definisanog oblika kako bi se dobijeni rezultati primenjivali kroz određeni matematički model na realne konstrukcije.

Razvoj kompjuterske tehnologije, omogućio je primenu metode konačnih elemenata na složene strukture koje je zbog obimnosti i mogućnosti pojave greške u proračunima bilo nezamislivo proračunavati bez računara. Osnovi nedostatak metode konačnih elementa ogleda se u činjenici da se pri modeliranju ne mogu prikazati nedostaci materijala od kojeg je izrađena konstrukcija, te se smatra da model koji se koristi za proračun konačnih elemenata predstavlja idealni model strukture.

Sistemi za optičko merenje su poslednjih godina postali važan deo industrijskih procesa merenja, i zajedno sa numeričkom simulacijom, ovi sistemi predstavljaju potencijal za unapređenje i optimizaciju vremena razvoja, kao i veliku ekonomsku prekretnicu u procesu razvoja i proizvodnje.

Metoda za trodimenzionalnu (3D) optičku analizu deformacija i pomeranja zasniva se na korelaciji digitalnih slika (eng. digital image correlation - DIC). Primenom ove tehnike vrši se digitalizacija pripremljene merne površine slikanog objekta pre, za vreme i posle dejstva opterećenja, tj. pomeranja ili deformisanja, u zavisnosti od potrebe učestalosti dobijanja merenih vrednosti. Pojedinačnim pikselima na inicijalnoj slici dodeljuje se numerička vrednost. Korelacija predstavlja poređenje slika, tj. poređenje međusobnog rastojanja između piksela kojima su dodeljene kordinate kroz nizove

merenih vrednosti. Zahvaljujući svojim osobinama digitalna korelacija slika je našla široku primenu u eksperimentalnoj mehanici [113]. DIC u mehanici je prvi put korišćena 1982. za merenje deformacija malih vrednosti [114]. Od tada do danas, ova metoda se razvila i postala popularan sistem za analizu pomeranja i deformacija za merne objekte koji zahtevaju beskontaktna i visoko senzitivna merenja [115-117].

Softverski paket Aramis i oprema za snimanje predstavlja komercijalni sistem za 3D optičku analizu deformacija/pomeranja koja vrši prevođenje promena koordinata piksela u vektore pomeranja.

Primenom DIC metode, simulacije konačnih elemenata mogu pružiti pouzdanije rezultate.

5.2 Sistem za 3D optičku analizu deformacija/pomeranja - DIC

Oprema za eksperimentalnu beskontaktnu prostornu analizu sastoji se iz:

- sistema za 3D optičku analizu deformacija/pomeranja
- sistema kidalice

Oprema za eksperimentalnu 3D optičku analizu deformacija/pomeranja sastoji se iz softverskog paketa Aramis, senzorske jedinice (sistema kamera), postolja, PC, osvetljenja i trigger kutije (Slika 5.1).



Slika 5.1 Eksperimentalna postavka za 3D optičku analizu

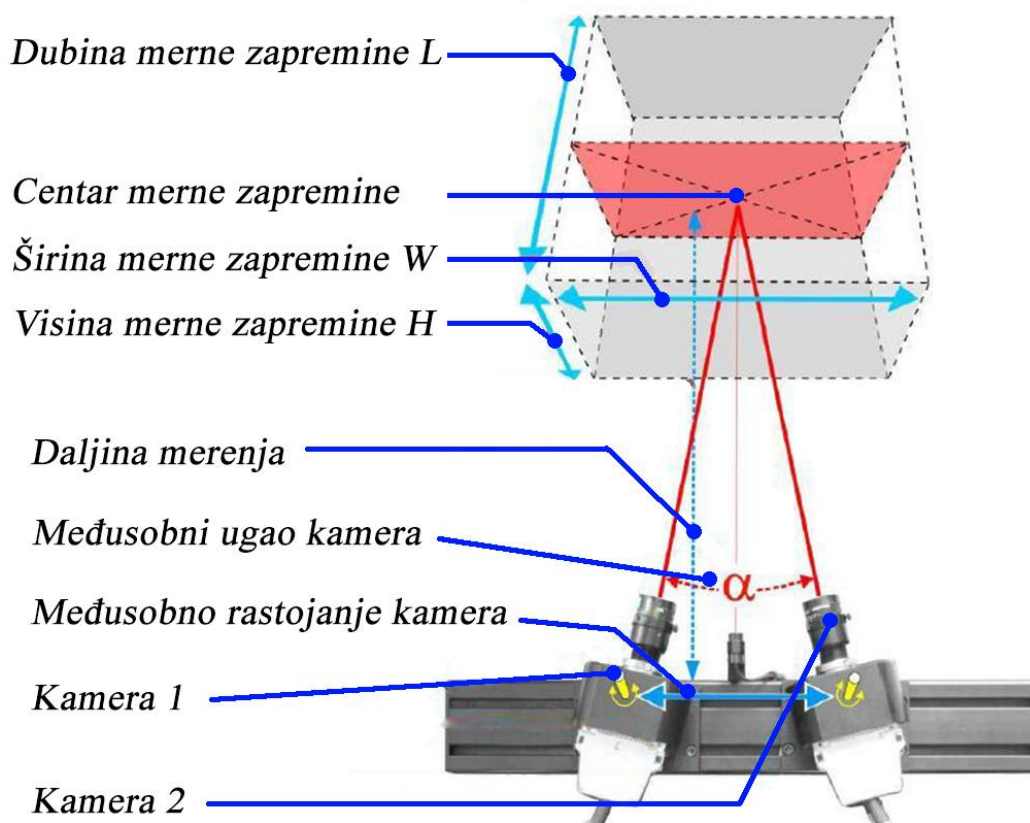
Pri definisanju procedure merenja i samog eksperimenta neophodno je:

- Definisanje merne zapremine.
 - Pre samog početka merenja potrebno je definisati dimenzije mernog objekta tako da se merni objekat nalazi unutar kalibracijom definisane merne zapremine u svim koracima deformisanja. Pri definisanju same merne zapremine neophodno je sa posebnom pažnjom predvideti moguće ishode eksperimenta, tj. pomeranja i deformacije kako bi se obezbedilo konstantno prisustvo merene zone unutar polja obe kamere, kako u deformisanom tako i u nedeformisanom stanju.
- Priprema uzorka.
 - Priprema geometrije pločica
 - Izrada pločica
 - Priprema uzoraka plastike
 - Priprema uzoraka drveta
 - Priprema uzoraka kosti
 - Farbanje uzoraka (priprema merne površine)
 - Priprema specijalnih vijaka u cilju povećanja vidnog polja kamere
 - Pozicioniranje uzoraka
 - Fiksacija uzoraka
- Kalibracija merne zapremine.
- Definisanje projekta unutar softverskog paketa i definisanje parametara (opseg deformacija, parametri koraka,..).
- Podešavanje frekvence, tj. načina merenja (snimanja slika), npr. jednostavno (simple measurements) ili brzo merenje (fast measurements).
- Snimanje slika tokom merenja sa određenim vrednostima opterećenja.
- Definisanje proračunskog okvira.
- Definisanje početne tačke za postupak proračuna i definisanje merenog polja.
- Proračun projekta.

- Obrada rezultata.

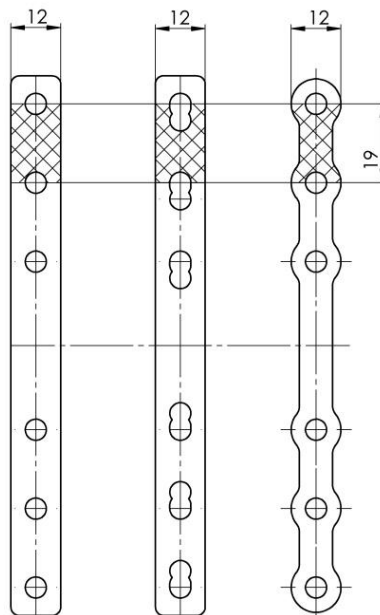
5.2.1 Definisiranje merne zapremine

U cilju definisanja mernog opsega pre početka merenja neophodno je izabrati odgovarajuću zapreminu merenja (u daljem tekstu merna zapremina). Merna zapremina direktno zavisi od dimenzija mernog objekta, tj. dimenzija površine na kojima se merenje vrši, kao i očekivane deformacije. Merna površina predstavlja analizirano polje pomeranja i deformacija i mora da se nalazi unutar merne zapremine u svakom trenutku merenja. Pri definisanju same merne zapremine neophodno je sa posebnom pažnjom predvideti moguće ishode eksperimenta, tj. pomeranja i deformacije kako bi se obezbedilo konstantno prisustvo merene zone unutar polja obe kamere, kako u nedeformisanom tako i u deformisanom stanju. U zavisnosti od veličine merne površine i raspoloživih objektivna kamere, odgovarajuća merna zapremina se može izabrati iz tablica po uputstvu proizvođača [118]. Definisanjem i odabirom merne zapremine određuje se međusobno rastojanje između senzorskih jedinica kamera, ugao kamera u odnosu na postolje, tj. u odnosu jedna na drugu, kao i rastojanje od same kamere do merne površine (Slika 5.2). Za različite dimenzije mernih površina potrebno je obezbediti odgovarajuće objektivne za senzorsku jedinicu.



Slika 5.2 Šematski prikaz merne opreme i merne zapremine

U cilju pravilnog definisanja oblika i dimenzija mernih zapremina neophodno je izvršiti merenje i pripremu površina za ispitivanje. Dimenzije merne površine određene su matematički na osnovu 3D modela prema kojima su izrađeni eksperimentalni uzorci (Slika 5.3). Merna zapremina kod sva tri tipa epruveta ima identične veličine. Dubina mernog polja nije od nikakve važnosti za odabir i definisanje merne zapremine jer je slučaj merenja ravanski, pa se pomeranje po trećoj osi ne očekuje, ili će biti zanemarljivo u poređenju sa deformacijama u aksijalnom pravcu pločice.



Slika 5.3 Prikaz geometrije i dimenzija merene površine na sva tri uzorka

Pre početka eksperimentalnog merenja odgovarajuća merna zapremina mora biti kalibrisana. Pre početka kalibracije potrebno je podesiti sve parametre sistema, kao što su udaljenost kamera od centra merne zapremine, orijentacija kamera, otvor blende, fokus, osvetljenje itd.

5.2.2 Priprema uzorka

Priprema uzorka za ispitivanje podrazumevala je samu fizičku pripremu istih u vidu: Priprema geometrije pločica; Izrada pločica; Priprema uzoraka plastike; Priprema uzoraka drveta; Priprema uzoraka kosti; Pozicioniranje uzoraka; Fiksacija uzoraka. Navedeni koraci detaljno su opisani u poglavlju 6.1 i nisu u direktnoj vezi sa DIC metodologijom. Parametri pripreme neophodni za samu primenu DIC metode su:

- Farbanje uzoraka (priprema merne površine)
- Priprema specijalnih vijaka u cilju povećanja vidnog polja kamere

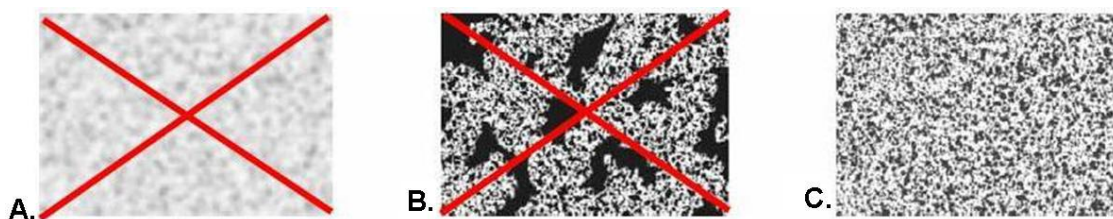
5.2.2.1 Farbanje uzoraka (priprema merne površine)

Struktura merne površine ima veoma važnu ulogu pri pripremi merne površine i realizacije meranja. Površina uzorka mora da zadovolji sledeće zahteve:

- Čišćenje površine u cilju obezbeđivanja adekvatnog vezivanja boje za podlogu merne površine.
- Merna površina (i širi opseg) mora biti pripremljena i ofarbana tankim slojem svetle boje, mat završne obrade. Na ovaj način obezbeđuje se adekvatna podloga za dalju pripremu, a redukuje mogućnost pojave refleksije i neujednačenosti duž merne površine.
- U sledećem koraku neophodno je naneti novi sloj tamne (crne boje). Kod nanošenja novog sloja ne sme se pokriti cela površina već je neophodno primenom adekvatnog raspršivača i dizne obezbediti pravilno raspoređeni tačkasti sloj kako bi se jasno istakao kontrast između svetle podloge i tamnih tačaka na njenoj površini. Na ovaj način moguće je jasno definisali piksele na slikama snimljenim kamerama. Primenom navedenog principa, oblast piksela na referentnoj nultoj slici može biti replikovana odgovarajućoj oblasti piksela na narednoj slici.
- Naneta boja mora pratiti konturu merne površine, ne sme se razlivati i lomiti.
- Optimalna površina je relativno ravna. Izrazito hrapave površine mogu napraviti problem pri određivanju malih površina i proračuna 3D tačaka.
- Naneta boja na uzorku mora da ima dobar kontrast, jer u suprotnom određivanje jasnih ivica, tj. kontura tačaka, a samim time i dodeljivanje piksela neće biti uspešno.
- Naneta boja na površini mora biti mat, kako bi se eleminisala pojava refleksije. Reflektovana svetlost izaziva loš kontrast i razliku u osvetljenju između leve i desne kamere, koja nije poželjna i daje loše rezultate pri proračunu malih površina u oblastima gde se ona javlja.
- Nakon pripreme površine moguće je naneti mat lak kako bi se obezbedila redukcija odsjaja i postojanost boje u slučaju kontakta pri merenju i pozicioniranju uzoraka.

Dosadašnja lična iskustva iz prakse pokazala su da se mnogo bolji rezultati pri pripremi površine ostvaru korišćenjem boja na uljanoj bazi, a ogledaju se kako u adekvatnijem i homogenijem sloju tako i u primetno postojanijoj površini u slučaju mehaničkog kontakta. Nedostatak primene farbe na uljanoj bazi ogleda se isključivo u vremenu neophodnom za pripremu uzoraka, tj. u vremenu neophodnom između nanošenja dva sloja. Primena mat laka nakon pripreme uzorka obezbeđuje ravnomerniju raspodelu refleksije svetlosti i redukciju iste.

Sa jedne strane, veličina fino nanetih tačaka kontrasta tamne boje mora biti dovoljno mala da omogući finu rasporedu malih površina tokom proračuna, a sa druge mora biti dovoljno krupna da bi u potpunosti bila prepoznatljiva za softweare. Od strane proizvođača preporučuju se fino dispergovane površine koje su prilagođene kontrolnoj zapremini, rezoluciji kamere i veličini malih površina (Slika 5.4).



Slika 5.4 Primeri površine A. i B. Neodgovarajuća C. Odgovarajuća

Direktno nanošenje crnog tačastog sloja ne obezbeđuje adekvatno formiranje mernog polja zbog velike refleksije osnovnog materijala, tako da je bilo neophodno naneti mat belu osnovu. Pre početka nanošenja boje, potrebno je obezbediti čistu površinu, dok je nakon nanošenja svakog sloja neophodno obezbediti adekvatan vremenski interval kako bi se prethodni sloj pravilno vezao. Primenom farbe na nitro bazi vreme između nanošenja dva sloja se značajno redukuje, ali se veza između slojeva kao i otpornost na mehaničko oštećenje značajno redukuje. Slika 5.5 prikazuje merenu površinu za vreme pripreme, nakon nanete bele podloge, nakon nanetog crnog sloja, kao i gotove pripremljene uzorke za merenje nakon nanošenja sloja zaštitnog laka. Bitno je naglasiti da veličina granulacije crnih tačaka je u direktnom odnosu sa viličinom mernog polja koje se posmatra, pa tako manje merne zapremine zahtevaju finiju šaru od velikih. Da bi se proverilo da li je postignuta odgovarajuća šara za određenu kontrolnu zapreminu, potrebno je dobijene uporediti sa referentnim šarama preporučenih od strane

proizvođača. Prihvatljivost pripremljene merne površine se može odrediti pomoću kompjuterskog ekrana. Takođe, u procesu pripreme samog eksperimenta moguće je izvršiti formiranje inicijalnog mernog polja na već pripremljenom uzorku, a pre samog procesa merenja u cilju utvrđivanja pokrivenosti i uniformnosti svih delova merne površine.



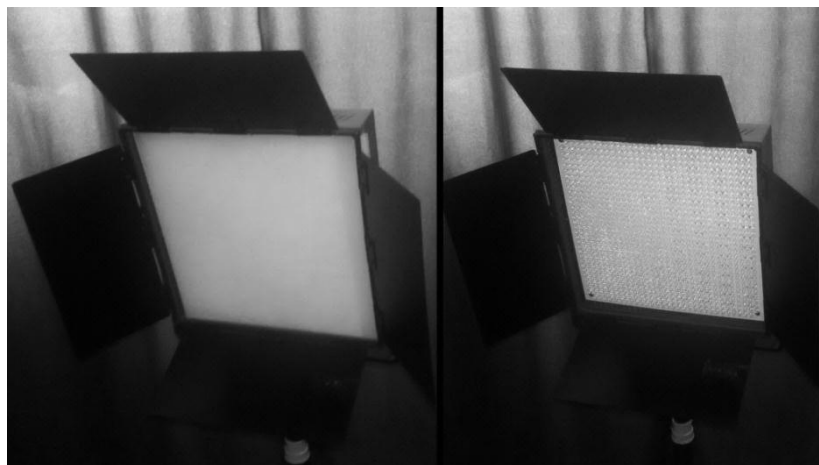
Slika 5.5 Izgled uzoraka u različitim fazama pripreme

5.2.2.2 Osvetljenje merne površine

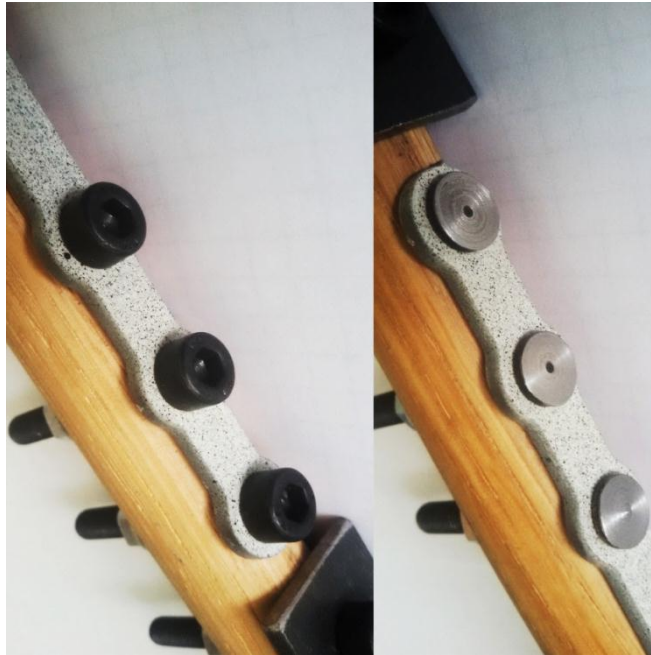
Pri primeni DIC metode neophodno je obezbediti adekvatnu količinu svetla u zavisnosti od parametara podešavanja same kamere (brzine okidanja i otvora blende) kako bi se obezbedilo pravilno slikanje merne površine. Takođe jako veliku ulogu pri osvetljenju imaju inderketno osvetljenje površine, u cilju redukcije refleksije, ili

korišćenje filtera za uniformno rasipanje svetlosti, kao i redukovanje pojave velikih promena intenziteta svetlosti unutar mernog polja. U cilju redukcije navedenih poteškoća pri definisanju eksperimenta utvrđeno je da bi najveću pogodnost u cilju pravilnog osvetljanja celog polja i ujednačenog intenziteta svetlosti na obe kamere imao sistem sa dva reflektora, pravilo postavljana sa spoljašnje strane kamera. Reflektori su postavljeni sa filterima za ujednačeno raspianje svetlosti (Slika 5.6).

Unutar mernog polja, a u neposrednoj blizini vijaka utvrđena je pojava senki nastala kao posledica prisustva glave vijka. U cilju redukovanja senki i obezbeđivanja uniformnog polja na neposrednoj blizini vijka odlučeno je da se glave istih mašinski obrade kako bi se njihova debljina redukovala na svega 1,6 mm i na taj način obezbedilo adekvatno mehaničko dejstvo u normalnom pravcu na površinu pločice, dok bi se svetlosno polje ujednačilo (Slika 5.7). Redukcija debljine vijaka odrađena je na strugu primenom više prolaza.



Slika 5.6 Izled reflektora sa filterom (levo) i bez filtera (desno) za uniformno svetlosno polje



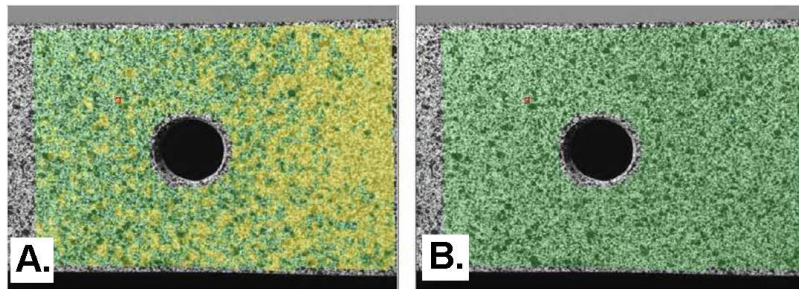
Slika 5.7 Primer redukcije debljine glave vijka u cilju dobijanja uniformnog svetlosnog polja

5.2.3 Kalibracija merne zapremine.

Kalibracija je merni proces tokom kojeg se merni sistem, uz pomoć kalibracionih objekata, prilagođava tako da je konzistentnost bude jasno definisana. Kalibracija se vrši uz pomoć specijalnog kalibraconog tela, koje u zavisnosti od dimenzija merne zapremine može biti ploča ili krst. Kalibracione ploče se koriste za male, a kalibracioni krstovi za velike merne zapremine. U zavisnosti od tipa kalibracione ploče, definisane su jedna ili dve razmere. Razmera na ploči predstavlja unapred definisano rastojanje između dve određene tačke. Uvođenjem kalibracije sistema primenom navedenih kalibracionih pločica, sam sistem vrši proveru u odnosu na unapred definisan raspored merne ploče. Ovo poređenje obezbeđuje samom softveru uvid u pravi položaj kamera.

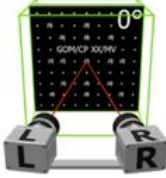
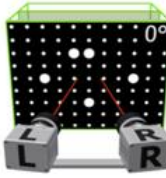
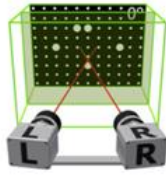
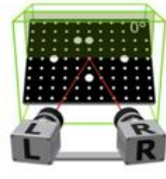
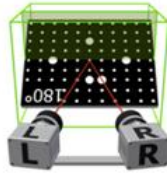
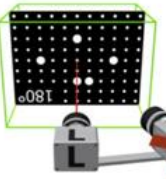
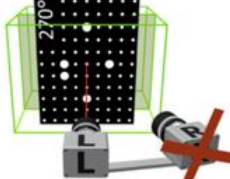
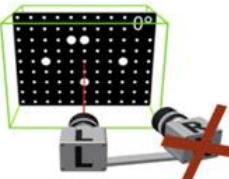
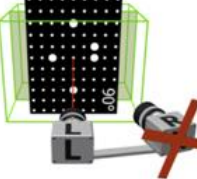
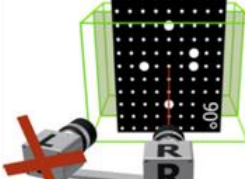
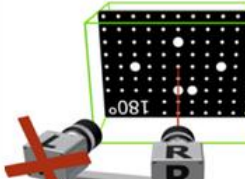
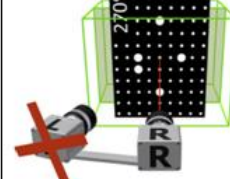
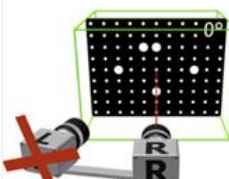
U ovom istraživanju korišćeno je kodirano kalibraciono telo tipa ploča simple 25x20. Bitno je naglasiti da se svaka kalibracija vrši neposredno pred merenje i odnosi se samo na trenutnu međusobnu poziciju kamera. Ukoliko se međusobna pozicija kamera promeni (ugao ili rastojanje jedne u odnosu na drugu) sistem zahteva ponovnu

kalibraciju. Dekalibracija sistema rezultuje pojavom velikog broja žutih površina na slikama merenih uzoraka (Slika 5.8).

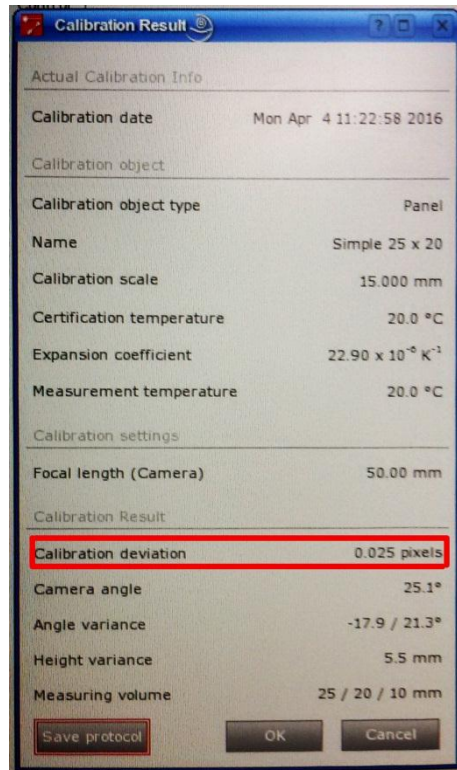


Slika 5.8 Primeri kalibracije sistema: A. Dekalibrisano stanje; B. Kalibrisano stanje

Postupak kalibracije se sastoji iz 13 koraka (Slika 5.9). Svaki od koraka obavlja se pri identičnom položaju kamera, osvetljenja i sa identičnom kalibracionom pločom, jedino dolazi do promene položaja kalibracione pločice. U cilju sprovođenja pravilne kalibracije, softver mora u svakom koraku da prepozna sve referentne tačke na kalibracionoj ploči. Pri početku kalibracije, u prvom koraku, kalibraciona ploča postavlja se u sredinu merne zapremine, tako da se laser za pozicioniranje poklopi sa centralnom tačkom kalibracione ploče, a da obe kamere posmatraju istu centralnu tačku. Pravilna udaljenost merne opreme od kalibracione ploče postiže se samo u slučaju kada obe kamere posmatraju istu tačku na merenoj površini. Sledeći korak u kalibraciji uključuje proveru međusobne horizontalne i vertikalne saosnosti kamera, kalibraciona ploča je pozicionirano tako da se vertikalna i horizontalna crvena linija na ekranu podudaraju sa tačkama na slikama sa leve i desne kamere. Jedan od parametara uspešne kalibracije je da sistem sa obe kamere prepozna i numeriče referentne tačke na kalibracionoj ploči u svakom koraku. Preduslov za uspešnu kalibraciju ogleda se prvenstveno u postupku pravilnog podešavanja položaja kamera (senzora). Na kraju postupka kalibracije sistem pamti parametre kalibracije na osnovu kojih određuje relativne pozicije kamera u odnosu na merenu površinu. Za ispravnu kalibraciju, odstupanje (calibration deviation) može biti u granicama između 0,01 i 0,04 piksela. Pri izradi ove doktorske disertacije sistem je kalibrisan sledećim parametrima (Slika 5.10): Sočiva kamere – 50 mm; Tip kalibracionog objekta - pločica simple 25x20; Temperatura – sobna, tj. 20°C; Merna zapremina – 20 mm x 20 mm x 10 mm, Calibration deviation - 0,025 piksela.

<p>Korak 1:</p>  <p>- Sredina merene zapremine - Položaj ploče 0°</p>	<p>Korak 2:</p>  <p>- Bliže senzoru - Položaj ploče 0°</p>	<p>Korak 3:</p>  <p>- Dalje od senzora - Položaj ploče 0°</p>
<p>Korak 4:</p>  <p>- Sredina merene zapremine - Položaj ploče 0° - Tačka zarotirana za 40°</p>	<p>Korak 5:</p>  <p>- Sredina merene zapremine - Položaj ploče 180° - Dve tačke zarotirana za 40°</p>	<p>Korak 6:</p>  <p>- Samo leva kamera - Položaj ploče 180°</p>
<p>Korak 7:</p>  <p>- Samo leva kamera - Položaj ploče 270°</p>	<p>Korak 8:</p>  <p>- Samo leva kamera - Položaj ploče 0°</p>	<p>Korak 9:</p>  <p>- Samo leva kamera - Položaj ploče 90°</p>
<p>Korak 10:</p>  <p>- Samo desna kamera - Položaj ploče 90°</p>	<p>Korak 11:</p>  <p>- Samo desna kamera - Položaj ploče 180°</p>	<p>Korak 12:</p>  <p>- Samo desna kamera - Položaj ploče 270°</p>
<p>Korak 13:</p>  <p>- Samo desna kamera - Položaj ploče 0°</p>		

Slika 5.9 Procedura i prikaz svih koraka kalibracije



Slika 5.10 Parametri kalibracije

5.2.4 Definisanje projekta unutar softverskog paketa i definisanje parametara (opseg deformacija, parametri koraka itd.)

Unutar softwera Aramis neophodno je definisati novi projekat za primenu svakog merenja. Definisanjem novog projekta usvajaju se parametri kalibracije i merni rezultati za svaki pojedinačni slučaj. Na ovaj način moguće je izvršiti obradu rezultata naknadno i nezavisno od samog merenja jer se u okviru samog projekta nalaze svi potrebni parametri za obradu i analizu. Tokom izrade ove doktorske disertacije korišćeni su nezavisni projekti za svako pojedinačno merenje. Definisanjem novog projekta i njegovih parametara, Aramis sistem automatski prelazi u projektni mod koji se koristi za kalibraciju sistema i snimanje slika merne površine. Nakon uspešno obavljene pripreme merenja, snimaju se monohromatske slike, levom i desnom kamerom simultano, na različitim stepenima opterećenja uzorka. Sve slike se pojedinačno pripremaju za proračun i obradu podataka. Nakon definisanja merne oblasti definiše se početna tačka. Inicijalna tačka koristi se kao osnova za ceo proračun posmatranog

uzorka. Površine koje se nalaze izvan definisanog proračunskog okvira ne ulazi u rezultate proračuna. Nakon proračuna uzorka, mod za izračunavanje *Evaluation mode* aktivira se automatski. U ovom modu, svi dobijeni rezultati deformacija/pomeranja su vizuelno prikazani. U cilju bolje analize dobijenih vrednosti sistem je opremljen posebnim alatima za analizu dobijenih podataka, *section, point, point-point distance,..*

5.2.5 Podešavanje frekvence merenja

Softverski paket Aramis pruža mogućnosti uvođenja različitih parametara učestalosti merenja kojima se pokriva veći opseg pojedinačnih slučajeva. Koršćenjem sistema moguće je izvršiti merenje:

- Ručno - simple measurement
- Automatski - fast measurement
 - time intervals

5.2.5.1 Ručno - simple measurement

Primenom ručnog moda (simple measurement) vrši se jednostavno pojedinačno merenje prema potrebama operatera. Na ovaj način moguće je izvršiti merenje u bilo kom trenutku, ali je nemoguće ostvariti bilo kakvu sinhronizaciju sa ostatkom opreme (vremenskim intervalima, intenzitetom opterećenja,..). Ovaj pristup ima veliku ulogu kada je merenje potrebno izvršiti u trenucima kada se dostigne određena vrednost opterećenja i eksperimentalna postavka se dovede u stanje mirovanja (ispitivani uzorci se optereće sa određenom silom, kidalica se zaustavlja na zadatom opterećenju i onda se vrši slikanje merene površine).

5.2.5.2 Automatski - fast measurement mode

Automatsko ili „fast measurement“ koristi se za izradu više mernih uzoraka, slika u automatski zadatom vremenskom intervalu. Postoje dva osnovna pristupa automatskom merenju: Time intervals i Combine with loading.

Pri odabiru Time interval frekvencije, sistemu se zadaje određeni vremenski interval u kome se vrši slikanje merne površine. Ovaj pristup može biti od velike koristi kada se opterećenje uvodi linearno, ili je merenje potrebno obaviti npr. u određenim trenucima izduženja (npr. zadaju se parametri istezanja 1 mm/min, a frekvencija merenja se usvaja kao 1/2 min, na ovaj način obezbeđuje se pravilno merenje na svakih 30 sec).

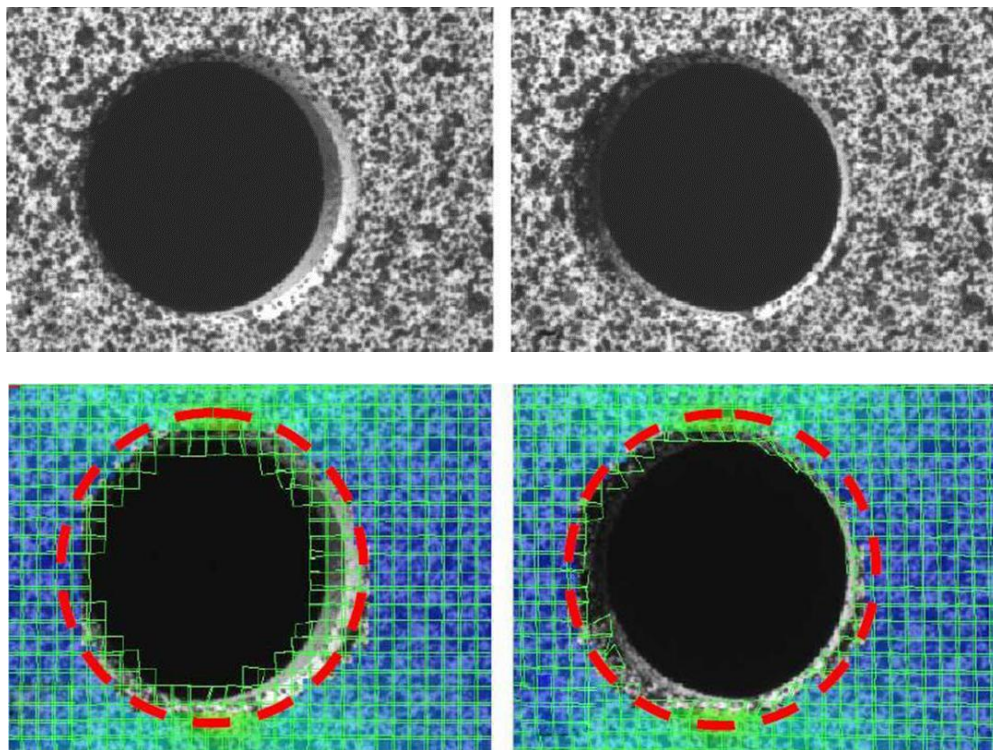
5.2.6 Snimanje slika tokom merenja sa određenim vrednostima opterećenja

Pri odabiru merenja tokom određene vrednosti opterećenja, sistem se kalibriše i ostvaruje se sinhronizacija između parametara kidalice i mernog sistema Aramis. Na ovaj način moguće je izvršiti unapred definisano programiranje kojim se vrši merenje, tj. slikanje merne površine u tačno određenim parametrima kidalice (npr. merenje se vrši pri određenim jedinicama opterećenja, na svakih 100 N ili izduženja, na svakih 1mm) Pri primeni ovakvog merenja neophodno je ostvariti pravilnu sinhronizaciju između merne opreme i samog mernog sistema, ali se pouzdanost merenja приметно povećava.

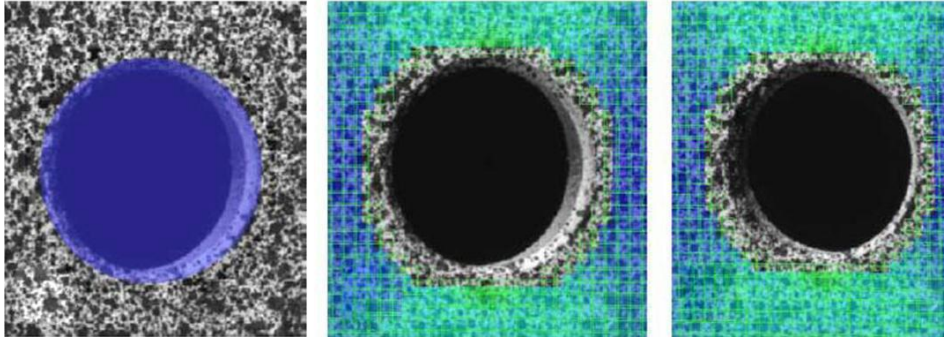
5.2.7 Definisanje proračunskog okvira

Proračunski okvir neophodno je definisati kako bi softver mogao da postavi granice oblasti 2D slika dobijenih sa kamera prema kojima se izvodi proračun malih površina. Definisanjem proračunskih okvira omogućava se da samo oblasti koje su relevantne za deformaciju budu proračunate, tj. definišu se zone unutar ukupnog prostora u kojima se vrši merenje. Pravilan 3D proračun i određivanje deformacija nije moguće na ivicama uzorka i naglih prostornih skokova (upravnih na kamere) u konturi. Ovaj nedostatak

javlja se usled principa dobijanja 3D slike koji se zasniva na malim površinama koje moraju da se vide i na na obe kamera sa svim svojim odgovarajućim šarama. Slika 5.11 prikazuje izgled identičnog kružnog otvora pri ispitivanju. Na slici su paralelno prikazani pogledi sa obe kamere kao i dobijeni i definisani merni okviri za svaku pojedinačnu kameru, gde se može uočiti razlika u perspektivi i vidnom polju usled različitog ugla posmatranja. Zbog razlike u slikama nije moguće potpuno izmeriti pomeranja na bočnim zidovima uzoraka, kao i na samoj ivici istih. Pri definisanju proračunskog okvira moguće je uvođenje takozvanih maski unutar merne zone kako bi se pojedine oblasti zanemarile u procesu merenja. Uvođenje ove aprkosimacije ima posebnu ulogu kod merenja u zonama neposredno oko otvora ili drugih naglih prostornih promena geometrije. Slika 5.12 prikazuje primer uvođenja kružne maske pozicionirane oko otvora.



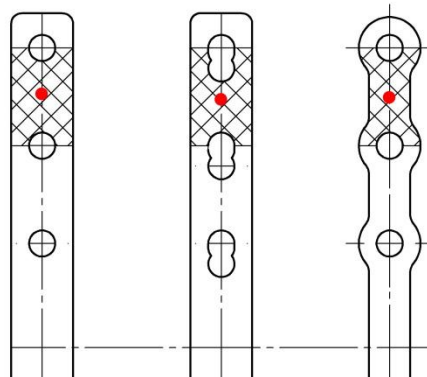
Slika 5.11 Izgled identičnog kružnog otvora pri ispitivanju dobijen na levoj i desnoj kameri



Slika 5.12 Definisiranje proračunskog okvira sa uvođenjem kružne maske

5.2.8 Definisiranje početne tačke i merenog polja

U cilju definisanja pravilnih inicijalnih malih površina u svim koracima neophodno je definisati ručno inicijalne, tj. početne tačke. Inicijalna tačka predstavlja nultu tačku koju software koristi za definisanje mernih površina. Ova tačka koristi se za poređenje sa svakim sledećim korakom kako bi se formiralo identično polje malih površina duž merene površine celog uzorka.



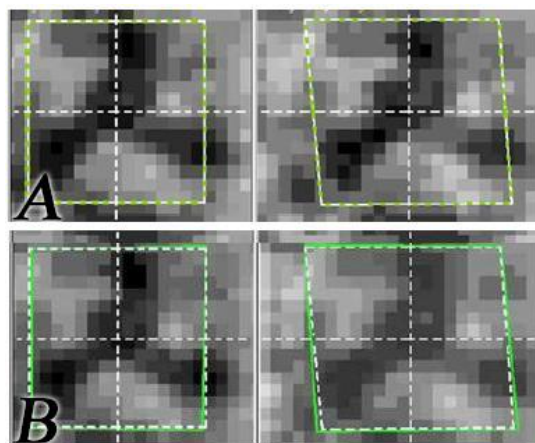
Slika 5.13 Pozicija inicijalne tačke na sva tri eksperimentalna modela

U opštem slučaju, početna tačka se odnosi na istu malu površinu u svim koracima, te je stoga poželjno da se kao ista odabere neka od proizvoljnih tačaka u zonama male deformacije. Za merenje pomeranja i deformacija tokom ispitivanja ortopedskih pločica, odabrane su inicijalne tačke u zonama blizu centra merene površine (Slika 5.13).

5.2.9 Proračun projekta

U cilju pravilnog definisanja proračun malih površina neophodno je postaviti pravilne koordinate početnih tačaka u svakom koraku merenja. Veličina malih mernih površine određena pri započinjanju svakog novog projekta.

Proračun počinje u nultom koraku gde se definiše kompletno merno polje. U ovom koraku pretpostavlja se da je deformacijono polje jednako nuli u svakoj tački dobijene merne površine. Pri definisanju početne tačke, softver sam prepoznaje poziciju početne tačke i njenih susednih početnih tačaka na 2D slikama u slučaju obe kamere. Dokom daljeg merenja ovaj proces se automatski ponavlja za svaki mereni korak kako bi se izvršilo pravilno poređenje sa inicijalnim poljem. Iz rezultujućih koordinata početne tačke sa 2D slika leve i desne kamere, izračunata je 3D pozicija početne tačke, nakon čega sledi izračunavanje celog polja. Nakon proračuna 3D polja jednog koraka, softver automatski prelazi na sledeći korak kako bi se kasnije obezbedilo poređenje istih. Rezultati proračuna deformacije proizilaze iz poređenja pomeranja 3D tačaka u prostoru kroz svaki pojedinačni korak. Slika 5.14 prikazuje male površine sa obe kamere čije su vrednosti pomeranja praćene kroz dva koraka: Stage A i Stage B. Stage A predstavlja nedeformisani korak dok je stage B je stanje polja nakon dovođenja opterećenja, tj. deformisano stanje polja.



Slika 5.14 Prikaz uveličane merne površine kroz različite stage-ove u nedeformisanom i deformisanom stanju

Belom isprekidanom linijom predstavljene su horizontalna i vertikalna osa centra male površine, kao i geometrija male površine u nedeformisanom stanju, dok je sa zelenom punom linijom prikazano deformisano stanje. Sistem Aramis određuje koordinate malih površina na osnovu promene uglova između osa centra malih površina i promene na granicama istih. Korišćenjem postupka digitalne korelacije mernih slika, koordinate male površine posmatrane kroz levu kameru i koordinate iste male površine posmatrane kroz desnu kameru dovode do zajedničke 3D koordinate. Nakon uspešnog proračuna koordinata pojedinačnih tačaka merene površine, podatke je moguće dodatno procesuirati u cilju smanjenja šuma merenja ili radi otklanjanja drugih nepravilnosti. Dobijena vrednost svake od merenih tačaka u 3D prostoru nakon ove obrade postaje dostupan u 3D prikazu za dalju analizu. Bitno je naglasiti da geometrija, tj. oblik malih površina (kvadrat, pravougaonik), a samim tim i kvalitet pripreme merne površine značajno utiče na kvalitet proračuna.

Za proračun deformacije sistem Aramis koristi dve metode:

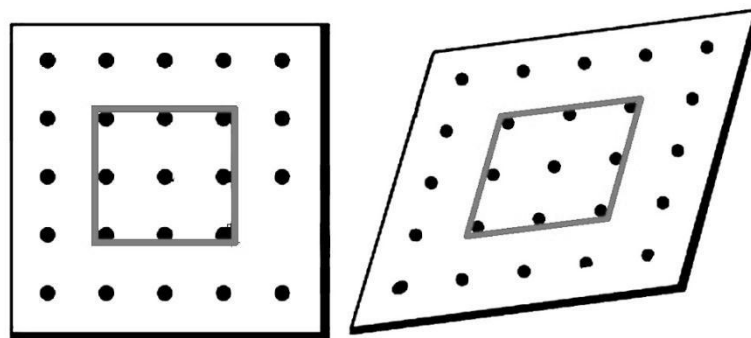
- Proračun metodom linearne deformacije
- Proračun parametarskom metodom deformacije.

Metoda linearne deformacije koristi kod većine merenja, koja se izvode sa ovim Aramis sistemom. Izuzetak predstavlja potreba za određivanjem deformacija u oblastima malih radijusa tj. velikih geometrijskih diskontinuiteta na uzorcima, kada se koristi proračun parametarskom metodom deformacije.

