Stabilnost osteosinteze pločicama kod prijeloma distalnog humerusa

Maričić, Hrvoje

Master's thesis / Diplomski rad

2015

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Zagreb, Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture / Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje**

Permanent link / Trajna poveznica: https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:235:610224

Rights / Prava: In copyright / Zaštićeno autorskim pravom.

Download date / Datum preuzimanja: **2024-04-25**

Repository / Repozitorij:

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

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Hrvoje Maričić

Zagreb, 2015.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Mentor: Student:

Prof. dr. sc. Janoš Kodvanj, dipl. ing. Hrvoje Maričić

Zagreb, 2015.

Izjavljujem da sam ovaj rad izradio samostalno koristeći stečena znanja tijekom studija, opremu Laboratorija za eksperimentalnu mehaniku Fakulteta strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu te literaturu navedenu na kraju ovog rada.

Zahvaljujem se mentoru prof. dr. sc. Janošu Kodvanju na stručnom vođenju, kvalitetnim savjetima i nesebičnoj pomoći tijekom izrade rada. Također zahvaljujem asistentima Martinu Surjaku mag.ing.mech., Frani Pamukoviću mag.ing.mech. i dr.sc. Zvonimiru Tomičeviću na savjetima i pomoći pri eksperimentalnim i numeričkim ispitivanjima. Zahvalu dugujem i laborantu Gordanu Plačku koji je svojim znanjem i savjetima pomogao u provedbi eksperimentalnih ispitivanja.

Također zahvaljujem svojoj obitelji, djevojci Heleni i prijateljima na strpljenju i bezuvjetnoj podršci tijekom studiranja te izrade ovog diplomskog rada.

Hrvoje Maričić

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE
Središnje povjerenstvo za završne i diplomske ispite
Povjerenstvo za diplomske ispite studija strojarstva za smjerove:
procesno-energetski, konstrukcijski, brodostrojarski i inženjersko modeliranje i računalne simulacije

Sveučilište u Zagrebu Fakultet strojarstva i brodogradnje	
Datum	Prilog
Klasa:	
Ur.broj:	

DIPLOMSKI ZADATAK

Student: **Hrvoje MARIČIĆ** Mat. br.: 0035177782

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Stabilnost osteosinteze pločicama kod prijeloma distalnog humerusa**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Stability of fixation of distal humerus fracture using plates**

Opis zadatka:

Starenjem stanovništva znatan je porast broja osteoporotičnih prijeloma, a kod određenog broja javljaju se postoperativne komplikacije čime liječenje postaje dugotrajno i skupo. Unatoč poboljšanju operacijske tehnike, uvođenju novih implantata, broj pseudoartroza i loše sraslih prijeloma distalnog humerusa je značajan, osobito kod osoba starije životne dobi. Adekvatna biomehanička stabilnost osteosinteze i očuvanje vaskularizacije ulomaka osigurava brže zaraštavanje i rano postoperativno razgibavanje lakatnog zgloba. Prijelomi distalnog humerusa se danas uglavnom liječe s dvije rekonstruktivne pločice u paralelnoj ili perpendikularnoj konfiguraciji.
U radu je potrebno ispitati biomehaničku stabilnost osteosinteze s dvije rekonstruktivne pločice u paralelnoj konfiguraciji i s novokonstruiranom pločicom na zaključavanje. Ispitivanja provesti za ekstraartikularni prijelom distalnog humerusa na umjetnim osteoporotičnim modelima kosti s osteotomijom u području distalne dijafize.
Tijekom rada potrebno je:

1. Upoznati se s radom kidalice i optičkog mjernog sustava Aramis.
2. Odrediti pomake modela koštanih ulomaka na mjestu prijeloma. Ispitivanja provesti za slučaj aksijalnog i bočnog opterećenja te savijanja. Iznose opterećenja odabrati tijekom same provedbe mjerenja.
3. U programskom paketu Abaqus za različite oblike frakturne pukotine odrediti pomake koštanih ulomaka kod osteosinteze rekonstruktivnim pločicama u paralelnoj i perpendikularnoj konfiguraciji i novokonstruiranom pločicom pri statičkom aksijalnom i bočnom opterećenju te savijanju. Koštane ulomke modelirati kao izotropna i homogena tijela.

U radu navesti korištenu literaturu i eventualno dobivenu pomoć.

Zadatak zadan:	Rok predaje rada:	Predviđeni datumi obrane:
7. svibnja 2015.	9. srpnja 2015.	15., 16. i 17. srpnja 2015.

Zadatak zadao:
Prof. dr. sc. Janoš Kodvanj

Predsjednica Povjerenstva:
Prof. dr. sc. Tanja Jurčević Lulić

SADRŽAJ

SADRŽAJ I
POPIS SLIKA III
POPIS TABLICA VI
POPIS OZNAKA VII
SAŽETAK VIII
SUMMARY IX
1. UVOD 1
2. KOŠTANI SUSTAV ČOVJEKA 2
2.1. Građa kosti 3
2.2. Oblici i podjela kostiju 5
2.3. Nadlaktična kost 6
2.3.1. Distalni humerus 6
2.3.2. Prijelomi distalnog humerusa 7
2.3.3. AO-klasifikacija prijeloma distalnog humerusa 8
2.4. Osteoporoza 10
2.5. Mehanika loma kostiju 10
3. OSTEOSINTEZA 11
3.1. Koštano cijeljenje 11
3.2. Osteosinteza pločicom 12
3.3. Vrste osteosintetskih pločica 13
3.4. Biomehanički problemi osteosinteze pločicom kod osteoporotičnih prijeloma 14
3.5. Pločice na zaključavanje 15
3.6. Biomehanička stabilnost pločice na zaključavanje 16
3.7. Biomehaničke studije prijeloma distalnog humerusa 18
4. MATERIJALI I METODE 19
4.1. Numeričko ispitivanje računalnim simulacijama 19
4.1.1. Opis numeričkog modela 21
4.1.2. Aksijalno opterećenje 24
4.1.3. Savojno opterećenje 26
4.1.4. Bočno opterećenje 27
4.1.5. Generiranje mreže konačnih elemenata 28
4.2. Eksperimentalno ispitivanje 29
4.2.1. Umjetni osteoporotični model humerusa 29
4.2.2. Ispitivane pločice i vijci 30
4.2.3. Priprema ispitnih modela 32
4.2.4. Umaralica Walter + Bai 35
4.2.5. Optički mjerni sustav Aramis 36
4.2.6. Pozicioniranje ispitnih modela 39
4.2.7. Rezultati statičkih ispitivanja 41
4.2.8. Provedba eksperimentalnog ispitivanja 42