5.2.9.1 Proračun metodom linearne deformacije

Slika 5.15 predstavlja šematski prikaz dela uzorka u nedeformisanom i deformisanom stanju pri primeni metode linearne deformacije. U ovom primeru posmatra se deformacija male merne površine predstavljene matricom 9 tačaka (plavi četvorougao). Deformacija se određuje između centralne merne tačke, uspostavljanjem njene relacije u odnosu na okolne merne tačke. Prednosti ove metode su: brzi proračun deformacija, male smetnje pri merenju i stvarne tačke su referentne lokacije za

deformaciju. Mane primene ove metode ogledaju se u tome što je teško, gotovo nemoguće pravilno odrediti deformaciju za krivine malih radijusa, koje su manje ili jednake veličini male površine. Primenom ove metode neophodno je da mala merna površina nema velike deformacije, jer u suprotnom slučaju nastaje neodgovarajuća površina za proračun deformacije, što zahteva primenu druge metode proračuna. Pri metodi linearne deformacije najznačajniji parametar je proračunska veličina polja, koja podrazumeva broj okolnih tačaka oko centralne tačke proračuna deformacije. Najčešće korišćena vrednost za veličinu ovog polja je i najmanja moguća, a to je tri. Ovo znači da se 3D matrično polje tačaka veličine 3x3 koristi da bi se izračunala vrednost deformacije. Ova veličina polja je naročito korisna za određivanje lokalnih deformacija. Sa povećanjem ove vrednosti dolazi do smanjenja šuma pri snimanju, a u graničnim oblastima se mogu odrediti i manje deformacije.

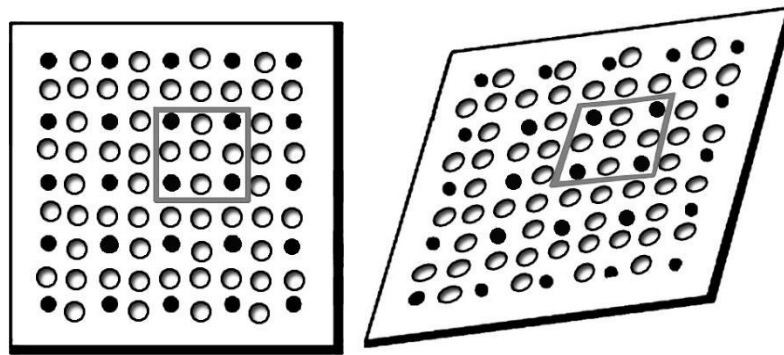


Slika 5.15 Šematski prikaz dela uzorka u nedeformisanom i deformisanom stanju, primena metode linearne deformacije

5.2.9.2 Proračun parametarskom metodom deformacije

Slika 5.16 predstavlja šematski prikaz dela uzorka u nedeformisanom i deformisanom stanju pri primeni proračuna parametarskom metodom deformacije. Crne tačke na slici predstavljaju merne tačke koje proističu direktno iz malih površina, dok bele tačke predstavljaju imaginarne tačke dobijene interpolacijom iz crnih tačaka koristeći parametarsku funkciju. U ovom, slučaju pri proračunu deformacija malih površina uzimaju se u obzir i vrednosti belih tačaka. Prednost ove metode je odgovarajuća vrednost dobijene deformacije u svim slučajevima oblika uzorka dok se

osnovna mana oglada u dužem vremenu proračuna deformacija usled većeg broja tačaka. U cilju dobijanja identične matrice male površine 3x3 u slučaju parametarske metode potrebne su samo 4 merne tačke, dok se kod linearne interpolacije koristilo 9.



Slika 5.16 Šematski prikaz dela uzorka u nedeformisanom i deformisanom stanju, primena metode parametarske deformacije

5.2.10 Obrada rezultata

Podaci dobijeni proračunom su dostupni u 2D i 3D obliku u svakom koraku (stage-u) nakon izvršenog proračuna projekta. Drugim rečima sve vrednosti dobijene merenjem su definisane u prostoru i svaka kordinata merene površine poseduje tačnu vrednost deformacije. Prikazivanje rezultata moguće je izvršiti na više načina u zavisnosti od potreba korisnika. Sistem za optičko merenje pomeranja i deformacija omogućava dobijanje velikog broja različitih vrsta rezultata: point to point distance, section itd.

Kako se primenom sistema sa 2 kamere vrši prostorno merenje objekta, tako je moguće prikazati polje pomeranja mernih tačaka u sva tri pravca, kao i odgovarajuće vektore pomeranja. Tako je moguće prikazati Mizesove deformacije, deformacije u pravcima glavnih osa, Treska model deformacija i dr.

U procesu obrade rezultata korisnik ne može vršiti nikakav uticaj na dobijene vrednosti merenja, već samo na način dokumentovanja dobijenih podataka, tj. na formu kojoj će vrednosti biti prikazane.

6 EKSPERIMENTALNA ANALIZA

Analiza ponašanja bilo koje mašinske konstrukcije daje detaljan uvid realno naponsko stanje konstrukcije u cilju određivanja radnog veka i potencijlnih nedostatak u procesu izrade same konstrukcije, kao i u tehničkim rešenjima primenjenim u njenom dizajnu. Kod primene *in vivo* ispitivanja u biomedicini ograničenje predstavlja nemogućnost ispitivanja pojedinih mehaničkih parametara, kao što su, naponsko stanje, mesta kontakta u periodima ciklicnog opterećenja, raspodela napona između pojedinih elemenata (vijaka i samih LCP pločica). Kako bi se ostvario bolji i detaljniji uvid u mehanizme otkaza LCP pločica neophodno je poznavanje sile i naponskog stanja unutar same pločice vijaka u različitim periodima opterećenja koja deluju na pločicu, napona koji se generišu unutar kosti i materijala od kojih je napravljena pločica, otpornosti materijala na habanje.

Poznavanje biomehanike sklopa LCP pločice je neophono u procesu utvrđivanja scenarija otkaza koji su neophodni za efikasno pre-kliničko testiranje i razvoj.

Cilj eksperimentalnih ispitivanja primenjenih u izradi ove doktorske disertacije ogleđa se utvrđivanju naponskog stanaja različitih ortopedskih pločica koje se nalaze u kliničkoj primeni, utvrđivanju zone koncentracije napona, određivanju uticaja geometrije na naponsko stanje unutar konstrukcije, utvrđivanju rizika od pojave razvoja prsline i loma, utvrđivanja uticaja kontakta između pločice, vijaka i kosti kao i utvrđivanju drugih mogućih scenarija koji mogu dovesti do otkaza LCP pločica tokom eksplotacije.

6.1 Izrada eksperimentalnih uzoraka

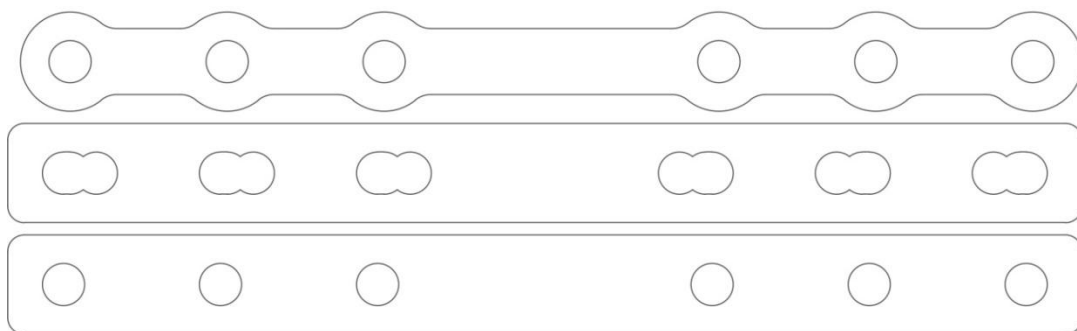
6.1.1 Postupak izrade eksperimentalnih uzoraka pločice

U cilju eliminacije potencijalnih grešaka u samom materijalu ispitivanih pločica, procesu izrade ili pojedinačnim testiranim uzorcima, odlučeno je da se sve epruvete za ispitivanje naprave od identičnog priprema materijala Ti-6Al-4V. Legura Ti-6Al-4V

predstavlja leguru sačinjenu od 90% titana, 6% aluminijuma i 4% vanadijuma. Navedeni hemijski sastav odlikuje se izrazito visokom otpornosti na koroziju, velikom izdržljivošću, povoljnim odnosom između čvrstoće i težine (4.43g/cm^3 [1]). Slika 6.1. prikazuje osnovni uzorak materijala od koga je vršena izrada epruveta za ispitivanje.



Slika 6.1 Uzorak materijala za izradu ispitivanih epruveta modela LCP



Slika 6.2 Tri osnovna oblika geometrije korisćena u daljem ispitivanju.

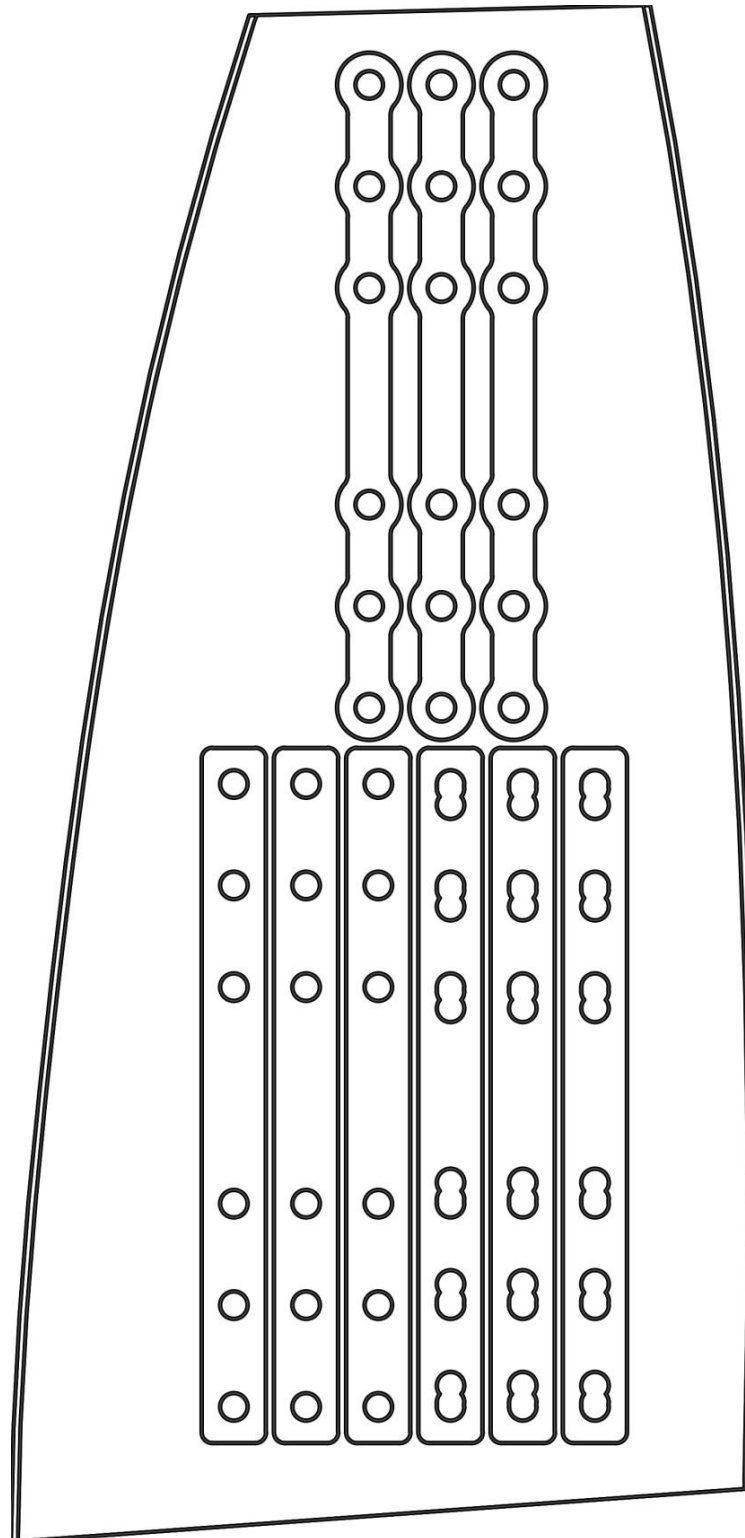
Debljina osnovnog priprema iznosila je 2,5mm. Pojedinačne epruvete formirane su kao tri osnovna tipa sa jedinom razlikom u samoj geometriji (Slika 6.2). U cilju ostvarenja što adekvatnijih i ponovljivijih vrednosti, kao i eliminacije svih fakotra koji

moгу uticati na naponsko polje i dobijene vrednosti odlučeno je da se kod svih uzoraka ispoštuju osnovne geometriske osobine kao što su:

- Broj otvora
- Prečnici otvora
- Pozicije otvora
- Uniformna debljina
- Maksimalna širina

Uvođenjem navedenih aproksimacija formirane su modifikovane geometrije sa karakteristikama postojećih klinički primenljivih pločica. Dobijene razlike u daljim merenjima ograničene su strogo i samo na uticaj spoljašnje geometrije samih ispitivanih epriveta. U cilju verifikacije dobijenih vrednosti svaki od navedenih oblika epruveta izrađen je u 3 primerka.

Svi uzorci epruveta sečeni su na waterjet mašini u kompaniji WATER JET YU. Slika 6.3. prikazuje plan sečenja (krojnu listu) prema kojoj je sečenje izvršeno, kao i uzorke epruveta dobijene neposredno nakon sečenja (Slika 6.4). Formiranje prikazanog rasporeda krojne liste uslovljeno je spoljašnjom geometrijom materijala priprema. Rastojanja međuprostora, kao i samih debljina rezova uslovljeni su prema minimalnim zahtevima mašine za sečenje.



Slika 6.3 Plan sečenja epruveta (krojna lista)



Slika 6.4 Uzorci epruveta dobijeni neposredno nakon sečenja

Postupak sečenja eksperimentalnih uzoraka predstavljao je prvu fazu izrade istih koja je za cilj imala formiranje odgovarajuće geometrije čije bi međusobne vrednosti eksperimentalnih merenja mogle da se mere. U cilju obezbeđivanja pravilnog merenja istih neophodno je bilo izvršiti i pripremu merne površine.

6.1.2 Postupak farbanja i pripreme eksperimentalnih uzoraka

Priprema eksperimentalne merne površine je od velikog značaja u cilju obezbeđivanja pravilnih vrednosti dobijenih eksperimentalnom metodom. Pojedinačne površine svakog uzorka na kojima se vrši merenje moraju se pojedinačno pripremiti. Kod pripreme same merne površine osnovnu ulogu ima dimenzija merne zapremine, tj. merna površina koja se posmatra DIC opremom.

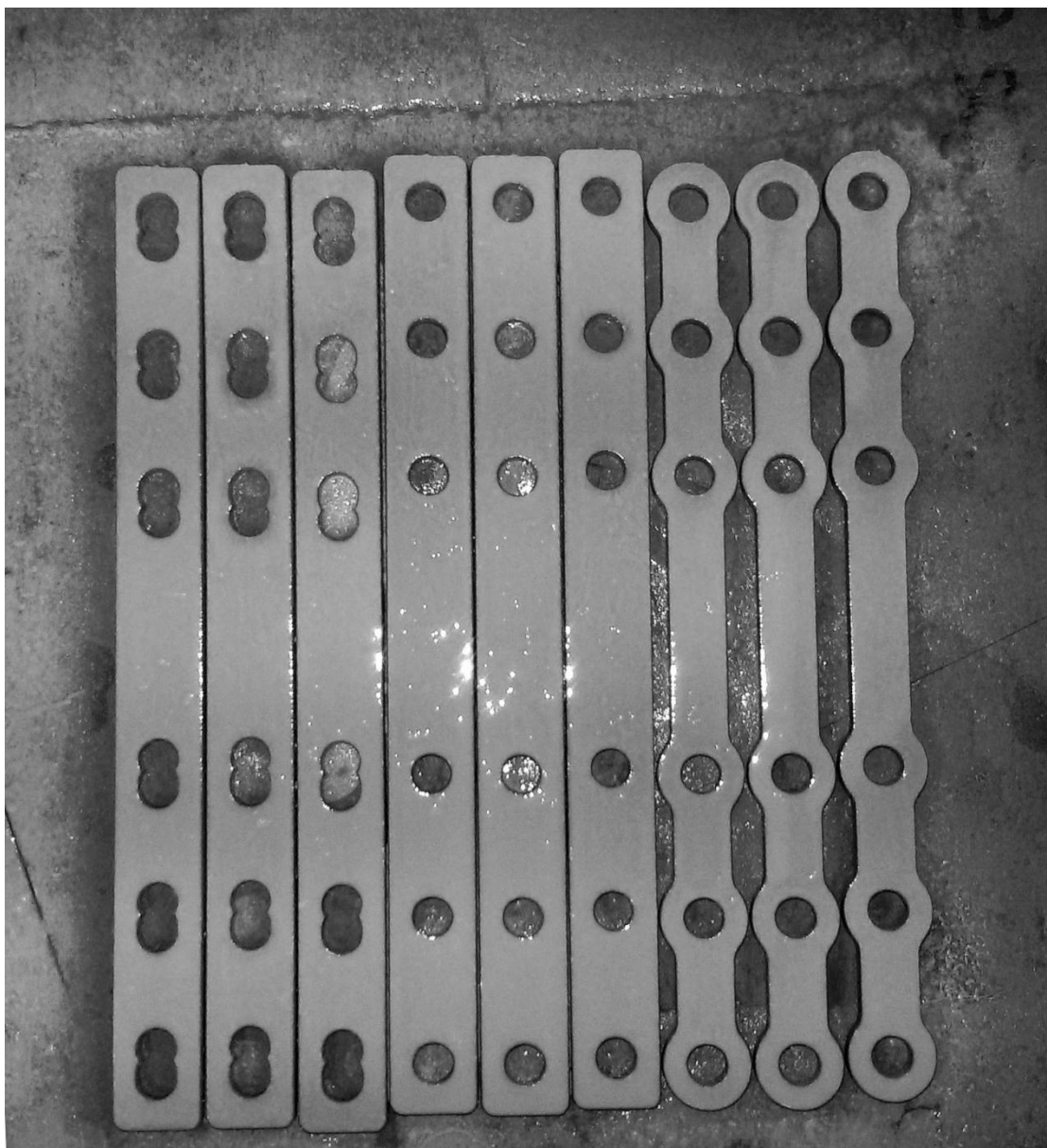
Kako je merna zapremina definisana kalibracijom pločicom 25 mm X 20 mm X 10 mm postupak pripreme merne površine izvršen je uz nanošenje izuzetno sitnog i preciznog površinskog sloja kako bi se obezbedilo formiranje adekvatnog mernog polja.

Svi uzorci su očišćeni u rastvoru CH_3NO_2 , kako bi se uklonilo postojanje bilo kojih nečistoća koje bi moglo uticati na formiranje i nanošenje sloja zaštitne, tj. merne boje. Važnost ovog koraka ogleda se u ostvarenju potpunog i uniformnog kontakta između boje i osnovnog materijala koji omogućava njihova zajednička i pravilna pomeranja u slučajevima pojave napona i deformacija.

Vizuelna priprema eksperimentalnih uzoraka vršena je samo sa jedne strane (slobodne strane na kojoj se vrši merenje) zbog postojanja kontakta između samog uzorka i kosti koja uslovljava mogućnost merenja samo sa jedne strane. Svaki uzorak je pojedinačno pripremljen nanošenjem jednog tankog sloja bele boje na uljanoj bazi. Ovakav odabir boje za posledicu uslovi je prednosti u vidu formiranja tanjeg površinskog sloja sa boljom mogućnošću pokrivanja i ravnomernijom raspodelom, kao i bolju postojanost na mehanička oštećenja i jaču vezu između osnovnog materijala i boje. Najveći nedostatak ogledao se u činjenici da je za pripremu uzoraka na ovaj način potrebno obezbediti dodano vreme za sušenje svakog novog sloja u poređenju sa korišćenjem boja na CH_3NO_2 bazi. U cilju formiranja potpune pokrivenosti merne površine izvršeno je i nanošenje drugog sloja osnovne boje. Slika 6.5. prikazuje eksperimentalne uzorke nakon nanošenja osnovnog sloja, tj. svetle baze.

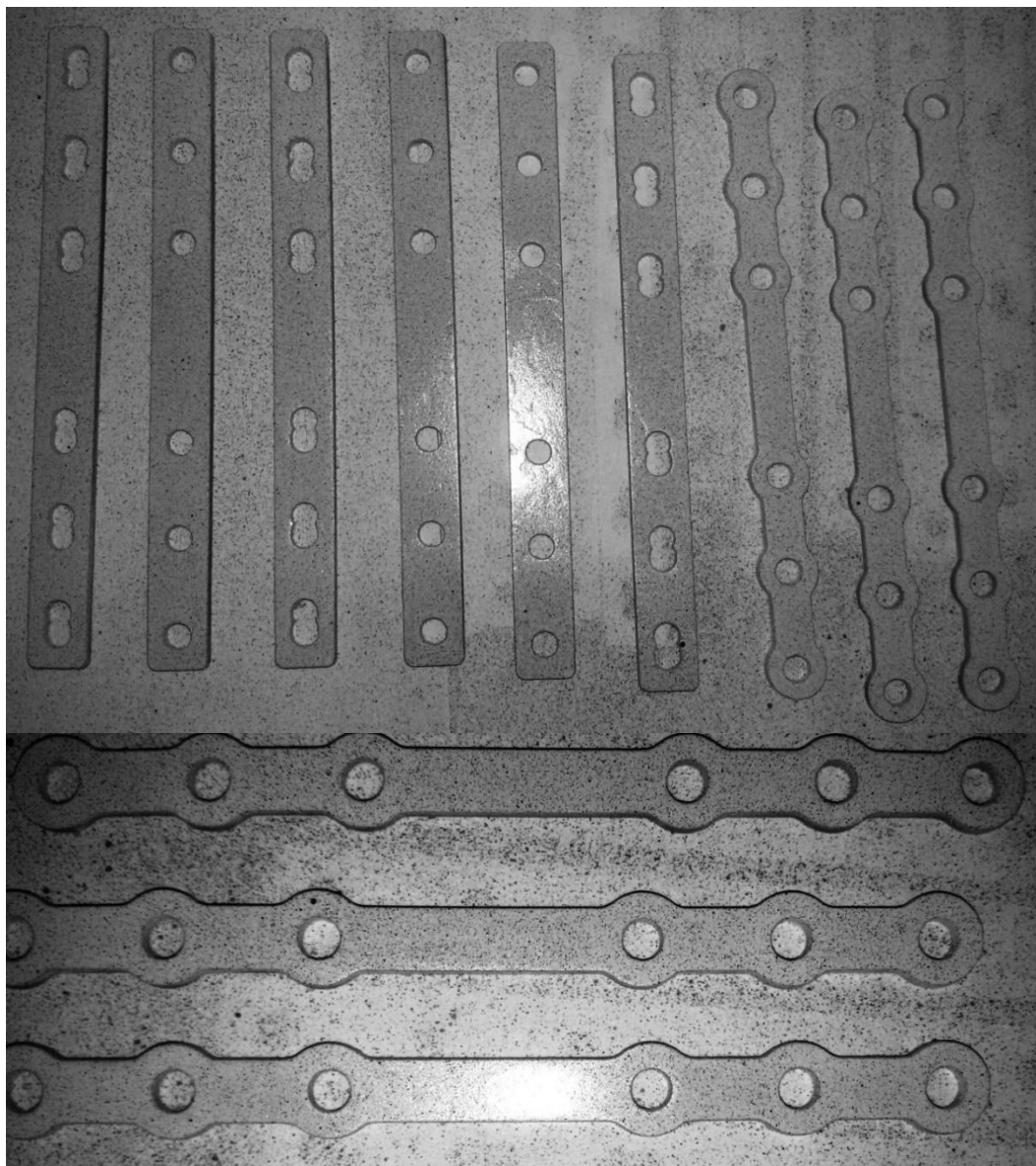
Osnovni cilj nanošenja svetle, bele podloge ogleda su u jednostavnijem formiranju kontrasta nanošenjem sledećeg šablonski tačkastog crnog sloja. Razlika u kontrastu kao i nepotpuna, već tačkasta struktura crnog sloja omogućava GOM sistemu da obezbedi

pravilnu detekciju pojedinačnih kordinata površine čije se međusobno kretanje posmatra u toku merenja. Nanošenje šablonskog crnog sloja vršeno je nakon 24 časa od nanošenja osnovnog sloja kako bi se obezbedilo pravilno sušenje i vezivanje, a sprečila međusobna hemijska reakcija između slojeva. Na ovaj način obezbeđena je pravilna i oštra granična površina između slojeva, neophodna za pravilno merenje.



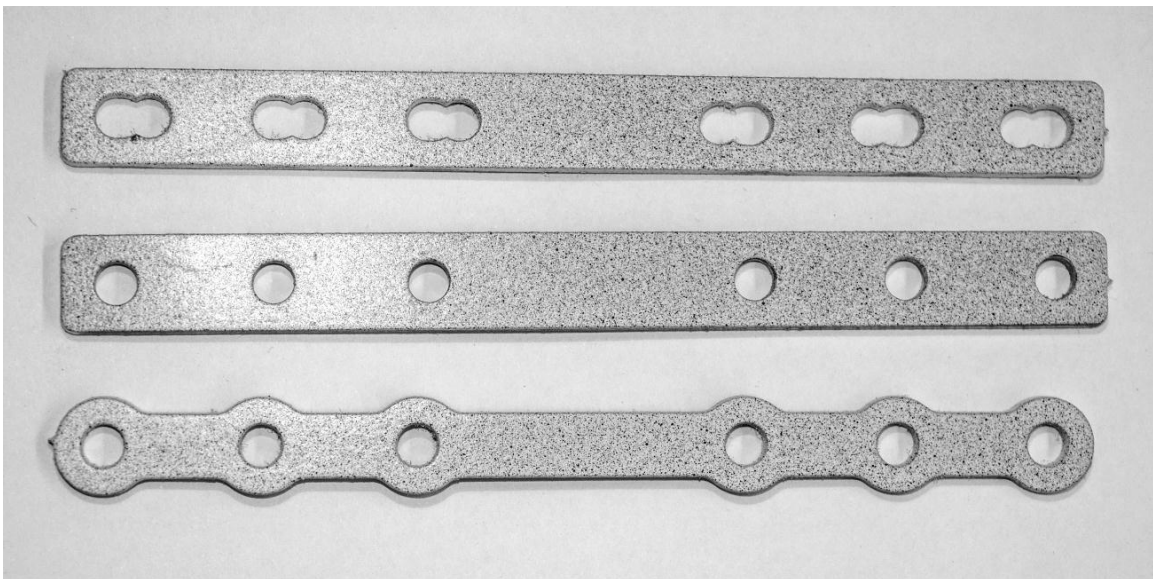
Slika 6.5 Eksperimentalni uzorci nakon nanošenja svetle podloge

Nanošenje crnog šablonskog tačkastog sloja vršeno je sa veće razdaljine u kraćim vremenskim intervalima kako bi se izvršila što ravnomernija raspodela, a sprečilo pokrivanje veće površine. U ovom procesu korišćene su takođe boje na uljanoj bazi u cilju prevencije pojave međusobnih hemijskih reakcija. Slika 6.6 prikazuje eksperimentalni uzorak nakon nanošenja osnovne podloge kao i crnog tačkastog šablonskog sloja.



Slika 6.6 Eksperimentalni uzorci nakon nanošenja svetle podloge i crnog tačkastog šablonskog sloja

U cilju zaštite od mehaničkih oštećenja u toku pripreme eksperimenta kao i prevenciji pojave polja sa jakom refleksijom svetlosti, u periodu od 24 časa nakon nanošenja poslednjeg sloja nanet je površinski proziran lak sa mat teksturom. Slika 6.7 prikazuje konačan izgled svih tipova (po jedan uzorak od svake geometrije) pripremljenih uzoraka sa akcentom na redukciju refleksije i gustinu mreže crnog tačkastog šablona. Na ovaj način izvršena je priprema svih devet pojedinačnih uzoraka. Primenom mat laka izvršena je primetna redukcija refleksije svetlosti pri direktnom (normalnom) položaju kamere u poređenju sa ispitivanim uzorkom. Pri eksperimentalnoj postavci predviđeno je postavljanje dva izvora svetlosti na pozicijama širim od kamera. Na ovaj način onemogućuje se pojava direktne refleksije u velikoj meri.



Slika 6.7 Konačni izgled pripremljenih uzoraka sva tri tipa ispitivane geometrije

6.1.3 Priprema ekperimentalnih uzoraka simulirane prelomljene kosti

U cilju prikupljanja podataka o međusobnom uticaju kontakta kosti i LCP pločica, simulacija prelomljenih kostiju izvršena je primenom tri različite vrste materijala:

- Plastika
- Drvo
- Svinjska kost

Ovakav pristup kao rezultat imao je ne samo prikupljene vrednosti koje najbolje simuliraju stvaran sklop i kontakt između ljudske kosti i pločice već i mogućnost ispitivanja i pribavljanja podataka iz ekstremnih slučajeva deformacije, kao na primeru plastike, ili uticaja nehomogenosti drveta i kosti na dobijene rezultate.

Svi uzorci, nevezano za materijal, napravljeni su približno istih gabaritnih dimenzija, sa tri otvora za vezivanje pločice i četvrtim otvorom namenjenim ostvarenju kontakta između uzoraka i kidalice. Slika 6.8. prikazuje eksperimentalnu postavku uzorka simulirane prelomljene kosti. Navedeni uzorak prikazan na slici izrađen je od polipropilena.



Slika 6.8 Eksperimentalna postavka uzorka simulirane prelomljene kosti sa otvorima za kontakt sa pločicom i kidalicom

Polipropilenske plastične cevi (polypropylene) proizvođača „Peštan“ spoljašnjeg prečnika 25 mm i unutrašnjeg 17 mm korišćene su za izradu prve serije eksperimentalnih uzoraka. Navedena serija označena je sa P (P-plastika). Uzorci simulirane kosti napravljeni su u 6 pojedinačnih primeraka kako bi se obezbedio dovoljan broj uzoraka za formiranje eksperimentalnih parova za sva tri pojedinačna modela geometrije. Na ovaj način obezbeđeno je korišćenje svakog od uzoraka same

pločice ili simulirane kosti pri samo jednom eksperimentalnom merenju. Površina poprečnog preseka kod navedenih plastičnih uzoraka iznosila je 264 mm^2 .

Hrastovo drvo korišćeno je za izradu ekperimentalnih uzoraka od drveta. Uzorci su napravljeni punog cilindričnog poprečnog preseka prečnika 18 mm dužine 95 mm. Navedena serija označena je sa D (D-drvo). Uzorci simulirane kosti napravljeni su u 6 pojedinačnih primeraka kako bi se obezbedio dovoljan broj uzoraka za formiranje eksperimentalnih parova za sva tri pojedinačna modela geometrije. Na ovaj način obezbeđeno je korišćenje svakog od uzoraka same pločice ili simulirane kosti pri samo jednom eksperimentalnom merenju. Površina poprečnog preseka kod navedenih plastičnih uzoraka iznosila je 254 mm^2 .

Butna kost (femur) životinjskog porekla korišćena je za izradu ekperimentalnih uzoraka od kosti. Za izradu svakog uzorka korišćeni su pojedinačni uzorci butne kosti svinje (lat. sus) (Slika 6.9) kako bi se obezbedilo korišćenje samo dijafizijalnog (diaphysis) dela kosti u cilju obezbeđivanja pravilnije raspodele napona, kao i pravilnijeg oblika geometrije. Razlika u geometriji ogleđa se prvenstveno u razlici između ukupne dužine femura. Navedena serija označena je sa K (K-kost). Uzorci simulirane kosti napravljeni su u 6 pojedinačnih primeraka kako bi se obezbedio dovoljan broj uzoraka za formiranje eksperimentalnih parova za sva tri pojedinačna modela geometrije. Na ovaj način obezbeđeno je korišćenje svakog od uzoraka same pločice ili simulirane kosti pri samo jednom eksperimentalnom merenju.



Slika 6.9 Svinjski femur korišćen za izradu ekperimentalnih uzoraka kosti

6.1.4 Sklapanje eksperimentalnih uzoraka

U cilju simulacije realnih uslova opterećenja nakon izrade eksperimentalnih uzoraka pločice i eksperimentalnih uzoraka simulirane prelomljene kosti izvršeno je sklapanje. Svaki sklop izrađen je od dva uzorka prelomljene kosti kao i jednog uzorka pločice. Veza između uzoraka izvršena je primenom vijčane veze za koju su korišćeni vijci M5x40 [119], standardne matice M5 i odgovarajuće podloške. Veza između svake kosti i pločice ostvarena je primenom 3 zasebna vijčana para (Slika 6.10.). Otvori na kostima i pločicama su mašinski pozicionirani u istoj osi kako bi se izbegla pojava lokalnih napona usled međusobne nesaosonosti vijaka. Pri izradi svakog sklopa korišćena su 3 neobrađena vijka za ostvarenje kontakta na kosti koja se ne meri, kao i 3 vijka sa redukovanim dimenzijama glavame za ostvarenje veze sa kostima na kojima se vrši merenje.



Slika 6.10 Eksperimentalna postavka veze između simuliranih prelomljenih kostiju i pločice

6.1.5 Pozicioniranje sklopa uzoraka uzoraka

Kontakt između kidalice i kosti ostvaren je pomoću dodatnog postavljenog pločastog elementa na krajevima uzoraka. Veza između dodatnog elementa i kosti ostvarena je primenom identičnog vijčanog para kao u slučaju kosti i pločice (korišćeni su samo neobrađeni vijci). Na ovaj način obezbeđen je pravilan prenos sile do same kosti odakle je raspoređen na sva tri vijka kojima je dalja veza ostvarena (Slika 6.11). Navedena postavka predstavlja naslabiju tačku sistema sklopa jer se do kosti praktično dovodi sila primenom jednog vijka, dok se identična sila dalje prenosi na sklop primenom 3 vijka. Eksperimenti su pokazali da je do otkaza kod svakog uzorka doslo upravo na ovom kontaktu. Uprkos svim nedostacima koje navedena postavka poseduje, obezbeđeno je dejstvo u jednoj ravni, dok bi u slučajevima pozicioniranja same kosti dejstvo bilo pomereno van ose. Prikazana postavka uzrokovala je koncentraciju napona u samoj kosti u zoni kontakta sa kidalicom, ali nije imala nikakvog uticaja na uniformnost raspodele napona između vijaka i pločica, i na firmiranje pravilnog naponskog polja.

Primenom dodatnog elementa obezbeđeno je:

- lakše pozicioniranje eksperimentalnog sklopa,
- eliminisana je mogućnost pojave sila koje bi uzrokovale izvijanje uzoraka,
- dejstvo sila, kao i uticaj same pločice sveden je u istu ravan,
- eliminisan je rizik od pojave klizanja u čeljustima

Kao osnovni nedostaci mogu se izdvojiti:

- Pojava koncentracije napona u samoj kosti,
- Pojava deformacije dodatne pločice pri merenju deformacije ukupnog sklopa.

Kako je primenom sistema Aramis vršeno merenje deformacionog polja same pločice, tj. kako je raspodela napona između pločice i same kosti vršena pravilno primenom 3 vijka, navedeni nedostaci nisu imali uticaja na merene vrednosti.



Slika 6.11 Primena dodatnog pločastog elementa u cilju pozicioniranja sklopa, kao i prenosa opterećenja u ravni

6.1.6 Sistem numeracije uzoraka

U zavisnosti od tipa geometrije svaki eksperimentalni uzorak podeljen je u tri kategorije A (ravan model sa cilindricnim otvorima), B (ravan model sa otvorima oblika LCP pločica) i C (model sa talasastom spoljašnjom geometrijom i cilindričnim otvorima). Svaki uzorak definisan je sa 4 simbola:

- Oznakom geometrije
- Oznakom simulirane kosti
- Pozicijom dva vijka između kojih je vršeno merenje.

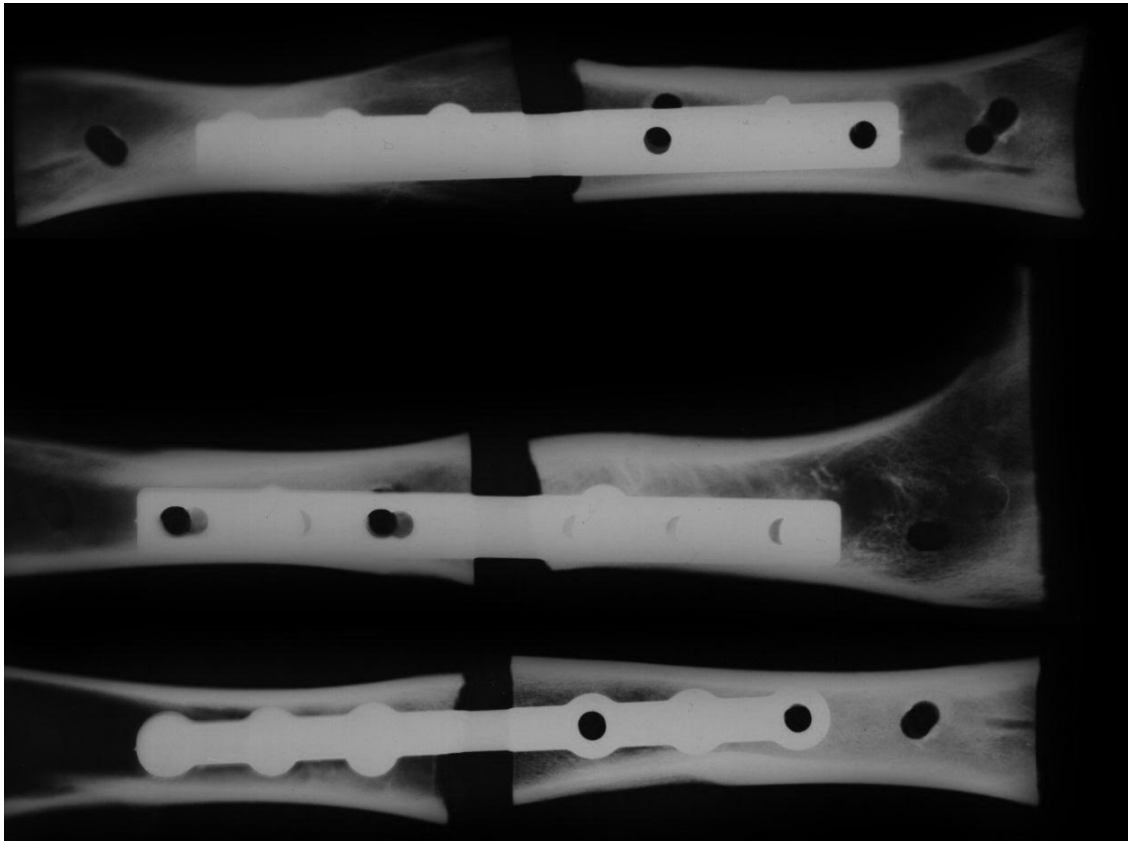
Slika 6.12 prikazuje oznaku eksperimentalnog uzorka tipa, B-geometrije, ispitivanog na drvetu, merenog između vijaka 1 i 2, B-D-1-2. Numeracija vijaka vršena je od mesta preloma prema vezi sa kidalicom gde se inicijalni vijak za pozicioniranje dodatnog pločastog elementa nije numerisao već su samo vijci za vezivanje LCP pločice na delu kosti gde je vršeno merenje obeleženi sa 1 (otvor najbliži mestu preloma), 2 (središnji otvor) i 3 (otvor najdalje od loma).



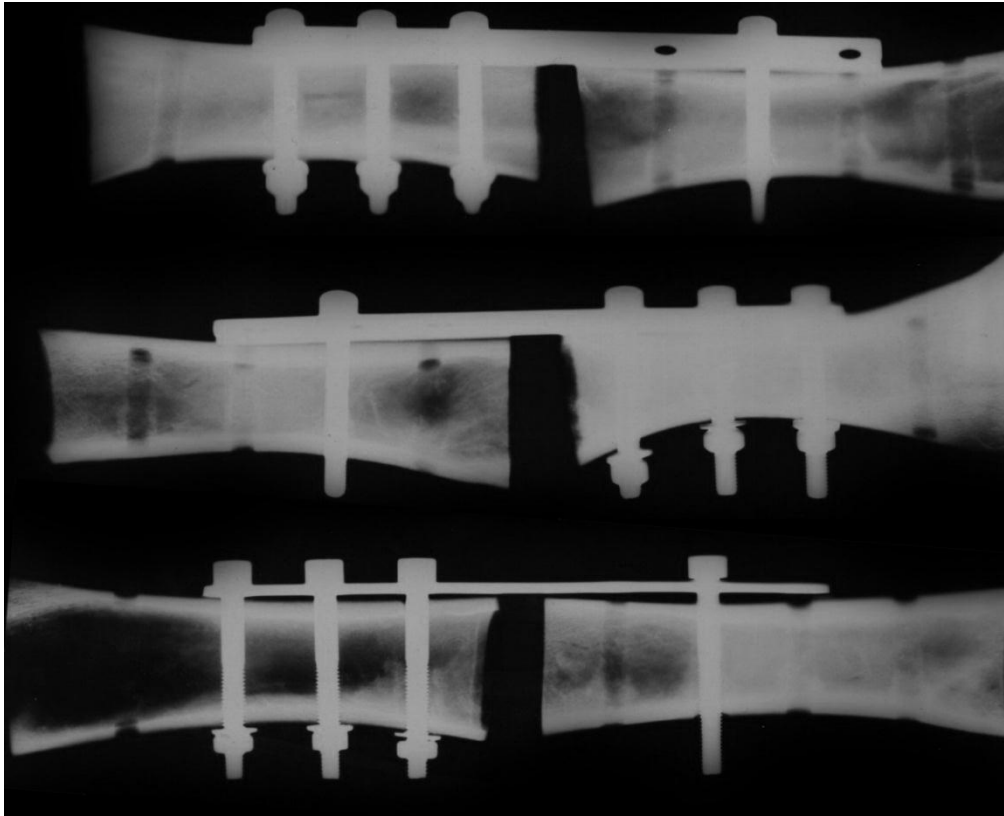
Slika 6.12 Sistem numeracije uzorka

6.1.7 Rendgenska provera eksperimentalnih uzoraka

Eksperimentalni uzorci LCP pločica pozicionirani na svinjskim kostima podvrgnuti su dodatnoj analizi u vidu rendgenskih merenja kao bi se verifikovalo očuvanje strukture kostiju pri pozicioniranju LCP pločica. Svi uzorci su pojedinačno snimljeni u 2 pravca (normalno i bočno na mernu površinu LCP pločice) i utvrđeno je da se na kostima nisu pojavila dodatna oštećenja u vidu prslina i lomova. Dobijeni rendgenski snimci prikazani su u daljem tekstu (Slika 6.13 - normalan pravac u odnosu na merenu površinu, Slika 6.14 - bočni pravac u odnosu na mernu površinu).



Slika 6.13 Rendgenski snimak uzoraka A-K B-K i C-K normalan pravac u odnosu na merenu površinu



Slika 6.14 Rendgenski snimak uzoraka A-K B-K i C-K bočni pravac u odnosu na merenu površinu

6.2 Ispitivanje naponskog stanja na eksperimentalnim uzorcima

Priprema uzoraka vršena je kako u prostorijama Mašinskog fakulteta u Beogradu, tako i u privatnim radionicama. Priprema kao i izvođenje samog eksperimenta vršeno je u prostorijama Mašinskog fakulteta u Beogradu. Oprema korišćena u toku eksperimenta može se grubo podeliti u tri osnovne grupe:

- Oprema za opterećivanje
 - Tinius Olsen Testing H10KS
- Oprema za merenje
 - Aramis Sytem
 - Tinius Olsen Testing H10KS
- Dodatna oprema
 - Reflektori

- Dodatni alati za pozicioniranje

6.2.1 Oprema za opterećivanje

Eksperimentalno opterećenje vršeno je na kidalici marke „Tinius Olsen“, model H10KS. Svaki od uzoraka je pojedinačno postavljen i obezbeđeno je postojanje krute veze između eksperimentalnih modela kidalice. U fazama testiranja eksperimentalne postavke utvrđeno je postojanje rizika od klizanja između dodatnog pločastog elementa i samih čeljusti kidalice, pa su navedeni nedostaci uklonjeni uvođenjem dodatne obrade površinskog slija pločastog elementa u cilju povećanja hrapavosti. Svi eksperimentalni uzorci opterećivani su brzinom od 2 mm/min.