5. REZULTATI 44
5.1. Rezultati računalnih simulacija 44
5.2. Analiza rezultata računalnih simulacija 48
5.3. Rezultati eksperimentalnih ispitivanja 49
5.3.1. Rezultati ispitivanja pri bočnom opterećenju 49
5.3.2. Rezultati ispitivanja pri savojnom opterećenju 53
5.3.3. Rezultati ispitivanja pri aksijalnom opterećenju 56
5.3.4. Analiza rezultata eksperimentalnog ispitivanja 59
6. ZAKLJUČAK 62
LITERATURA 64
PRILOZI 66

POPIS SLIKA

Slika 1. Presjek i građa kosti – humerus ... 3
Slika 2. Distalni humerus: a) prednji pogled, b) stražnji pogled ... 7
Slika 3. AO-klasifikacija prijeloma distalnog humerusa [9] ... 9
Slika 4. Hansmannova osteosintetska pločica i pritezni vijci [12] ... 12
Slika 5. Osteosintetske pločice ... 13
Slika 6. Sustav zaključavanja tvrtke Synthes [16] ... 15
Slika 7. Očuvanost cirkulacije kod: a) konvencionalnih kompresijskih pločica i b) pločica na zaključavanje [18] ... 16
Slika 8. Cijeljenje prijeloma i biomehanička stabilnost [19] ... 17
Slika 9. Digitalizirani 3D model distalnog humerusa [19] ... 20
Slika 10. 3D CAD model novokonstruirane Y pločice na zaključavanje [19] ... 20
Slika 11. Numerički modeli osteosinteze: a) model s dvije rekonstrukcijske pločice u paralelnoj konfiguraciji, b) model s dvije rekonstrukcijske pločice u perpendikularnoj konfiguraciji, c) model s novokonstruiranom Y pločicom ... 22
Slika 12. Različite vrste frakturnih pukotina: a) ravna frakturna pukotina, b) anteriorna frakturna pukotina, c) radijalna frakturna pukotina ... 23
Slika 13. Rubni uvjeti i opterećenje pri aksijalnoj kompresiji ... 25
Slika 14. Aksijalno opterećenje: a) ulnarni kondil, b) radijalni kondil ... 25
Slika 15. Rubni uvjeti i opterećenje pri savijanju ... 26
Slika 16. Savojno opterećenje: a) ulnarni kondil, b) radijalni kondil ... 26
Slika 17. Rubni uvjeti i bočno opterećenje računalnih modela ... 27
Slika 18. Bočno opterećenje – mjesto opterećenja na dijelu radijalnog kondila ... 27
Slika 19. Mrežna konačnih elemenata na modelu s dvije rekonstrukcijske pločice u paralelnoj konfiguraciji ... 28
Slika 20. Umjetni modeli distalnog humerusa: a) osteoporotična kost, b) neosteoporotična kost ... 29
Slika 21. Rekonstrukcijska pločica 3,5 mm ... 30
Slika 22. Kortikalni vijak promjera 3,5 mm ... 30
Slika 23. LCP pločica 2,5 mm ... 31
Slika 24. Titanski samonarezujući vijak ... 31
Slika 25. Novokonstruirana Y pločica ... 31
Slika 26. Umjetni osteoporotični distalni humerus – stanje po osteotomiji ... 32
Slika 27. Osteosinteza s dvije rekonstrukcijske pločice u paralelnoj konfiguraciji ... 32
Slika 28. Osteosinteza s dvije LCP pločice u paralelnoj konfiguraciji ... 33
Slika 29. Osteosinteza s novokonstruiranom Y pločicom ... 33
Slika 30. Model distalnog humerusa postavljen u napravi za fiksiranje i zaliven PMMA smjesom ... 33
Slika 31. Preporučeni uzorci rastera za različite veličine mjerne površine [27] ... 34
Slika 32. Kontrolni uzorak s nanesenim rasterom na anteriornoj strani ... 34
Slika 33. Umaralica Walter+Bai LFV 50-HH ... 35
Slika 34. Optički mjerni sustav Aramis 4M [27] ... 36
Slika 35. Faseta veličine 15 x 15 s dva preklapajuća piksela [27] ... 37
Slika 36. Postupak kalibracije mjernog sustava ... 37
Slika 37. Parametri sustava ovisno o odabiru mjernog volumena [27] ... 38

Slika 38. Parametri potrebni za kalibraciju sustava ovisno o odabranom mjernom volumenu [27] 39
Slika 39. Eksperimentalno ispitivanje pri postraničnom (bočnom opterećenju) 40
Slika 40. Eksperimentalno ispitivanje pri savojnom opterećenju 40
Slika 41. Eksperimentalno ispitivanje pri aksijalnom opterećenju 41
Slika 42. Dijagram statičkog aksijalnog opterećenja kod modela s Y pločicom [19] 42
Slika 43. Trokutasti oblik opterećenja (bočno ispitivanje) 43
Slika 44. Pomaci kontrolnog modela s dvije rekonstrukcijske pločice u paralelnoj konfiguraciji s anteriornom pukotinom pri bočnom opterećenju 44
Slika 45. Pomaci kontrolnog modela s dvije rekonstrukcijske pločice u paralelnoj konfiguraciji s ravnom paralelnom pukotinom pri bočnom opterećenju 45
Slika 46. Pomaci kontrolnog modela s dvije rekonstrukcijske pločice u paralelnoj konfiguraciji s radijalnom pukotinom pri bočnom opterećenju 45
Slika 47. Ukupni maksimalni pomaci distalnog kraja kontrolnih i ispitnih modela 46
Slika 48. Točka A na distalnom rubu frakturne pukotine 46
Slika 49. Pomaci u točki A na distalnom rubu frakturne pukotine 47
Slika 50. Maksimalni i minimalni pomaci distalnog kraja kontrolnog modela 1 s LCP pločicama 49
Slika 51. Maksimalni i minimalni pomaci distalnog kraja kontrolnog modela 1 s rekonstrukcijskim pločicama 50
Slika 52. Maksimalni i minimalni pomaci distalnog kraja ispitnog modela 1 s novokonstruiranom Y pločicom 50
Slika 53. Promjena duljine frakturne pukotine kontrolnog modela 1 s LCP pločicama 51
Slika 54. Promjena duljine frakturne pukotine kontrolnog modela 1 s rekonstrukcijskim pločicama 52
Slika 55. Promjena duljine frakturne pukotine ispitnog modela 1 s novokonstruiranom Y pločicom 52
Slika 56. Maksimalni i minimalni pomaci distalnog kraja kontrolnog modela 1 s LCP pločicama 53
Slika 57. Maksimalni i minimalni pomaci distalnog kraja kontrolnog modela 1 s rekonstrukcijskim pločicama 53
Slika 58. Maksimalni i minimalni pomaci distalnog kraja ispitnog modela 1 s novokonstruiranom Y pločicom 54
Slika 59. Promjena duljine frakturne pukotine kontrolnog modela 1 s LCP pločicama 54
Slika 60. Promjena duljine frakturne pukotine kontrolnog modela 1 s rekonstrukcijskim pločicama 55
Slika 61. Promjena duljine frakturne pukotine ispitnog modela 1 s novokonstruiranom Y pločicom 55
Slika 62. Maksimalni i minimalni pomaci distalnog kraja kontrolnog modela 1 s LCP pločicama 56
Slika 63. Maksimalni i minimalni pomaci distalnog kraja kontrolnog modela 2 s rekonstrukcijskim pločicama 56
Slika 64. Maksimalni i minimalni pomaci distalnog kraja ispitnog modela 1 s novokonstruiranom Y pločicom 57
Slika 65. Promjena duljine frakturne pukotine kontrolnog modela 1 s LCP pločicama 57
Slika 66. Promjena duljine frakturne pukotine kontrolnog modela 1 s rekonstrukcijskim pločicama 58
Slika 67. Promjena duljine frakturne pukotine ispitnog modela 2 s novokonstruiranom Y pločicom 58

Slika 68. Srednje vrijednosti promjene duljine pukotine pri bočnom opterećenju ispitnih i kontrolnih modela..... 59
Slika 69. Srednje vrijednosti promjene duljine pukotine pri savojnom opterećenju ispitnih i kontrolnih modela..... 60
Slika 70. Srednje vrijednosti promjene duljine pukotine pri aksijalnom opterećenju ispitnih i kontrolnih modela 60

POPIS TABLICA

Tablica 1. Svojstva materijala 24
Tablica 2. Broj konačnih elemenata i broj čvorova za pojedini model 28
Tablica 3. Karakteristike rekonstrukcijskih pločica 30
Tablica 4. Karakteristike LCP pločica 31
Tablica 5. Karakteristike novokonstruirane Y pločice 32
Tablica 6. Odabrani parametri opterećivanja za dinamičko ispitivanje 42
Tablica 7. Maksimalna ekvivalentna naprezanja u kostima i pločicama kontrolnih i ispitnih modela 47
Tablica 8. Srednje vrijednosti promjene duljine pukotine Δl 59

POPIS OZNAKA

Oznaka	Jedinica	Opis
E	N/mm^2	modul elastičnosti
F	N	sila opterećenja
Δl	mm	promjena duljine frakturne pukotine
t	s	vrijeme
U	mm	ukupni pomak
v	mm/s	brzina opterećivanja
α	°	kut između kamera optičkog mjernog sustava
ν		Poissonov faktor

SAŽETAK

Konstantni razvoj tehnologije, samim time i medicine doveo je do povećanja prosječne životne dobi te razine aktivnosti starije populacije. Međutim, osteoporoza, kao jedna od najučestalijih bolesti predstavlja značajan problem u kvaliteti života osoba starije životne dobi. Osteoporoza je bolest koštanog tkiva koju karakterizira smanjenje koštane gustoće, deformiteti njene strukture te nedostatna mineralizacija kosti što u konačnici rezultira smanjenjem čvrstoće i elastičnosti te povećavanjem mogućnosti prijeloma kosti.

Unatoč poboljšanju operacijske tehnike, uvođenju novih implantata, broj pseudoartroza i loše sraslih prijeloma distalnog humerusa kod osoba starije životne dobi je i dalje prisutan. Upravo zbog toga, liječenje ovih prijeloma ima sve veći značaj. Adekvatna biomehanička stabilnost osteosinteze i očuvanje vaskularizacije ulomaka osigurava brže zaraštavanje i rano postoperativno razgibavanje lakatnog zgloba.

U ovom radu je eksperimentalno i numerički ispitana biomehanička stabilnost osteosinteze s dvije rekonstruktivne pločice u paralelnoj konfiguraciji, dvije LCP pločice u paralelnoj konfiguraciji i s novokonstruiranom pločicom na zaključavanje. Za provedbu eksperimentalnog ispitivanja koristili su se umjetni osteoporotični modeli kosti distalnog humerusa s ekstraartikularnim prijelomom u području distalne dijafize. Eksperimentalnim ispitivanjima određeni su pomaci koštanih ulomaka na mjestu prijeloma pomoću bezkontaktnog optičkog mjernog sustava Aramis. Numeričko ispitivanje je provedeno u programskom paketu Abaqus pri istim statičkim opterećenjima kao i kod eksperimentalnog ispitivanja.

Ključne riječi: biomehanika, biomehanička stabilnost, distalni humerus, osteosinteza, pločica na zaključavanje

SUMMARY

The constant development of technology, and consequently medicine, has led to an increase in the average age and activity level of elderly population. However, osteoporosis, one of the most common diseases of the elderly population, represents a serious problem affecting their life quality. Osteoporosis is a bone disease which is characterized by descreased bone density, deformity of its structure and lack of bone mineralization, which ultimately results in a decrease in the bone strength and elasticity and in an increased chance of bone fracture.