6.2.2 Oprema za merenje

U toku eskperimenta korišćena su dva osnovna merna sistema kako bi se prikupio veći broj parametara. Osnovno merenje samog eskperimentalnog uzorka vršeno je na lokalnom nivou posmatranjem i merenjem deformacionog polja na površini rekonstruktivne pločice primenom Aramis sistema. U školpu „Tinius Olsen Testing H10KS“ kidalice nalze se senzori za merenje pomeranja, kao i generisane sile.

Primenom sistema Aramis dobijena su lokalna deformaciona polja između otvora 1 i 2 kao i između otvora 2 i 3. Zbog postojanja simetrije na modelu ostvaren je uvid u polje deformacija ne jednoj polovoni eksperimentalne LCP pločice.

Primenom numeričke analize predviđeno je korišćenje obe grupe dobijenih rezultata i to vrednosti pomeranja čeljusti kidalice kao i generisanih sila u cilju definisanja graničnih uslova i opterećenja numeričkog modela, dok su rezultati dobijeni korišćenjem DIC opreme predviđeni za verifikovanje dobijenog deformacionog stanja numeričkog modela sa eksperimentalnim modelom.

6.2.3 Postupak ispitivanja

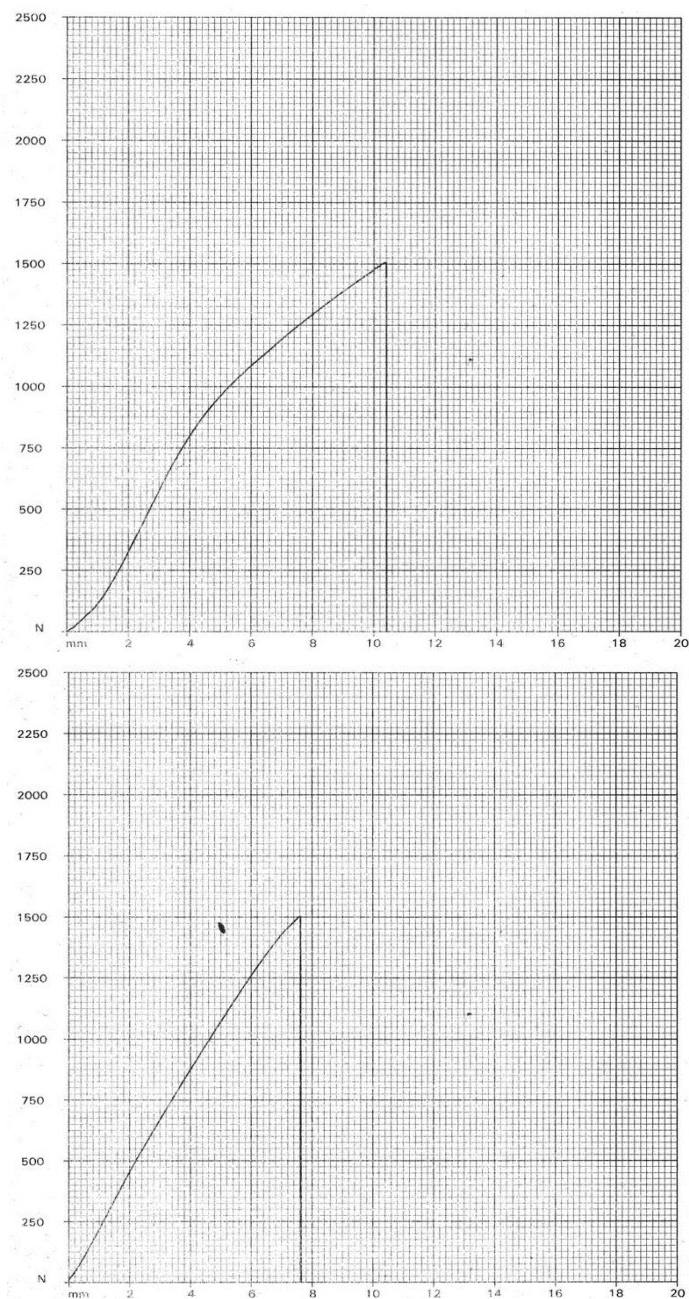
Eksperimentalni uzorci se pojednično postavljaju na kidalicu i obezbeđuje se njihovo pravilno pozicioniranje u čeljustima. Bitna napomena je da je u ovom koraku neophodno da se ostvari odgovarajući kontakt između eksperimentalnog uzorka i

čeljusti kidalice kako bi se obezbedilo pravilno prenošenje opterećenja u toku eksperimenta i sprečila pojava „klizanja“ uzorka. Oprema za DIC merenje je prethodno kalibrisna i nije potrebno uvoditi nikakvu dodatnu kalibraciju pre samog procesa merenja, već je potrebno obezbediti pravilno pozicioniranje same merne opreme u odnosu na eksperimentalni uzorak. Eksperimentalni uzorci sa očekivanim velikim deformacijama (eksperimentalne LCP pločice postavljene na plastičnim cevima: A-P B-P i C-P uzorci) pozicionirani su na način koji pri konačnim deformacijama (maksimalnim) obezbeđuje da se merena površina idalje nalazi unutar mernog opsega DIC sistema. Ovakvo pozicioniranje postavlja poseban problem u slučajevima posmatranja malih mernih zapremina izloženih velikim deformacijama. U slučaju eksperimentalnih postavljenih na plastiku, iako se javljaju male deformacije same LCP pločice, deformacije simuliranih kostiju plastičnim cevima su izuzetno velike pa je na globalnom nivou poseban problem predstavljalo posmatranje malih deformacija na uzorcima koji poseduju velika pomeranja usled deformacija drugih elemenata. Nakon pravilnog pozicioniranja uzoraka i mernog sistema potrebno je izvršiti proveru intenziteta svetla kako bi se ostvario dovoljan nivo osvetljenosti potreban za pravilno merenje, a izbeglo prisustvo preosvetljenih zona („izgorelih“ zona). U zavisnosti od sitnih promena pozicije uzoraka, izgleda merne površine, kao i međusobne pozicije merne opreme i izvora svetlosti potrebno je izvršiti blaga podešavanja intenziteta svetala kako bi se ostvarilo pravilno merenje. Neposredno pre početka merenja potrebno je izvršiti inicijalno merenje naponskog stanja merene površine u nedoeformisanom stanju. Eksperimentalno zatezanje uzoraka vrši se automatski prema unapred zadatim parametrima kidalice, dok se paralelno sa njim vrši i merenje naponskog stanja. Merenje naponskog stanja površine vrši se na svakih 250 N u šest koraka.

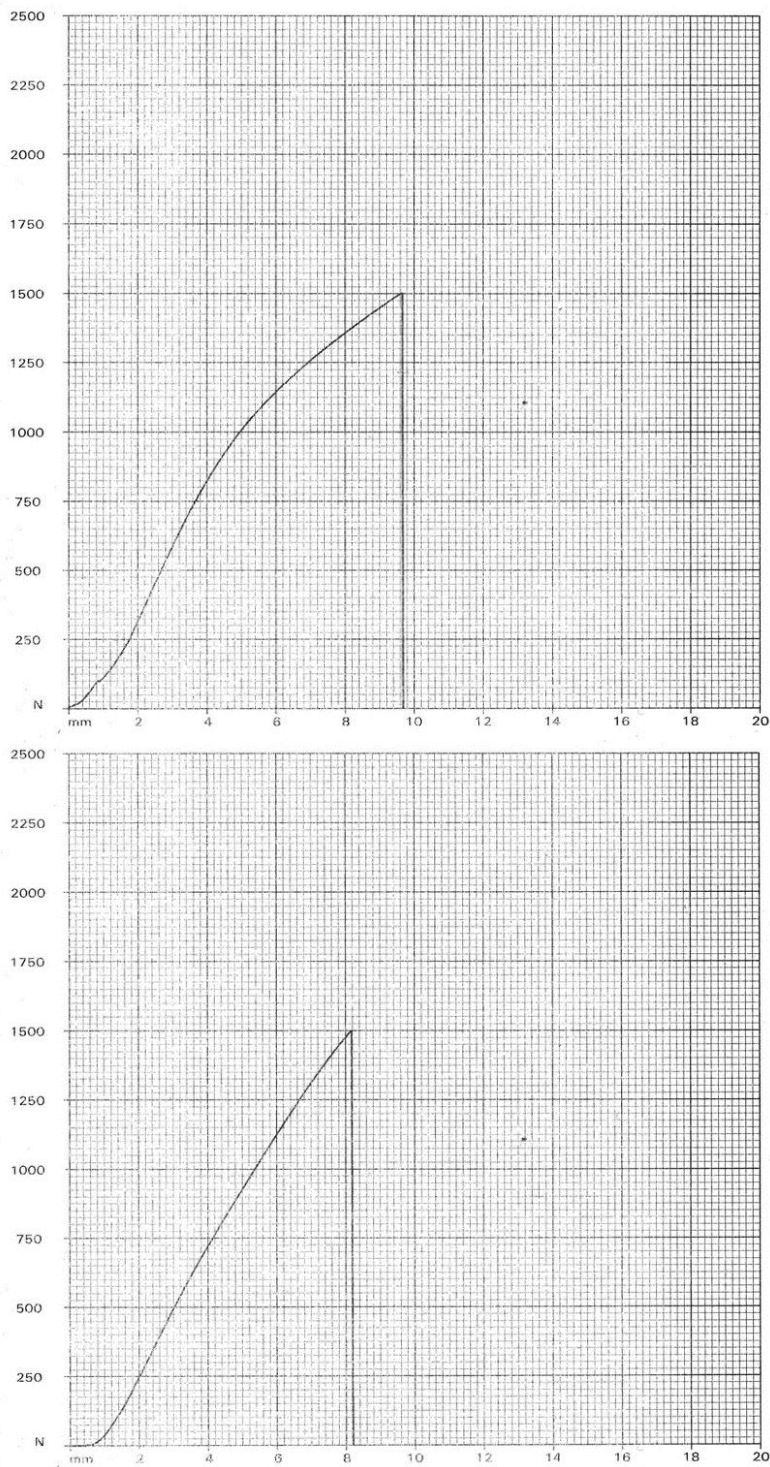
Nakon merenja vrši se štampanje dijagrama sila-pomeranje sa čeljusti kidalice kao i izrada proračuna inicijalnog naponskog polja dobijenog DIC metodom. Eksperimentalna merenja ponovljena su na identičan način za svaki od uzoraka.

6.2.4 Dijagrami sila-pomeranje

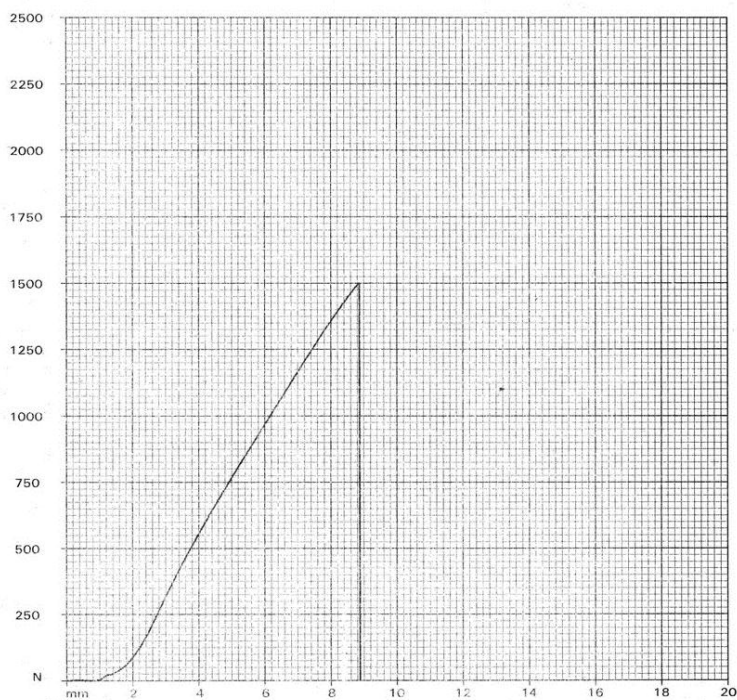
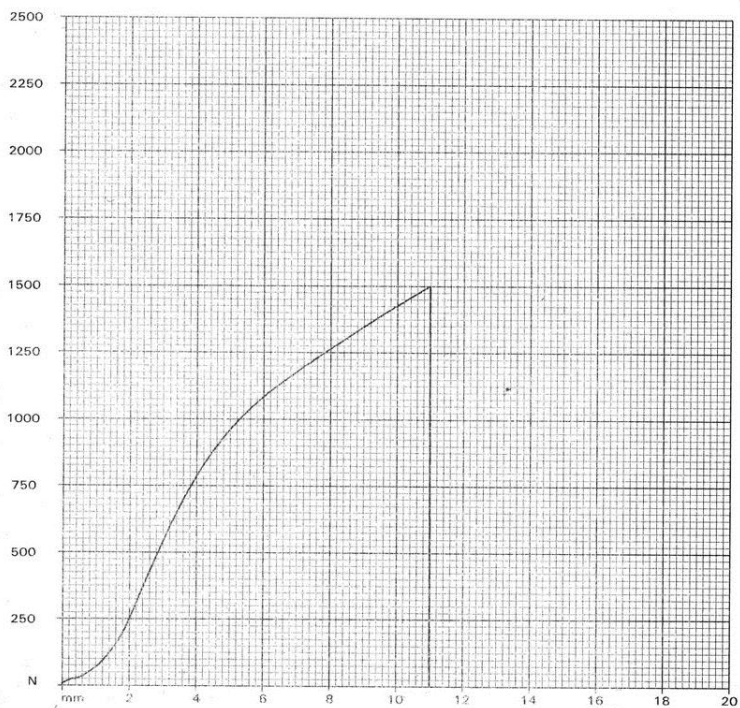
U daljem tekstu prikazani su dijagrami sila pomeranje za sve eksperimentalne uzorke pojedinačno. Brzina pomeranja iznosila je 2 mm/min. Svi modeli opterećivani su do 1500N što je približno ekvivalent težini od 153kg.



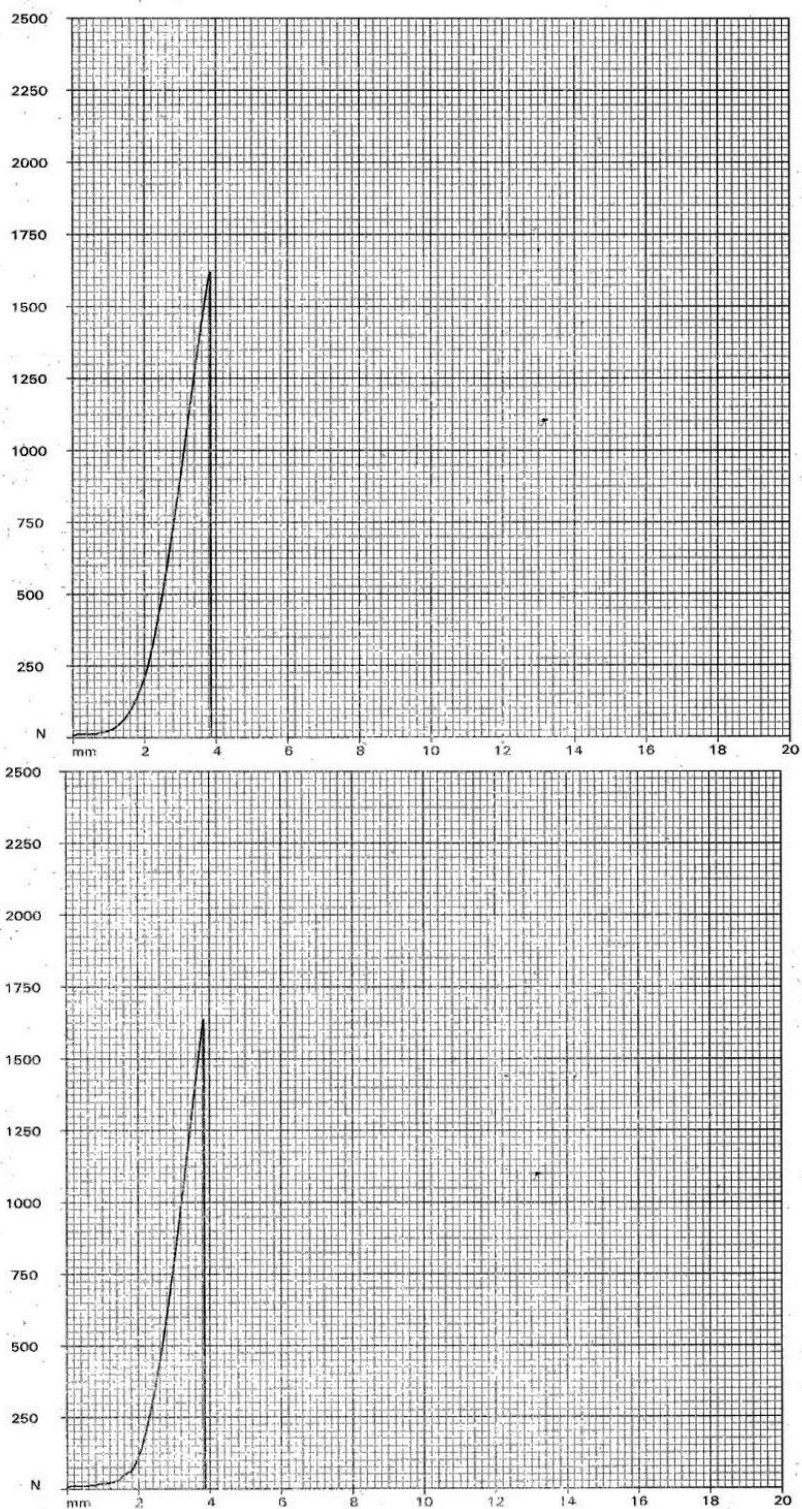
Dijagram 6.1 Dijagram Sila-Pomeranje za model A ispitivan na plastici
(merno mesto 1-2), Gore;
Dijagram Sila-Pomeranje za model A ispitivan na plastici, Dole
(merno mesto 2-3)



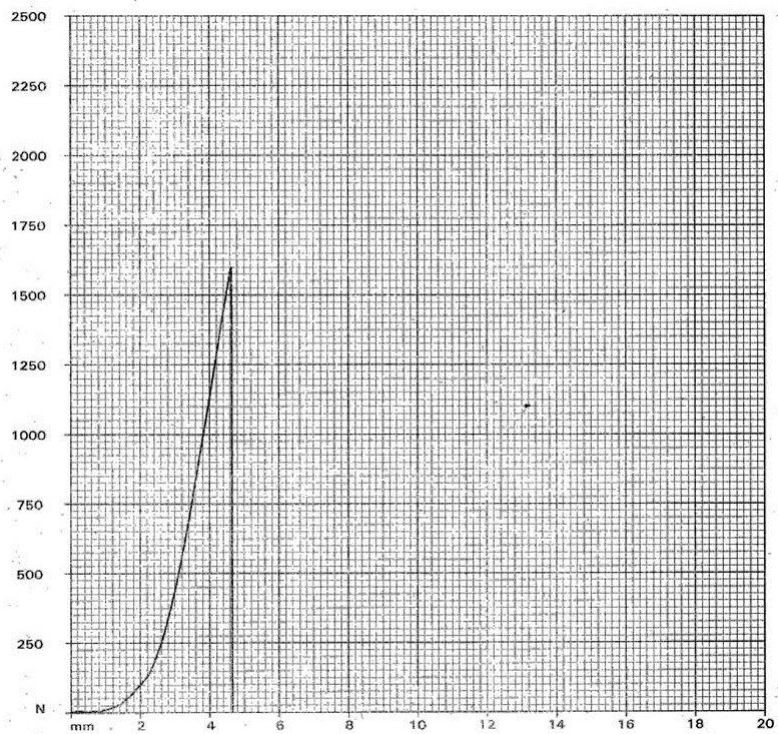
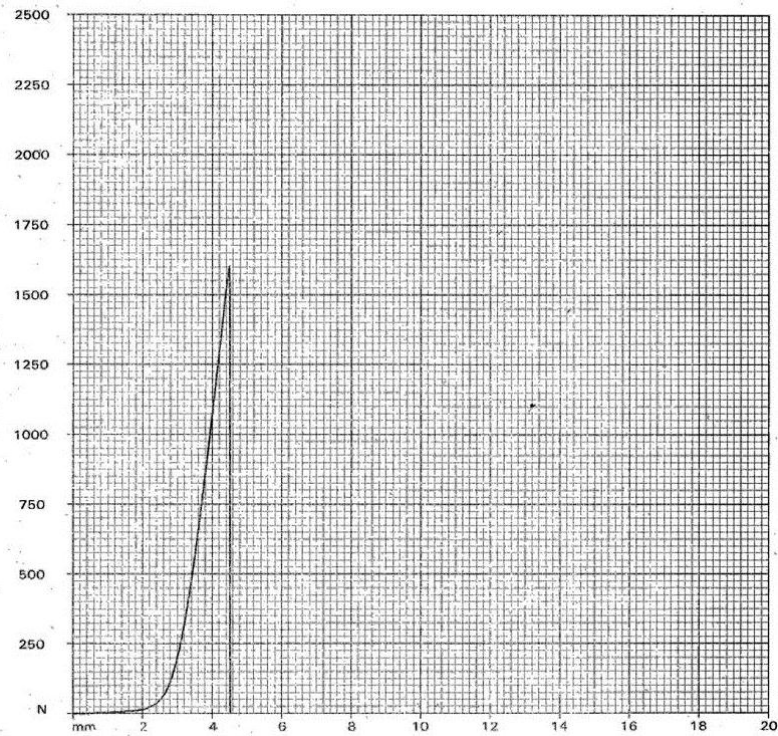
Dijagram 6.2 Dijagram Sila-Pomeranje za model B ispitivan na plastici
(merno mesto 1-2), Gore;
Dijagram Sila-Pomeranje za model B ispitivan na plastici
(merno mesto 2-3), Dole;



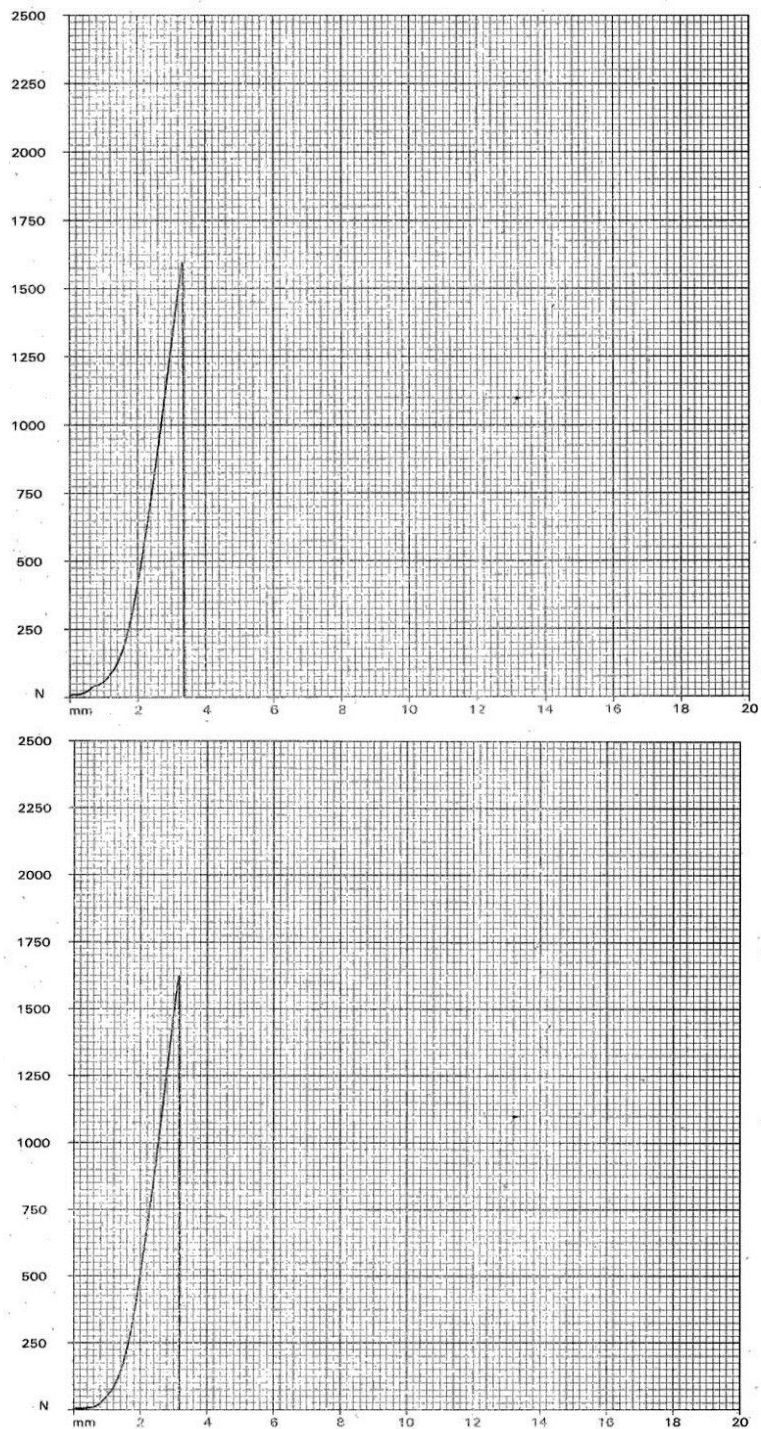
Dijagram 6.3 Dijagram Sila-Pomeranje za model C ispitivan na plastici
(merno mesto 1-2), Gore;
Dijagram Sila-Pomeranje za model C ispitivan na plastici
(merno mesto 2-3), Dole;



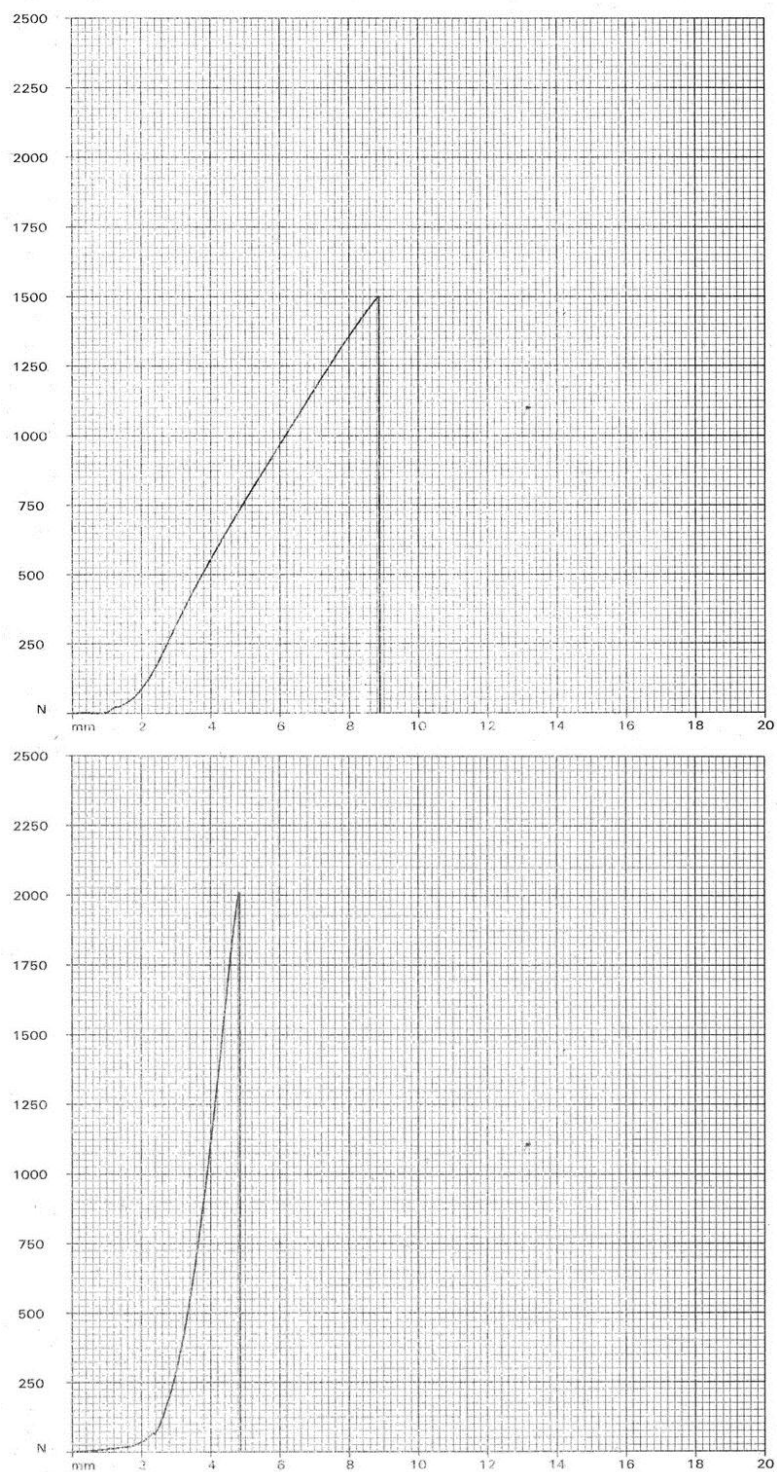
Dijagram 6.4 Dijagram Sila-Pomeranje za model A ispitivan na drvetu
(merno mesto 1-2), Gore;
Dijagram Sila-Pomeranje za model A ispitivan na drvetu
(merno mesto 2-3), Dole;



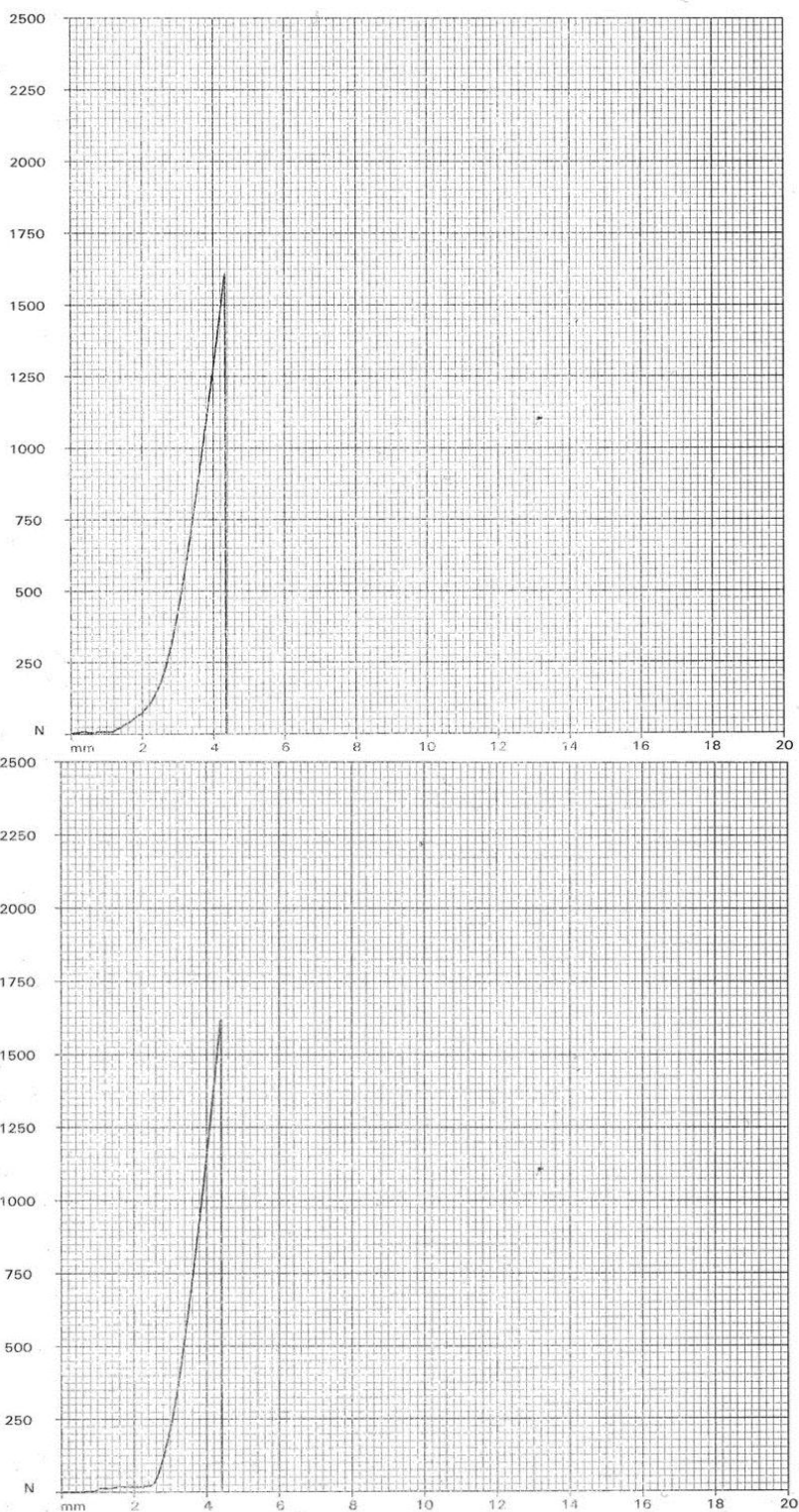
Dijagram 6.5 Dijagram Sila-Pomeranje za model B ispitivan na drvetu
(merno mesto 1-2), Gore;
Dijagram Sila-Pomeranje za model B ispitivan na drvetu
(merno mesto 2-3), Dole;



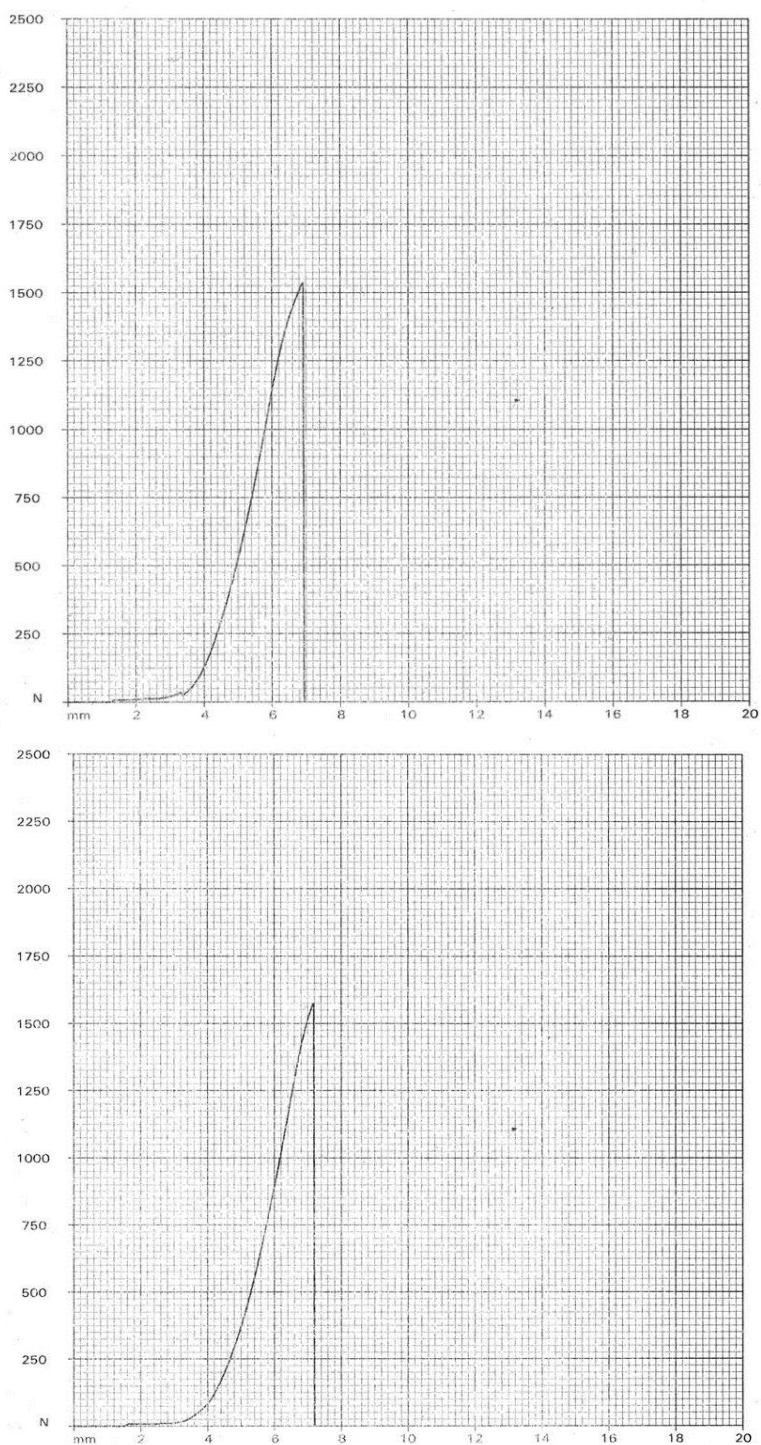
Dijagram 6.6 Dijagram Sila-Pomeranje za model C ispitivan na drvetu
(merno mesto 1-2), Gore;
Dijagram Sila-Pomeranje za model C ispitivan na drvetu
(merno mesto 2-3), Dole;



Dijagram 6.7 Dijagram Sila-Pomeranje za model A ispitivan na kosti
(merno mesto 1-2), Gore;
Dijagram Sila-Pomeranje za model A ispitivan na kosti
(merno mesto 2-3), Dole;



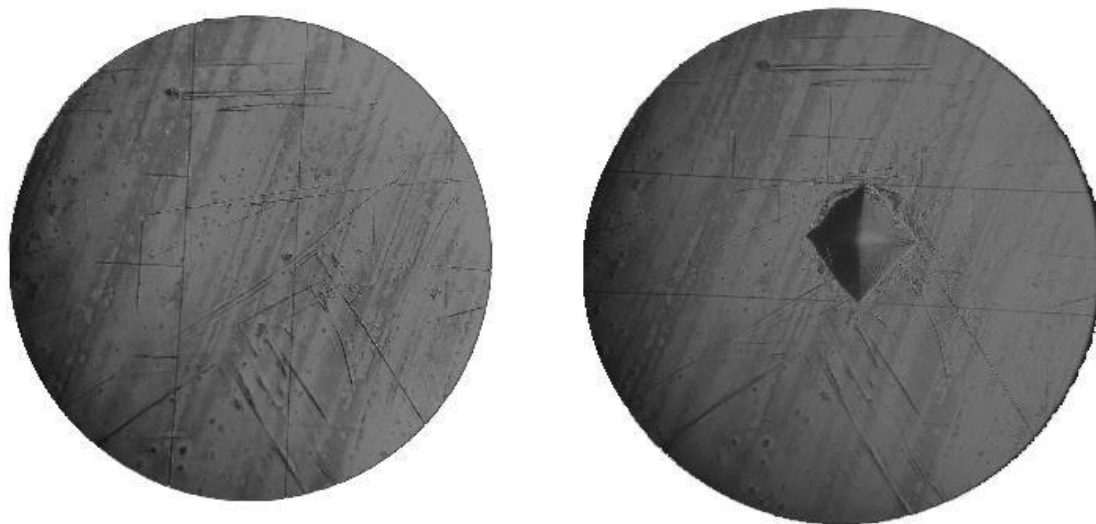
Dijagram 6.8 Dijagram Sila-Pomeranje za model B ispitivan na kosti
(merno mesto 1-2), Gore;
Dijagram Sila-Pomeranje za model B ispitivan na kosti
(merno mesto 2-3), Dole;



Dijagram 6.9 Dijagram Sila-Pomeranje za model C ispitivan na kosti
(merno mesto 1-2), Gore;
Dijagram Sila-Pomeranje za model C ispitivan na kosti
(merno mesto 2-3), Dole;

6.3 Ispitivanje mikrotvrdoće

Ispitivanje mikrotvrdoće po Vickersu eksperimentalno izrađenih uzoraka pločica izvršeno je na osnovnom materijalu iz koga su iseceni uzorci pločica. Ispitivanje je izvršeno na „Micro Vickers Hardness Tester TH710“ (Beijing TIME High Technology Ltd.) [120].

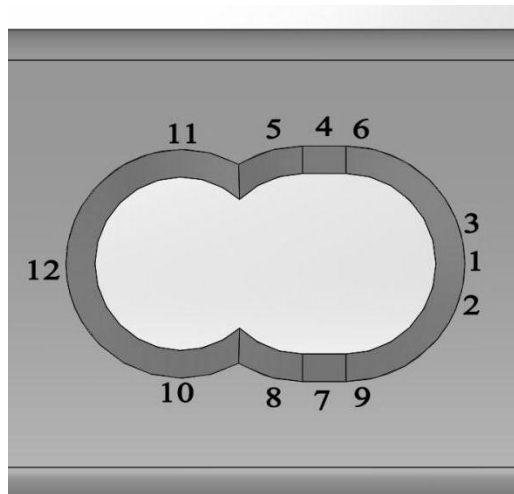


Slika 6.15 Prikaz površine pri merenju

Slika 6.15 predstavlja prikaz površine pri merenju pre i nakon nakon utiskivanja. Prikazana površina uvećana je 400 puta kako bi se obezbedilo adekvatno i precizno merenje.

Pri svakom od ciklusa ispitivanja korišćenja je sila $F = 9,807 \text{ N}$ što je predstavljalo ekvivalent od 1 kg. Vreme zadržavanja pri svakom ciklus usvojeno je na 10 sec kako bi se obezbelila pouzdanost merenja i eliminisale potencijalne greške. Ispitivanje tvrdoće materijala polomljenog uzorka LCP pločice vršeno je u zoni otvora 1 na udaljenom rastojanju od mesta otkaza (Slika 6.16) kao i na prostoru između otvora 5 i 6 u neposrednoj blizini loma (Slika 6.17). *Tabela 6.1.* prikazuje dobijene vrednosti tvrdoće na mernom mestu 1. *Tabela 6.2.* prikazuje dobijene vrednosti tvrdoće na mernom mestu 2.

Tabela 6.1 Eksperimentalne vrednosti mikrotvrdoće po Vickersu na mernom mestu 1

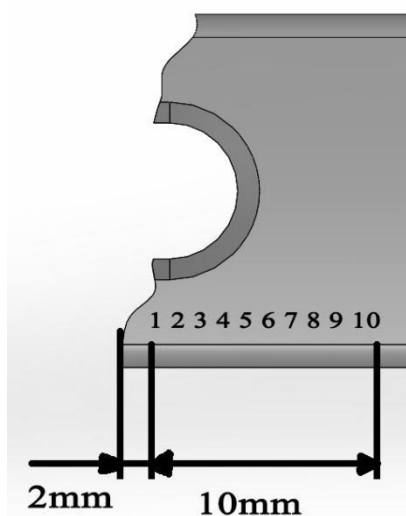


Slika 6.16 Pozicije mernih lokacija oko otvora vijka 1

Oznaka lokacije	HV1
1	270,0
2	303.9
3	312.3
4	308,8
5	314.8
6	311.8
7	317.4
8	320.0
9	323.2
10	315.8
11	307.3
12	320.0

Lokacija 1 na mernom mestu 1 poseduje geometrički nepravilan trag ($d_1=90.63$ $d_2=75.19$) pa je kao takva odbačena kao greška u procesu merenja.

Tabela 6.2 Eksperimentalne vrednosti mikrotvrdoće po Vickersu na mernom mestu 2



Slika 6.17 Pozicije mernih lokacija između otvora vijka 5 i 6

Oznaka lokacije	HV1
1	420.1
2	401.8
3	401.8
4	372.5
5	406.3
6	444.9
7	398.9
8	367.3
9	362.8
10	375.2

Ispitivanje tvrdoće rađeno je na tri lokacije prebrušenoj prelomnoj površini metodom HV 30 na oba segmenta polmljenog uyorka (Tabela 6.3)

Tabela 6.3 Eksperimentalne vrednosti tvrdoće po Vickersu HV30

Oznaka lokacije	Segment 1	Segment 2
1	303	298
2	306	297
3	305	300

6.4 Ispitivanje parametara materijala čelika 316L 1.4404 (X2CrNiMo174-12-2)

Nerđajući čelik 316 pripada grupi austenitnih hrom-nikl čelika sa primesom molibdena. Mehaničke osobine su veoma slične tipu 304 dok se osnovne prednosti ovog hemijskog sastava ogledaju u povećanoj otpornosti na koroziju i bolje mehaničke osobine na povišenim temperaturama. Otpornost na koroziju je posebno poboljšana na sumpor, hlorovodoničnu kiselinu, sirćetnu kiselinu, sulfate i alkalne hloride. Osnovna odlika 316L u odnosu na 316 ogleda se u smanjenom udelu ugljenika sa max 0.08% na max 0.03%. Najčešće se koristi za izradu izduvnih sistema SUS motora, delove peći, izmenjivače toplote, farmaceutsku opremu, ventile, pumpe, hemijsku opremu, rezervoare, delove izložene korozivnim sredinama (morski vazduh) itd.

Tabela 6.4. prikazuje hemijski sastav čelika 1.4404 316L (X2CrNiMo174-12-2).

Tabela 6.4. hemijski sastav čelika 1.4404 316L (X2CrNiMo174-12-2) [121]

C	Si	Mn	P	S	Cr	Mo	Ni
≤0.030	1.00	2.00	0.045	0.015	16.5-18.5	2.00-2.50	10.0-13.0

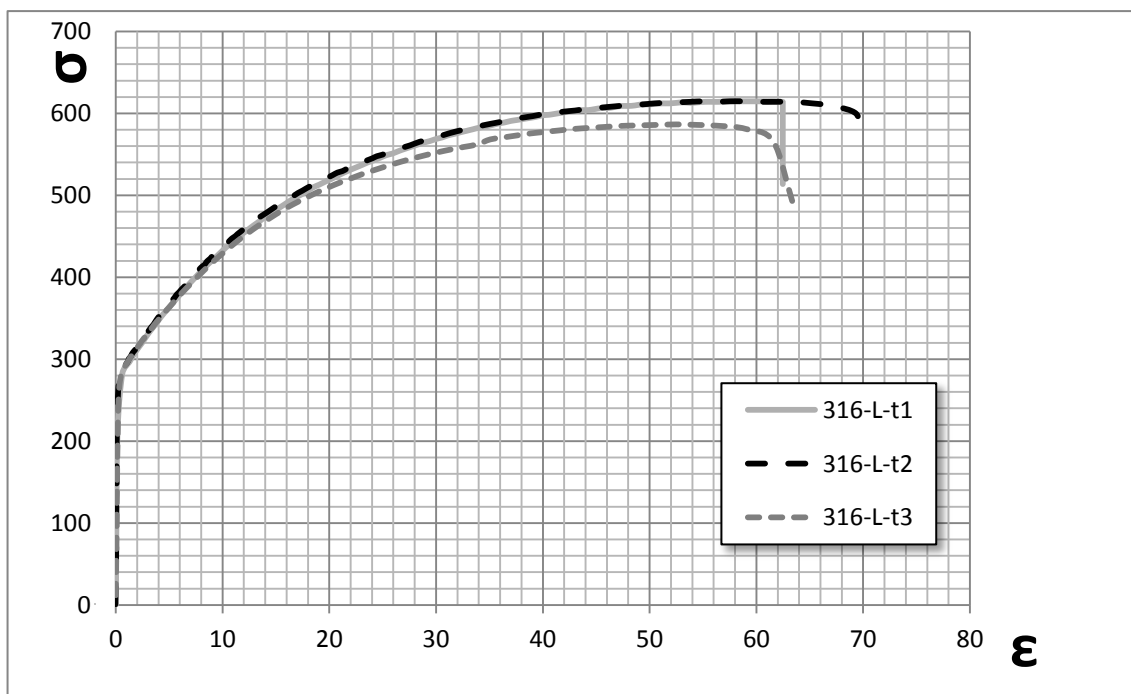
Ispitivanje na zatezanje rađeno je na 3 uzorka epruvete postavljene normalno na pravac valjanja kao i na 4 epruvete postavljene popreko na pravac valjanja. Oznaka L korišćena je za numeraciju uzoraka dobijenih normalno na pravac valjanja, dok je oznaka T korišćena za uzorke postavljene popreko na pravac valjanja.

Ispitivanja epruveta u cilju određivanja zateznih svojstava rađena su na sobnoj temperaturi na standardnim epruveta. Izduženje je mereno pomoću ekstenzomera na inicijalnom rastojanju 60 mm. Postupak ispitivanja je definisan standardom ISO 6892-1 [122].

6.4.1 Ispitivanje uzoraka L

Uzorci 316L-L-t1, 316L-L-t2 i 316L-L-t3 predstavljaju uzorake ispitivane na istezanje izradjen od nerđajućeg čelika 316L 1.4404 (X2CrNiMo174-12-2) u pravcu poduznom na pravac valjanja.

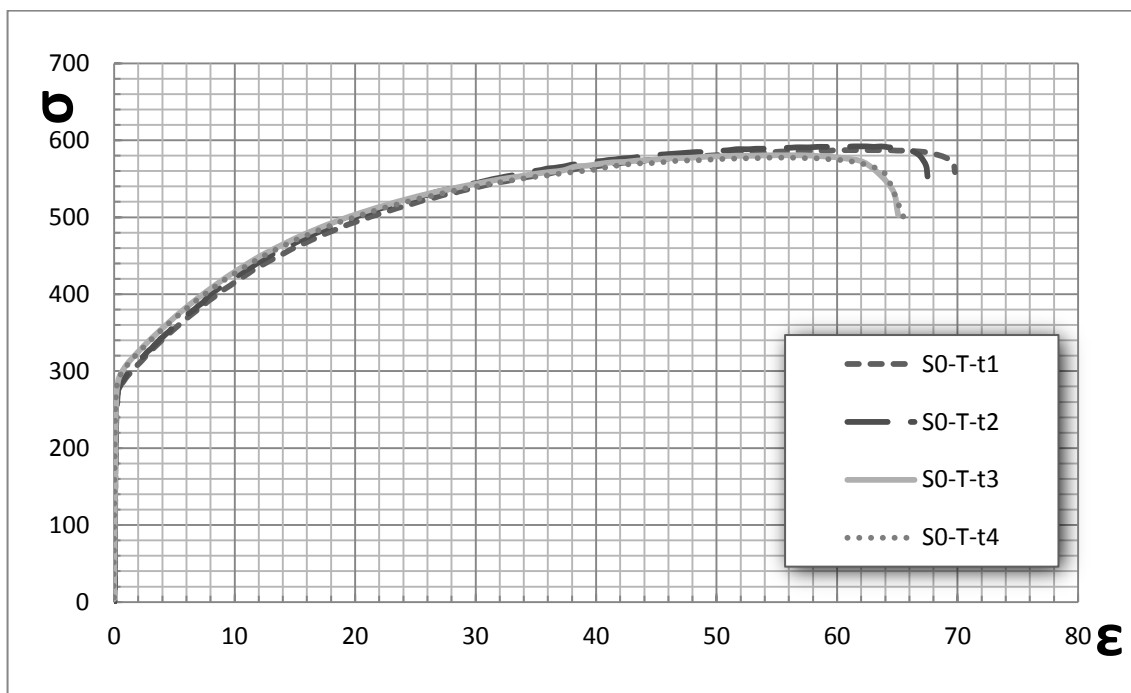
Slika 6.18 prikazuje dobijene vrednosti napona i deformacije.



Slika 6.18 Dijagram napon deformacija testiranih uzoraka u poduznom pravcu na pravac valjanja materijala

6.4.2 Ispitivanje uzoraka T

Uzorci 316L-T-t1, 316L-T-t2, 316L-T-t3 i 316L-T-t4 predstavljaju uzorake ispitivane na istezanje izradjen od nerđajućeg čelika 316L 1.4404 (X2CrNiMo174-12-2) u pravcu normalnom na pravac valjanja. Slika 6.19 prikazuje dobijene vrednosti napona i deformacije.



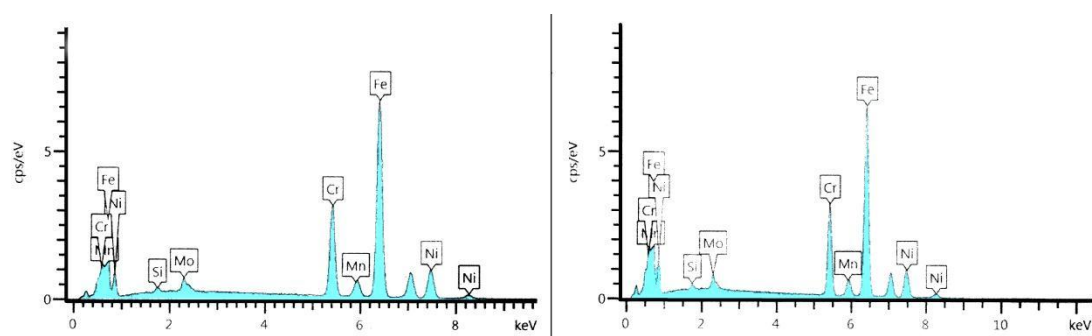
Slika 6.19 Dijagram napon deformacija testiranih uzoraka u podužnom pravcu na pravac valjanja materijala

Tabela 6.5 Parametri ispitivanaj materijala uzoraka popreko i podužno na pravac valjnja

Material	Oznaka	YS	UTS	A	YS/UTS
		MPa	MPa	%	
1.4404 316L	316-L-t1	267	614	69	0.43
	316-L-t2	267	614	69	0.43
	316-L-t3	275	586	63	0.47
	Prosek L	270	605	67	0.45
	S0-T-t1	273	587	70	0.47
	S0-T-t2	276	592	67	0.47
	S0-T-t3	273	587	70	0.47
	S0-T-t4	276	592	67	0.47
	Prosek T	275	590	69	0.47

6.5 Ispitivanje hemijskog sastava uzorka LCP pločice

Inicijalna ispitivanja hemijskog sastava uzorka polomljene LCP pločice vršena su EDX (Energy-dispersive X-ray spectroscopy) opremom u saradnji sa Vojnotehičkim institutom u Beogradu. Kako ispitivanja EDX procedurom daju rezultate lokalnog karatera, tj. vrednosti posmatrane samo u datoj tački, merenja dobijena ovim postupkom se moraju posmatrati uz određenis stepen sigurnosti. Navedena merenja ponovljena su u dve tačke. Slika 6.20 i Tabela 6.6. prikazuju rezultate hemijskog sastava dobijene ispitivanjem polomljenog uzorka.



Slika 6.20. Hemijski spektar ispitivanog uzorka dobijen na dva merna mesta

Tabela 6.6 Vrednosti procentualnog udela elemenata u hemijskom sastavu ispitivanog uzorka doibijene na dva merna mesta

Hemijski element	Merno mesto 1	Merno mesto 2
	%	%
Si -Silicijum	0.51	0.45
Cr -Hrom	18.28	18.51
Mn -Mangan	1.73	1.75
Fe -Gvožde	62.72	61.71
Ni -Nikl	14.15	14.45
Mo -Molibden	2.68	3.06

Ispitivanje hemijskog sastava uzoraka polomljene LCP pločice vršeno je i na uzorcima materijala dobijenim bušenjem oko otvora 1 i 2 primenom metode infracrvene spektroskopije (IR) u saradnji sa laboratorijom Hesteel Serbia Iron & Steel d.o.o. Beograd. Infracrvena spektroskopija (IR spektroskopija) je tip spektroskopije koji se

bavi infracrvenim regionom elektromagnetnog spektra. Ova metoda daje pouzdane rezultate i rezultati ispitivanja potvrdili su da se radi o čeliku 316 L i da hemijski sastav u potpunosti odgovara granicama propisanim standardom (Tabela 6.7.).

Tabela 6.7 Vrednosti procentualnog udela elemenata u hemijskom sastavu ispitivanog uzorka dobijene IR spektroskopijom

Hemijski Sastav	%
C- Ugljenik	0.046
Si- Silicijum	0.23
Mn- Mangan	1.72
S- Sumpor	0.0005
Cr – Hrom	17.83
Ni- Nikl	11.48
Cu- Bakar	0.055
Mo- Molibden	2.32
V- Vanadijum	0.010

6.6 Ispitivanje na savijanje

Uzrak LCP pločice na kojem nije došlo do otkaza u periodu eksploatacije ispitivan je na savijanje u cilju utvrđivanja vrste loma koji bi se javio. Dijamantskom testerom formirane su inicijalne prsline dubine 0.3mm sa donje strane pločice. Nakon savijanja utvrđeno je postojanje plastične deformacije bez pojave krtog loma (Slika 6.21.). Dalja metalografska ispitivanja navedenih uzoraka nisu obavljena.

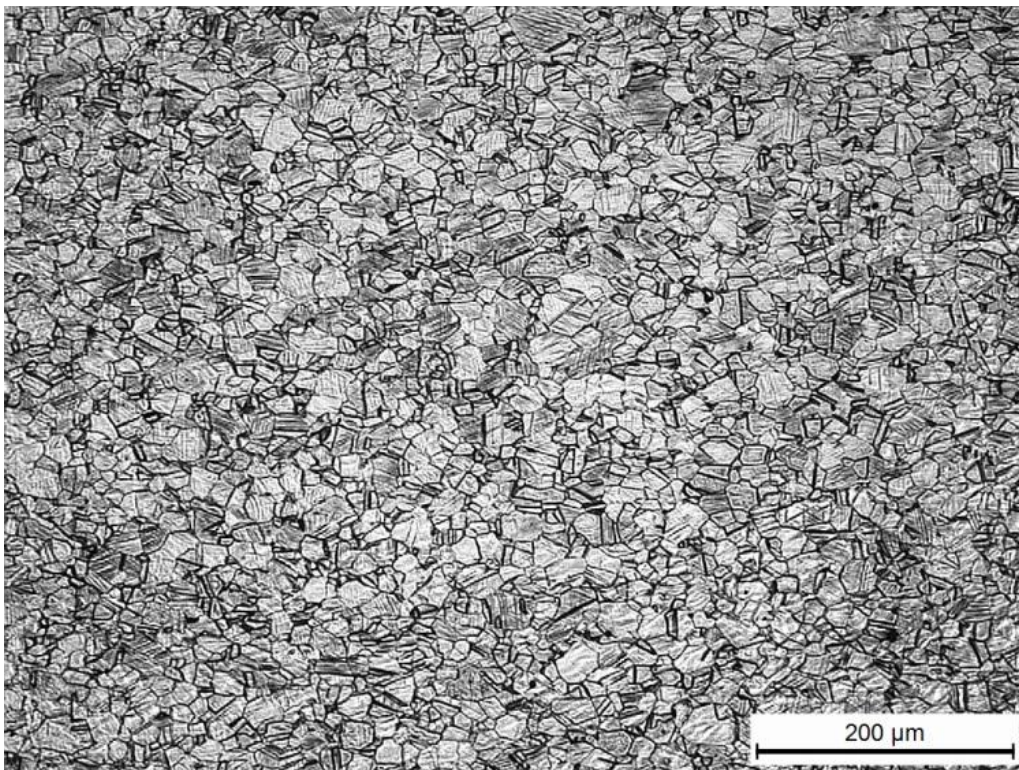


Slika 6.21 Uzoraka LCP pločice savijen nakon perioda eksploatacije

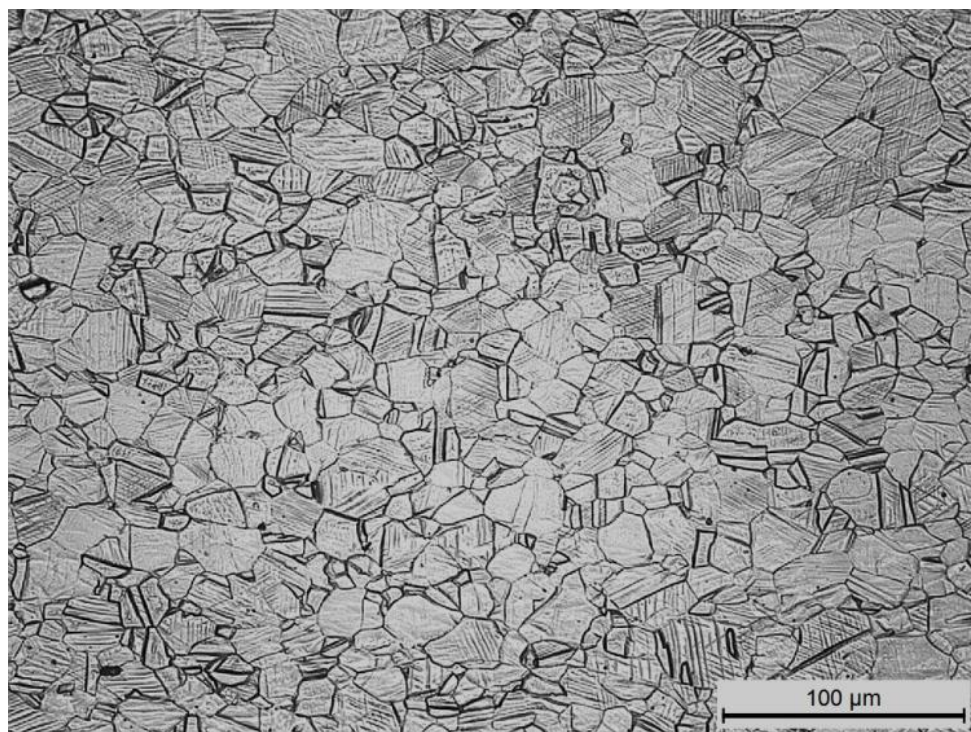
6.7 Metalografska ispitivanja strukture

Metalografska ispitivanja strukture obavljena su na elektronskom mikroskopu. Prelomna površina je u procesu pripreme isečena i prebrušena kako bi se ostvario bolji uvid strukturu materijala u zoni loma. Nakon analize utvrđeno je da materijal poseduje homogenu strukturu sa poligonalnim zrnom (Slika 6.22). Raspored zrna u posmatranoj zoni ukazuje na nedeformisano stanje, tj. na stanje koje se ostvaruje termičkom obradom nakon procesa kovanja (deformacije), a u cilju poboljšanja mehaničkih karakteristika. Uočeni su jasni dvojnici deformacija duž zrna (Slika 6.23). Posmatrana struktura ukazuje na postojanje martenzitne transformacije pri deformaciji, tj. na postojanje tragova martenzita i postojanje tragova martenzitne deformacije na granici zrna u vidu senki po površini zrna. Ova pojava naziva se „martenzitne iglice“ (Slika 6.24) i nastaje pri malom stepenu deformacije, osobina koja odlikuje „Hatfildove čelike“.

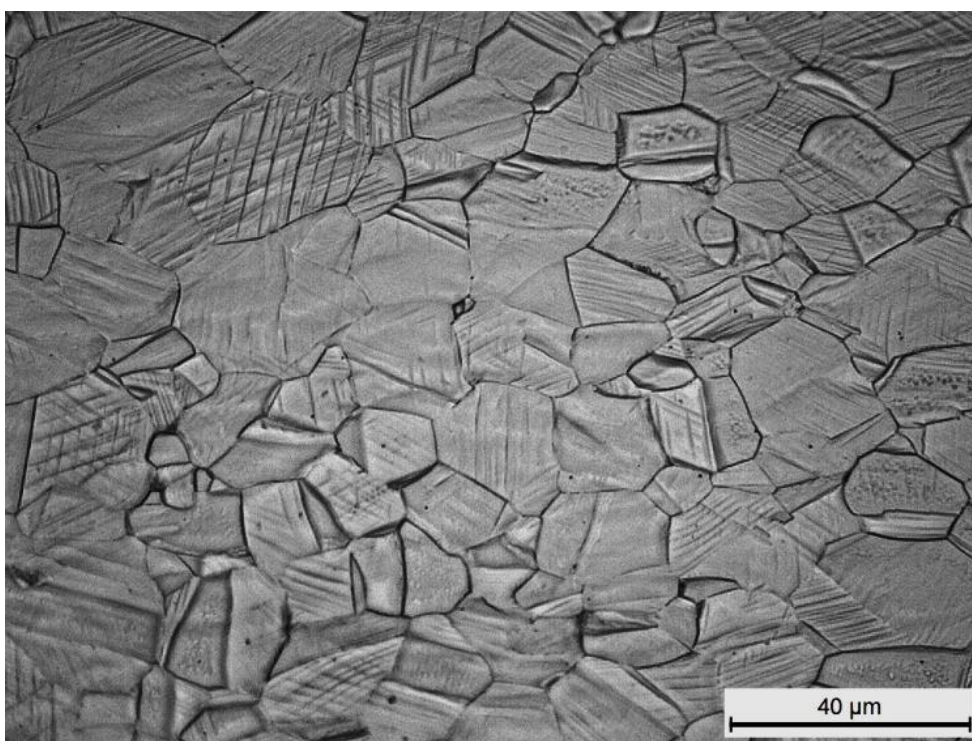
Nakon ispitivanja metalografije poprečnog preseka uočeno je da ne postoje tragovi procesa povećanja površinske tvrdoće kao što su niklovanje ili druge vrste.



Slika 6.22 Prelomna površina LCP pločice uvećana 100x



Slika 6.23 Prelomna površina LCP pločice uvećana 200x



Slika 6.24 Prelomna površina LCP pločice uvećana 500x

7 NUMERIČKI MODELI

Numerički modeli prikazani u doktorskoj disertaciji izrađeni su za potrebe verifikacije i usklađivanja sa eksperimentalnim vrednostima, a u cilju da obezbede potrebnu potporu za razvoj numeričkog modela primenjivog na geometriji prave LCP pločice sa elementima prsline. Izrada modela je prema navedenim potrebama podeljena u 2 osnovne grupe:

- Verifikacione modele, bazirane na geometriji i uslovima u eksperimentalnom delu disertacije
- Izradu detaljnog modela namenjenog simulaciji loma LCP pločice

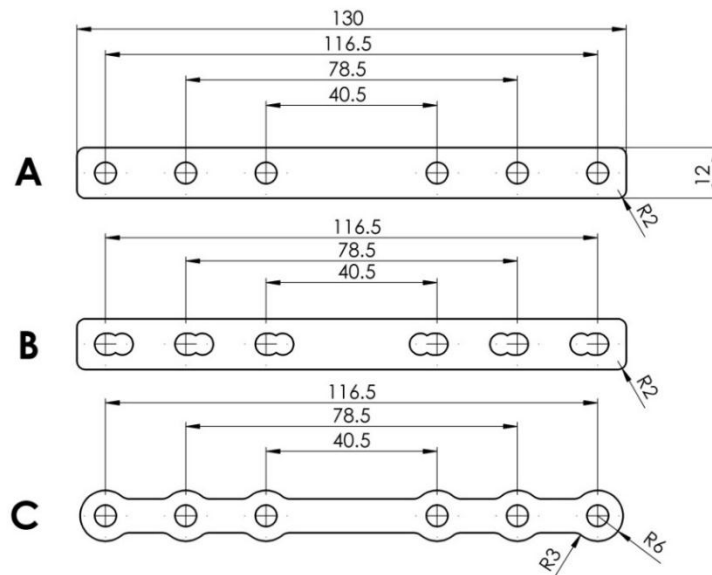
7.1 Verifikacioni modeli

Verifikacioni modeli napravljeni su odvojeno za svaki od eksperimentalnih modela. U cilju verifikacije numeričkih modela napravljeni su modeli geometrija A, B i C u paru kako sa drvenim elementima tako i sa elementima kosti (ukupno 6 numeričkih modela). Osnovna ideja pri izradi bila je da se na mreži konačnih elemenata pločice uvode minimalne promene kako bi se uskladilo sa individualnom geometrijom različitih modela a u cilju da se ostvari bolja međusobna uporedljivost numeričkih modela.

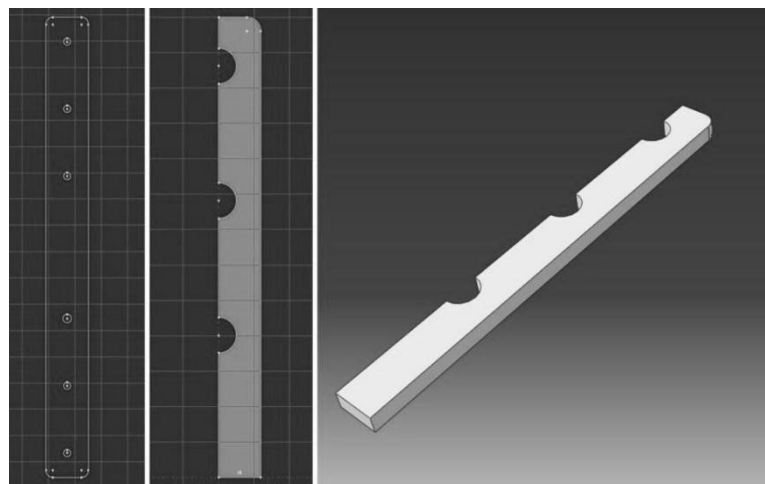
7.1.1 Geometrija modela pločica

Paralelno sa razvojem eksperimentalnih modela razvijene su i tri osnovne geometrije numeričkih modela pločica. Slika 7.1. prikazuje detaljan izgled svakog od modela geometrije. Svi modeli formirani su kao trodimenzionalni, deformabilni solidi na principu ekstrudacije od osnovne 2D skice. Skice profila pločica izrađene su za potrebe CNC mašine i sečenje samih eksperimentalnih modela nakon čega su uvezene u softverski paket Abaqus CAE,. U cilju uprošćenja numeričkog proračuna uvedene su

aproksimacije u vidu izrade četvrtine geometrije pločice. Navedena aproksimacij primenljiva je na osnovu postojanja kako dvoosne simetrije same pločice tako i simetrije u vidu sile koja deluje [109], pomeranje sa jedne strane čeljusti zamenjeno je polovinom pomeranja na pojedinačnim čeljustima. Nakon definisanja izmena unutar 2D skice formiranje solida dobijeno je ekstrudacijom istih u debljini od 2.5mm. Svi verifikacioni modeli napravljeni su unutar softverskog paketa Abaqus CAE.



Slika 7.1 Detaljan izgled geometrije modela A, B i C.



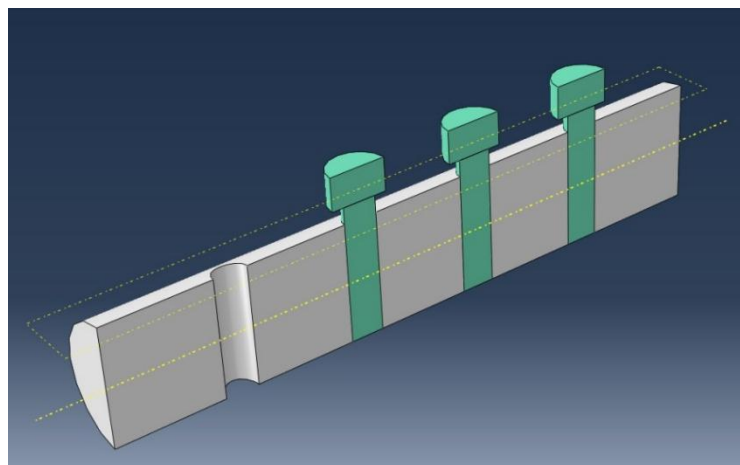
Slika 7.2 Proces formiranja inicijalne skice, uvođenja aproksimacija, gotov model izgled modela A

Slika 7.2 prikazuje detaljan proces formiranja inicijalne skice, uvođenja aproksimacija, kao i gotov izgled A modela korišćenog u daljem proračunu. Na navedeni način formirane su sve individualne geometrije nezavisno (A, B i C).

Svi modeli kreirani su kao jedno telo (jedan solid). Kod modela C uvedene su geometrijski pravilne particije kako bi se ostvarilo lakše formiranje mreže u kasnijim koracima.

7.1.2 Geometrija modela vijaka i kosti

Za potrebe simulacije pravilnog prenosa opterećenaj sa kidalice na eksperimentalne modele pločica razvijeni su i 3D numerički modeli samih kostiju i vijaka. Svi modeli formirani su kao trodimenzionalni, deformabilni solidi. Zbog postojanja prostorno kompleksnijih elemenata (vijaka i otvora) numerički modeli izrađeni su u više koraka. Osnovni korak predstavljala je izrada samog cilindra simulirane kosti, dok su u sledećim koracima formirana tela vijaka kao i glave istih. Otvor za ostvarenje veze sa kidalicom je formiran naknadno u sledećem koraku. Svi modeli pravljani su direktno unutar softverskog paketa Abaqus CAE. U cilju uprošćenja numeričkog proračuna uvedene su aproksimacije u vidu izrade polovine geometrije. Navedena aproksimacija primenljiva je na osnovu postojanja kako dvoosne simetrije sklopa eksperimentalnog uzorka tako i simetrije u vidu sile koja deluje [109].



Slika 7.3 Detaljan izgled modela sa različitim sekcijama

U cilju simulacije postojanja različitih materijala i kontakata (postojanje vijaka i simulirane kosti) neophodno je bilo formiranje sekcija u sklopu solida kojima su ograničeni različiti materijalni parametri potrebni za simulaciju istih. Slika 7.3. prikazuje detaljan gotov izgled modela korišćenog u daljem proračunu sa različitim sekcijama. Zelenom bojom prikazane su sekcije vijaka dok je materijal predviđen za simulaciju kosti prikazan sivom bojom. Ravni vrha vijaka, tj. podnozija glave i mesta kontakta glave vijka sa pločicom prikazani su žutom bojom.

7.1.3 Modelovanje materijala

Za izradu verifikacionih modela neophodno je bilo definisati parametre svih materijale koji su korišćeni u eksperimentu odvojeno. Kako su naponi pri eksperimentalnom merenju pokazali da se ne prelazi u granicu plastičnosti već se sve deformacije nalaze u zoni elastičnih deformacija potrebno je bilo definisati samo module elastičnosti i Poasonov koeficijent [42, 107, 109]. *Tabela 7.1.* prikazuje vrednosti parametre korišćene u simulaciji [1, 4, 119].

Tabela 7.1 Parametri materijala korišćeni za izradu numeričkih verifikacionih modela

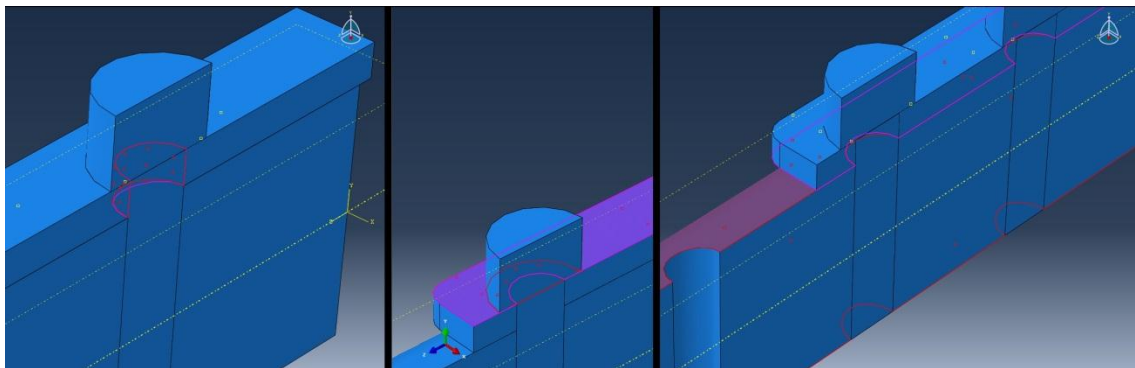
Materijal	Modul elastičnosti [MPa]	Poasonv koeficijent ν
Drvo	11,000	0.35
Kost	17,000	0.30
316L	210,000	0.30
Ti-6Al-4V	113,800	0.34

Navedeni materijali korišćeni su za definisanje sekcija solidi. Sve sekcije materijala definisane su kao homogene. Prema potrebama eksperimenta, za svaki materijal definisana je odvojena sekcija. Predefinisanim zonama 3D modela dodeljeni su odgovarajuće sekcije materijala kako bi opisale pravilno ponašanje materijala.

7.1.4 Izrada sklopa i kontakata elemenata numeričkog modela

Izrada sklopa numeričkog modela predstavlja proces pravilnog pozicioniranja pojedinačnih elemenata unutar matematičkog prostora u kome se vrši proračun. U slučaju modela koji se sastoje od samo jednog elementa, izrada sklopova se vrši prostim pozicioniranjem tog elementa, dok se u kompleksnim slučajevima sklopova sastavljenih od više elemenata mora izvršiti pravilno pozicioniranje kao i orijentacija svakog od elemenata. Svi elementi sklopa uvezeni su u radni prostor. U procesu izrade pojedinačnih elemenata korišćene su iste osnovne ravni kako bi se obezbedila pravilna orijentacija u prostoru. Pozicioniranje elemenata u ravnima preseka eliminisano je na ovaj način. Međusobno pravilna pozicija elemenata obezbeđena je primenom isključivo *coincident point constraint* između tačke podnožija vijka (vijak na rubu pločice) u ravni aksijalnog preseka i tačke na gornjoj površini otvora LCP pločice za odgovarajući vijak. U cilju pojednostavljenja odabira tačaka, potrebni čvorovi predefinisani su korišćenjem funkcije *sets* u procesu izrade samih modela. Važan korak u procesu kreiranja sklopova predstavlja način definisanja međusobnih kontakata elemenata, kao i zona u kojima se kontakt ostvaruje. Za primenu svih zona definisan je samo jedan modela kontakta sa tangentnim ponašanjem bez postojanja frikcije (*frictionless*), dok je za naleganje u normalnom pravcu definisan kruti kontakt („*Hard*“ *Contact*). Primenom navedenog modela kontakta uvedeni su pojedinačni kontakti između samih vijaka i otvora LCP pločice (Kontakt 1, Kontakt 2, Kontakt3), kontakti između donje površine LCP pločice i simulirane kosti (Kontakt 4), kao i kontakti između gornje površine pločice i glave vijka (Kontakt 5). Kontakti između otvora i vijaka koriste se za prenos opterećenja sa modela kosti na samu pločicu. Svaki od kontakata vijaka je pojedinačno definisan. Kontakt između gornje površine LCP pločice korišćen je kako bi se simulirali sami granični uslovi između vijaka i pločica koji ograničavaju odvajanje pločice od modela kosti, tj. njeno kretanje u aksijalnom pravcu vijaka. U cilju ograničenja navedenog kretanja u istom pravcu ali suprotnom smeru uveden je kontakt između LCP pločice i samog modela kosti. Iako se iz geometrijskih razloga navedeni kontakt javlja samo duž linije, kod izrade modela ovaj kontakt je povećan na tangencijalne površine kontakta, što u inicijalnom trenutku obezbeđuje dejstvo samo duž linije, ali se u slučajevima deformacije obezbeđuje dejstvo na većoj površini koja je u kontaktu. Svi kontakti

definisani su kao kontakti sa postojanjem malog klizanja u toku deformacije (*small sliding*), kako i kontakti kod kojih je moguće postojanje sitnih podešavanjima u cilju eliminacije preklapanja. Iz geometrijskih razloga prisutnih u inicijalnom trenutku, kao i u kasnijim fazama opterećenja kontakti 1,2,3 i 4 definisani su kao površinsko-površinski kontakti (*surface to surface*) dok je kontakt 5 definisan kao površinsko-čvorni kontakt (*surface to node*). Zbog pravilnog presa opterećenja kroz ceo sklop modela glavne površine kontakata (*master surface*) su definisane na vijcima dok su sekundarne (*slave surfaces*) definisane na samim LCP pločicama u slučaju kontakata 1,2 i 3. U slučaju kontakata 4 i 5 glavne površine kontakata su definisane na modelu kosti dok su sekundarne definisane na LCP pločicama. Slika 7.4 prikazuje različite kontakte, sa glavnim površinama naznačenim crvenom i sekundarnim naznačenim roze bojom.



Slika 7.4 Prikaz različitih kontakata sa naglašenim površinama Master-crveno, Slave roze

7.1.5 Granični uslovi

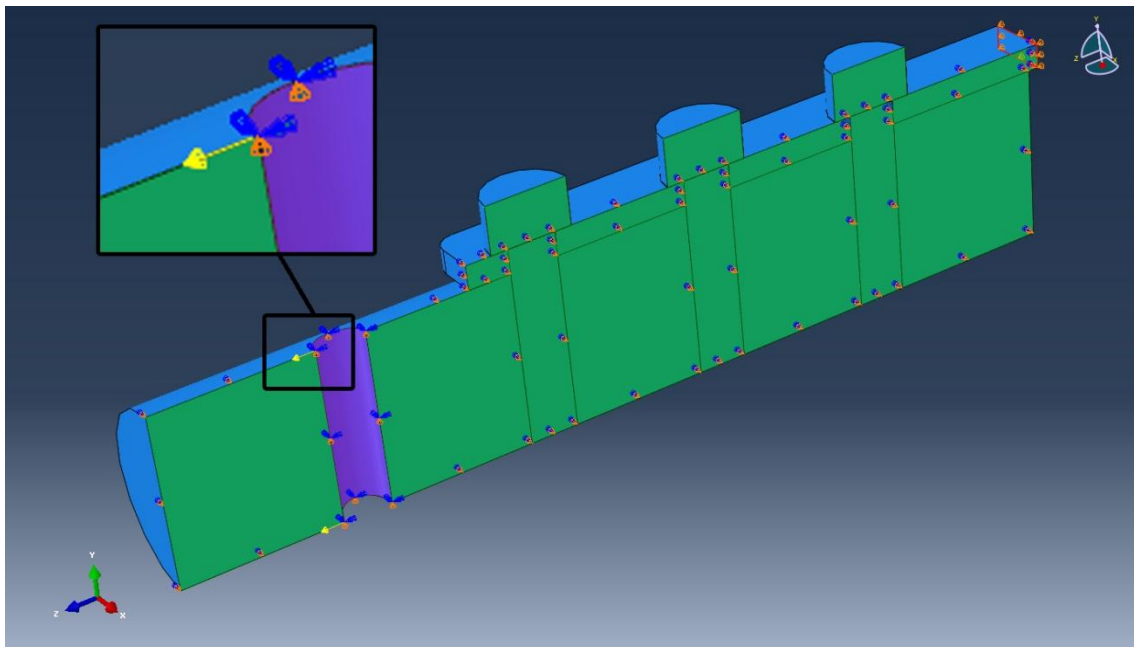
Kako bi se primenila opterećenja koja odgovaraju pravilnim eksperimentalnim uslovima, kao i aproksimacije uvedene na uprošćenju modela (korišćenje $\frac{1}{4}$ stvarnog modela) neophodno je uvesti odgovarajuće granične uslove. U cilju pravilnog definisanja graničnih uslova uvedeni su inicijalni korak (*initial step*) i dodatan korak opterećenja (*load step*).

Osnovno ograničenje izazvano samim uticajem kidalice na sklom odnosilo se na otvor namenjen za vijak za uspostavljanje veze sa kidalicom. Ovaj granični uslov prikazan je ljubičastom bojom (Slika 7.5). Uslov je postavljen na predefinasanu

površinu označenu sa SET-28 unutar softverskog paketa. Navedena površina predstavlja mesto kontakta samog vijka sa ostatkom eksperimentalne epruvete, tj. mesto odakle se opterećenje prenosi sa kidalice na mereni uzorak. Navedeno ograničenje uvedeno je u pravcu y ose, kao i u rotacijama oko x i z ose ($u_2 = u_{r1} = u_{r3} = 0$).

Granični uslov uzrokovan uvođenjem aproksimacije modela, tj. primene $\frac{1}{4}$ istog u ravni x-y prokazan je crvenom bojom (Slika 7.5). Uslov je postavljen na predefinisanoj površini označenoj sa SET-26 unutar softverskog paketa. Navedena površina predstavlja mesto uvođenja aproksimacije, tj. osu simetrije sklopa eksperimentalnog uzorka. Navedeno ograničenje uvedeno je u pravcu z ose, kao i u rotacijama oko x i y ose ($u_3 = u_{r1} = u_{r2} = 0$).

Granični uslov uzrokovan uvođenjem aproksimacije modela, tj. primene $\frac{1}{4}$ istog u ravni z-y prokazan je zelenom bojom (Slika 7.5). Uslov je postavljen na predefinisanoj površini označenoj sa SET-26 unutar softverskog paketa. Navedena površina predstavlja mesto uvođenja aproksimacije, tj. osu simetrije sklopa eksperimentalnog uzorka. Ova površina odnosi se na ravni preseka kao same LCP pločice tako i vijaka i modela kosti. Navedeno ograničenje uvedeno je u pravcu x ose, kao i u rotacijama oko y i z ose ($u_1 = u_{r2} = u_{r3} = 0$).



Slika 7.5 Granični uslovi i opterećenja primenjeni na numerički model

Pored navedenih ograničenja u vidu pmerenja a uveden je dodatni uslov u vidu opterećenja. Ovo opterećenje za zadatak ima da simulira opterećenje izazvano kidalicom. Mesto i pravac opterećenja prikazani su žutim strelicama (Slika 7.5). Uslov je postavljen na predefinasanu površinu označenu sa SET-32 unutar softverskog paketa. Opterećenje je zadato kao statičko, tipa koncentrisane sile u dve tačke modela, a intenzitet opterećenja zadat je u pozitivnom z pravcu i iznosi 375N na $\frac{1}{4}$ sklopa modela.

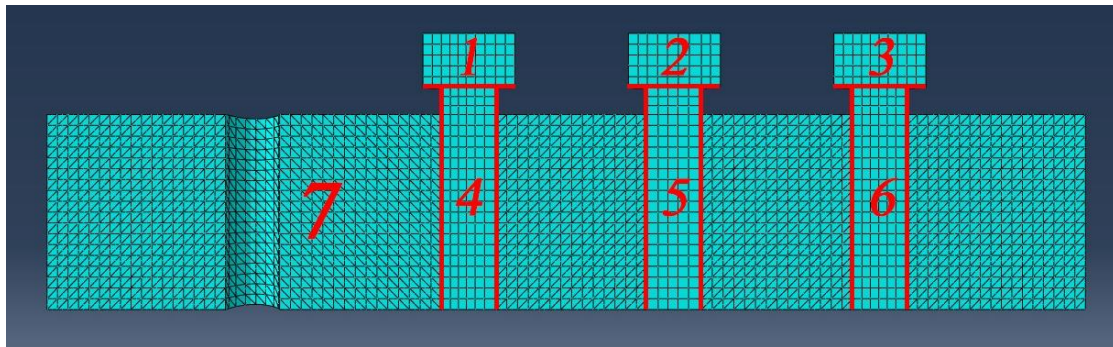
7.1.6 Izrada mreže

Izrada mreže na numeričkim modelima za verifikaciju rađena je individualno za svaki element (elementi su unutar sklop uvedeni kao dependent).

7.1.6.1 Izrada mreže na elementima vijaka i simulirane kosti

Modeliranje mreže na elementu vijaka i simulirane kosti rađeno je identično na svim modelima (modeli geometrije A, B i C). Izrada mreže na ovom elementu podeljena je u 7 nezavisnih zona kako bi se formirala pravilna mreža. Svaki vijak podeljen je u 2 zone: zonu tela i zonu glave vijaka (Zone 1-6, Slika 7.6.), dok je primena mreže na simuliranu kost vršena bez podele zona zbog specifičnog tipa elemenata korišćenog za njeno modeliranje (Zona 7, Slika 7.6.). Uvođenje inicijalnih čvorova na modelu vršeno je na globalnom nivou (*Global seed*) sa približnom vrednošću 1. Zbog relativno pravilnog geometrijskog oblika nije uvođeno dodatno definisanje pojedinih geometrijskih elemenata. Definisanje mreže u zonama 1-6 vršeno je primenom Hex elemenata i *sweep* tehnike (zbog postojanja cilindrične geometrije). Algoritam korišćen za ove zone *Medial axis* sa naglasenom minimizacijom u prelazu gustine mreže (*minimize the mesh transition*). Korišćeni elementi u navedenim zonama su standardni linearni elementi namenjeni merenju 3D napona tipa C3D8R, osmočvorna linearna kocka sa redukovanom integracijom (*8-node linear brick, reduced integration, hourglass control*). Definisanje mreže u zoni 7 vršeno je primenom *Tet* elemenata i *free* tehnike (zbog specifične geometrije). Korišćeni elementi u navedenoj zonami su standardni kvadratni elementi (quadratic) namenjeni merenju 3D napona tipa C3D10,

desetočvorni kvadratni tetraedar (10-node quadratic, tetrahedron). Definisanjem različitih tipova elemenata pri definisanju mreže, kontakt između drveta i vijaka je softverski predefinisano na krutu vezu (*tie constrain*). Primenom ovog pristupa simulacija kontakta između simuliranog modela kosti i vijaka je pravilnija i bolje dočarava uslove pravog eksperimenta.