Despite the improvement of surgical techniques and introduction of new implants, there is still a number of badly healed fractures of the distal humerus in elderly people. Because of this, the treatment of fractures is of increasing importance. Adequate biomechanical stability of osteosynthesis and preserved vascularization of fragments provide faster healing and early postoperative exercise of elbow joint.

In this study, biomechanical stability of osteosynthesis with locking plates for distal humerus in static and cyclic loading was tested. Artificial distal humerus bone models with reconstructive, LCP and newly designed plates were used for experimental tests. At the site of the fracture, displacements of bone fragments were measured using the non-contact optical measuring system Aramis. Numerical tests were carried out with the same static loads as in the experimental tests using the Abaqus software package.

Key words: biomechanics, biomechanical stability, distal humerus, osteosynthesis, compression locking plate

1. UVOD

U proteklih nekoliko desetljeća svjedoci smo značajnog razvoja tehnologije, medicine i znanosti općenito. Povećanje životnog standarda uslijed spomenutog razvoja dovelo je do veće prosječne očekivane životne dobi. Uz smanjenu stopu nataliteta i povećanu prosječnu očekivanu dob, broj osoba starije životne dobi je sve veći. Ovaj proces se demografskim riječnikom naziva *starenjem stanovništva* i po definiciji podrazumijeva povećanje broja stanovnika starijih od 65 godina u ukupnom stanovništvu [1].

Starenjem stanovništva dolazi do značajnog porasta populacije zahvaćene osteoporozom. Osteoporoza se najčešće definira kao bolest koju karakterizira smanjenje koštane mase i poremećaj strukture kosti, što rezultira manjom čvrstoćom i elastičnošću te dovodi do povećane učestalosti prijeloma. Najčešća mjesta prijeloma kod osteoporoze su kukovi, kralješci i prijelomi distalnog radijusa. Prijelomi distalnog humerusa nisu tako učestali kao ranije navedeni prijelomi, međutim zbog postoperativnih komplikacija, u medicinskoj praksi liječenje ovih prijeloma ima velik značaj [2]. Unatoč poboljšanju operacijske tehnike, uvođenju novih implantata, broj pseudoartroza i loše sraslih prijeloma je i dalje prisutan. Danas se takvi prijelomi uglavnom liječe osteosintezom s dvije rekonstruktivne pločice u paralelnoj ili perpendikularnoj konfiguraciji. Osteosinteza je operativni postupak u kojem se spajaju fragmenti slomljene kosti. Postupak uključuje otvorenu repoziciju i unutarnju fiksaciju pločicama i vijcima. Cilj osteosinteze je ostvariti što bolju biomehaničku stabilnost na mjestu loma u uvjetima opterećenja jer će prijelom najbolje zacijeliti ukoliko su sile ispravno raspodijeljene i cirkulacija što je moguće više očuvana [3]. Pokazalo se, da u odnosu na konvencionalne pločice, osteosintetske pločice na zaključavanje (LCP – *Locking compression plates*) daju bolje rezultate jer osiguravaju veću biomehaničku stabilnost koštanih ulomaka što rezultira boljim cijeljenjem prijeloma i bržim oporavkom bolesnika.

U ovom radu je eksperimentalno i numerički ispitivana biomehanička stabilnost osteosinteze s dvije rekonstruktivne pločice u paralelnoj konfiguraciji i s novokonstruiranom pločicom na zaključavanje kod ekstraartikularnog prijeloma distalnog humerua. Eksperimentalna ispitivanja su provedena na umjetnim osteoporotičnim modelima kosti distalnog humerusa s osteotomijom u području distalne dijafize. Također je provedeno i numeričko ispitivanje metodom konačnih elemenata u programskom paketu Abaqus.

2. KOŠTANI SUSTAV ČOVJEKA

Koštani sustav čovjeka ili kostur je skup svih kostiju koji se nalazi u ljudskom tijelu, te zajedno s mišićima čini lokomotorni sustav. Pasivni dio tog sustava čine kosti sa zglobovima te omogućuju kretnje pojedinih dijelova tijela. Aktivni dio su mišići koji pomoću tetiva skraćenjem ili kontrakcijom dovode do pokreta.

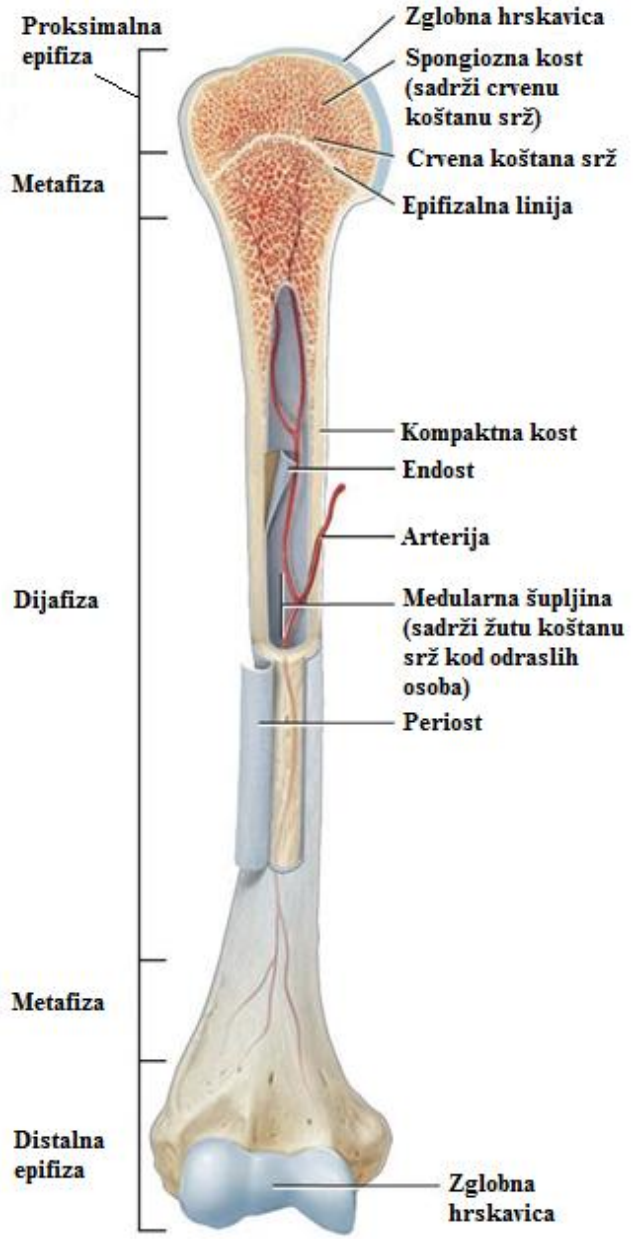
Kosti (lat. *Os*) su po svojoj fizičkoj i kemijskoj strukturi najznačajniji i najdjelotvorniji organi. Krute su i čvrste te čine unutarnji kostur čovjeka ili endoskelet – čvrsto potporno tkivo koje podupire cijelu tjelesnu strukturu, održava oblik tijela te mu daje čvrstoću. Iako su iznimno čvrste, kosti su u unutrašnjosti šuplje te čine oko 14% ukupne tjelesne mase prosječnog čovjeka. Koštano tkivo je vrsta gustog vezivnog tkiva koja čini kompleksnu unutarnju i vanjsku strukturu kosti. Može se smatrati tvrdim i laganim anizotropnim kompozitnim materijalom čiju koštanu matricu čine fosfor i kalcij u obliku hidroksiapatita te organske tvari u obliku kolagena i nevlaknastih proteina [4].

Nekoliko je glavnih funkcija kosti, a najbitnija je zaštita unutarnjih organa (lubanja i kralježnica štite mozak i moždinu, rebra organe prsnog koša i sl.). Druga glavna funkcija je da daju oblik, veličinu i potporu tijelu te omogućavaju kretanje. Također, kosti su krvotvorni organi jer sadrže crvenu koštanu srž u kojoj se stvaraju krvne stanice. Još se nazivaju i spremnicima minerala – kalcija i fosfata koji su nužni za rad tjelesnih stanica i daju tvrdoću kostima. Ukoliko dođe do povrede ili prijeloma, kosti se obnavljaju. Zato se kosti smatraju aktivnim živim tkivom u ljudskom organizmu [4].

Ovisno o različitim faktorima i opterećenjima kosti imaju sposobnost funkcionalne adaptacije koju opisuje Wolffov zakon koji kaže da će se kost zdrave osobe prilagoditi opterećenju kojem je podvrgnuta. Konkretno, ako je stupanj opterećenja kosti povećan, dolazi do povećanja koštane mase, dok u suprotnom dolazi do smanjenja koštane mase [4].

2.1. Građa kosti

Kosti se mogu smatrati tvrdim i laganim anizotropnim materijalom. Koštano tkivo čini tvrda stanična mineralizirana tvar ili koštani matriks koji se sastoji od 65% anorganske tvari koju čine kalcij i fosfor u obliku hidroksiapatita i 35% organske tvari koju čine kolagen tipa I i nevlaknasti proteini. Tijekom starenja i ovisno o načinu života taj se omjer mijenja. Starenjem se smanjuje udio organske tvari čime kosti postaju manje elastične i krhke, te su sklonije prijelomima i povredama [4].



Slika 1. Presjek i građa kosti – humerus

Prema slici 1, kost se može podijeliti na nekoliko dijelova:

- epifiza
- dijafiza
- metafiza.

Na krajevima kostiju se nalaze zadebljani dijelovi – epifize, a središnji dio kosti – dijafiza, je šuplja i ispunjena koštanom srži. Ovisno o položaju na tijelu postoji proksimalna epifiza koja je bliža tijelu i distalna epifiza koja je bliža kraju ekstremiteta. Između epifiza i dijafize je metafiza.

Makroskopski gledano, kost se sastoji od dvaju različitih vrsta koštanog tkiva:

- kompaktnog
- spužvastog.

Prvo je zbijeno, gusto koštano tkivo koje se naziva kompaktna (kortikalna) kost. Makroskopski gledano nema prisutnih šupljina, a poroznost mu je 5 - 30%. Kompaktna kost izgrađuje površinski sloj kostiju te u cijelosti tvori stijenku trupa dugih kosti.

Drugo je spužvasto koštano tkivo, nazvano još i spužvasta (trabekularna) kost. Tvore ju mnogobrojne međusobno povezane koštane gredice koje čine stijenku punu međusobno povezanih šupljina u kojima se nalazi koštana srž. Spužvasta tvar se nalazi u kratkim i pločastim kostima, te u krajevima dugih kostiju.

Kost obavija periost ili pokosnica – čvrsta vezivna ovojnica koja oblaže vanjsku površinu svake kosti, osim u području zglobne hrskavice. Periost ima nekoliko uloga bitnih za kosti, a to su:

- prehranjivanje kosti
- važan je za rast i cijeljenje kosti nakon prijeloma
- bogato je prokrvljen i osjetno inerviran.

Zbog ovih navedenih stavki vezanih uz periost, vidiljivo je da je vrlo bitno da se prilikom osteosinteze periost što je moguće više očuva zbog boljeg i bržeg cijeljenja prijeloma.

S unutarnje strane kosti obavija endost – vezivna ovojnica jednake funkcije kao i periost, ali znatno nježnije građe.

2.2. Oblici i podjela kostiju

Tokom embrionalnog razvoja većina kostiju je u formi hrskavice, osim plosnatih kostiju koje se razvijaju iz vezivnog tkiva. Tokom vremena, hrskavično tkivo se postupno pretvara u koštano tkivo djelovanjem tvorbenih koštanih stanica – osteoblasta. Kosti u dužinu rastu u prosjeku do 23. godine života te nakon toga samo rastu u širinu. Odrasla osoba ima 206 kostiju i one se prema obliku dijele na:

- cijevaste ili duge kosti
- kratke kosti
- pločaste kosti
- nepravilne kosti
- sezamske (sezamoidne) kosti.