Slika 7.6. Podela zona unutar modela simulirane kosti

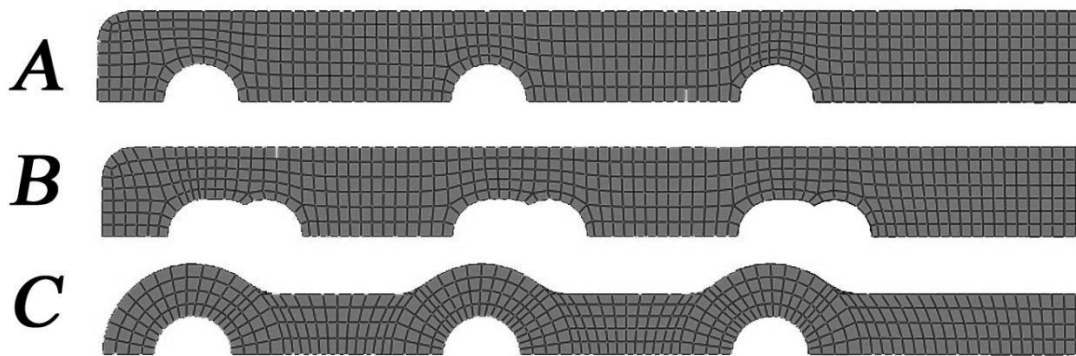
7.1.6.2 Izrada mreže na elementu LCP pločice

Modeliranje mreže na elementu LCP pločice rađeno je odvojeno za svaki model geometrije i prilagođeno uz tendenciju da se globalno vrše minimalne izmene od modela do modela koje određene geometrije zahtevaju (modeli geometrije A,B i C).

Izrada mreže na geometriji A vršena je bez dodatne potrebe za uvođenjem zona. Uvođenje inicijalnih čvorova na modelu vršeno je na globalnom nivou (*global seed*) sa približnom vrednošću 0,8. Zbog relativno pravilnog geometrijskog oblika nije uvedeno dodatno definisanje pojedinih geometrijskih elemenata. Definisanje mreže vršeno je primenom *hex* elemenata i *sweep* tehnike (zbog postojanja cilindrične geometrije). Algoritam korišćen za ove zone *medial axis* sa naglasenom minimizacijom u prelazu gustine mreže (*minimize the mesh transition*). Korišćeni elementi su standardni linearni elementi namenjeni merenju 3D napona tipa C3D8R, osmočvorna linearna kocka sa redukovanom integracijom (*8-node linear brick, reduced integration, hourglass control*).

Izrada mreže na geometriji B vršena je bez dodatne potrebe za uvođenjem zona. Uvođenje inicijalnih čvorova na modelu vršeno je na globalnom nivou (*global seed*) sa približnom vrednošću 0,8. Zbog relativno pravilnog geometrijskog oblika nije uvođeno dodatno definisanje pojedinih geometrijskih elemenata. Definisanje mreže vršeno je primenom *hex* elemenata i *sweep* tehnike (zbog postojanja cilindrične geometrije). Algoritam korišćen za ove zone *medial axis* sa naglasenom minimizacijom u prelazu gustine mreže (*minimize the mesh transition*). Korišćeni elementi su standardni linearni elementi namenjeni merenju 3D napona tipa C3D8R, osmočvorna linearna kocka sa redukovanom integracijom (*8-node linear brick, reduced integration, hourglass control*).

Izrada mreže na geometriji C vršena je uz uvođenje dodatnih zona zbog kompleksnosti geometrijskog oblika. Izrada mreže na ovom elementu podeljena je u 11 nezavisnih zona kako bi se formirala pravilna mreža. Uvođenjem dodatnih zona geometrija pločice svedena je na proste geometrijske površine, cilindrične površine oko vijaka (zona 1, 2 i 3) približno pravougaone zone između cilindara (zone 4 5 i 6) kao i zone radijusa na prelasku (zone 7, 8, 9, 10 i 11). Uvođenje dodatnih zona vršeno je primenom imaginarnog produženja delova površina (*extende face*). Uvođenje inicijalnih čvorova na modelu vršeno je na globalnom nivou (*global seed*) sa približnom vrednošću 0,8. Zbog relativno pravilnog geometrijskog oblika nije uvođeno dodatno definisanje pojedinih geometrijskih elemenata. Definisanje mreže vršeno je primenom *hex* elemenata i *structured* tehnike (zbog postojanja pravilnih geometrijskih oblika). Korišćeni elementi su standardni linearni elementi namenjeni merenju 3D napona tipa C3D8R, osmočvorna linearna kocka sa redukovanom integracijom (*8-node linear brick, reduced integration, hourglass control*). Slika 7.7. prikazuje konačni oblik mreža na sva tri oblika geometrije.



Slika 7.7. Konačni oblik mreža; Geometrija A; Geometrija B; Geometrija C

7.2 Detaljan numerički model

Detaljni numerički modeli izrađeni su u cilju simuliranja ponašanja realne konstrukcije LCP pločice za vreme različitih opterećenja koja se mogu javiti tokom radnog veka. Model je napravljen prema uzorku DePuy Synthes 224.811 ukupne dužine 177 mm namenjena pozicioniranju na levu nogu primenom 4+7 otvora. Model je izrađen uz minimalno uvođenje aproksimacija kako bi se što realnije simulirala raspodela napona i opterećenja.

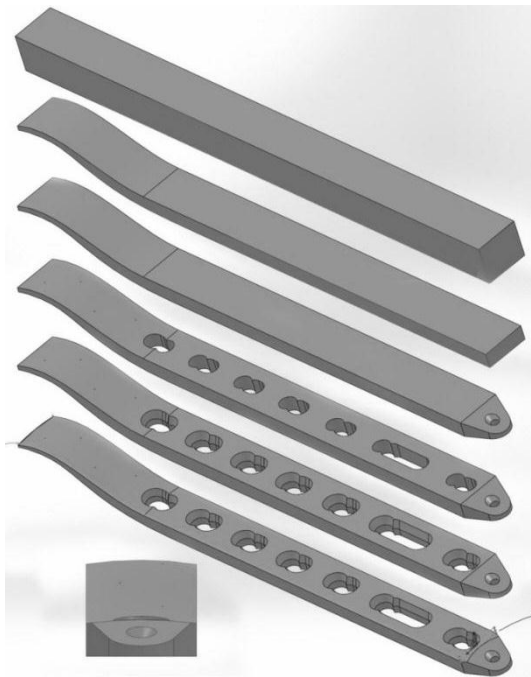
U daljem tekstu prikazan je proces izrade detaljnog modela. Za potrebe proračuna, simulacije su vršene na modifikovanim modelima u pogledu položaja loma, širine preloma, rasporeda vijaka. Navedene izmene jasno su definisane za svaki od pojedinačnih slučajeva u poglavlju Numerički rezultati detaljnih MKE modela.

7.2.1 Geometrija detaljnog modela LCP pločice

Geometrija detaljnog modela LCP pločice odlikuje se velikim brojem geometrijski kompleksnih elemenata, pa je praktično nemoguće izraditi ceo model unutar Abaqus CAE softverskog paketa. Iako potpuna izrada modela unutar numeričkog softvera omogućava lakšu izradu i definisanje mreže u kasnijim koracima, zbog kompleksnosti geometrije kao i odabira elemenata i načina formiranja mreže za izradu konkretnog

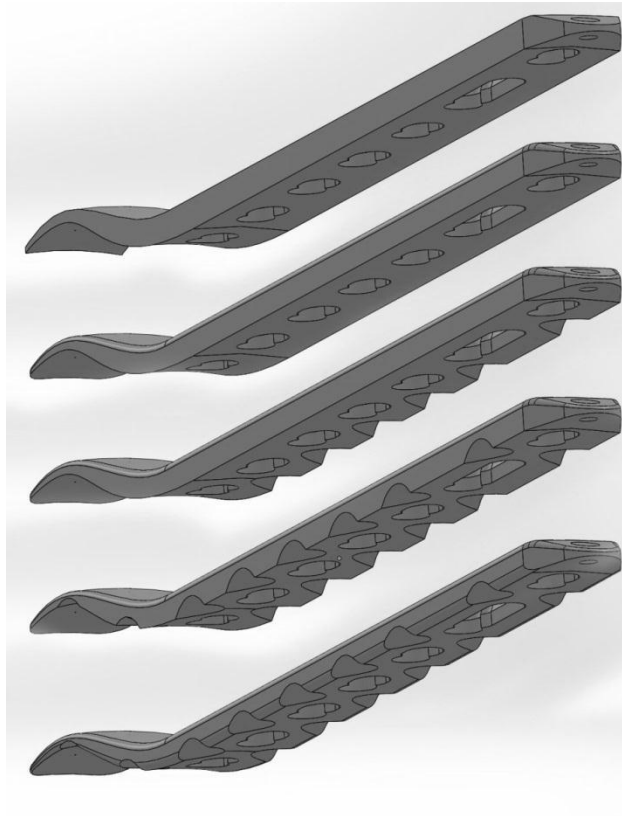
modela odabran je softverski paket SolidWorks. U cilju lakše definicije međusobnih pozicija kosti LCP pločice i vijaka svi elementi sklopa potrebni za izradu numeričke simulacije su u potpunosti definisani unutar SolidWorks paketa kao pojedinačni elementi (*parts*) na odgovarajućim pozicijama unutar sklopa.

Pri izradi modela sklopa prvi korak predstavlja izrada same LCP pločice. Inicijalni korak predstavljao je izradu pravougaonika predefinisane zapremine namenjene da se gotov model savršeno odgovara gabaritnim veličinama iste. Zbog postojanja dodatne zakrivljenosti izazvane namernim i stručnim prilagođavanjem krivine u podnožju pločice (zgloba) prema potrebama pacijenta, postojeća pločica je slikana u pravilnim uglovima kako bi se zakrivljenje pravilno prenelo na numerički model. Navedeno zakrivljenje odvojeno je definisano iz bočnog pravca kako za gornju površinu tako i za donju površinu pločice primenom komande *Cut Extrude*, u cilju definisanja pravilne promene debljine. Ovakav pristup ima veliku ulogu pri pravilnom definisanju jer se promena debljine pločice izražava samo u zakrivljenoj zoni pločice tj. 4+2 otvora. Zaobljenje vrha pločice, kao i oborene ivice koje do njega vode i otvor na samom vrhu modelirane su u pravcu normalnom na spoljašnju površinu pločice. Ovi elementi definisani su primenom odvojenih koraka kako bi se naknadno omogućilo lakše modifikovanje pojedinačnih parametara. Tokom sledećeg koraka definisane su unutrašnje mere otvora na ravnom delu pločice, koje su primenom linearne ekstrudacije isečene. Na ovaj način obezbeđen je samo donji deo otvora čiji je pravac upravan na pločicu. Konusni deo otvora definisan je u sledećem koraku korišćenjem ugla i maksimalne dubine do koje se prostire. Konveksnost gornje površine definisana je korišćenjem dve skice (jedna prostorna i jedna ravanska).



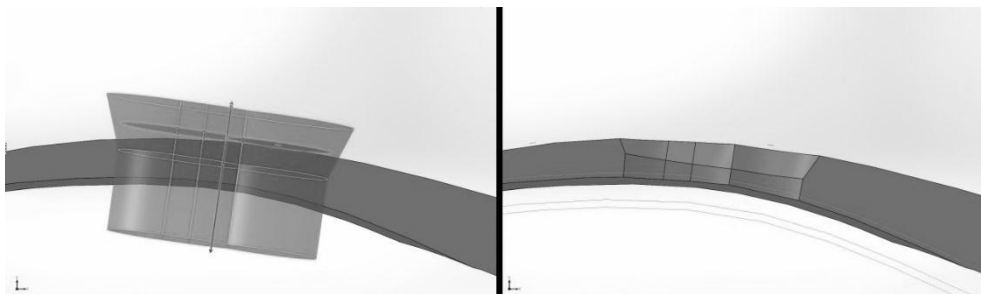
Slika 7.8 Faze definisanja modela 1

Ravanskom skicom definisan je radijus zakrivljenja, tj. konkavnosti, dok je prostornom skicom definisan put kretanja ekstrudacije (*sweep cut*). Slika 5.9. prikazuje navedene faze definisanja modela. Radijus na donjoj strani LCP pločice napravljen je definisanjem skice zakrivljenja donje površine koja je ekstrudirana duž pravca ivice. Radijusi zaobljenja ivice tanke strane definisani su komandom *Filet* dok su ivice sa gornje strane pločice zbog svoje kompleksnosti i promene radijusa definisane komandom *Variable Filet*. Na ovaj način postignute su varijacije fileta od 0,5 mm do 1 mm u različitim zonama. Definisanjem ravni pod uglom od 70° u odnosu na bočnu ivicu, a koja za zajednički pravac i ima pomenutu ivicu definisani su zarezi sa donje strane. Zarezi su definisani prečnikom 15 mm i preklapanjem od 2 mm. Svi zarezi su definisani samo na jednoj strani modela dok je su na drugoj strani replikovani primenom komande *mirror*. Navedeni zarezi odnose se samo na ravnu zonu LCP pločice.



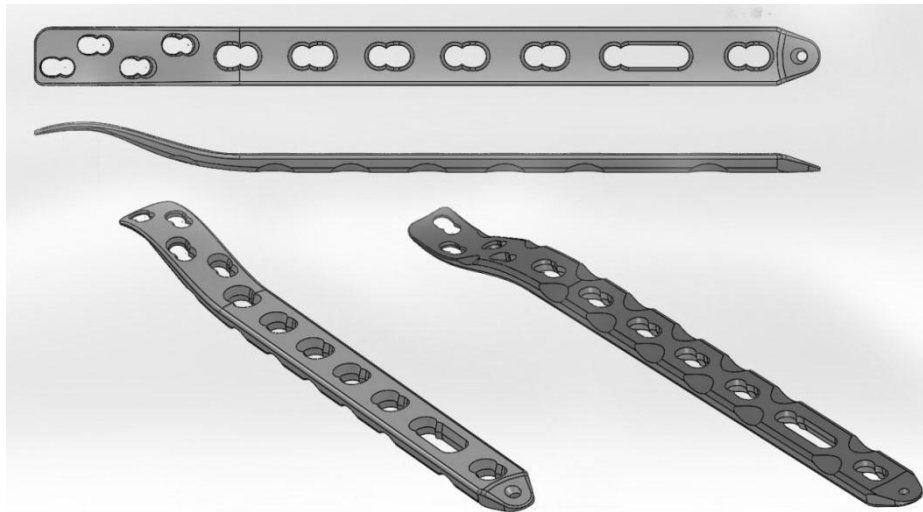
Slika 7.9 Faze definisanja modela 2

Radijusi u zoni zakrivljenja definisani su odvojeno za svaku stranu zbog postojanja nesimetrije na modelu. Uvođenje radijusa na donjoj strani modela takođe je definisano korišćenjem kako komande *filet* tako i komande *variable filet* kako bi se uskladili kompleksni prelasci sa jedne vrednosti radijusa na drugu. Slika 7.9. prikazuje navedene faze definisanja modela. Definisanje otvora na zakrivljenoj površini vršeno je u više koraka. Svaki otvor definisan je odvojeno zbog normalnog pravca istog u odnosu na samo zakrivljnje.



Slika 7.10. Detaljan presek jednog od otvora sa definisanim ravnima skice i ravnima preseka kao i uglovima istih

Slika 7.11 prikazuje detaljan gotov model LCP pločice unutar softverskog paketa SolidWorks.



Slika 7.11 Model LCP pločice unutar softverskog paketa SolidWorks.

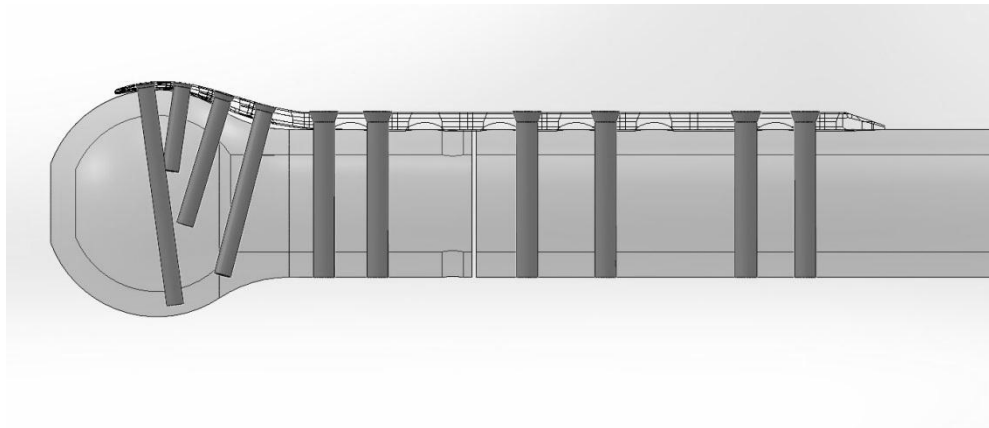
Ovakav pristup zahteva je definisanje tačaka centra svakog od otvora pojedinačno duž zakrivljene gornje površine. Ravni su postavljene pojedinačno u svaku od tačaka i to sa uslovom da tangiraju zakrivljenu površinu. Skice svakog od otvora dodeljene su pojedinačnoj ravni. Na ovaj način uslovljeno je normalno pozicioniranje otvora primenom *Cut Extrude* komande za svaki od pojedinačnih otvora. Zbog postojanja 4 otvora definisane su 4 nezavisne ravni kao i četiri skice. Uvođenje konusa na gornju polovinu otvora uvedeno je unutar komande *Extrude Cut* i to tako sto je ravan sečenja translatorno pomerene za debljinu konusa odakle je sečenje definisano u dva suprotna pravca. Duž jednog pravca sečenje je definisano linearno dok je u suprotnom pravcu definisan *Draft* ugao kojim je ostvaren konusni profil. Dužine oba pravca definisane su tako da nadmaše polovinu debljine pločice u zadatom preseku. Slika 7.9. prikazuje detaljan presek jednog od otvra sa definisanim ravnima skice i ravnima preseka kao i uglovima istih. Postojanje ugla između pravca otvora i ravni preseka uyrokovana je postavljanjem otvora u normalnom pravcu u odnosu na gornju površinu.

7.2.2 Geometrija modela vijaka i kosti

Za potrebe simulacije pravilnog prenosa opterećenaj u toku hoda sa kosti na LCP pločicu razvijeni su i 3D numerički modeli samih kostiju i vijaka. Svi modeli formirani su kao trodimenzionalni, deformabilni solidi. Zbog postojanja prostorno kompleksnijih elemenata (vijaka i otvora) numerički modeli izrađeni su u više koraka unutar softverskog paketa SolidWorks. U cilju aproksimacije i pojednostavljenja numeričkog proračuna [109], a kao posledica nepostojanja dve identične kosti u prirodi, numerički model iste definisan je kao pravilan geometrijski oblik cilindra sa konstantnim poprečnim presekom u centralnom delu tibie dok je u predelu zgloba (*medial malleolus*) geometrija definisana delimičnom sferom poluprečnika $r = 27$ mm čije zakrivljenje prati zakrivljenost modela same pločice. Prelaz između tibie i medial malleolus definisan je radijusom $r = 30$ mm kako bi se eliminisalo postojanje oštrog ugla na prelasku i bolje simulirala realna geometrija. Geometrija polomljene kosti predstavljena je primenom dva nezavisna dela, tj. prekidom kontinuiteta u normalnom pravcu u odnosu na podužni pravac kosti na mestu loma u rastojanju od 1 mm. Zbog kompleksnosti geometrije LCP pločice i nepostojanja simetrije modeli kosti su takođe izrađeni u potpunosti.

U cilju simulacije postojanja različitih materijala i kontakata (postojanje vijaka i kosti kao dva nezavisna tela različitih mehaničkih osobina) neophodno je bilo definisanje svakog od elemenata vijaka posebno. Neparalalnost između pravaca otvora LCP pločice kao i postojanje različitih prečnika, uslovljava je formiranje vijaka pojedinačno za svaki od otvora. Svi vijci definisani su odvojeno u predelu glave kao i u predelu tela kako bi se obezbedilo postojanje konsuune površine u predelu kontakta sa samom pločicom. Pri definisanju pravca vijaka korišćene su ravni uvedene za definisanje pravca otvora na samoj pločici. Otvori unutar kosti definisani su nakon izrade svih elemenata, a primenom komande *indent*. Na ovaj način kao nezavisna tela definisani su: LCP pločica, dva nezavisna dela kosti, dva odgovarajuća dela koštane srži, četiri vijka prečnika 4 mm (medial malleolus) i šest vijaka prečnika 5 mm (jedan na strani loma i pet u centralnom delu tibie).

Slika 7.12 prikazuje sklop kosti sa izraženim prelomom, i vijcima unutar softverskog paketa solidworks.



Slika 7.12 Sklop kosti sa izraženim prelomom, i vijcima unutar softverskog paketa Solidworks

7.2.3 Modelovanje materijala

Za izradu modela neophodno je bilo definisati parametre materijala za sve materijale koji su korišćeni u eksperimentu odvojeno [42, 107, 109, 123]. *Tabela 7.1.* prikazuje vrednosti parametre korišćene u simulaciji [1, 4, 119]. Ti-6Al-4V je definisan na osnovu dijagrama napon deformacija kako u zoni elastičnosti tako i u zoni plastičnosti. Predviđene deformacije unutar same pločice ispitivane su za ekstremne slučajeve, kako za same vrednosti opterećenja koje izazivaju plastične deformacije tako i za rast prsline. Navedeni materijali korišćeni su za definisanje sekcija solida. Sve sekcije materijala definisane su kao homogene. Prema potrebama eksperimenta, za svaki materijal definisana je odvojena sekcija. Predefinisanim zonama 3D modela dodeljeni su odgovarajuće sekcije materijala kako bi opisale pravilno ponašanje materijala.

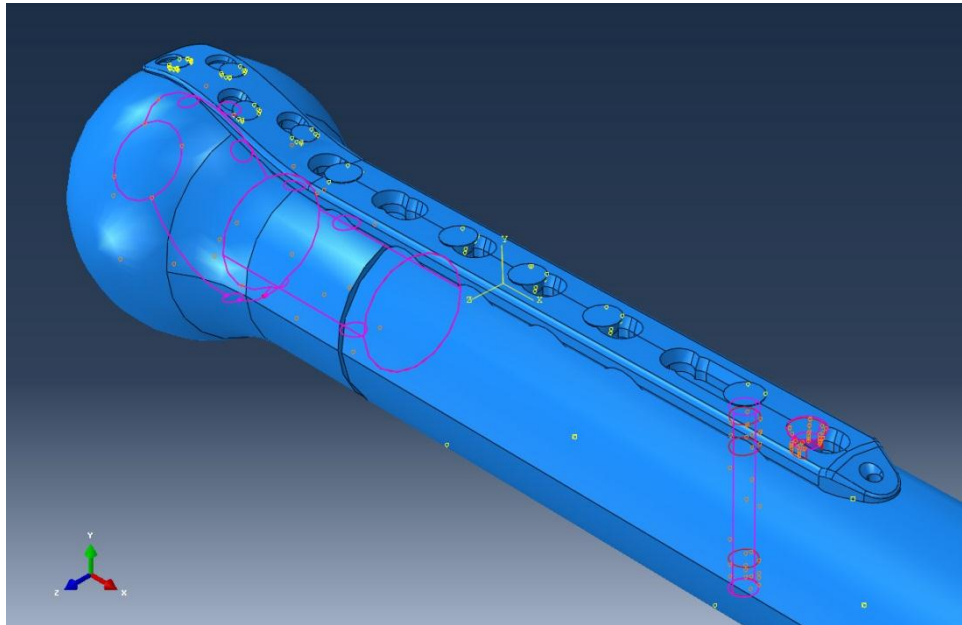
Tabela 7.2 Parametri materijala korišćeni za izradu numeričkih verifikacionih modela u zoni elastičnosti

Materijal	Modul	Poasonv	σ_{i1}	ϵ_1	σ_{i1}	ϵ_{i1}	σ_{i2}	ϵ_{i2}
	elast. [MPa]	koef. v						
Kost	17,000	0.30	/	/	/	/	/	/
Ti-6Al-4V	113,800	0.34	1080	0.022	1103.7	0	1256.8	0.0256
316L	210,000	0.30	251.68	0.08	271.81	0	525.4	0.3646

7.2.4 Izrada sklopa i kontakata elemenata numerickog modela

Izrada sklopa numeričkog modela predstavlja proces pravilnog pozicioniranja pojedinačnih elemenata unutar matematičkog prostora u kome se vrši proračun. U procesu izrade pojedinačnih elemenata korišćene su iste osnovne ravni kako bi se obezbedila pravilna orijentacija u prostoru, drugim rečima svi pojedinačni elementi pozicionirani su unutar jednog dela (*part*), a kao više elemenata (*body*) unutar SolidWorks-a pa je pri njihovom pojedinačnom eksportovanju elemenata pozicija u prostoru već definisana. Pozicioniranje elemenata u ravnima preseka eliminisano je na ovaj način. U cilju pojednostavljenja odabira zona kontakata, potrebne zone su predefinisane korišćenjem funkcije sets u procesu izrade samih modela. Važan korak u procesu kreiranja sklopova predstavlja način definisanja međusobnih kontakata elemenata, kao i zona u kojima se kontakt ostvaruje. Za primenu svih zona definisan je samo jedan modela kontakta sa tangentnim ponašanjem bez postojanja frikcije (frictionless), dok je za naleganje u normalnom pravcu definisan kruti kontakt („Hard“ *Contact*). Primenom navedenog modela kontakta uvedeni su pojedinačni kontakti između samih vijaka i otvora LCP pločice (Constrain-1, Constrain-2, Constrain-3, Constrain-4, Constrain-5, Constrain-6, Constrain-7, Constrain-8, Constrain-9, Constrain-10), kontakti između vijaka i kosti (kako za samu kost tako i za element koštane srži) (Constrain-11, Constrain-12, Constrain-13, Constrain-14, Constrain-15, Constrain-16, Constrain-17, Constrain-18, Constrain-19, Constrain-20), kao i kontakti između kosti i koštane srži (Constrain-21, Constrain-22,). Kontakti između otvora i vijaka koriste se za prenos opterećenja sa modela kosti na samu pločicu. Svaki od

kontakata vijaka je pojedinačno definisan. Kontakt u konusnom delu površine LCP pločice korišćen je kako bi se simulirali sami granični uslovi između vijaka i pločica koji ograničavaju odvajanje pločice od modela kosti, tj. njeno kretanje u aksijalnom pravcu vijaka. Prenos opterećenja u smicajnom pravcu definisan je kako na konusnim površinama tako i na cilindričnim površinama otvora.



Slika 7.13 Primarni kontaktnih zona sa naznačenim glavnim i sekundarnim površinama

Svi kontakti definisani su kao kontakti sa postojanjem malog klizanja u toku deformacije (*small sliding*), kako i kontakti kod kojih je moguće postojanje sitnih podešavanjima u cilju eliminacije preklapanja. Iz geometrijskih razloga prisutnih u inicijalnom trenutku, kao i u kasnijim fazama opterećenja svi kontakti definisani su kao površinsko-površinski kontakti (*surface to surface*). Zbog pravilnog prenosa opterećenja kroz ceo sklop modela glavne površine kontakata (*master surface*) su definisane na vijcima dok su sekundarne (*slave surfaces*) definisane na samim LCP pločicama u slučaju kontakata 1,2...20. U slučaju kontakata 21 i 22 glavne površine kontakata su definisane na modelu kosti dok su sekundarne definisane na koštanoj srži. Slika 7.13 prikazuje različite zone kontakta, sa glavnim i sekundarnim površinama.

7.2.5 Granični uslovi

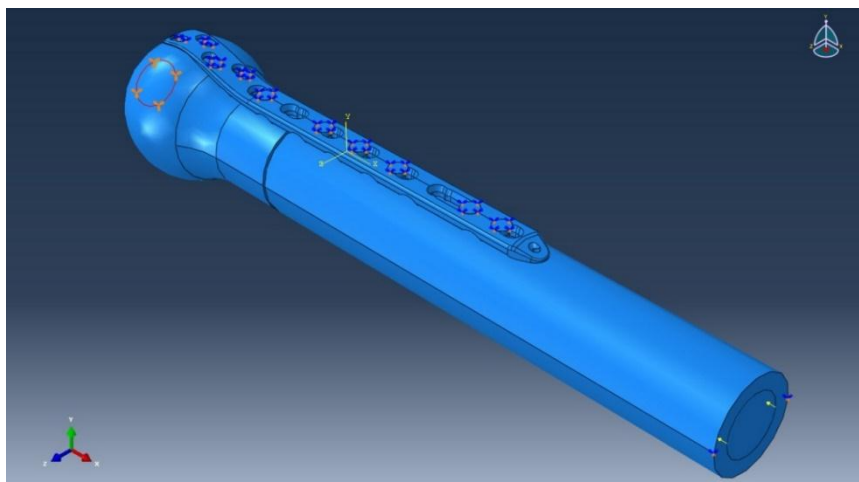
Kako bi se primenila opterećenja koja odgovaraju pravilnim „radnim“ uslovima, kao za razliku od eksperimentalnih modela ($1/4$ stvarnog modela) detaljan numerički model napravljen je u potpunosti. U cilju pravilnog definisanja graničnih uslova uvedeni su inicijalni korak (*initial step*) i dodatan korak opterećenja (*load step*).

Osnovno ograničenje izazvano samim uticajem hoda na sklop postavljeno je na mesto preseka kosti, tj. na mesto odakle se opterećenje translatorno prenosi duž pravca kosti. Opterećenje je definisano kao sila, a zbog pravilne raspodele definisano je kao dve simetrične sila postavljene u čvorovima unutrašnje konture kosti (Slika 7.14). Uslov je postavljen na predefinisanoj površini označenoj sa SET-11 i SET-12 unutar softverskog paketa. Navedeno ograničenje uvedeno je u pravcu x ose, u vidu koncentrisane sile.

Granični uslov uzrokovan uvođenjem aproksimacije modela, ne postoje, ali su u cilju ograničavanja kretanja u z pravcu kao i rotacija oko x i y ($U_2 = U_{R1} = U_{R3} = 0$) ose uvedeni granični uslovi na glavama vijaka kao i u čvorovima na spoljašnjim stranicama kosti. Uslov je postavljen na predefinisanoj površini označenoj sa SET-15 unutar softverskog paketa.

Granični uslov sistema definisan realnim radnim uslovima predstavlja ograničenje kretanja ljudskog zgloba usled kontakta sa tlom. Ovaj uslov definisan je kao uklještenje u zoni „čeonjoj“ medial malleolus ($U_1 = U_2 = U_3 = U_{R1} = U_{R2} = U_{R3} = 0$). Uslov je postavljen na predefinisanoj površini označenoj sa SET-13 unutar softverskog paketa.

Slika 7.14. prikazuje granične uslove, kao i opterećenja primenjena na detaljan numerički model LCP pločice.



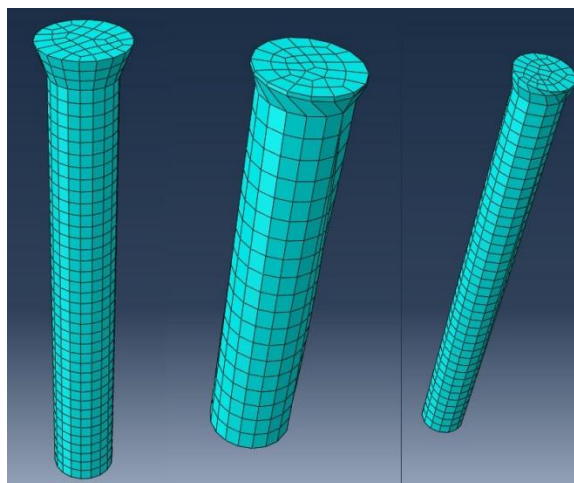
Slika 7.14 Granični uslovi i opterećenje primenjeno na detaljan numerički model

7.2.6 Izrada mreže

Izrada mreže na detaljnim numeričkim modelima rađena je individualno za svaki element (elementi su unutar sklop uvedeni kao dependent).

7.2.6.1 Izrada mreže na elementima vijaka

Modeliranje mreže na elementu vijaka je rađeno na istoj osnovi na svim pojedinačnim modelima. Zbog relativno pravilnog geometriškog oblika nije uvedeno dodatno definisanje pojedinih geometrijskih elemenata ili uvođenje sekcija.

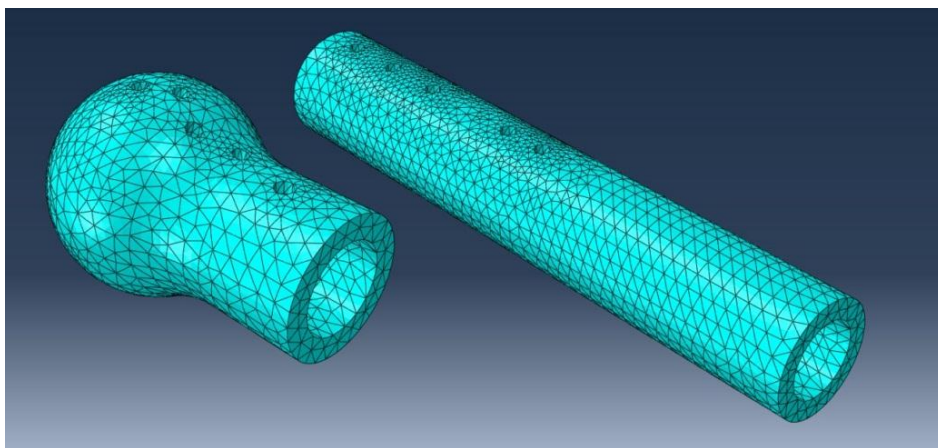


Slika 7.15 Modeli vijaka sa prikazanom mrežom

Definisanje mreže vršeno je primenom *hex* elemenata i *sweep* tehnike (zbog postojanja cilindrične geometrije). Algoritam korišćen za ove zone *Advancing front* sa naglasnim mapiranjem mreže gde je primenljivo (*use mapped meshing where appropriate*). Korišćeni elementi u navedenim zonama su standardni linearni elementi namenjeni merenju 3D napona tipa C3D8R, osmočvorna linearna kocka sa redukovanom integracijom (*8-node linear brick, reduced integration, hourglass control*). Slika 7.15. prikazuje neke od vijaka sa primenjenim definisanjem mreže.

7.2.6.2 Izrada mreže na elementima kosti

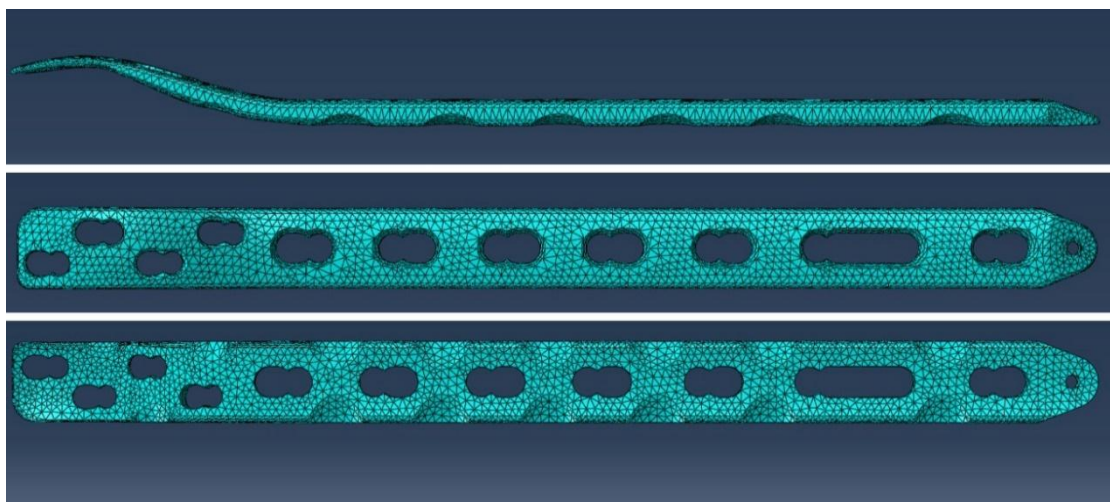
Modeliranje mreže na elemenima kosti je rađeno na istoj osnovi na svim pojedinačnim modelima. Zbog kompleksnih geometrijskih oblika (nepravilnog pravaca otvora) definisanje je uvedeno bez dodatne primene sekcija. Definisanje mreže vršeno je primenom *Tet* elemenata i *free* tehnike. Algoritam korišćen za ove zone je osnovni algoritam (*default algorithm*) sa naglasnim mapiranjem mreže u zoni kontakta gde je primenljivo (*use mapped tri meshing on bounding faces where appropriate*). Korišćeni elementi u navedenim zonama su standardni linearni elementi namenjeni merenju 3D napona tipa C3D10, desetočvorni kvadratni tetraedar (*10-node quadratic tetrahedron*). Primena navedenog načina definisanja mreže korišćena je kako za same kosti tako i za definisanje koštane srži. Slika 7.16. prikazuje diskretizovane modele kosti.



Slika 7.16. Modeli kosti sa prikazanom mrežom

7.2.6.3 Izrada mreže na elementu detaljne LCP pločice

Izrada mreže na detaljnom numeričkom modelu LCP pločice vršena je bez dodatne potrebe za uvođenjem zona, a kao posledica kompleksne geometrije. Uvođenje inicijalnih čvorova na modelu vršeno je na globalnom nivou (*global seed*) sa približnom vrednošću 1,3. Definisanje mreže vršeno je primenom *Tet* elemenata i *free* tehnike (zbog kompleksnosti otvora i postojanja simetrije niti geometrijski „pravilnih“ površina). Algoritam korišćen za ove zone je osnovni (*default algorithm*) sa naglasnim mapiranjem mreže u zoni kontakta gde je primenljivo (*use mapped tri meshing on bounding faces where appropriate*). Korišćeni elementi u navedenoj zoni su standardni linearni elementi namenjeni merenju 3D napona tipa C3D10, desetočvorni kvadratni tetraedar (*10-node quadratic tetrahedron*). Slika 7.17 prikazuje detaljan numerički model LCP pločice sa izrađenom mrežom.



Slika 7.17 Detaljan numerički model sa prikazanom mrežom

8 PRIKAZ I DISKUSIJA REZULTATA

Eksperimentalni rezultati prikazani u daljem radu podeljeni su na rezultate dobijene iz verifikacionih modela namenjenih utvrđivanju pouzdanosti numeričkih modela, kao i na rezultate dobijene primenom kompleksnih numeričkih simulacija namenjenih prikazivanju naponskog i deformacionog stanja relane konstrukcije LCP pločice u radnim uslovima. Navedeni pristup predstavlja proces definisanja i analiziranja svih parametara koji se koriste za izradu detaljne numeričke simulacije u pojedinačnim koracima kako bi se eliminisala mogućnost postojanja greške u izradi kompleksnih simulacija realnih slučajeva. Za potrebe eksperimentalne analize definisana su tri različita oblika geometrije kako bi se simulirali pojedinačni geometrijski elementi LCP pločice. Eksperimentalne simulacije obavljene su sa ciljem verifikacije naponsko-deformacionog polja i njegovog poređenja sa numeričkim simulacijama.

8.1 Eksperimentalni i numerički rezultati verifikacionih modela

Verifikacioni modeli A, B i C ispitivani su paralelno na uzorcima drveta kao i na uzorcima kostiju kako bi se utvrdilo postojanje razlika i verifikovalo deformaciono stanje na mernoj površini. Merenja zabeležena DIC metodom filtrirana su i obrađena pojedinačno za svaki slučaj, kao i vrednost napona, a reprezentativne vrednosti dobijene pri najvećim naponima prikazane su u daljem radu.

Navedena DIC metoda korišćena je kako za analizu raspodele deformacija (formiranja deformacionog polja) tako i za određivanje relativnih pomeranja pojedinih tačaka za vreme opterećenja, a u cilju verifikacije numeričkih modela.

Relativno pomeranje na podužnom pravcu između dva susedna otvora odabrano je kao verifikacioni parametar za sve modele. Primenom DIC metode nije moguće merenje deformacije na tačnim predefinisanim rastojanjima već na rastojanjima između tačaka koje softver definiše u procesu obrade rezultata. Primenom MKE metode merenje

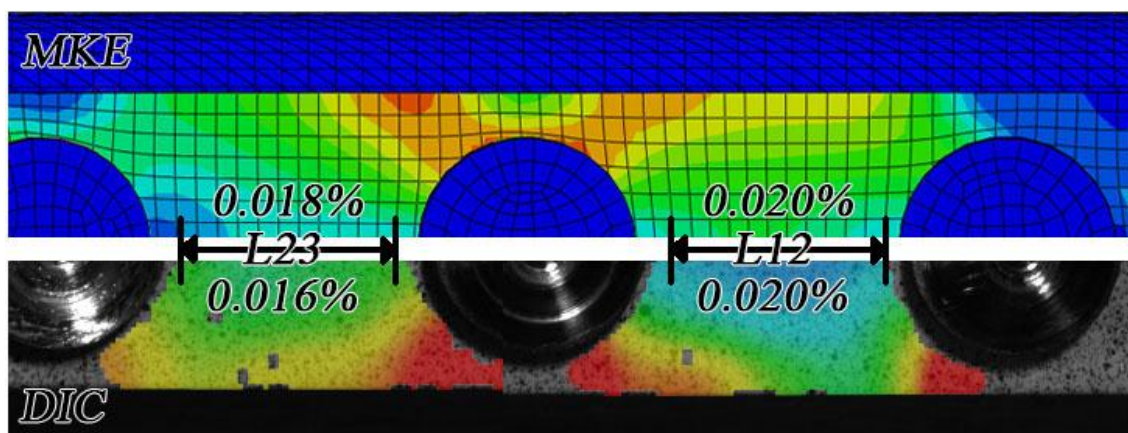
deformacije vrši se između predefinisanih čvorova mreže. Poređenje numeričkih modela i DIC modela prikazano je procentualno u vidu relativnih deformacija.

8.1.1 Model AD

Model AD predstavlja model geometrije A ispitivan na uzorku drveta. Slika 8.7 prikazuje vrednosti merenja dobijene DIC metodom (dole) kao i vrednosti numeričkih simulacija (gore). Deformaciono polje izmereno DIC metodom pokazalo je raspodelu identičnu numeričkim simulacijama sa naglašenim deformacijama oko vijka 2 kao i nesimetričnim formiranjem naponskog polja, kao što je očekivano.

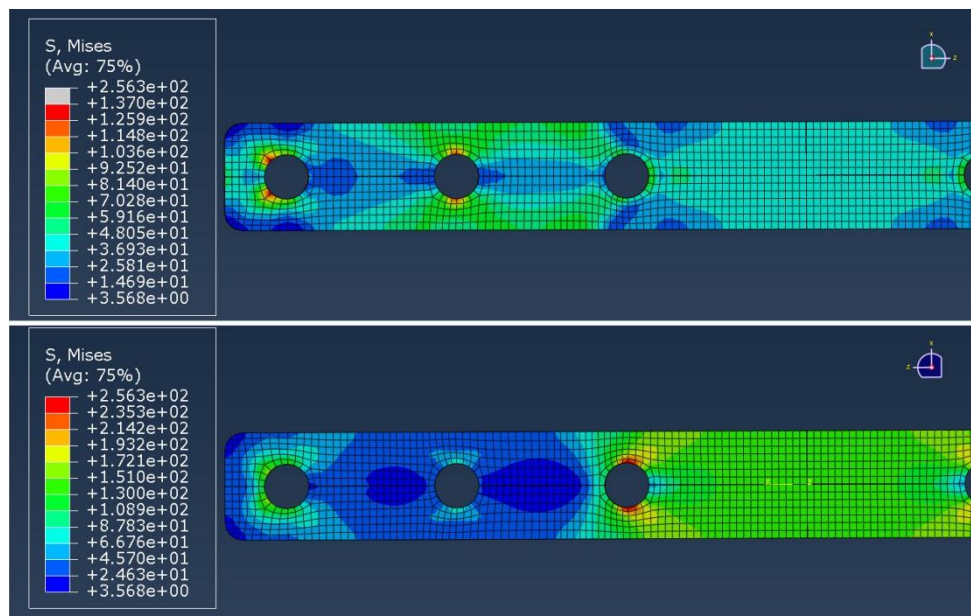
Deformacija u pravcu podužne ose na rastojanju između otvora 1 i 2 (L12) iznosila je 0,020% primenom DIC metode pri opterećenju od 1500 N, dok je na inicijalnom rastojanju od 8,47 mm između čvorova 1415 i 1987 primenom numeričke metode deformacije iznosila 0,020% (Slika 8.1).

Deformacija u pravcu podužne ose na rastojanju između otvora 2 i 3 (L23) iznosila je 0,016% primenom DIC metode pri opterećenju od 1500 N, dok je na inicijalnom rastojanju od 8,52 mm između čvorova 2140 i 2105 primenom numeričke metode deformacija iznosila 0,018% (Slika 8.1).



Slika 8.1. Deformaciono polje AD modela dobijeno numeričkom analizom (gore) i DIC metodom (dole)

Slika 8.2. prikazuje vrednosti napona dobijene primenom MKE modela. Dobijene vrednosti napona na gornjoj strani LCP pločice prikazane su sa ograničenom vrednosti napona na 137 MPa kako bi se bolje prikazalo naponsko polje. Donja slika prikazuje vrednosti dobijene sa donje strane pločice, u zoni koju nije moguće meriti DIC opremom. Naponsko polje prikazano je primenom MKE modela u cilju prikazivanja vrednosti napona u svim delovima pločice (maksimalne vrednosti javljaju se u zonama kontakta vijka i LCP pločice koje nije moguće snimiti DIC opremom).



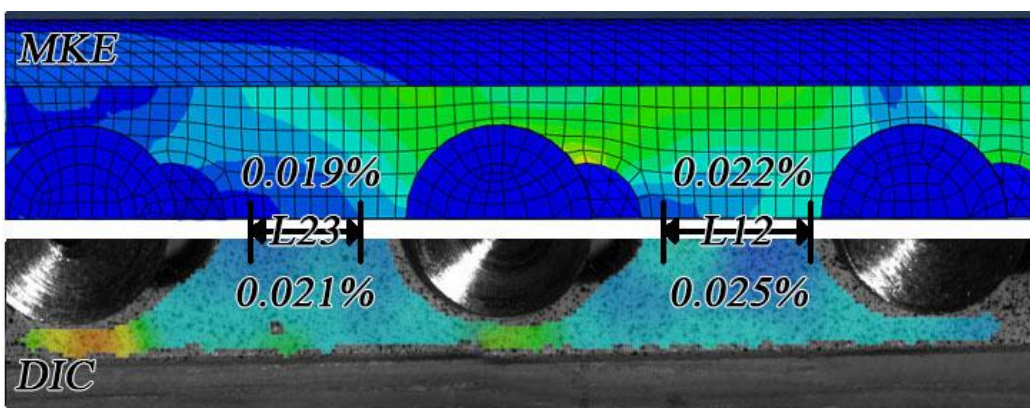
Slika 8.2 Naponsko polje AD modela sa gornje, merene, strane (gore), naponsko polje AD modela sa donje strane, stranica kontakta sa simuliranom kosti (dole)

8.1.2 Model BD

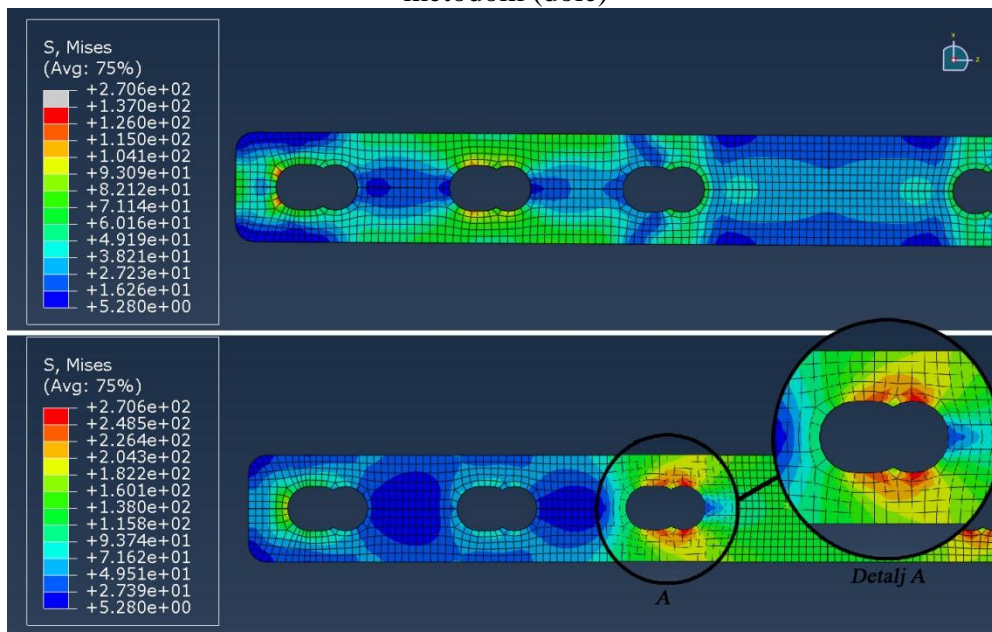
Model BD predstavlja model geometrije B ispitivan na uzorku drveta. Slika 8.3 prikazuje vrednosti merenja dobijene DIC metodom (dole) kao i vrednosti numeričkih simulacija (gore). Deformaciono polje izmereno DIC metodom pokazalo je raspodelu identičnu numeričkim simulacijama sa naglašenim deformacijama oko vijka 2 kao i nesimetričnim formiranjem naponskog polja kao što je očekivano. Koncentracija deformacije je na prelasku sa većeg otvora na manji.

Deformacija u pravcu podužne ose na rastojanju između otvora 1 i 2 (L12) iznosilo je 0,025% primenom DIC metode pri opterećenju od 150 N, dok je na inicijalnom rastojanju od 6,09 mm između čvorova 1889 i 1921 primenom numeričke metode deformacija iznosila 0,022% (Slika 8.3).

Deformacija u pravcu podužne ose na rastojanju između otvora 2 i 3 (L23) iznosilo je 0,021% primenom DIC metode pri opterećenju od 150N, dok je na inicijalnom rastojanju od 5,28mm između čvorova 1950 i 1981 primenom numeričke metode deformacija iznosila 0.019% (Slika 8.3).



Slika 8.3 Deformaciono polje BD modela dobijeno numeričkom analizom (gore) i DIC metodom (dole)



Slika 8.4 Naponsko polje AD modela sa gornje, merene, strane (gore), Naponsko polje AD modela sa donje strane, stranica kontakta sa simuliranom kosti (dole)

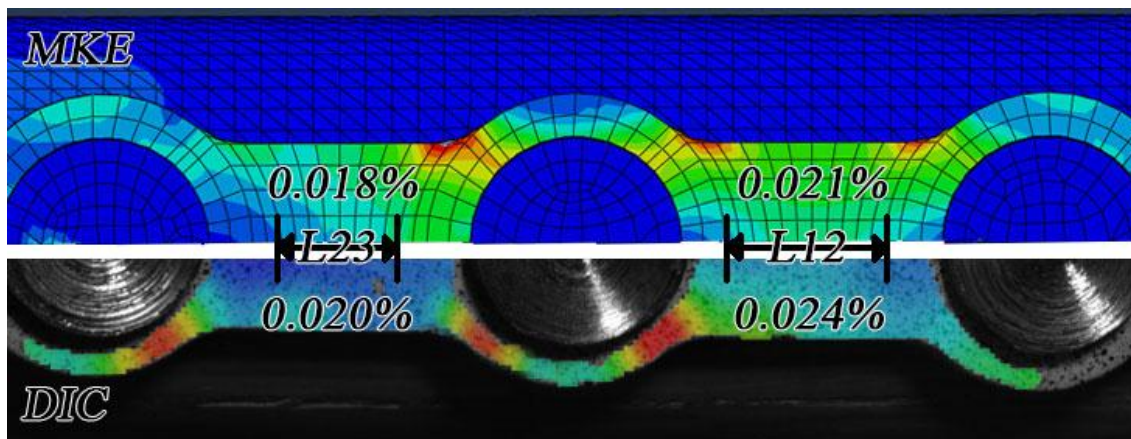
Slika 8.4. prikazuje vrednosti napona dobijene primenom MKE modela. Dobijene vrednosti napona na gornjoj strani LCP pločice prikazane su sa ograničenom vrednosti napona na 137 MPa, kako bi se bolje prikazalo naponsko polje. Donja slika prikazuje vrednosti dobijene sa donje strane pločice, u zoni koju nije moguće meriti DIC opremom. Prikazana vrednost napona u navedenoj zoni nije limitirana. Naponsko polje prikazano je primenom MKE modela u cilju prikazivanja vrednosti napona u svim delovima pločice. Za razliku od predhodnog modela maksimalne vrednosti javljaju se na eliptičnom otvoru, na mestu promene geometrije. Navedena zona koncentracije napona odgovara mestu loma LCP pločice korišćene u praksi (Detalj A).

8.1.3 Model CD

Model CD predstavlja model geometrije C ispitivan na uzorku drveta. Slika 8.5. prikazuje vrednosti merenja dobijene DIC metodom (dole) kao i vrednosti numeričkih simulacija (gore). Deformaciono polje izmereno DIC metodom pokazalo je raspodelu identičnu numeričkim simulacijama sa naglašenim deformacijama oko vijka 2 kao i nesimetričnim formiranjem naponskog polja kao što je očekivano.

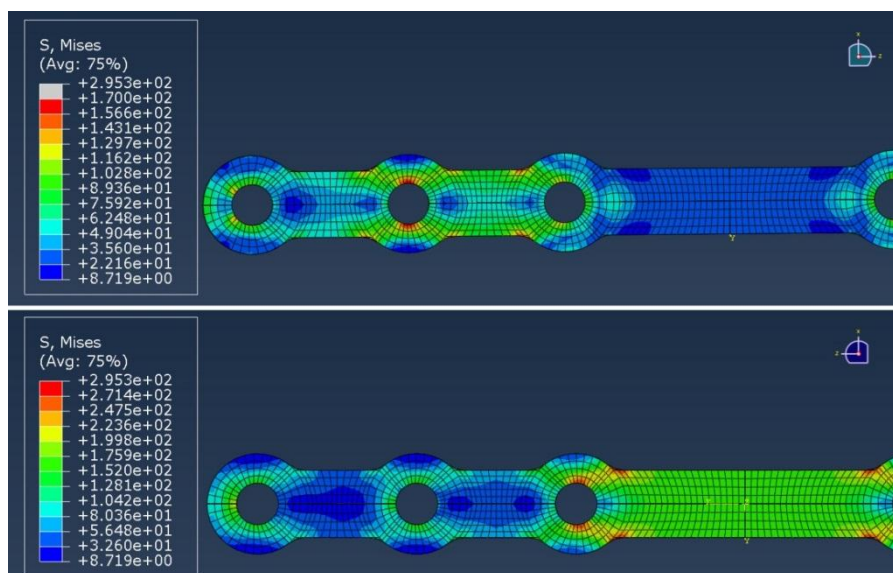
Deformacija u pravcu podužne ose na rastojanju između otvora 1 i 2 (L12) iznosilo je 0,24% primenom DIC metode pri opterećenju od 150 N, dok je na inicijalnom rastojanju od 7 mm između čvorova 36 i 46 primenom numeričke metode deformacija iznosila 0,021% (Slika 8.5).

Deformacija u pravcu podužne ose na rastojanju između otvora 2 i 3 (L23) iznosilo je 0,020% primenom DIC metode pri opterećenju od 150 N, dok je na inicijalnom rastojanju od 7 mm između čvorova 27 i 29 primenom numeričke metode deformacija iznosila 0,018% (Slika 8.5).



Slika 8.5 Deformaciono polje CD modela dobijeno numeričkom analizom (gore) i DIC metodom (dole)

Slika 8.6 prikazuje vrednosti napona dobijene primenom MKE modela. Dobijene vrednosti napona na gornjoj strani LCP pločice prikazane su sa ograničenom vrednosti napona na 170 MPa, kako bi se bolje prikazalo naponsko polje. Donja slika prikazuje vrednosti dobijene sa donje strane pločice, u zoni koju nije moguće meriti DIC opremom. Naponsko polje prikazano je primenom MKE modela u cilju prikazivanja vrednosti napona u svim delovima pločice. Maksimalne vrednosti javljaju se u zonama kontakta vijka i LCP pločice i prostiru se u pravcu radijusa zaobljenja otvora spoljašnje konture.



Slika 8.6 Naponsko polje CD modela sa gornje, merene, strane (gore), Naponsko polje CD modela sa donje strane, stranica kontakta sa simuliranom kosti (dole)

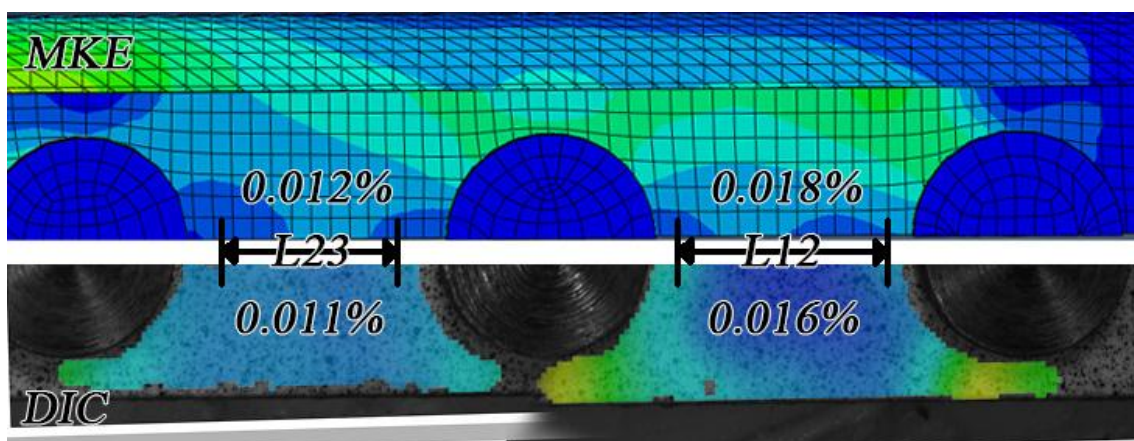
Navedenu oblast nije moguće snimiti DIC opremom zbog preklapanja glave vijka i mesta kontakta.

8.1.4 Model AK

Model AK predstavlja model geometrije A ispitivan na uzorku Kosti. Slika 8.7. prikazuje vrednosti merenja dobijene DIC metodom (dole) kao i vrednosti numeričkih simulacija (gore). Deformaciono polje izmereno DIC metodom pokazalo je raspodelu identičnu numeričkim simulacijama sa naglašenim deformacijama oko vijka 2 kao i nesimetričnim formiranjem naponskog polja, kao što je očekivano.

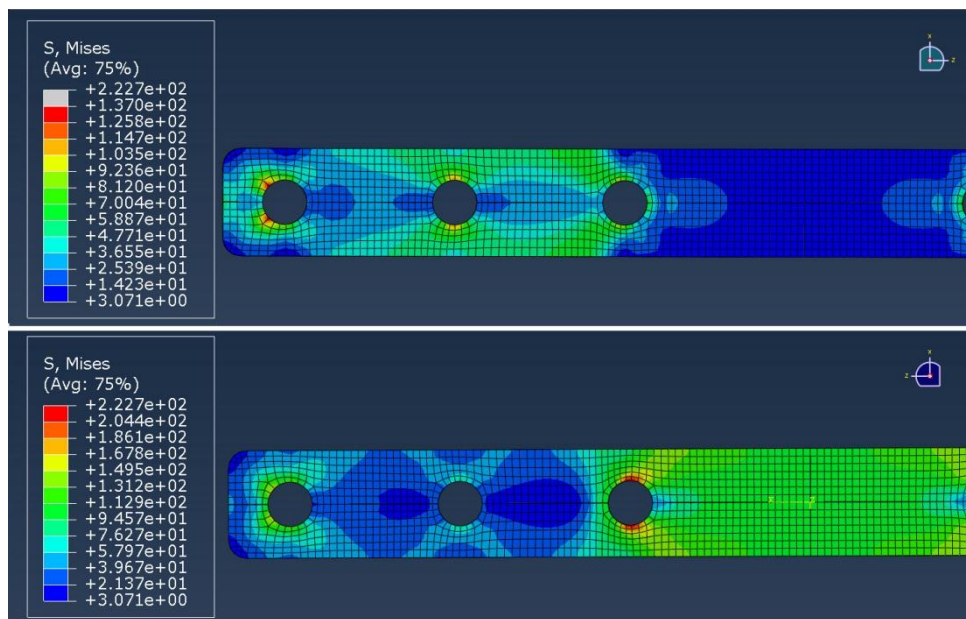
Deformacija u pravcu podužne ose na rastojanju između otvora 1 i 2 (L12) iznosila je 0,16% primenom DIC metode pri opterećenju od 150N, dok je na inicijalnom rastojanju od 8,47mm između čvorova 1987 i 2060 primenom numeričke metode deformacija je iznosila 0,018% (Slika 8.7.).

Deformacija u pravcu podužne ose na rastojanju između otvora 2 i 3 (L23) iznosila je 0,011% primenom DIC metode pri opterećenju od 150 N, dok je na inicijalnom rastojanju od 10 mm između čvorova 2104 i 2141 primenom numeričke metode deformacija je iznosila 0,012% (Slika 8.7.).



Slika 8.7. Deformaciono polje AK modela dobijeno numeričkom analizom (gore) i DIC metodom (dole)

Slika 8.8 prikazuje vrednosti napona dobijene primenom MKE modela. Dobijene vrednosti napona na gornjoj strani LCP pločice prikazane su sa ograničenom vrednosti napona na 137 MPa, kako bi se bolje prikazalo naponsko polje. Donja slika prikazuje vrednosti dobijene sa donje strane pločice, u zoni koju nije moguće meriti DIC opremom. Naponsko polje prikazano je primenom MKE modela u cilju prikazivanja vrednosti napona u svim delovima pločice (maksimalne vrednosti javljaju se u zonama kontakta vijka i LCP pločice koje nije moguće snimiti DIC opremom).



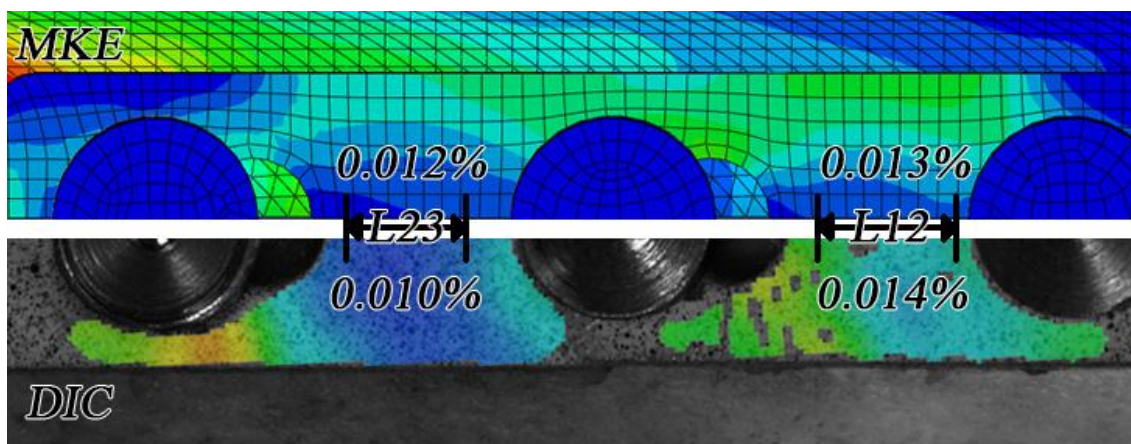
Slika 8.8 Naponsko polje AK modela sa gornje, merene, strane (gore), Naponsko polje AK modela sa donje strane, stranica kontakta sa simuliranom kosti (dole)

8.1.5 Model BK

Model BK predstavlja model geometrije B ispitivan na uzorku kosti. Slika 8.9 prikazuje vrednosti merenja dobijene DIC metodom (dole) kao i vrednosti numeričkih simulacija (gore). Deformaciono polje izmereno DIC metodom pokazalo je raspodelu identičnu numeričkim simulacijama sa naglašenim deformacijama oko vijka 2 kao i nesimetričnim formiranjem naponskog polja, kao što je očekivano. Koncentracija deformacija nalazi se na mestu promene geometrije otvora, tj. na mestu spajanja manjeg i većeg otvora.

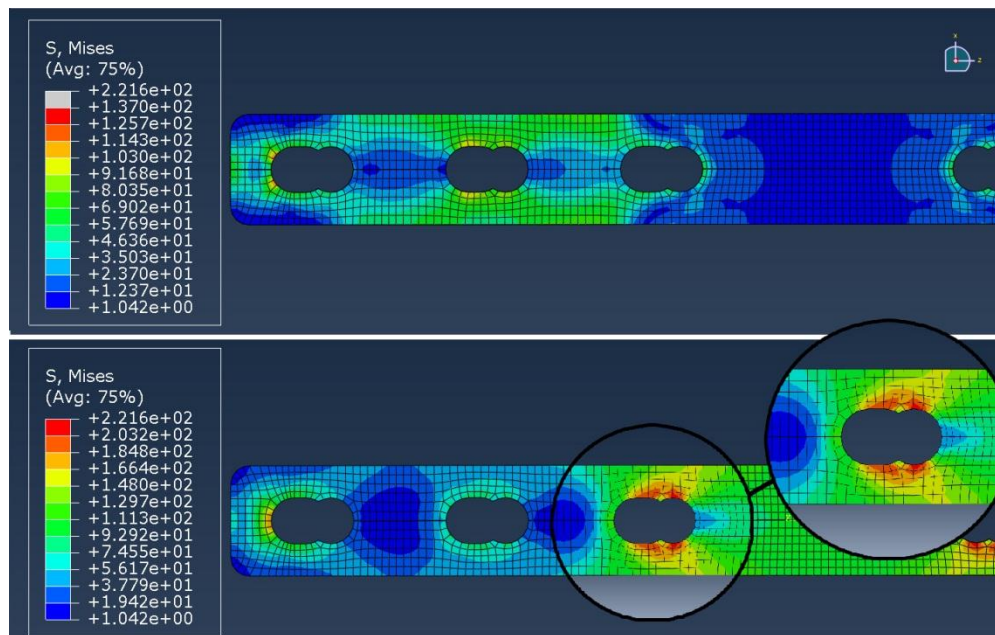
Deformacija u pravcu podužne ose na rastojanju između otvora 1 i 2 (L12) iznosilo je 0,014% primenom DIC metode pri opterećenju od 150 N, dok je na inicijalnom rastojanju od 7,31mm između čvorova 1332 i 1890 primenom numeričke metode deformacija je iznosilo 0,013% (Slika 8.9).

Deformacija u pravcu podužne ose na rastojanju između otvora 2 i 3 (L23) iznosilo je 0,010% primenom DIC metode pri opterećenju od 150 N, dok je na inicijalnom rastojanju od 10 mm između čvorova 1983 i 1208 primenom numeričke metode deformacije je iznosila 0,012% (Slika 8.9).



Slika 8.9 Deformaciono polje BK modela dobijeno numeričkom analizom (gore) i DIC metodom (dole)

Slika 8.10 prikazuje vrednosti napona dobijene primenom MKE modela. Dobijene vrednosti napona na gornjoj strani LCP pločice prikazane su sa ograničenom vrednosti napona na 137 MPa, kako bi se bolje prikazalo naponsko polje. Donja slika prikazuje vrednosti dobijene sa donje strane pločice, u zoni koju nije moguće meriti DIC opremom. Naponsko polje prikazano je primenom MKE modela u cilju prikazivanja vrednosti napona u svim delovima pločice. Za razliku od prethodnog modela maksimalne vrednosti javljaju se na eliptičnom otvoru, odnosno na mestu promene geometrije. Navedena zona koncentracije napona odgovara mestu loma LCP pločice korišćene u praksi (Detalj A).



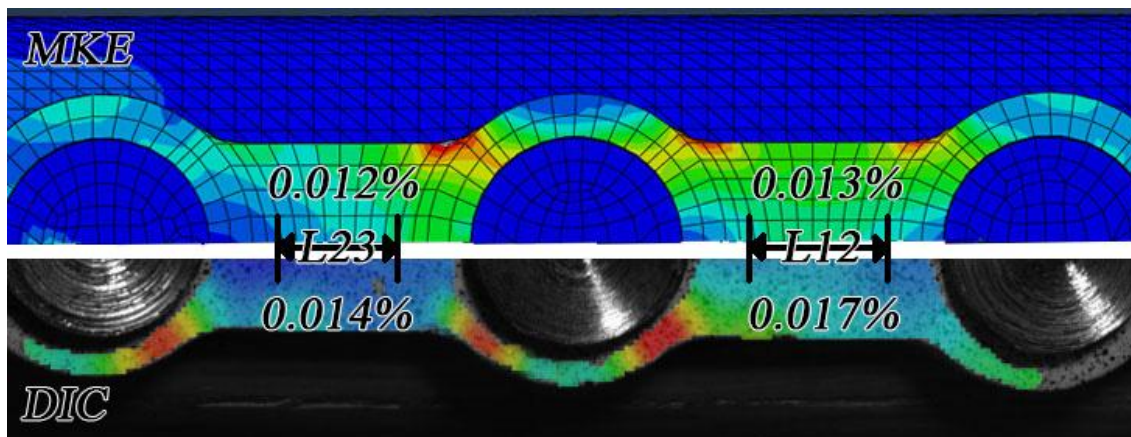
Slika 8.10 Naponsko polje BK modela sa gornje, merene, strane (gore), Naponsko polje BK modela sa donje strane, stranica kontakta sa simuliranom kosti (dole)

8.1.6 Model CK

Model CK predstavlja model geometrije C ispitivan na uzorku kosti. Slika 8.11. prikazuje vrednosti merenja dobijene DIC metodom (dole) kao i vrednosti numeričkih simulacija (gore). Deformaciono polje izmereno DIC metodom pokazalo je raspodelu identičnu numeričkim simulacijama sa naglašenim deformacijama oko vijka 2 kao i nesimetričnim formiranjem naponskog polja, kao što je očekivano.

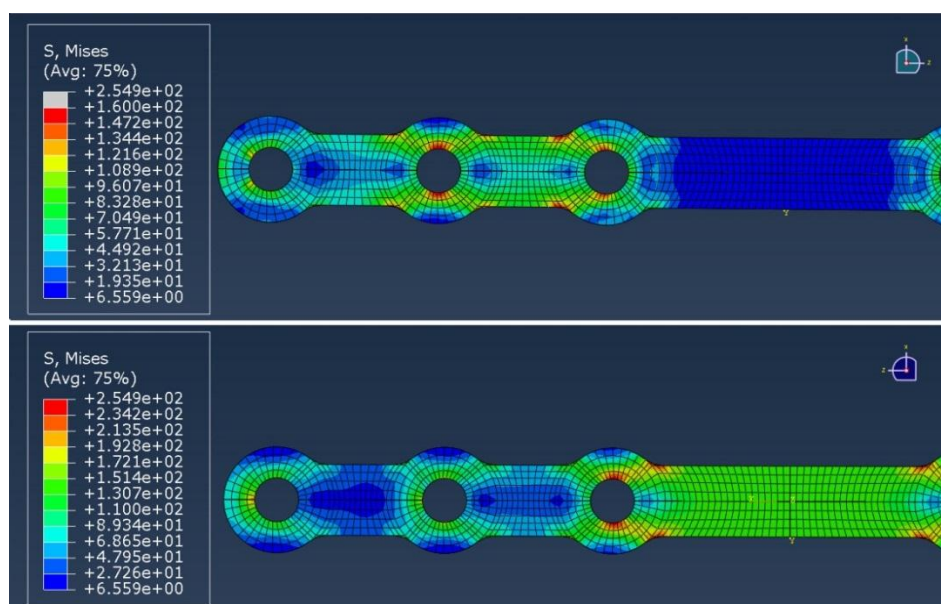
Deformacija u pravcu podužne ose na rastojanju između otvora 1 i 2 (L12) iznosilo je 0,17% primenom DIC metode pri opterećenju od 150 N, dok je na inicijalnom rastojanju od 7 mm između čvorova 36 i 46 primenom numeričke metode deformacija je iznosila 0,013% (Slika 8.11).

Deformacija u pravcu podužne ose na rastojanju između otvora 2 i 3 (L23) iznosilo je 0.014% primenom DIC metode pri opterećenju od 150 N, dok je na inicijalnom rastojanju od 10mm između čvorova 27 i 29 primenom numeričke metode deformacija je iznosila 0,012% (Slika 8.11).



Slika 8.11. Deformaciono polje CK modela dobijeno numeričkom analizom (gore) i DIC metodom (dole)

Slika 8.6. prikazuje vrednosti napona dobijene primenom MKE modela. Dobijene vrednosti napona na gornjoj strani LCP pločice prikazane su sa ograničenom vrednosti napona na 160 MPa, kako bi se bolje prikazalo naponsko polje. Donja slika prikazuje vrednosti dobijene sa donje strane pločice, u zoni koju nije moguće meriti DIC opremom. Naponsko polje prikazano je primenom MKE modela u cilju prikazivanja vrednosti napona u svim delovima pločice. Maksimalne vrednosti javljaju se u zonama kontakta vijka i LCP pločice i prostiru se u pravcu radijusa zaobljenja otvora spoljašnje konture.

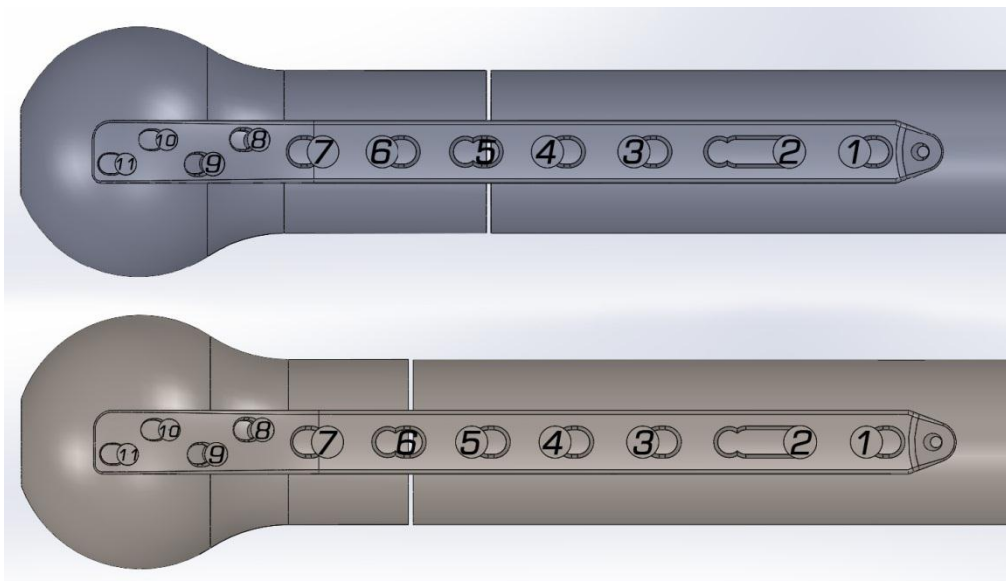


Slika 8.12 Naponsko polje CD modela sa gornje, merene, strane (gore), Naponsko polje CD modela sa donje strane, stranica kontakta sa simuliranom kosti (dole)

8.2 Numerički rezultati detaljnih MKE modela

Numeričke vrednosti dobijene primenom MKE metode prikazane su za deset pojedinačnih slučajeva. Modeli su imenovani oznakom V5 ili V6 koje se odnose na pozicije vijaka i loma, kao i oznakom vrste opterećenja primenjenog na model i oznakom materijala pločice korišćene za simulaciju LCP pločice.

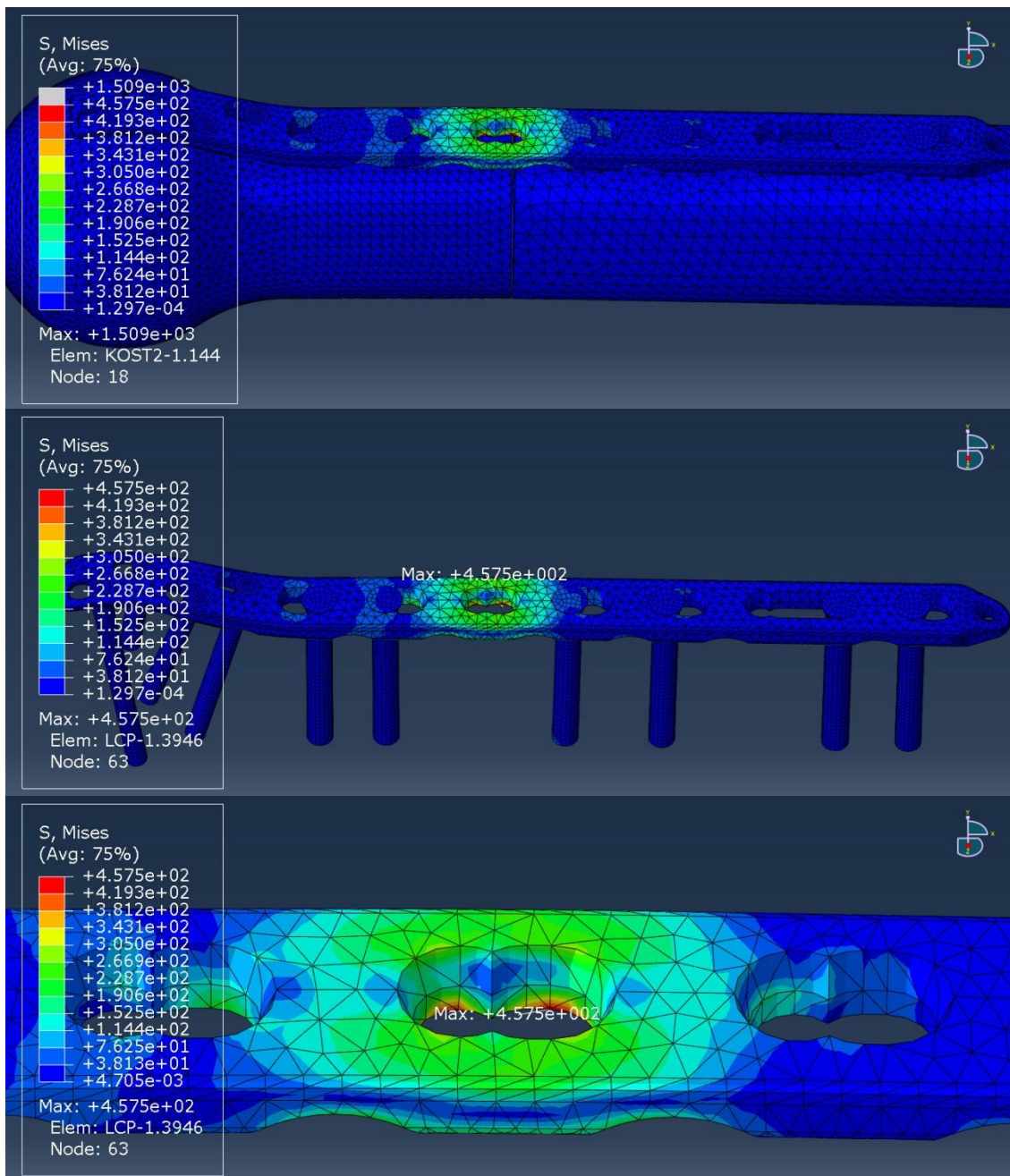
Model V5 predstavlja model preloma pozicioniran na mesto otvora vijka 5 dok je model V6 sa lomom postavljenim na mesto otvora vijka 6 (Slika 8.13.). Svi modeli proračunati su za Ti-6Al-4V i 316L.



Slika 8.13. Geometrije modela V5 (gore) i V6 (dole)

8.3 Numerički rezultati modela V5-Ti-6Al-4Va 1500Nx2

Numerički model V5-Ti-6Al-4Va 1500Nx2 predstavlja slučaj loma kosti pozicioniran direktno ispod otvora 5 na LCP pločici izrađen od Ti-6Al-4Va sa opterećenjem od 1500 N postavljenim na dve naspramne strane kosti u cilju simetrične raspodele (ukupno 3000 N). Slika 8.14. prikazuje naponsko stanje kako sklopa tako i LCP pločice dobijene primenom numeričke analize.

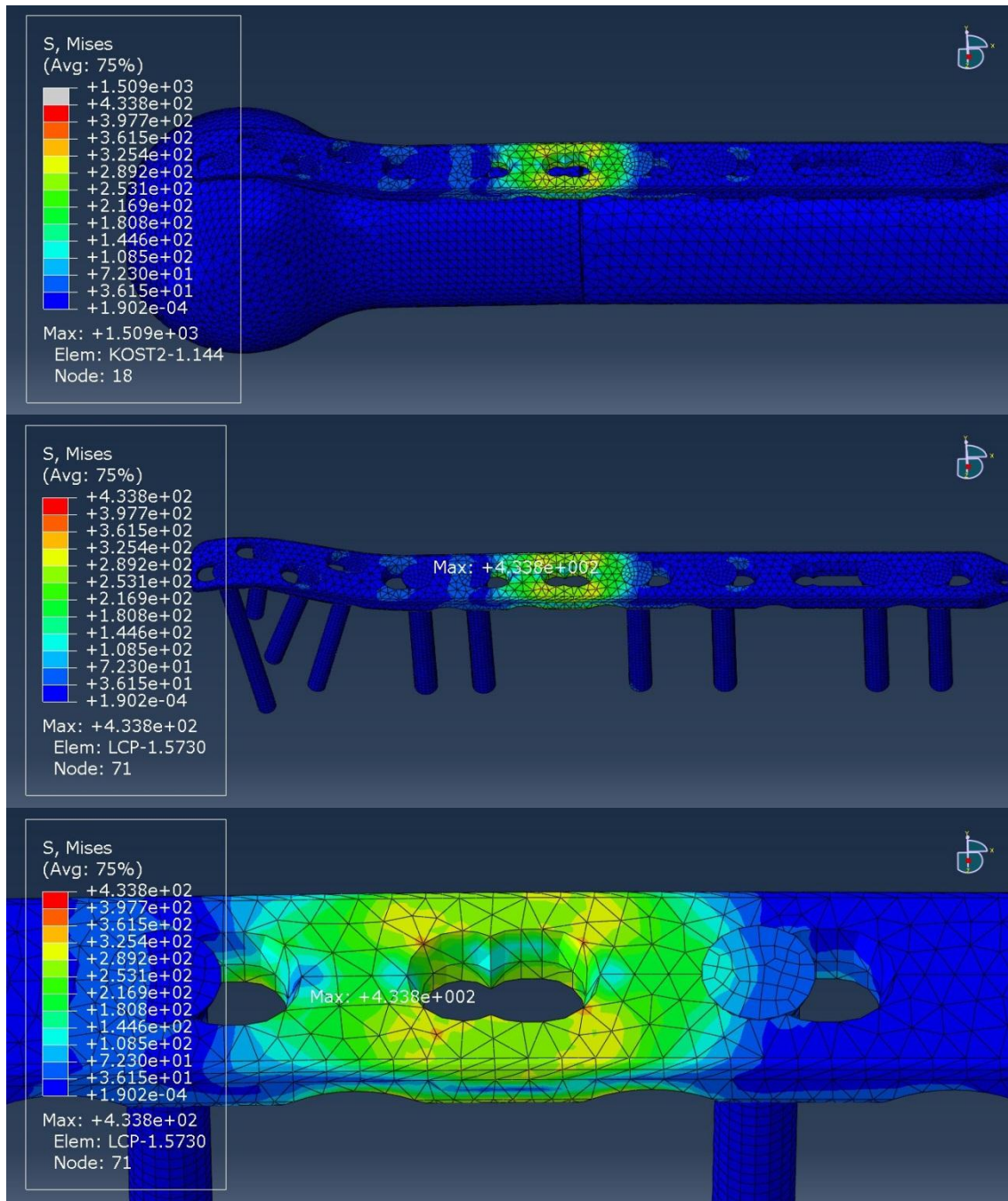


Slika 8.14 Naponsko stanje V5-Ti-6Al-4Va 1500Nx2 modela

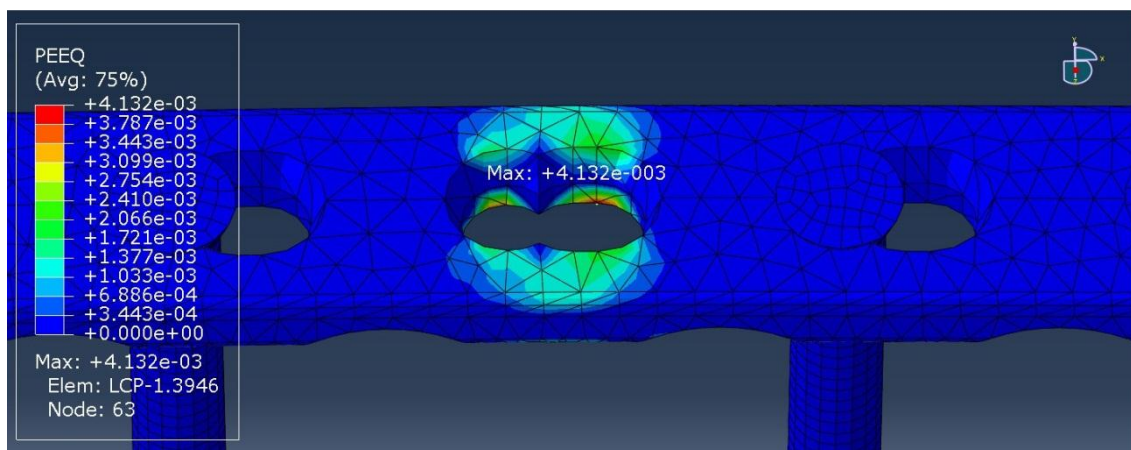
8.4 Numerički rezultati modela V5-316L-1500Nx2

Numerički model V5-316L 1500Nx2 predstavlja slučaj loma kosti pozicioniran direktno ispod otvora 5 na LCP pločici izrađen od 316 L sa opterećenjem od 1500 N postavljenim na dve naspramne strane kosti u cilju simetrične raspodele (ukupno 3000

N). Slika 8.15 prikazuje naponsko stanje kako sklopa tako i LCP pločice dobijene primenom numeričke analize. Slika 8.16. prikazuje zone plastične deformacije oko otvora 5.



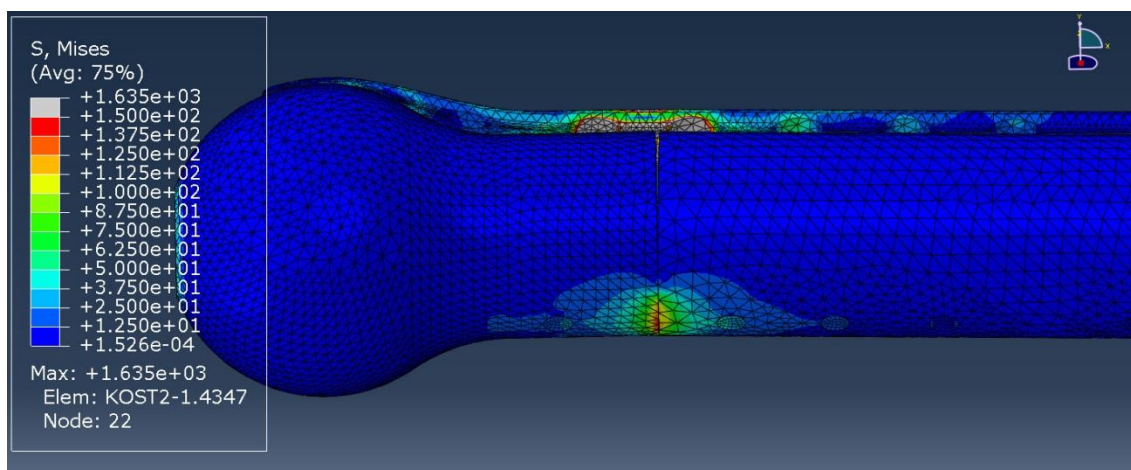
Slika 8.15 Naponsko stanje V5-316L 1500Nx2 modela



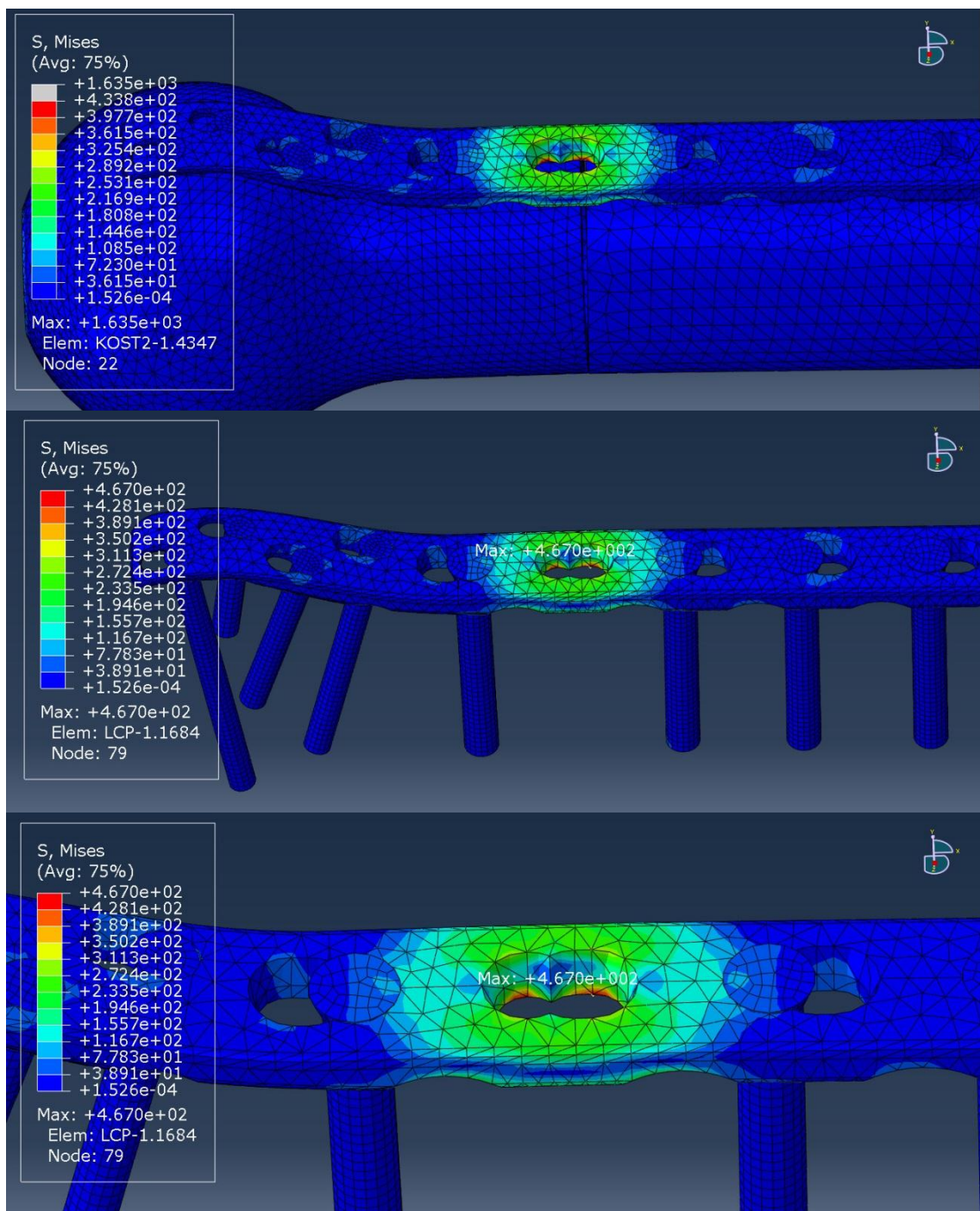
Slika 8.16 Polje plastične deformacije PEEQ V5-316L 1500Nx2 modela

8.5 Numerički rezultati modela V6-Ti-6Al-4Va 1500Nx2

Numerički model V6-Ti-6Al-4Va 1500Nx2 predstavlja slučaj loma kosti pozicioniran direktno ispod otvora 6 na LCP pločici izrađen od Ti-6Al-4Va sa opterećenjem od 1500 N postavljenim na dve naspramne strane kosti u cilju simetrične raspodele (ukupno 3000 N). Slika 8.18. prikazuje naponsko stanje kako sklopa tako i LCP pločice dobijene primenom numeričke analize. Slika 8.17 prikazuje zone plastične deformacije oko otvora 6.