Cijevaste ili duge kosti su dugačke kosti u obliku cijevi. Stijenku dugih kosti tvori kompaktna kost što im omogućuje prenošenje velikih sila uz manju vlastitu težinu. Imaju veliku otpornost na savijanje. Krajevi ili epifize su površinski građeni od tankog sloja kompaktne tvari, a unutarnji dio je izgrađen od spužvaste tvari u čijim je šupljinama koštana srž. Većina kosti ruku i nogu su duge kosti (npr. *femur, tibia, humerus*) [4].

Kratke kosti su najčešće četverokutnog oblika. Razvijaju se iz hrskavice i počinju se okoštavati nakon rođenja. Cijeli površinski dio tvori kompaktna tvar, a cijelu unutrašnjost ispunjava spužvastva tvar. Nalaze se na mjestima na kojima uglavnom djeluju tlačne sile, a to su kosti zapešća, skočnog zgloba i trup kralješka [4].

Pločaste kosti su tanke kosti s dvjema paralelnim površinama. Izgrađene su od triju slojeva kompaktne tvari između kojih je spužvasta tvar. Funkcije pločastih kostiju su da zaštite sadržaj određenih tjelesnih šupljina (npr. kosti lubanje) te su velike površine ovih kostiju polazišta mišića (npr. lopatica) [4].

Nepravilne kosti su kosti nepravilna, neodređena oblika. Površinu ovih kostiju izgrađuje tanki sloj kompaktne tvari, a unutrašnjost je ispunjena spužvastom tvari. U ovu skupinu spadaju kralješci, pojedine kosti lubanje i zdjelična kost [4].

Sezamske ili sezamoidne kosti su kratke kosti koje se nalaze u tetivama pojedinih mišića. Funkcija im je udaljiti tetivu od zgloba, povećavajući kut između tetive i kosti, kako bi mišić učinkovitije obavljao svoju funkciju. Najveća sezamska kost je iver (*patella*) koja se nalazi u sklopu koljenog zgloba [4].

2.3. Nadlaktična kost

Nadlaktična kost, *humerus*, najveća je kost gornjeg dijela tijela i treća kost po veličini u tijelu. Uzglobljena je s lopaticom u glenohumeralnom zglobu (rame) i s palčanom i lakatnom kosti u lakatnom zglobu. Proksimalni kraj humerusa ima glavu, dva vrata – anatomski i kiruški, veliku i malu izbočinu. Okrugla glava humerusa uzglobljuje se sa zglobnom površinom lopatice i njen oblik omogućuje veliki raspon pokreta ruke. Anatomski vrat označava mjesto vezanja glenohumeralne zglobne čahure. Kiruški vrat humerusa je usko područje distalno od glave i izbočina te je često mjesto prijeloma proksimalnog humerusa. Trup humerusa ima dvije uočljive osobine: hrapavost u obliku slova V lateralno i plitki žlijeb na stražnjoj strani u kojem radijalni živac i duboka arterija ruke leže kada prolaze prema ruci. Dugi i čvrsti trup humerusa omogućuje pružanje ruke i čini čvrstu polugu pri podizanju predmeta [4].

2.3.1. Distalni humerus

Distalni kraj humerusa uključuje zglobni valjak, glavicu, udubine za olekranon i koronoidni nastavak lakatne kosti i radijalnu udubinu (Slika 2). Sve to čini kondil humerusa. Kondil ima dvije zglobne površine - glavica nadlaktične kosti nalazi se lateralno i sprijeda te ima konveksnu zglobnu površinu za artikuliranje s konkavnom zglobnom plohom glavice radijusa te valjkasta trohleja koja se nalazi medijalno od glavice humerusa koja artikulira s proksimalnom ulnom. I glavica i trohleja humerusa pokrivene su slojem hrskavice. Na stražnjoj strani iznad trohleje nalaze se dvije udubine koje čine kondil poprilično tankim između epikondila. Koronoidna udubina sprijeda prihvaća koronoidni nastavak lakatne kosti pri pregibanju podlaktice. Straga se nalazi udubina za olekranon u koju ulazi pri ispružanju podlaktice. Iznad glavice nadlatkične kosti na prednjoj strani također se nalazi udubina za glavu radijusa, u koju glava palčane kosti ulazi kada je podlaktica u potpunoj fleksiji.

S mehaničkog gledišta lakat se ubraja u složene zglobove ljudskog tijela. To je intermedijarni zglob gornjeg ekstremiteta koji čini vezu između nadlaktice i podlaktice te omogućuje šaci, uz funkciju ramena i lopatice, postizanje svih položaja u prostoru. Pokretna podlaktica ima veliko značenje u mehanizmu djelovanja ruke jer njezina pokretljivost trostruko povećava pokretljivost cijele ruke [4].

Slika 2. Distalni humerus: a) prednji pogled, b) stražnji pogled

2.3.2. Prijelomi distalnog humerusa

Prijelomi distalnog humerusa kod odraslih osoba su razmjerno rijetki, s učestalošću od dva do šest posto svih prijeloma. Najčešće se pojavljuju kod mlađih aktivnih osoba i žena visoke dobi, uz tendenciju povećanja broja osteoporotičnih prijeloma. Robinson navodi da se godišnje radi o 5,7 prijeloma na 100 000 stanovnika starijih od 12 godina [5].

Najčešći je prijelom dijafize humerusa kod žena u dobi iznad 60 godina te muškaraca između 20 i 30 godina. Prema lokalizaciji uglavnom nastaju u području srednje trećine dijafize (oko 60%), rjeđe u području gornje trećine dijafize (oko 30%), a najrjeđi su u području distalne trećine dijafize humerusa (oko 10%). Prema AO-klasifikaciji prijeloma najčešći su prijelomi tipa A (oko 65%), rjeđi tipa B (oko 25%), a najrjeđi su prijelomi tipa C (oko 10%) [6]. Incidencija je oko 15 slučajeva na 100 000 stanovnika, a raste nakon dobi od 60 godina na 80 do 100 slučajeva na 100 000 stanovnika godišnje.

Mehanizam povreda je različit kod grupa pacijenata ovisno o dobi. Kod starijih osoba nastaju zbog običnog pada i djelovanja manje sile, a kod mlađih su rezultat djelovanja velikih sila u slučaju prometnih nesreća, pada s visine ili traume u industriji [7].