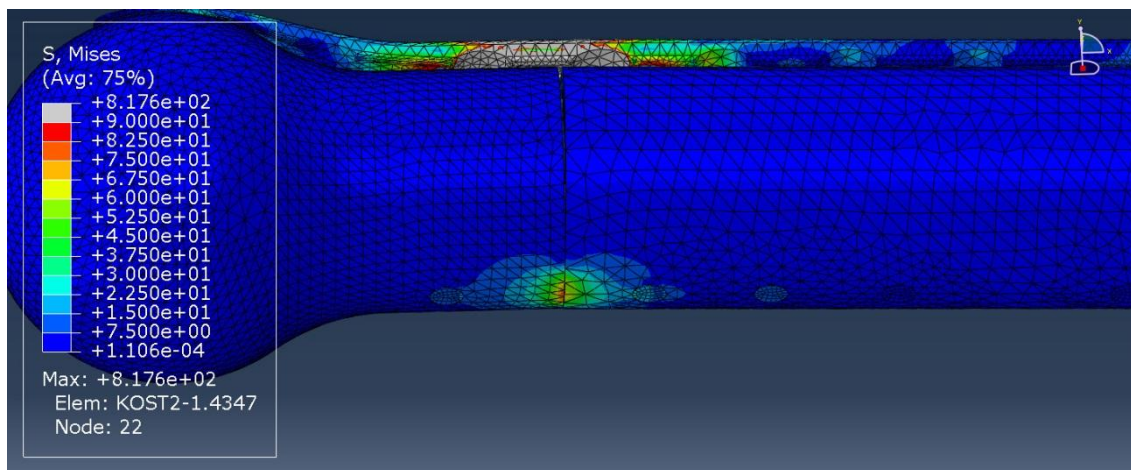
Slika 8.17 Zona kontakta kosti V6-Ti-6Al-4Va 1500Nx2 modela



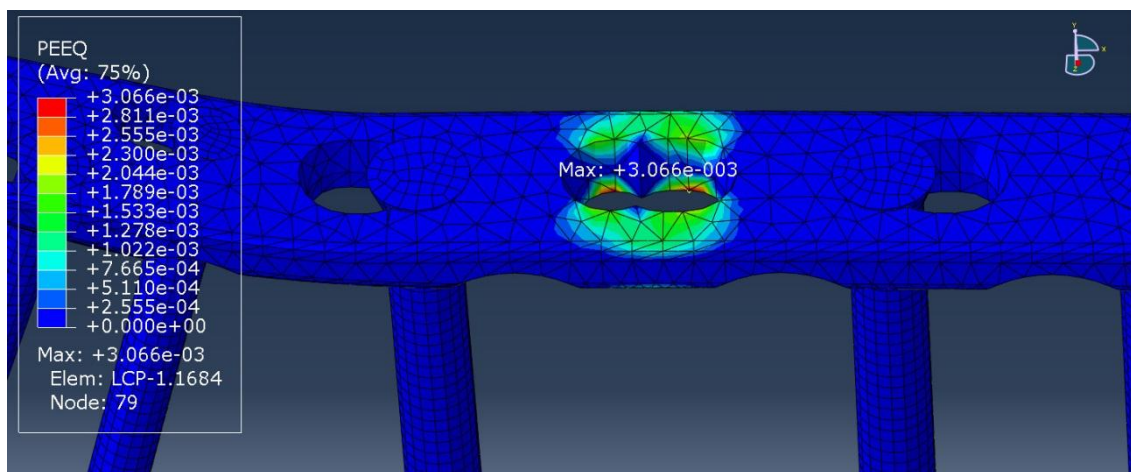
Slika 8.18 Naponsko stanje V6-Ti-6Al-4Va 1500Nx2 modela

8.6 Numerički rezultati modela V6-316L-1500Nx2

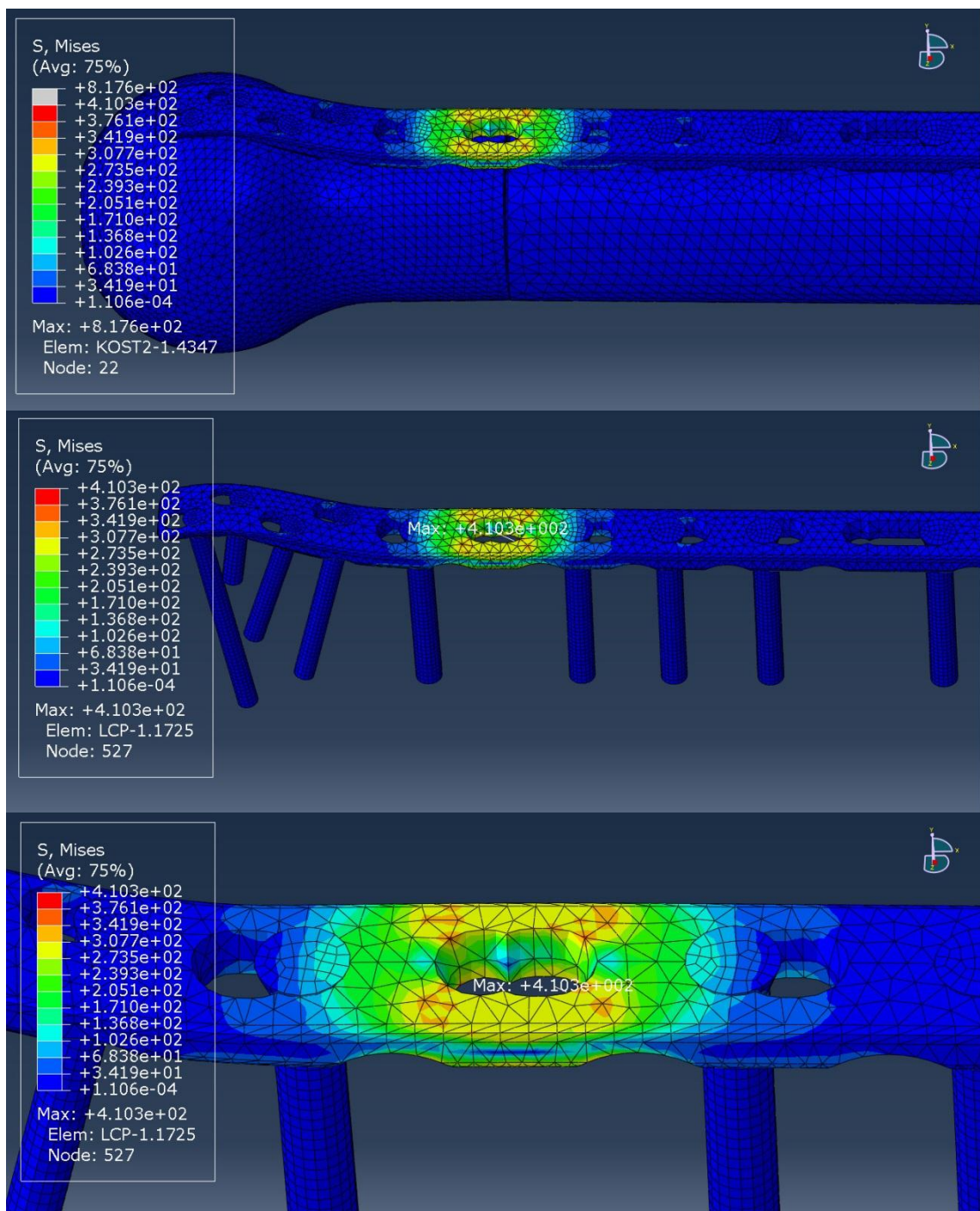
Numerički model V6-316L-1500Nx2 predstavlja slučaj loma kosti pozicioniran direktno ispod otvora 6 na LCP pločici izrađen od 316 L sa opterećenjem od 1500 N postavljenim na dve naspramne strane kosti u cilju simetrične raspodele (ukupno 3000 N). Slika 8.19. i Slika 8.21 prikazuju naponsko stanje kako sklopa tako i LCP pločice dobijene primenom numeričke analize. Slika 8.20. prikazuje zonu plastične deformacije oko otvora 5.



Slika 8.19 Zona kontakta kosti V6-316L-1500Nx2 1500Nx2 modela



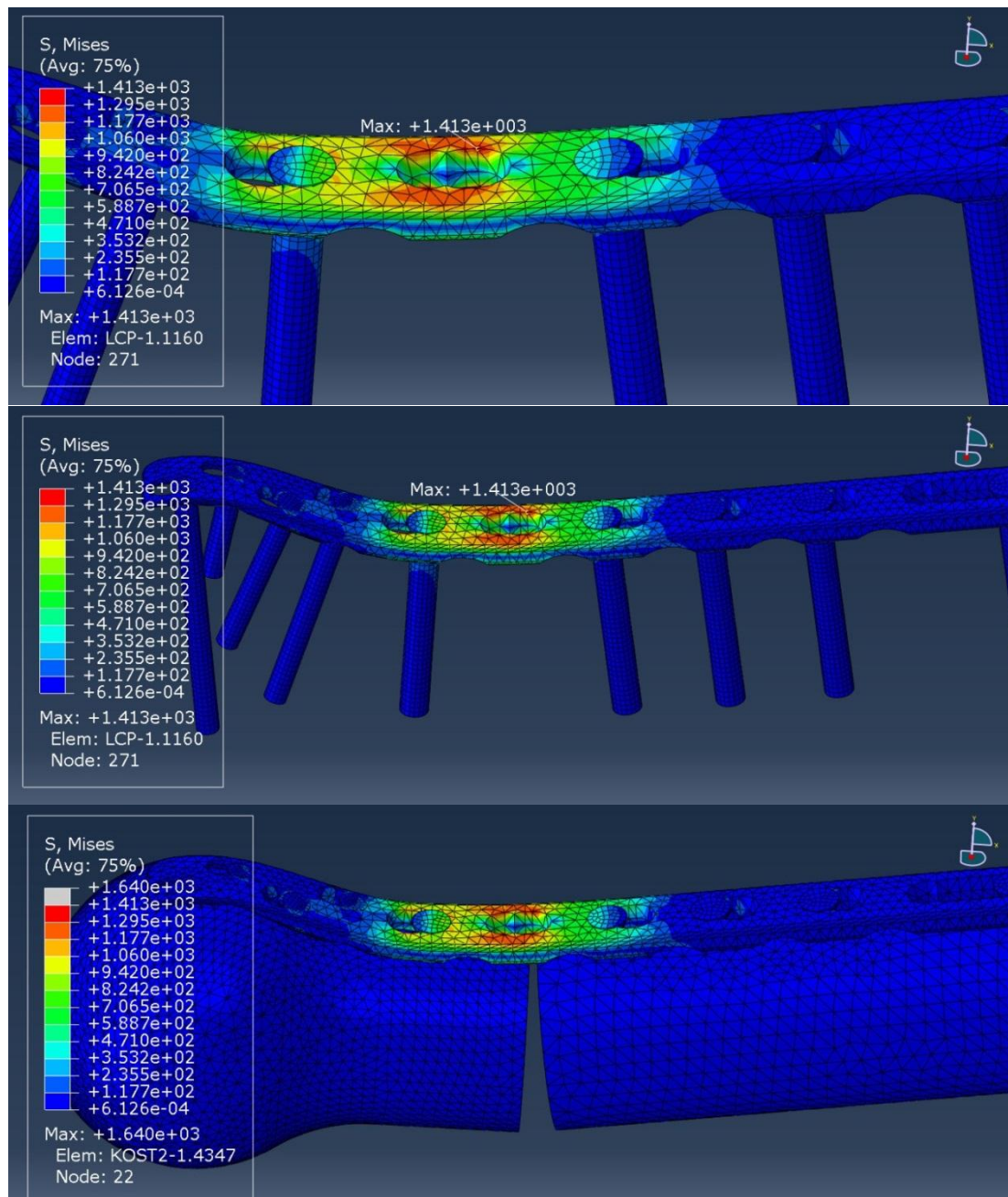
Slika 8.20 Polje plastičnih deformacija PEEQ V6-316L-1500Nx2 modela



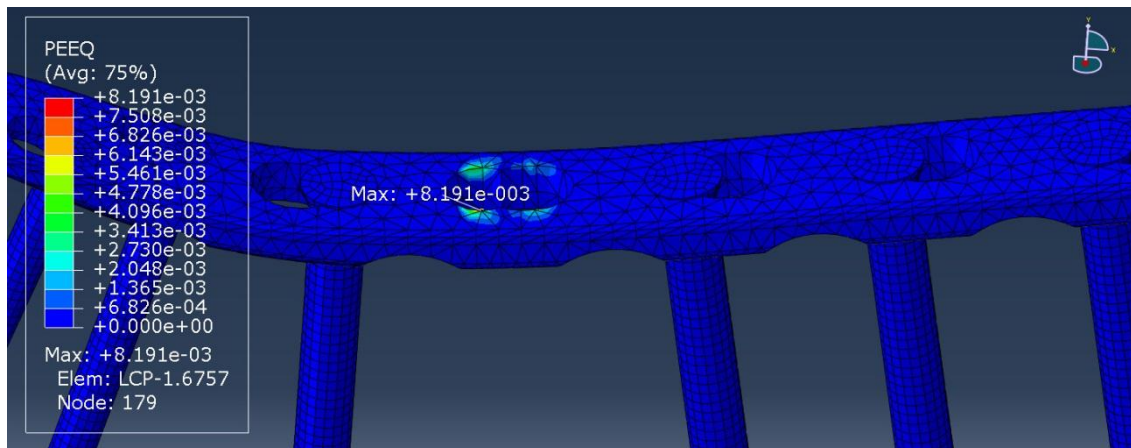
Slika 8.21 Naponsko stanje V6-316L-1500Nx2 modela

8.7 Numerički rezultati modela V6-Ti-6Al-4Va 1500Nx2 + BOCNO 200Nx2

Numerički model V6-Ti-6Al-4Va 1500Nx2 + BOCNO 200Nx2 predstavlja slučaj loma kosti pozicioniran direktno ispod otvora 6 na LCP pločici izrađen od Ti-6Al-4Va sa opterećenjem od 1500 N postavljenim na dve naspramne strane kosti u aksijalnom pravcu kao i dve sile od 200 N u normalnom pravcu.



Slika 8.22 Naponsko stanje V6-Ti-6Al-4Va 1500Nx2 modela

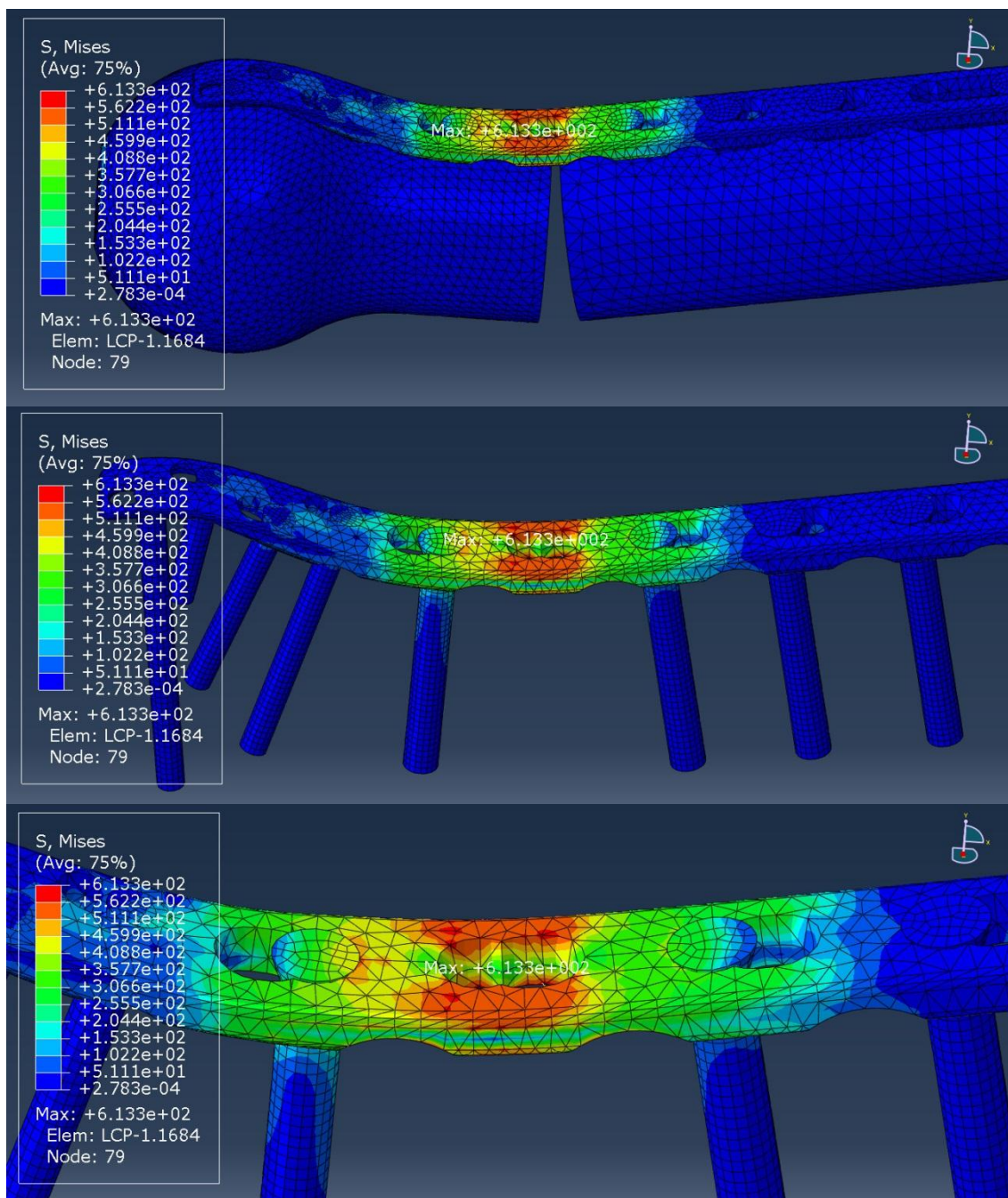


Slika 8.23 Zona plastične deformacije modela V6-Ti-6Al-4Va 1500Nx2 + Bocno 200Nx2

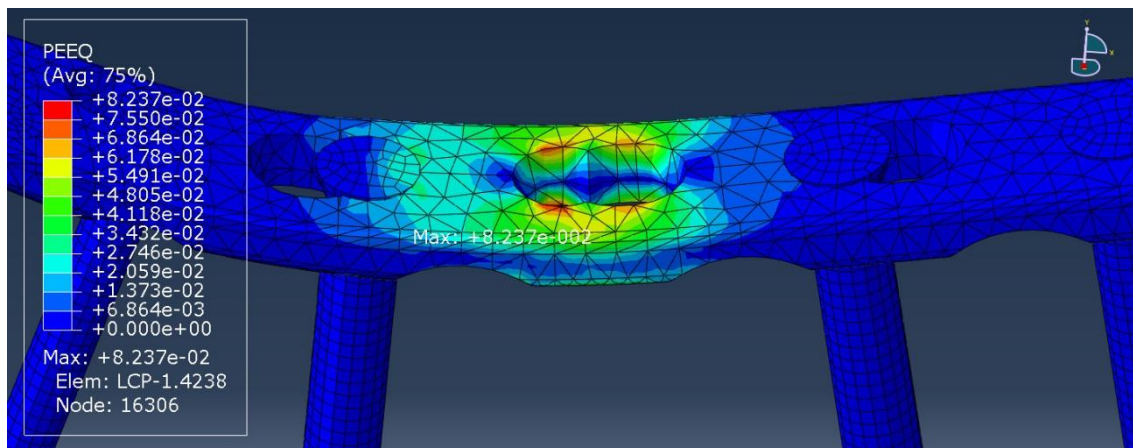
Ovakva raspodela napona za cilj ima savijanje kosti na spoljnu stranu LCP pločice. Slika 8.22. prikazuje naponsko stanje kako sklopa tako i LCP pločice dobijene primenom numeričke analize. Slika 8.23. prikazuje polje plastične deformacije.

8.8 Numerički rezultati modela V6-316L 400Nx2 + BOCNO 75Nx2

Numerički model V6- 316L 400Nx2 + Bocno 75Nx2 predstavlja slučaj loma kosti pozicioniran direktno ispod otvora 6 na LCP pločici izrađen od 316 L sa opterećenjem od 400 N postavljenim na dve naspramne strane kosti u aksijalnom pravcu kao i dve sile od 75 N u normalnom pravcu. Ovakva raspodela napona za cilj ima savijanje kosti na spoljnu stranu LCP pločice. Slika 8.24. prikazuje naponsko stanje kako sklopa tako i LCP pločice dobijene primenom numeričke analize. Slika 8.25. prikazuje polje plastične deformacije.



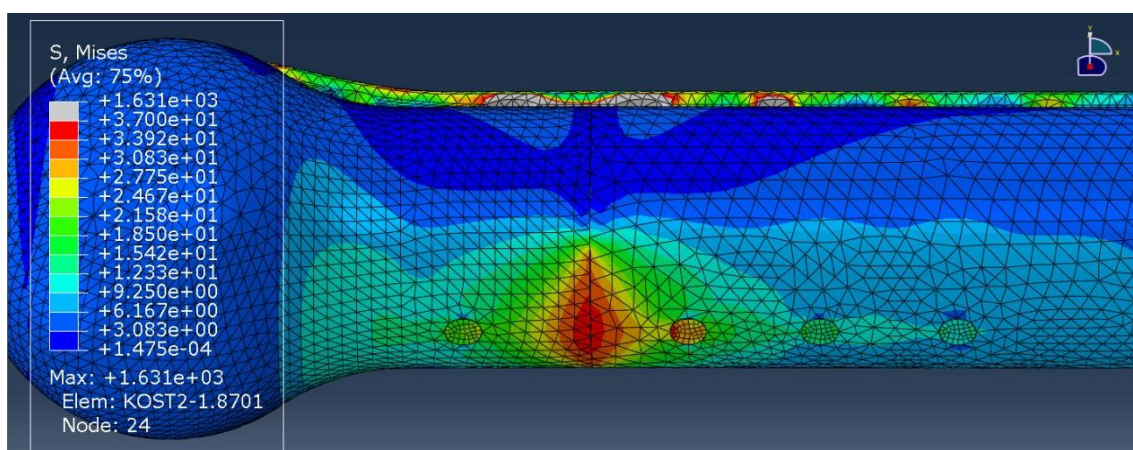
Slika 8.24 Naponsko stanje V6- 316L 400Nx2 + Bocno 75Nx2 modela



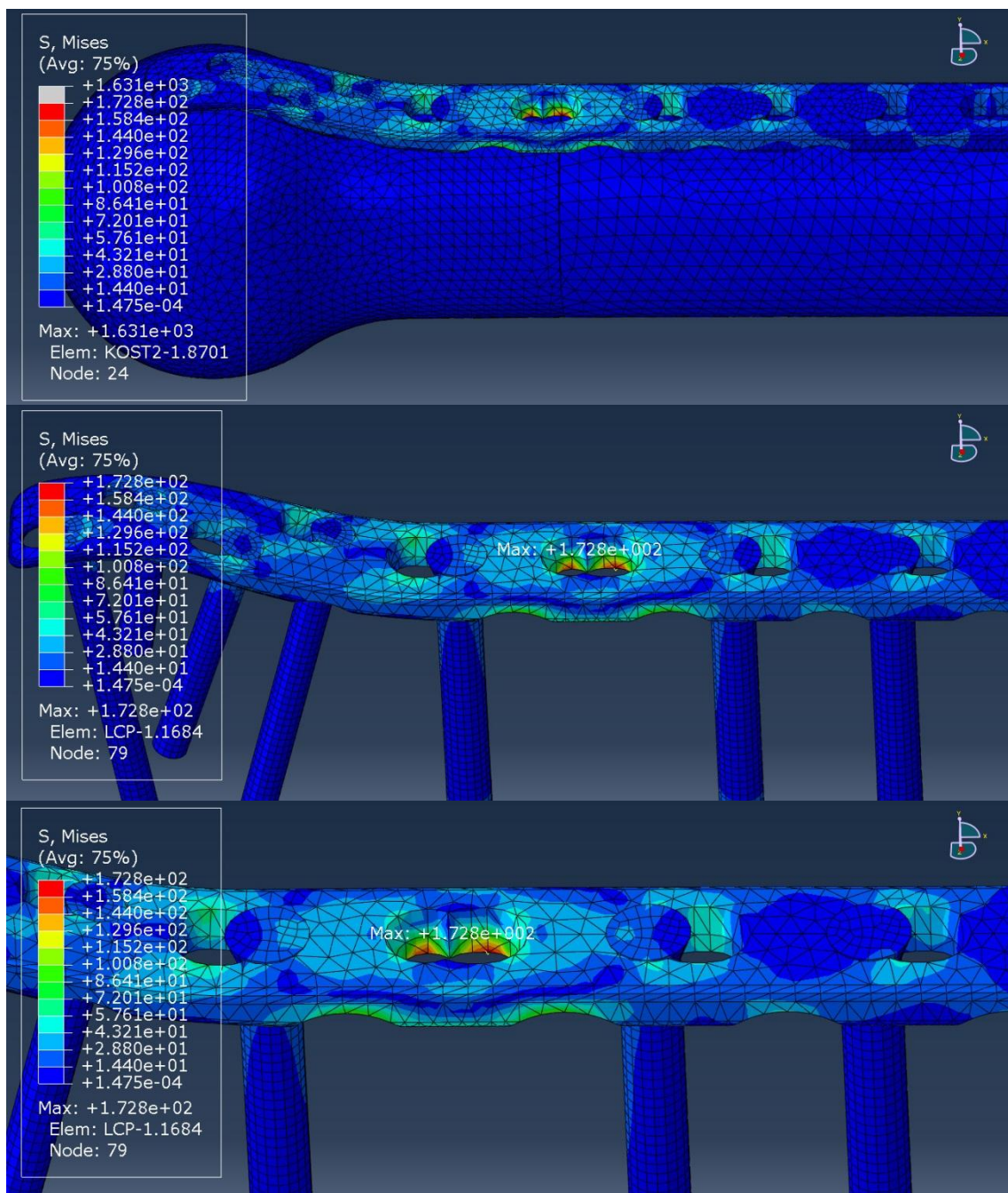
Slika 8.25 Zona plastične deformacije modela V6-316L 1500Nx2 + Bocno 75Nx2

8.9 Numerički rezultati modela V6-Ti-6Al-4Va 1500Nx2 Lom-0,25mm

Numerički model V6-Ti-6Al-4Va 1500Nx2 Lom-0,25mm predstavlja slučaj loma kosti pozicioniran direktno ispod otvora 6 na LCP pločici izrađen od Ti-6Al-4Va sa opterećenjem od 1500 N postavljenim na dve naspramne strane kosti u cilju simetrične raspodele (ukupno 3000 N) i rastojanjem između kostiju pri pozicioniranju od 0,25mm. Slika 8.27. prikazuje naponsko stanje kako sklopa tako i LCP pločice dobijene primenom numeričke analize. Slika 8.26. prikazuje zone plastične deformacije oko otvora 6.



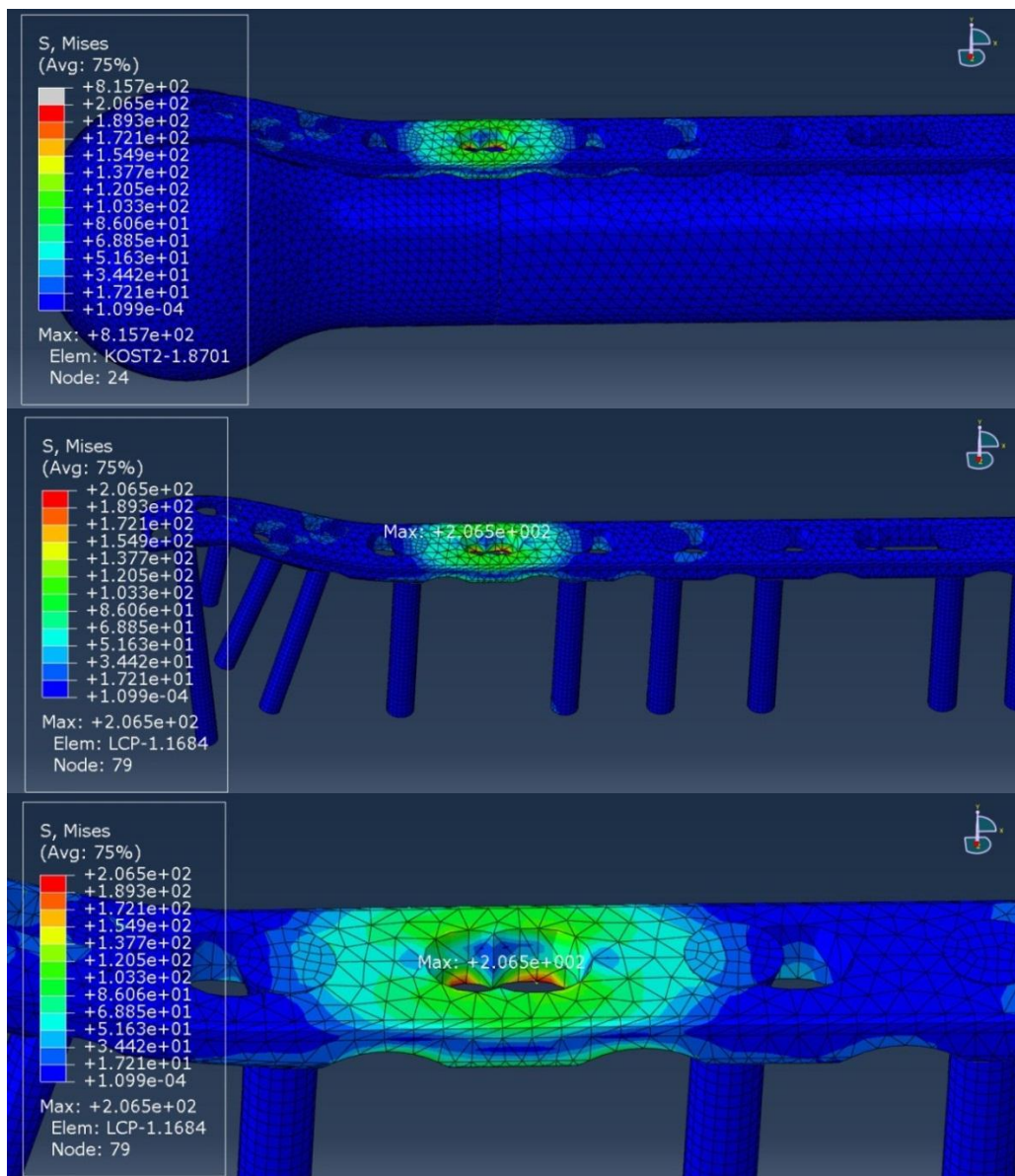
Slika 8.26. Zona kontakta kosti V6-Ti-6Al-4Va 1500Nx2 Lom-0,25mm modela



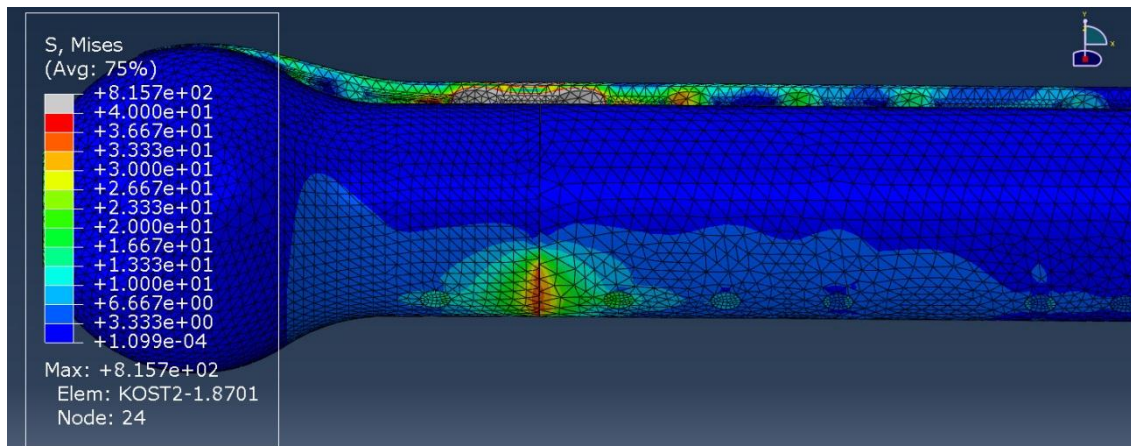
Slika 8.27 Naponsko stanje V6-Ti-6Al-4Va 1500Nx2 Lom-0,25mm modela

8.10 Numerički rezultati modela V6-316L-750Nx2 Lom-0,25mm

Numerički model V6-316L-1500Nx2 Lom-0,25mm predstavlja slučaj loma kosti pozicioniran direktno ispod otvora 6 na LCP pločici izrađen od 316L sa opterećenjem od 1500 N postavljenim na dve naspramne strane kosti u cilju simetrične raspodele (ukupno 3000 N) i rastojanjem između kostiju pri pozicioniranju od 0,25mm.. Slika 8.28. prikazuje naponsko stanje kako sklopa tako i LCP pločice dobijene primenom numeričke analize. Slika 8.29. prikazuje zone plastične deformacije oko otvora 6.



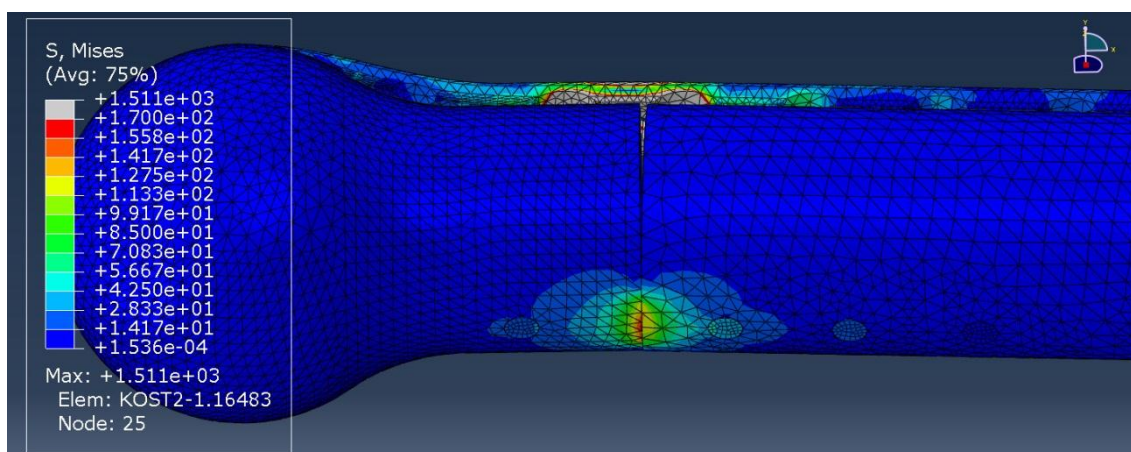
Slika 8.28 Naponsko stanje V6-Ti-6Al-4Va 1500Nx2 modela



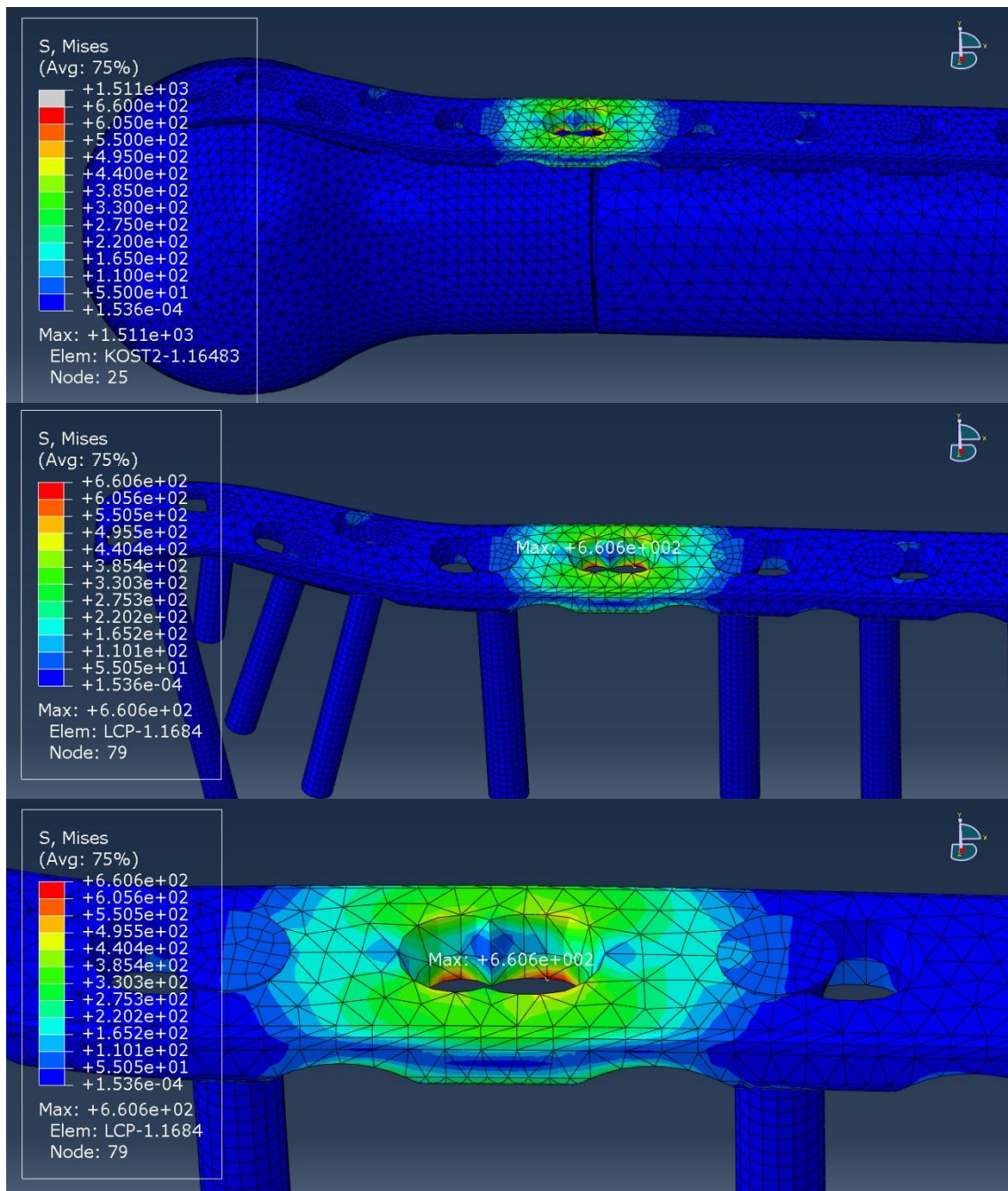
Slika 8.29 Zona kontakta kosti V6-Ti-6Al-4Va 1500Nx2 modela

8.11 Numerički rezultati modela V6-Ti-6Al-4Va 1500Nx2 Lom-1,5mm

Numerički model V6-Ti-6Al-4Va 1500Nx2 Lom-1,5mm predstavlja slučaj loma kosti pozicioniran direktno ispod otvora 6 na LCP pločici izrađen od Ti-6Al-4V sa opterećenjem od 1500 N postavljenim na dve naspramne strane kosti u cilju simetrične raspodele (ukupno 3000 N) sa definisanim raymakom između segmenata kosti 1,5mm . Slika 8.31. prikazuje naponsko stanje kako sklopa tako i LCP pločice dobijene primenom numeričke analize. Slika 8.30. prikazuje zone plastične deformacije oko otvora 6.