2.3.3. AO-klasifikacija prijeloma distalnog humerusa

Najčešća korištena klasifikacija prijeloma distalnog humerusa je AO-klasifikacija [8].

Podjela prijeloma distalnog humerusa prema AO-klasifikaciji:

A – Ekstraartikularni prijelomi:

1. apofizalni prijelomi
2. metafizarni jednostavni
3. metafizarni multifragmentalni

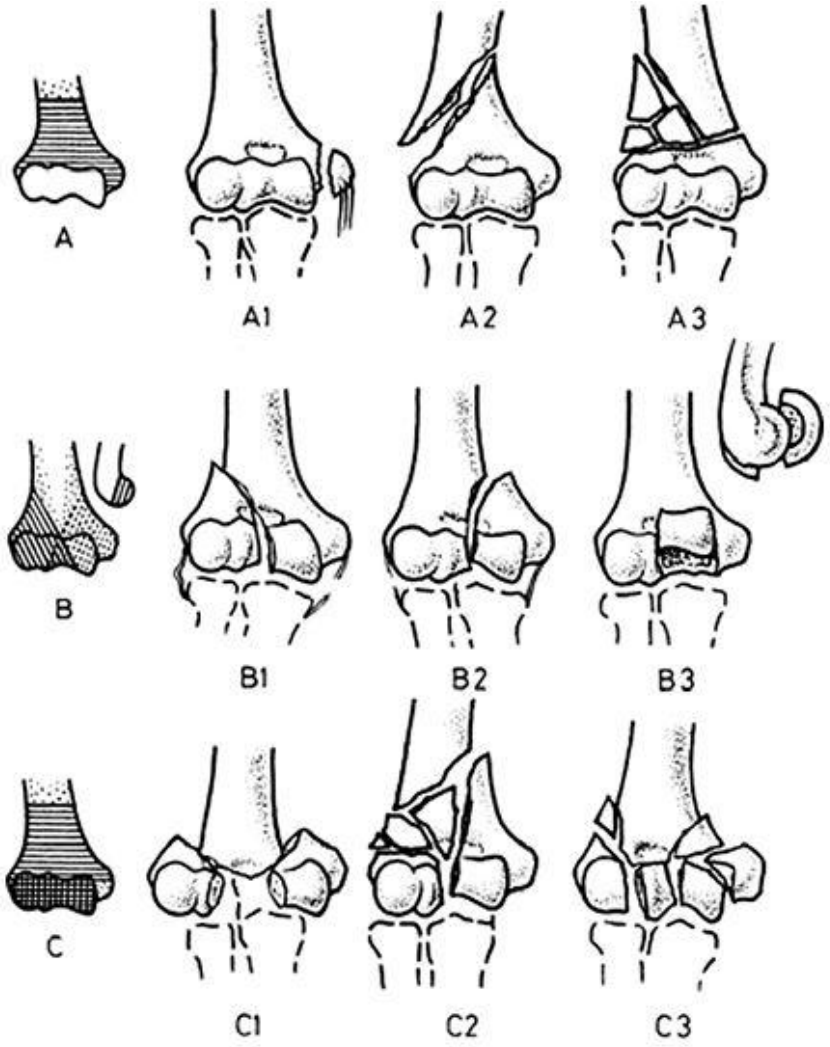
B – Parcijalni artikularni

1. sagitalni lateralni kondil
2. sagitalni medijalni kondil
3. frontalni

C – kompletni artikularni prijelomi

1. artikularni jednostavni, metafizarni jednostavni
2. artikularni jednostavni, metafizarni multifragmentalni
3. artikularni multifragmentalni.

AO-klasifikacija prijeloma sastoji se od alfanumeričkog sustava i podjele prijeloma prema stupnju zahvaćenosti ili nezahvaćenosti područje artikulacijske plohe. Na slici 3 je slikovno prikazana AO-klasifikacija prijeloma distalnog humerusa.



Slika 3. AO-klasifikacija prijeloma distalnog humerusa [9]

U ovom radu bit će riječi o stabilnosti osteosinteze pločicama kod prijeloma ekstaartikularnih multifragmentalnih dijelova distalnog humerusa sa širenjem na prijelome distalne dijafize humerusa ili bez toga širenja. Prema AO-klasifikaciji ti se prijelomi klasificiraju kao A1, A2, A3 prijelomi ili C3 u kombinaciji s A3 prijelomima.

Prijelomi iz A i B skupina prema AO-klasifikaciji se liječe uglavnom vanjskom fiksacijom, dok se prijelomi iz C skupine liječe unutarnjom fiksacijom fragmenata osteosintetskim pločicama.

2.4. Osteoporoza

Osteoporoza je sustavna metabolička bolest koju karakterizira smanjena koštana masa i promjene u mikroarhitekturi, što povećava lomljivost kosti te samim time raste rizik od prijeloma [10]. Čimbenici nastanka osteoporoze mogu se podijeliti na genetske i okolinske. Strukturalna osnova kostiju određena je prije rođenja, oblikuje se u razdoblju koštanog rasta, a očituje se u odrasloj dobi tijekom starenja. Kod osteoporoze je koštano tkivo krhko, smanjene gustoće i promjenjene građe trabekula. Takve kosti su manje podložne deformacijama, imaju znatno manji modul elastičnosti što uslijed traume može dovesti do prijeloma kosti.

Predviđanja su da će 2050. godine biti više od 133 milijuna ljudi starijih od 65 godina. U Hrvatskoj je 2005. bilo oko 27 posto stanovnika u dobi iznad 60 godina. Kod starijih osoba osteoporotični prijelomi su česti te zbog komplikacija nakon prijeloma može doći i do smrti. Produljenjem životnog vijeka stanovništva, tj. starenjem populacije, drastično raste broj oboljelih od osteoporoze. U 2000. godini troškovi liječenja osteoporotičnih prijeloma u Europi iznosili su 31,7 milijardi eura, a procjenjuje se da će do 2050. godine narasti na 76,7 milijardi eura [11].

2.5. Mehanika loma kostiju

Ljudsko tijelo je svakodnevno izloženo različitim opterećenjima – vlačno, tlačno, savijanje, smicanje, uvijanje, međutim, najčešće je stvarno opterećenje kombinacija prethodno navedenih. Prijelomi nastaju kao posljedica jednokratnog djelovanja velike sile na zdravu kost ili dinamičkog djelovanja manjih sila – prijelomi uslijed zamora.