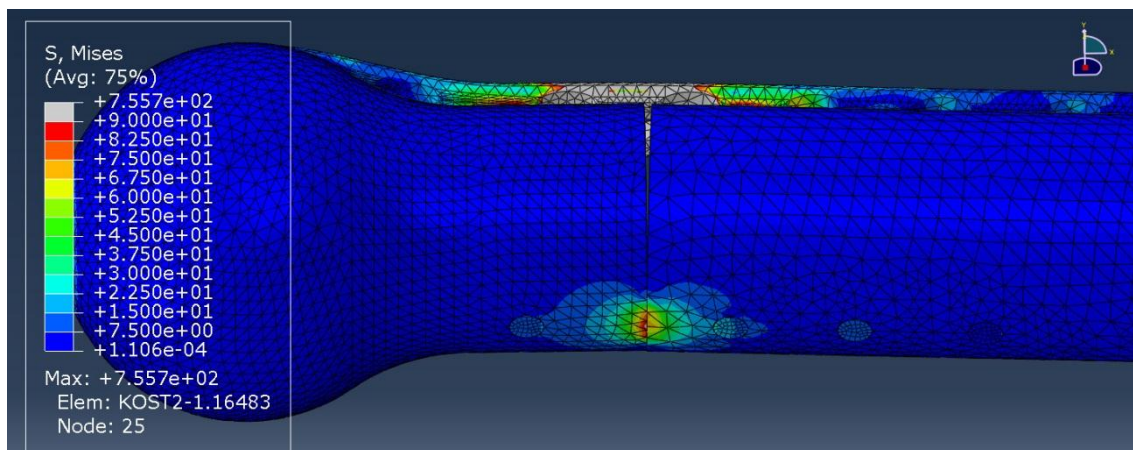
Slika 8.30 Zona kontakta kosti V6-Ti-6Al-4Va 1500Nx2 Lom-1,5mm modela



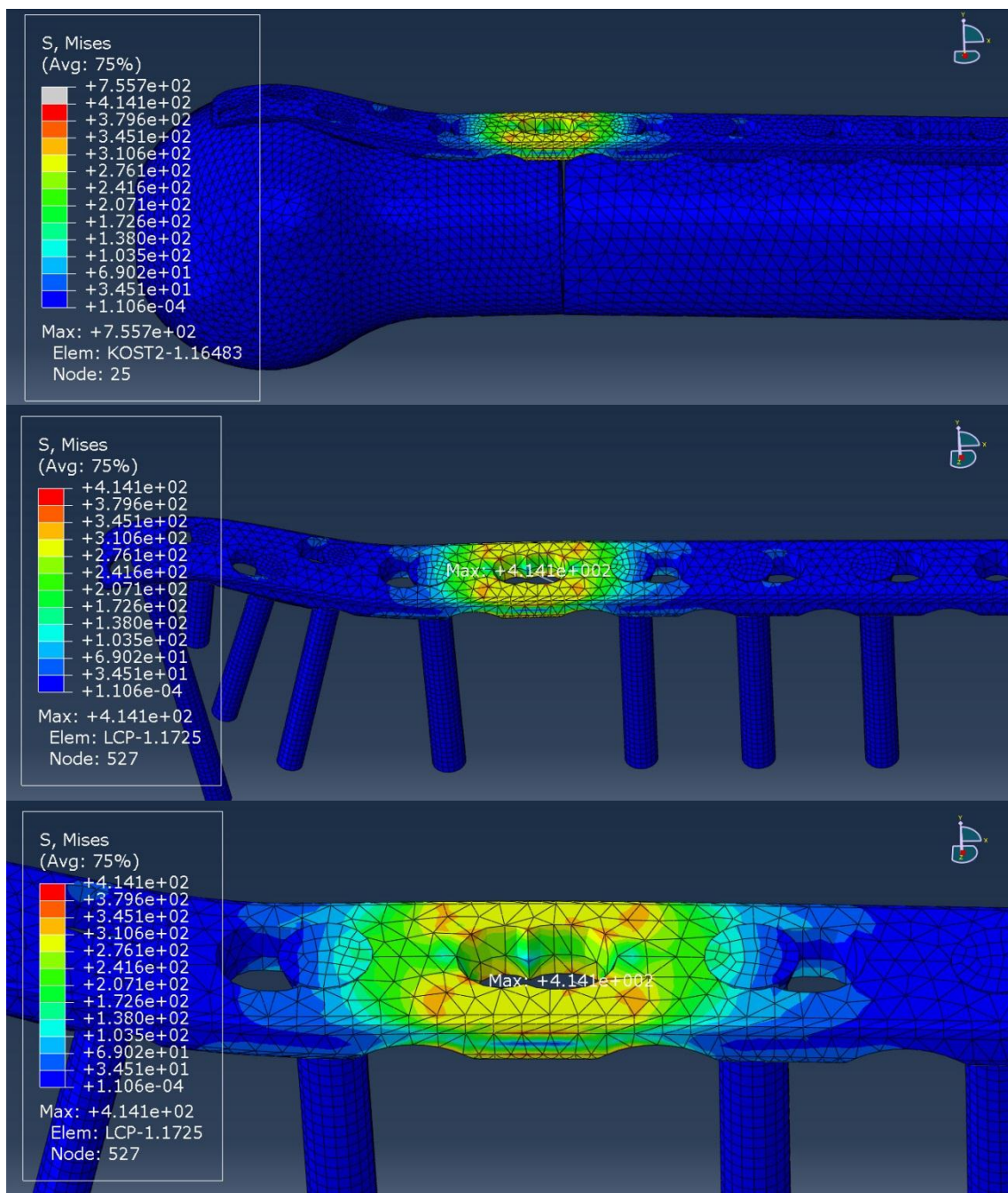
Slika 8.31 Naponsko stanje V6-Ti-6Al-4Va 1500Nx2 Lom-1,5mm modela

8.12 Numerički rezultati modela V6-316L-750Nx2 Lom-1,5mm

Numerički model V6-316L-1500Nx2 Lom-1,5mm predstavlja slučaj loma kosti pozicioniran direktno ispod otvora 6 na LCP pločici izrađen od 316L sa opterećenjem od 1500 N postavljenim na dve naspramne strane kosti u cilju simetrične raspodele (ukupno 3000 N) sa definisanim raymakom između segmenata kosti 1,5mm. Slika 8.32. prikazuje naponsko stanje kako sklopa tako i LCP pločice dobijene primenom numeričke analize.



Slika 8.32 Zona kontakta kosti V6-316L-1500Nx2 Lom-1,5mm modela



Slika 8.33 Naponsko stanje V6-316L-1500Nx2 Lom-1,5mm modela

9 ZAKLJUČAK

9.1 Zaključak

Na osnovu teorijskih razmatranja, urađenih analiza, eksperimentalnih postupaka i numeričkih simulacija prikazanih u disertaciji, može se zaključiti da uprkos mehanički boljim karakteristikama materijala za izradu ortopedskih rekonstruktivnih pločica (nerđajući čelik-316L i legura titana Ti-6Al-4V) u poređenju sa kostima, do otkaza istih može doće usled kombinacije velikog broja faktora koji se mogu javiti u toku radnog veka pločice, a nastalih kako kao posledica mehaničkog opterećenja tako i kao posledica korozivne sredine ljudskog tela.

Razvojem eksperimentalnih geometrijskih uzoraka uspešno su simulirani pojedini elementi geometrijskog dizajna (zarezi na prelasku optvora sa i bez navoja) primenjeni na izradu ortopedskih rekonstruktivnih pločica. Primenom modela različite geometrije utvrđeno je da se na eksperimentalnim uzorcima B-D i B-K javljaju zone najvećih koncentracija napona. Primenom prostorne optičke beskontaktno analize za merenje deformacionog stanja LCP pločica utvrđeno je da se koncentracija napona javlja na mestu promene geometrije otvora na identičnoj lokaciji na kojoj je došlo do otkaza pločice. Eksperimentalni uzorci A-D i A-K pokazali su najravnomerniju raspodelu napona, dok su kod uzoraka C-D i C-K polja koncentracije napona bila na spoljašnjem rubu. Zbog nehomogenosti ljudskog tela, pa samim tim i strukture kosti, kao i različitih modula elastičnosti rekonstruktivnih pločica i kosti, utvrđeno je da se naponsko stanje u pločici oko svakog sledećeg vijka drugačije formira i poseduje drugačije maksimalne vrednosti. Maksimalne vrednosti napona nalaze se uvek na mestu kontakta vijka najbližeg lomu sa strane pločice u kontaktu sa kosti. Ovakva raspodela napona javlja se kao posledica nesimetričnog pozicioniranja LCP pločice, tj. postavljanjem ukrućenja sa samo jedne strane kosti dolazi do pojave savijanja pri istezanju.

Eksperimentalnom analizom pokazano je da je inicijalna testiranja sklopa kost-vijak-pločica moguće vršiti primenom kako životinjskih kostiju tako i zamenski

simuliranim kostima izrađenim od drveta. Ovakav pristup moguće je koristiti u inicijalnoj fazi kako bi se olakšali testiranje priprema i kalibracija merne opreme.

Primenom numeričkih analiza verifikacionih modela utvrđeni su svi parametri korišćeni u simulaciji (parametri materijala, kontakta, opterećenja, graničnih uslova itd.) Na ovaj način formirana je povoljna osnova za izradu simulacije *in vivo* uslova opterećenja. Numeričkim simulacijama detaljnih modela *in vivo* uslova pokazano je da u uslovima normalnog opterećenja naponi koji se javljaju u samim pločica ne prelaze granicu napona tečenja. Utvrđeno je da u koliko je u procesu operacije pri repozicioniranju kostiju formiran razmak između segmenata polomljene kosti, u daljem procesu srastanja formira se kompleksan niz lokalnih opterećenja. Asimetričnost pozicioniranja pločice uslovljava pojavu pritisnih opterećenja duž poprečnog preseka u inicijalnom koraku opterećenja. Zbog razlike u modulima elastičnosti ovakvo opterećenje u daljim fazama izaziva savijanje LCP pločice i omogućava kontakt između udaljene strane prelomne površine kosti. Nakon ostvarenog kontakta, a kao posledica dužine kosti, tj. momenta koje opterećenje formira pri pojavi nesaosnosti, povećanje opterećenja izaziva lokalno istežanje u direktnoj zoni LCP pločice iznad lokacije preloma. Ispitivanjem numeričkog modela sa različitim rastojanjima između segmenata kosti utvrđeno je da sa porastom međurastojanja između kostiju dolazi do porasta kraka preko koga se formira moment oko zone loma, što dalje utiče na porast napona u samoj LCP pločici.

Pojavu ovakvog lokalnog napona moguće je očekivati i u kasnijim fazama srastanja kostiju jer proces formiranja kalusa na strani prelomne površine u kontaktu sa LCP pločicom formira upravo osu oko koje se rotacija vrši pri daljem opterećenju.

Kako su LCP pločice namenjene dugim kostima predviđene da nose pritisne napone koji se javljaju u svakodnevnim aktivnostima pacijenta, navedeno zapažanje predstavlja najrizičniji oblik otvaranja prsline i ključan preduslov neophodan za razvoj i ugrožavanje integriteta pločice.

Realan uticaj ovakve raspodele napona u procesu srastanja kosti nemoguće je prikazati za svaki pojedinačan sličaj loma jer lokalna raspodela napona u mnogome može zavistiti od oblika loma kosti, površine loma, geometrije LCP pločice, međusobne

pozicije LCP pločice i kosti, ali je primenom detaljnog numeričkog modela utvrđeno da se navedeno naponsko polje može formirati u skoro svim uslovima opterećenja prisutnih u periodu normalnog procesa srastanja.

Uvođenjem bočnog opterećenja simulirani su uslovi slučaja izvijanja zgloba i gaženja na kosu površinu. Ove analize pokazale su da u slučaju postojanja normalnih sila dolazi do savijanja LCP pločice i pojave plastičnosti u zoni koja nije kruto vezana za kost posebno u slučajevima pločica izrađenih od nerđajućeg čelika. Ovakvo opterećenje može ugroziti ingritet konstrukcije i otkaz pločice u vidu trajne plastičnosti. Na osnovu primera iz prakse prikazanih u doktorskoj disertaciji konstatovano je da navedeno naponsko stanje može predstavljati rizik za formiranje drugačijeg modela otkaza koji nije usko tema disertacije.

Detaljno su ispitani uzorci nerđajućeg čelika 316 L na zatezanje i formirane su dijagrami napon-deformacija čijom je verifikacijom utvrđeno postojanje izražene plastične zone kako kod uzoraka dobijenih poprečno tako i podužno na pravac valjanja. Navedeni parametri potvrdili su očekivano ponašanje materijala i obezbedili parametre potrebne za njegovo modeliranje. Primenom navedenih parametara u numeričkoj simulaciji sa bočnim opterećenjem potvrđena je verovatnoća od otkaza u vidu trajnog plastičnog deformisanja pločice.

Hemijskom analizom uzoraka utvrđeno je da dobijeni uzorak odgovara čeliku tipa 316 L od koga su pločice izrađene i da hemijski sastav u potpunosti ispunjava propisane standarde.

Ispitivanjem uzorka LCP pločice na kojoj je došlo do otkaza utvrđeno je da postoji polje povišene tvrdoće i do dva puta veće od propisanog i da njegove vrednosti rastu ka mestu loma. Ovakvo ponašanje materijala ukazuje na povišene krutosti koje mogu izazvati krti lom. Metalografskim ispitivanjem utvrđeno je postojanje martenzitnih iglica duž zrna kao i dvojnika zrna. Metalografska ispitivanja vršena su u zoni otkaza LCP pločice.

U cilju redukovanja polja koncentracije napona u zoni iznad loma uočena je mogućnost formiranja geometrije pločice bez postojanja otvora u zoni preloma, tj.

geometrije u kojoj bi se eliminisali svi otvori u koji se u procesu fiksacije ne bi koristili. Navedene aproksimacije geometrije redukovale bi naponsko-deformaciono polje i smanjile rizik od otkaza.

Sve analize vršene na uzorku polomljene LCP pločice vršene su samo na dobijenim uzorcima i ne mogu se posmatrati globalno već kao konkretne vrednosti za ispitivani uzorak.

Nakon eksperimentalne analize i numeričkih simulacija prikazanih u disertaciji utvrđeno je da otkaz navedenih uzoraka ne može da se pripíše jednom konkretnom faktoru već da predstavlja kombinaciju većeg broja faktora kao što su: pojava lokalnih zateznih napona LCP pločice na lokaciji loma kosti, uticaju geometrije kojim je obezbeđena koncentracija napona u navedenim zonama otkaza, uticajem korozivne sredine ljudskog tela, uticaju povišene tvrdoće materijala otkrivene na ispitivanim uzorcima.

U cilju foriranja boljeg uvida u ponašanja materijala pločice koji je doveo do povećanja tvrdoće i formiranja promena strukture potrebno je dalje izvršiti analize na većem broju uzoraka ortopedskih rekonstruktivnih pločica pre ugradnje, nakon ugradnje, kao i na pločicama kojima je došlo do otkaza u toku procesa zarastanja kostiju.

10 LITERATURA

- [1] Ratner B.D., Hoffman A.S., Schoen F.J. et al.: *Biomaterials Science An Introduction to Materials in Medicine*, San Diego: Academic Press, 1996.
- [2] Raković D., Uskoković D., Balać I. et al.: *Biomaterijali*, Društvo za istraživanje materijala, 2010.
- [3] Milne I., Ritchie R. O., Karihaloo B.: *Comprehensive Structural Integrity*, Oxford: Elsevier Ltd, 2003.
- [4] Park J. B., Lakes R. S.: *Biomaterials An Introduction*, New York: Plenum Press, 1992.
- [5] "ASTM F136- 11 Standard Specification for Wrought Titanium 6Aluminum 4Vanadium ELI (Extra Low Interstitial) Alloy for Surgical Implant Applications " (UNS R56401).
- [6] "ASTM F139 - 08 Standard Specification for Wrought 18Chromium 14Nickel 2.5Molybdenum Stainless Steel Sheet and Strip for Surgical Implants," (UNS S31673).
- [7] "ASTM F75 - 12 Standard Specification for Cobalt 28 Chromium 6 Molybdenum Alloy Castings and Casting Alloy for Surgical Implants " (UNS R30075).
- [8] "ASTM F90 - 09 Standard Specification for Wrought Cobalt 20Chromium 15Tungsten 10Nickel Alloy for Surgical Implant Applications," (UNS R30605).
- [9] "ASTM F562 - 07 Standard Specification for Wrought 35Cobalt 35Nickel 20Chromium 10Molybdenum Alloy for Surgical Implant Applications " (UNS R30035).
- [10] Montemor M. F., Ferreira M. G. S., Hakiki N. E. et al.: Chemical composition and electronic structure of the oxide flms formed on 316L stainless steel and nickel based alloys in high temperature aqueous environments, *Corrosion Science*, vol. 42, pp. 1635-1650, 2000.
- [11] El-Etre A. Y.: Khillah extract as inhibitor for acid corrosion of SX 316 steel, *Applied Surface Science*, vol. 252, no. 24, pp. 8521–8525, 2006.
- [12] "ASTM F1472 08e1 Standard Specification for Wrought Titanium 6Aluminum 4Vanadium Alloy for Surgical Implant Applications (UNSR56400)."
- [13] "ASTM F1108 - 04(2009) Standard Specification for Titanium 6Aluminum 4Vanadium Alloy Castings for Surgical Implants (UNSR56406)."
- [14] "ASTM F1295 - 11 Standard Specification for Wrought Titanium 6Aluminum 7Niobium Alloy for Surgical Implant Applications " UNSR56700.
- [15] Griffith A. A.: The phenomena of rupture and flow in solids, *Phil. Trans. Roy. Soc. London. A*, 221, pp. 163-198, 1920.
- [16] Inglis C. E.: Stresses in a plate due to the presence of cracks and sharp corners. , *Proc. Inst. Naval Arch.* 55, pp. 219-241, 1913.
- [17] Irwin G. R., Kies J. A.: Fracturing and fracture dynamics, *Welding Journal. Res. Sup.* 31(2), pp. 95-100, 1952.

- [18] Irwin G. R., Kies J. A.: Critical energy rate analysis of fracture strength, *Welding Journal. Res. Sup.* 33(4), pp. 193-198, 1954.
- [19] Westergaard H. M.: Bearing Pressures and Cracks, *Journal of Applied Mechanics*, vol. 6, pp. 45-53, 1939.
- [20] Muskhelishvili N.: Basic Boundary Value Problems of the Theory of Elasticity for a Plane With Rectilinear Cuts, *Bell. Acad. Sci. Georgian SSR*, 2, 3, pp. 103-110, 1942.
- [21] Williams M. L.: On the Stress Distribution at the Base of a Stationary Crack, *J. Appl. Mech.*, pp. 109-114, 1957.
- [22] Irwin G. R.: *Fracture dynamics*, ASME, Cleveland, 1948.
- [23] Orowan E.: *Fracture and Strength of Solids*, *Rep. Prog. Physics*, vol. 12, pp. 185-232, 1949.
- [24] Irwin G. R.: Onset of Fast Crack Propagation in High Strength Steel and Aluminum Alloys, pp. 289-305.
- [25] Irwin G. R.: Analysis of Stresses and Strains Near the End of a Crack Traversing a Plate, *Journal of Applied Mechanics*, vol. 24, pp. 361-364, 1957.
- [26] Wells A. A.: Unstable Crack Propagation in Metals: Cleavage and Fast Fracture. pp. 84.
- [27] B.O.A.C., Comet Lost: Services Suspended, *Flight*, 1954.
- [28] C. Engineering, The Performance of Airframe, Engines and Equipment in Operational Service, *Flight*, 1953.
- [29] Heald L.: The Comet Accidents: History of Events, *Flight*, pp. 652-654, October, 1954.
- [30] Suresh S.: *Fatigue of Materials*, Cambridge: Cambridge University Press, 2003.
- [31] The Comet Inquiry: The First Week's Evidence: Pressure-cabin Fatigue Failure In G-ALYP, pp. 638-639, 1954.
- [32] Irwin G. R.: *Fracture Handbuch der Physik*, Heidelberg: Springer-Verlag, vol. ch. VI, pp. 551-590, 1958.
- [33] Dugdale D. S.: Yielding of Steel Sheets Containing Slits, *Journal of the Mechanics; Physics of Solids*, vol. 8, pp. 100, 1960.
- [34] Rice J. R.: A Path-independent Integral and the Approximate Analysis of Strain Concentration as Notches and Cracks, *Journal of Applied Mechanics*, vol. 35, pp. 379-386, 1968.
- [35] Rice J. R., Rosengarten G. F.: Plane Strain Deformation Near a Crack Tip in a Powerlaw Hardening Material, *Journal of Mechanics and Physics of Solids*, vol. 16, pp. 1-12, 1968.
- [36] Taira S., Ohtani R., Komatsu T.: Application of J-integral to High-Temperature Crack Propagation, *Journal of Engineering Materials and Technology*, no. 101, pp. 163-167, 1979.
- [37] Shih C. F.: Relationship Between Crack Tip Opening Displacement for Stationary; Extending Cracks, *Journal of Mechanics and Physics of Solids*, no. 29, pp. 305-326, 1981.
- [38] Hutchinson J. W., Paris P. C.: Stability Analysis of J-controlled Crack Growth, Elastic-plastic Fracture, *ASTM STP*, pp. 37-64, 1979.
- [39] Dowling N. E., Begley J. A.: Fatigue Crack Growth During Gross Plasticity and the J-integral, *Fracture Mechanics and Crack Growth*, *ASTM STP* no. 590, pp. 82-103, 1976.

- [40] DeLorenzi H. G.: On the Energy Release Rate and J integral of 3D Crack Configurations, *International Journal of Fracture*, vol. 19, pp. 183-193, 1982.
- [41] Belytschenko T., B. T.: Elastic Crack Growth in Finite Elements With Minimal Remeshing, *International Journal of Fracture*, no. 45, pp. 601-620, 1999.
- [42] S. Pommier, A. Gravouil, A. Combescure et al., *Extended Finite Element Method for Crack Propagation*: London, Hoboken, ISTE Ltd. / John Wiley & Sons, Inc., 2011.
- [43] Moës N., Belytschko T.: XFEM: Extended Finite Element Method for Cohesive Crack Growth, *Eng. Fract. Mech.*, no. 69, pp. 813-833, 2002.
- [44] Moës N., Dolbow J., Belytschenko T.: A Finite Element Method for Crack Growth Without Remeshing, *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, no. 46, pp. 131-150, 1999.
- [45] Sukumar N., Moës N., Moran B. et al.: Extended Finite Element Method For Crack Growth Without Remeshing, *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, no. 48, pp. 1549-1570, 2000.
- [46] Zi G., Belytschko T.: New Crack Tip Elements for XFEM and Applications to Cohesive Cracks, *Int. J for Num. Meth. in Eng.*, vol. 57, pp. 2221-2240, 2003.
- [47] Hellen T. K.: On the Method of Virtual Crack Extension, *Int. J. Numer. Methods*, vol. 9, pp. 187-207, 1975.
- [48] Parks D. M.: Virtual Crack Extension: A General Finite Element Technique for Jintegral Evaluation, *Numerical Methods in Fracture Mechanics*, pp. 464-479, 1978.
- [49] Rybicki E. F., Kanninen M. F.: A Finite Element Calculation of Stress Intensity Factors by a Modified Crack Closure Integral, *Eng. Fract. Mech.*, vol. 9, pp. 931-938, 1977.
- [50] Raju I. S.: Calculation of Strain-Energy Release Rates With Higher Order and Singular Finite Elements, *Eng. Fract. Mech.*, vol. 28, pp. 251-274, 1987.
- [51] Buchholz F. G., Grebner H., Dreyer K. H. et al.: 2D and 3D-applications of the Improved and Generalized Modified Crack Closure Integral Method, *Computational Mechanics '88*, New York, 1988.
- [52] Buchholz F. G., Chergui A., Richard H. A.: *Computational Fracture Analyses By Means of Virtual Crack Closure Integral Methods*, MECOM99, pp. 307-324, 1999.
- [53] Narayana K. B., D. B., Ramamurthy T. S. et al.: Modified Crack Closure Integral Using Six-noded Isoparametric Quadrilateral Singular Elements, *Eng. Fract. Mech.*, vol. 6, no. 36, pp. 945-955, 1990.
- [54] Schenk R. K.: Histophysiology of bone remodelling and bone repair, *Perspectives on biomaterials*, pp. 75-94, 1986.
- [55] Aro H. T., Wippermann B. W., Hodgson S. F., Wahner H. W., Lewallen D. G., Chao E. Y.: Prediction of properties of fracture callus by measurement of mineral density using micro-bone densitometry, *J Bone Joint Surg Am*, vol. 7, pp. 1020-1039, 1989.
- [56] Aro H. T., Kelly P. J., Lewallen D. G., Chao E. Y.: The Effects of Physiologic Dynamic Compression on Bone Healing Under External Fixation, *Clinical Orthopaedics & Related Research*, pp. 260-273, 1990.
- [57] Perren S. M. M. D.: Physical and Biological Aspects of Fracture Healing with Special Reference to Internal Fixation, *Clinical Orthopaedics & Related Research*, vol. 138, pp. 175-196, 1979.

- [58] Claes L., Wilke H.-J., Kemper F.: Interfragmentary Strain and Bone Healing-An Experimental Study, *Journal of Orthopaedic Trauma*, vol. 2, no. 1, pp. 67, 1988.
- [59] Briggs C. E.: The mechanical performance of the standard Hoffmann-Vidal external fixation apparatus, *J Bone Joint Surg Am.*, vol. 64, no. 4, pp. 566-573, 1982.
- [60] Aalto K., Holmström T., Karaharju E., Joukainen J., Paavolainen P., Slätis P.: Fracture repair during external fixation: Torsion tests of rabbit osteotomies, *Acta Orthopaedica Scandinavica*, vol. 58, no. 1, pp. 66-70, 1987.
- [61] Hart M. B. et al.: External skeletal fixation of canine tibial osteotomies. Compression compared with no compression, *J Bone Joint Surg Am*, vol. 67, no. 4, pp. 598 -605, 1985.
- [62] Williams E. A., Rand J. A., An K. N., Chao E. Y., Kelly P. J.: The early healing of tibial osteotomies stabilized by one-plane or two-plane external fixation, *J Bone Joint Surg Am*, vol. 69, no. 3, pp. 355 -365, 1987.
- [63] Aro H., Eerola E., Aho A. J.: Determination of callus quantity in 4- week-old fractures of the rat tibia, *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 3, no. 1, pp. 101-108, 1985.
- [64] Panjabi M. M., Walter S. D., Karuda M., White A. A., Lawson J. P.: Correlations of radiographic analysis of healing fractures with strength: A statistical analysis of experimental osteotomies, *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 3, no. 2, pp. 212-218, 1985.
- [65] Welch R. D., Jones A. L., Bucholz R. W., Reinert C. M., Tjia J. S. , Pierce W. A., Wozney J. M., Li X. J.: Effect of Recombinant Human Bone Morphogenetic Protein-2 on Fracture Healing in a Goat Tibial Fracture Model, *Journal of Bone and Mineral Research*, vol. 13, no. 9, pp. 1483–1490, 1998.
- [66] Woo S. L., Akeson W. H., Coutts R. D., Woo Y. K., Simon B. R., Gomez M. A.: Less rigid internal fixation plates: historical perspectives and new concepts, *J. Orthop Res*, no. 14, pp. 431-449, 1984.
- [67] Briggs B. T., Chao E. Y.: The mechanical performance of the standard Hoffmann-Vidal external fixation apparatus, *J Bone Joint Surg Am*, vol. 64, no. 4, pp. 566 -573, 1982.
- [68] Aro H. T., Chao E. Y. S.: Biomechanical Performance of the Standard Orthofix External Fixator and Cortical Screws, *Orthofix External Fixation in Trauma and Orthopaedics*, pp. 45-70, 2000.
- [69] Finlay J. B., Moroz T. K., Rorabeck C. H., Davey J. R., Bourne R. B.: Stability of ten configurations of the Hoffmann external-fixation frame, *J Bone Joint Surg Am*, vol. 69, no. 5, 1987.
- [70] McCoy M. T., Chao E. Y., Kasman R. A.: Comparison of mechanical performance in four types of external fixators, *Clin Orthop Relat Res*, vol. 180, pp. 23-33, 1983.
- [71] Aro H. T., Chao E. Y. S.: Biomechanical Performance of the Standard Orthofix External Fixator and Cortical Screws, *Orthofix External Fixation in Trauma and Orthopaedics*, pp. 45-70, 1988.
- [72] Behrens F., Johnson W. D., Koch T. W., Kovacevic N.: Bending stiffness of unilateral and bilateral fixator frames, *Clin Orthop Relat Res*, pp. 103-110, 1983.
- [73] Chao E. Y., Kasman R. A., An K. N.: Rigidity and stress analyses of external fracture fixation devices--a theoretical approach, *J Biomech*, pp. 971-983, 1982.

- [74] Huiskes R., Chao E. Y.: Guidelines for external fixation frame rigidity and stresses, *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 4, no. 1, pp. 68–75, 1986.
- [75] Edwards C. C.: Staged Reconstruction of Complex Open Tibial Fractures Using Hoffmann External Fixation: Clinical Decisions and Dilemmas, *Clinical Orthopaedics & Related Research*, vol. 178, pp. 130-161, 1983.
- [76] Stuart Alan Green M.D.: *Complications of External Skeletal Fixation: Causes, Prevention, and Treatment*: CreateSpace, 1981.
- [77] Huiskes R., Chao E. Y., Crippen T. E.: Parametric analyses of pin-bone stresses in external fracture fixation devices, *J Orthop Res*, vol. 3, pp. 341-349, 1985.
- [78] Bradley G. W., McKenna G. B., Dunn H. K., Daniels A. U., Statton W. O.: Effects of flexural rigidity of plates on bone healing, *J Bone Joint Surg Am*, vol. 61, no. 6, pp. 866 -872, 1979.
- [79] Slätis P., Karaharju E., Holmström T., Ahonen J., Paavolainen P.: Structural changes in intact tubular bone after application of rigid plates with and without compression, *J Bone Joint Surg Am*, vol. 60, no. 4, pp. 516-522, 1978.
- [80] Uthoff H. K., Dubuc F. L.: Bone structure changes in the dog under rigid internal fixation, *Clin Orthop Relat Res*, pp. 165-170, 1971.
- [81] Uthoff H. K., Finnegan M.: The effects of metal plates on post-traumatic remodelling and bone mass., *J Bone Joint Surg Br*, vol. 65, no. 1, pp. 66-71, 1983.
- [82] Cordey J. R., Perren S. M.: Limits of Plate on Bone Friction in Internal Fixation of Fractures, *Biomechanics: Basic and Applied Research*, vol. 3, pp. 393-398, 1986.
- [83] Schwyzer H. K., Cordey J., Brun S., Matter P., Perren S. M.: Bone Loss after Internal Fixation Using Plates, Determination in Humans Using Computed Tomography, *Biomechanics: Current Interdisciplinary Research*, vol. 2, pp. 191-195, 1985.
- [84] Küntscher G.: Intramedullary Surgical Technique and Its Place in Orthopaedic Surgery, *J Bone Joint Surg Am*, vol. 47, no. 4, pp. 809-818, 1965.
- [85] Kempf I., Willinger R., Francois J.M., Cornet A., Renault D.: Locked intramedullary nailing improvement of mechanical properties, *Journal of biomechanics*, vol. 18, no. 7, pp. 487-492, 1985.
- [86] Klemm K. W., Börner M.: Interlocking nailing of complex fractures of the femur and tibia, *Clin Orthop Relat Res*, vol. 212, pp. 89-100, 1986.
- [87] Tencer A. F., Johnston D. W., Gill K.: A biomechanical comparison of various methods of stabilization of subtrochanteric fractures of the femur, *J Orthop Res*, vol. 37, 1966.
- [88] Rand J. A., An K. N., Chao E. Y., Kelly P. J.: A comparison of the effect of open intramedullary nailing and compression-plate fixation on fracture-site blood flow and fracture union, *J Bone Joint Surg Am.*, vol. 63, no. 3, pp. 427-442, 1981.
- [89] Wu J. J., Shyr H. S., Chao E. Y., Kelly P. J.: Comparison of osteotomy healing under external fixation devices with different stiffness characteristics, *J Bone Joint Surg Am*, vol. 66, no. 8, pp. 1258-1264, 1984.
- [90] Hart M. B. et al.: External skeletal fixation of canine tibial osteotomies. Compression compared with no compression, *J Bone Joint Surg Am*, vol. 67, no. 4, pp. 598-605, 1985.

- [91] Wells A. A.: Application of fracture mechanics at and beyond general yielding, *British Welding Journal*, vol. 11, pp. 563-570, 1963.
- [92] Sedmak A.: *Primena mehanike loma na integritet konstrukcija (monografija)*, Belgrade: Mašinski fakultet, 2003.
- [93] Halmshaw R.: *Non-Destructive Testing*: Edward Arnold, 1987.
- [94] Summerscales J.: *Non-Destructive Testing of Composite Materials*: Elsevier Applied Science.
- [95] Sedmak A., Anyiam H. A.: *Structural Integrity Assessment Using Fracture Mechanics Integritet I Vek Konstrukcija*, Vol. 2, pp. 67-73, 2001.
- [96] Tanaka K.: Fatigue crack propagation from a crack inclined to the cyclic tensile axis, *Engineering Fracture Mechanics*, vol. 6, no. 3, pp. 493-498, October 1974.
- [97] Haddad M. H. E., Smith K. N., Topper T. H.: Fatigue Crack Propagation of Short Cracks, *J. Eng. Mater. Technol*, vol. 101, no. 1, pp. 42-46, Jan 1979.
- [98] Kršćanski S.: *Analiza Uvjeta Nastanka Pukotina I Model Procjene Vijeka Trajanja Konstrukcija*, Rijeka, 2013.
- [99] Stephens R. I., Fatemi A., Stephens R. R. et al.: *Metal Fatigue in Engineering*, New York: John Wiley & Sons Inc., 2001.
- [100] Anderson T. L.: *Fracture mechanics: Fundamentals and applications.*: Taylor & Francis Group, 2005.
- [101] Brnić J., Turkalj G.: *Nauka o čvrstoći II*, Rijeka: Zigo Rijeka, 2006.
- [102] McClintock F. A., Irwin G. R.: *Plasticity Aspects of Fracture Mechanics,*” ASTM STP, no. 381, pp. 88-113, 1965.
- [103] "ASTM: E1820-01, Standard Test Method for Measurement of Fracture Toughness,," pp. 1036-1081.
- [104] "ASTM: E399-90, Standard Test Method for Measurement of Fracture Toughness,," pp. 462-495.
- [105] Saxena A.: *Nonlinear Fracture Mechanics for Engineers*, Boca Raton: CRC Press LLC, 1998.
- [106] Clough R. W.: *The Finite Element Method in Plane Stress Analysis*.
- [107] Zienkiewicz O. C., Cheung Y. K.: *The Finite Element Method in Continuum and Structural Mechanics*: McGraw Hill, 1967.
- [108] Turner M. J., Clough R. W., Martin H. C., Topp L. J.: Stiffness and Deflection Analysis of Complex Structures, *Journal of the Aeronautical Sciences*, , vol. 23, no. 9, pp. 805-823, September 1956.
- [109] Maneski T.: *Kompjutersko modeliranje i proračun struktura KOMIPS*, Beograd: Masinski Fakultet Univerziteta u Beogradu, 1998.
- [110] Mase G. T., Mase G. E.: *Continuum Mechanics For Engineers Florida Crc Press* 1999.
- [111] Anđelić N., M. Milovančević: *Otpornost materijala*, Beograd Mašinski Fakultet, 2006.
- [112] Đorđević V.: *Mašinski materijali prvi deo*, Beograd: Mašinski fakultet, 2003.
- [113] www.gom.com.
- [114] Peters W. H., Ranson W. F.: Digital imaging techniques in experimental stress analysis, *Optical Engineering*, 1982;21:427-31.
- [115] Fard M. Y., Chattopadhyay A.: Characterization of Epoxy Resin Including Strain Rate Effects Using Digital Image Correlation System., *J Aerospace Eng.*, vol. 2, pp. 308-319, 2012.

- [116] Waele d. W., Hertele S., Denys R., Verstraete M.: Investigation of strain measurements in (curved) wide plate specimens using digital image correlation and finite element analysis, *J Strain Anal Eng.* , pp. 276-288., 2012.
- [117] Milošević M., Sedmak A., Mitrovic N., Petrovic A., Manevski T.: Digital image correlation in experimental mechanical analysis, *Structural Integrity and Life*, vol. 1, pp. 39–42, 2012.
- [118] <http://www.gom.com/metrology-systems/digital-image-correlation.html>.
- [119] "DIN 912 Hexagon socket head cap screws (modified version of ISO 4762.)"
- [120] "ISO 6507-1 Metallic materials -- Vickers hardness test -- Part 1: Test method," 2005 p. 19.
- [121] Wissenswertes, and ü. Stähle, *Stahlschlüssel Taschenbuch Verlag Stahlschlüssel Wegst GmbH*, 2007.
- [122] "ISO 6892-1 Metallic materials -- Tensile testing -- Part 1: Method of test at room temperature," 2009.
- [123] Macdougall D. A. S., Harding J.: A constitutive relation and failure criterion for Ti6Al4V alloy at impact rates of strain, *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, vol. 47, no. 5, pp. 1157–1185, 1999.

BIOGRAFSKI PODACI AUTORA

Uroš Tatić rođen je 28.5.1987. godine u Beogradu od oca Dušana i majke Gordane. Svoje školovanje započeo je u Beogradu gde je i završio Osnovnu školu „Franc Prešern” 2002. godine kao i srednju mašinsku školu „Radoje Dakić” 2006. godine. Iste godine upisao se na Mašinski fakultet Univerziteta u Beogradu gde je 2009. godine završio osnovne akademske studije (B.Sc.) na modulu Prehrambeno mašinstvo sa prosečnom ocenom 7,57. Posle završenih osnovnih akademskih studija nastavio je dalje školovanje na modulu Prehrambeno mašinstvo upisavši se na u prvu godinu master akademskih studija (M.Sc.) koje je završio 2011. godine sa prosečnom ocenom 9,28. Od stranih jezika tečno govori engleski. Nakon stečene diplome master inženjer mašinstva, upisao je doktorske akademske studije na Mašinskom Fakultetu Univerziteta u Beogradu, pod mentorstvom prof. dr Aleksandra Sedmaka.

Tokom master studija na fakultetu radio je kao student saradnik u nastavi na predmetu „Inženjerska grafika“, i učestvovao u izradi nastavne literature iz predmeta Mehatronika. U navedenom periodu honorarno je radio u kompaniji “MOND - LIFT “ na izradi tehničkog rešenja tastera za lift i druge liftovske opreme.

Nakon završenog fakulteta kandidat se zaposlio u Inovacionom centru Mašinskog fakulteta Univerziteta u Beogradu, a angažovan je na projektu tehnološkog razvoja: „Razvoj savremenih metoda dijagnostike i ispitivanja mašinskih struktura -TR35040“, gde i danas radi.

Tokom rada u Inovacionom centru položio je sve ispite sa doktorskih akademskih studija i bavio se stručnim-naučno istraživačkim radom sa fokusom na izradi numeričkih simulacija i verifikacija ponašanja materijala u fazi testiranja kao i u radnim uslovima. Kao rezultat navedenih aktivnosti, u saradnji sa kolegama, napisao je nekoliko naučnih i stručnih radova objavljenih na međunarodnim konferencijama i časopisima. Pored poslova numeričkog modeliranja i simulacija, aktivno se bavio i izradom kompleksnih 3d modela i njihovih sklopova. U saradnji sa kompanijom „Termovent Komerc d.o.o“ bavio se razvojem HVAC opreme. Učestvovao je u izradi kalupa za pečenje sanitarne opreme od bakelita. Kandidat je bio deo tima koji se bavio razvojem uređaja za točenje i očuvanje kvaliteta vina.

Aktivno je učestvovao na izradi digitalnih predavanja za MCAST univerzitet, kako kao tehnička podrška drugim predavačima, tako i pripremom i izradom sopstvenih modula. Tokom trajanja projekata pripremao je i držao predavanja iz modula „Mechanics of machines“, „Mechatronic systems“, „Engineering design“, „Industrial design“, „Hydraulic and pneumatic systems“, „Advance hydraulic and pneumatic systems“.

Jedan je od pronalazača međunarodne patente prijave ptc/rs2015/000019, a za koju se trenutno čeka rešenje o autentičnosti a koja je već dobila priznanje za nacionalni patent , broj 54809 upisan u registar patenata 01.08.2016. i objavljen u Glasniku Intelektualne Svojine broj 5/2016 dana 31.10.2016 .

Učestvovao je u organizaciji nekoliko konferencija od međunarodnog značaja kao što su: New Trends in Fatigue and Fracture - NT2F14 Conference, 7th INTERNATIONAL SCIENTIFIC AND EXPERT CONFERENCE - TEAM 2015 i 2nd INTERNATIONAL CONFERENCE MODERN METHODS OF TESTING AND EVALUATION IN SCIENCE - NANT 2015, 22nd European Conference on Fracture - ECF22-LOADING AND ENVIRONMENT EFFECTS ON STRUCTURAL INTEGRITY.

Prilog 1

Izjava o autorstvu

Potpisan

Uroš D. Tatić

broj indeksa

D36/11

Izjavljujem:

da je doktorska disertacija pod naslovom:

ANALIZA UTICAJA GEOMETRIJE I BIOMATERIJALANA INTEGRITET I
RADNI VEK REKONSTRUKTIVNIH ORTOPEDSIH PLOČICA

- rezultat sopstvenog istraživačkog rada,
- da predložena disertacija u celini ni u delovima nije bila predložena za dobijanje bilo koje diplome prema studijskim programima drugih visokoškolskih ustanova,
- da su rezultati korektno navedeni i
- da nisam kršio autorska prava i koristio intelektualnu svojinu drugih lica.

Beograd, 05.05.2017.

Potpis doktoranta



Prilog 2

Izjava o istovetnosti štampane i elektronske verzije doktorskog rada

Ime i prezime autora : Uroš D. Tatić

Broj indeksa : D36/11

Studijski program :

Naslov rada : ANALIZA UTICAJA GEOMETRIJE I
BIOMATERIJALANA INTEGRITET I RADNI VEK
REKONSTRUKTIVNIH ORTOPEDSIH PLOČICA

Mentor Prof. dr Aleksandar Sedmak

Potpisan: Uroš D. Tatić

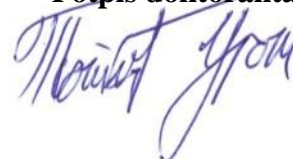
Izjavljujem da je štampana verzija mog doktorskog rada istovetna elektronskoj verziji koju sam predao za objavljivanje na portal **Digitalnog repozitorijuma Univerziteta u Beogradu**.

Dozvoljavam da se objave moji lični podaci vezani za dobijanje akademskog zvanja doktora nauka, kao što su ime i prezime, godina i mesto rođenja i datum odbrane rada.

Ovi lični podaci mogu se objaviti na mrežnim stranicama digitalne biblioteke, u elektronskom katalogu i u publikacijama Univerziteta u Beogradu.

Beograd, 05.05.2017.

Potpis doktoranta



Prilog 2

Izjava o korišćenju

Ovlašćujem Univerzitetsku biblioteku „Svetozar Marković“ da u Digitalni repozitorijum Univerziteta u Beogradu unese moju doktorsku disertaciju pod naslovom:

ANALIZA UTICAJA GEOMETRIJE I BIOMATERIJALANA INTEGRITET I
RADNI VEK REKONSTRUKTIVNIH ORTOPEDSIH PLOČICA

koja je moje autorsko delo.

Disertaciju sa svim priložima predala sam u elektronskom format pogodnom za trajno arhiviranje.

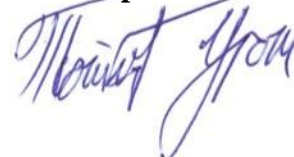
Moju doktorsku disertaciju pohranjenu u Digitalni repozitorijum Univerziteta u Beogradu mogu da koriste svi koji poštuju odredbe sadržane u odabranom tipu licence Kreativne zajednice (Creative Commons) za koju sam se odlučio.

1. Autorstvo
2. Autorstvo - nekomercijalno
3. Autorstvo – nekomercijalno – bez prerade
4. Autorstvo – nekomercijalno – deliti pod istim uslovima
5. Autorstvo – bez prerade
6. Autorstvo – deliti pod istim uslovima

(Molimo da zaokružite samo jednu od šest ponuđenih licenci, kratak opis licenci dat je na poleđini lista).

Beograd, 05.05.2017.

Potpis doktoranta



1. Autorstvo - Dozvoljavate umnožavanje, distribuciju i javno saopštavanje dela, i prerade, ako se navede ime autora na način određen od strane autora ili davaoca licence, čak i u komercijalne svrhe. Ovo je najslobodnija od svih licenci.
2. Autorstvo – nekomercijalno. Dozvoljavate umnožavanje, distribuciju i javno saopštavanje dela, i prerade, ako se navede ime autora na način određen od strane autora ili davaoca licence. Ova licenca ne dozvoljava komercijalnu upotrebu dela.
3. Autorstvo - nekomercijalno – bez prerade. Dozvoljavate umnožavanje, distribuciju i javno saopštavanje dela, bez promena, preoblikovanja ili upotrebe dela u svom delu, ako se navede ime autora na način određen od strane autora ili davaoca licence. Ova licenca ne dozvoljava komercijalnu upotrebu dela. U odnosu na sve ostale licence, ovom licencom se ograničava najveći obim prava korišćenja dela.
4. Autorstvo - nekomercijalno – deliti pod istim uslovima. Dozvoljavate umnožavanje, distribuciju i javno saopštavanje dela, i prerade, ako se navede ime autora na način određen od strane autora ili davaoca licence i ako se prerada distribuira pod istom ili sličnom licencom. Ova licenca ne dozvoljava komercijalnu upotrebu dela i prerada.
5. Autorstvo – bez prerade. Dozvoljavate umnožavanje, distribuciju i javno saopštavanje dela, bez promena, preoblikovanja ili upotrebe dela u svom delu, ako se navede ime autora na način određen od strane autora ili davaoca licence. Ova licenca dozvoljava komercijalnu upotrebu dela.
6. Autorstvo - deliti pod istim uslovima. Dozvoljavate umnožavanje, distribuciju i javno saopštavanje dela, i prerade, ako se navede ime autora na način određen od strane autora ili davaoca licence i ako se prerada distribuira pod istom ili sličnom licencom. Ova licenca dozvoljava komercijalnu upotrebu dela i prerada. Slična je softverskim licencama, odnosno licencama otvorenog koda.