Savijanje je najčešći mehanizam koji dovodi do loma dugih cjevastih kostiju. Tlačna sila djeluje na strani veće zakrivljenosti, a vlačna na drugoj strani manje zakrivljenosti. Kost se savija u točki najjačeg djelovanja sile te dolazi do loma. Kosti općenito podliježu više tlačnim opterećenjima te su sukladno tome i otpornije na tlačne sile u odnosu na vlačne. Prijelom uslijed kompresije nastaje kada pojačana aksijalna sila djeluje tlakom na kost te dolazi do impresijskog loma koji je karakterističan za humerus i cjevaste kosti. Mogući su i prijelomi uslijed torzije. Ovakvi prijelomi su najčešće spiralnog oblika. Kod djelovanja suprotnih sila na istoj anatomskoj visini kosti dolazi do smicanja koje može dovesti do prijeloma smicanja ukoliko su sile dovoljno velike da nadjačaju fiziološku razinu elastičnosti kosti.

3. OSTEOSINTEZA

Kosti su aktivno živo tkivo u tijelu i u neprestanom su dinamičkom procesu trošenja i obnavljanja. Ukoliko dođe do prijeloma, kosti mogu zacijeliti. Cijeljenje kosti je kompleksan fiziološki proces ponovnog stvaranja istovjetne kosti na mjestu frakture i potpunog vraćanja mehaničkog i fizikalnog integriteta. Klinički gledano, koštano cijeljenje je gotovo kada kost povrati svoju funkciju, iako na mikroskopskoj razini struktura kosti još nije dostigla razinu neozljeđene kosti. Postoji operativno i neoperativno liječenje prijeloma koje se odabire ovisno o stanju bolesnika, tipu loma i kompleksnosti.

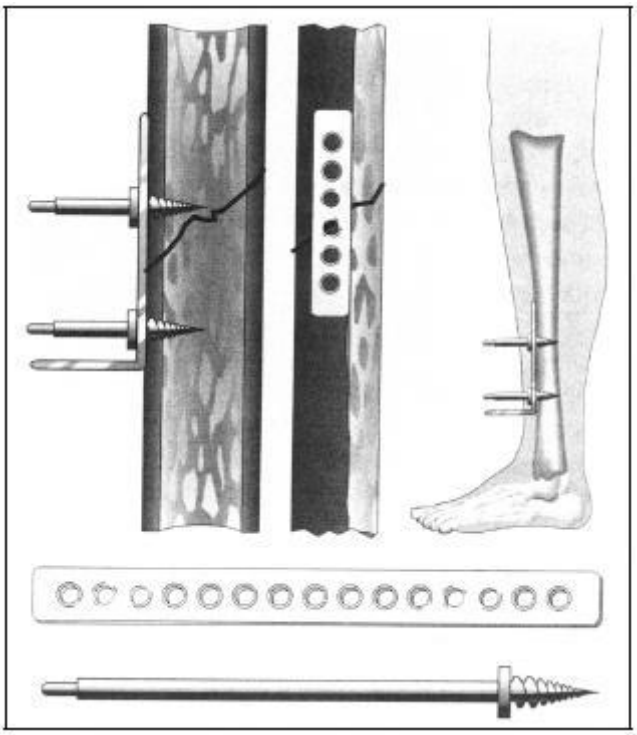
Osteosinteza je operativni postupak kojemu je svrha spajanje koštanih ulomaka i uključuje otvorenu repoziciju i unutarnju fiksaciju slomljenih fragmenata kosti pomoću različitih implantata. Cilj svake osteosinteze je postići što bolju biomehaničku stabilnost kako bi kost što ranije zacijelila i povratila svoju funkcionalnu aktivnost. Spajanje ulomaka prijeloma implantatima pridonosi povećanju čvrstoće slomljene kosti i očuvanju trajnog položaja ulomaka. Prijelom je često praćen i povredama okolnog tkiva, zbog toga postupak liječenja i implantati moraju biti prihvatljivi i za okolna tkiva. Materijali od kojih su izrađeni implantati su najčešće titan ili nehrđajući čelik. Ovi materijali se najviše koriste zbog svoje biokompatibilnosti jer ne izazivaju upale oštećenog mjesta i okolnih tkiva, a i zbog dobrih mehaničkih svojstava.

3.1. Koštano cijeljenje

U uvjetima očuvane cirkulacije tkiva te pravilne raspodjele sila dolazi do cijeljenja kosti. Kod primarnog koštanog cijeljenja ne dolazi do stvaranja koštanog kalusa. Dolazi do izravnog uraštavanja osteona iz jednog ulomka u drugi. Ovakvo cijeljenje se događa kod primjene osteosinteze kada se koštani ulomci dovedu u što povoljniji anatomski položaj te kada se osigura njihova stabilnost čvrstom fiksacijom uz interfragmentalnu kompresiju. Na mjestu kontakta koštanih ulomaka dolazi do direktnog uraštavanja kosti. Nakon završenog cijeljenja na mjestu prijeloma kost je čvrsta, građena od koštanih elemenata i ne vidi se niti se histološki razlikuje od normalne kosti. Sekundarno koštano cijeljenje je cijeljenje kosti pri kojem ulomci nisu u stanju potpunog mirovanja već su međusobno pomični. Kod ovakvog cijeljenja dolazi do stvaranja kalusa između dvaju ulomaka. Kalus se razvija iz periosta ili endosta, zbog toga je vrlo bitno što je moguće više očuvati cirkulaciju oko prijeloma.

3.2. Osteosinteza pločicom

Korištenje pločica kao metode osteosinteze prvi put se spominje 1886. godine u izvještaju Carla Hansmanna „Nova metoda za fiksaciju fragmenata složenih prijeloma“ [12]. Hansmannov postupak osteosinteze uključivao je postavljanje pločice preko prijeloma te se svaki fragment kosti učvrstio pomoću posebnih vijaka koji su prolazili kroz kožu. Njegov postupak osteosinteze prikazan je na slici 4.



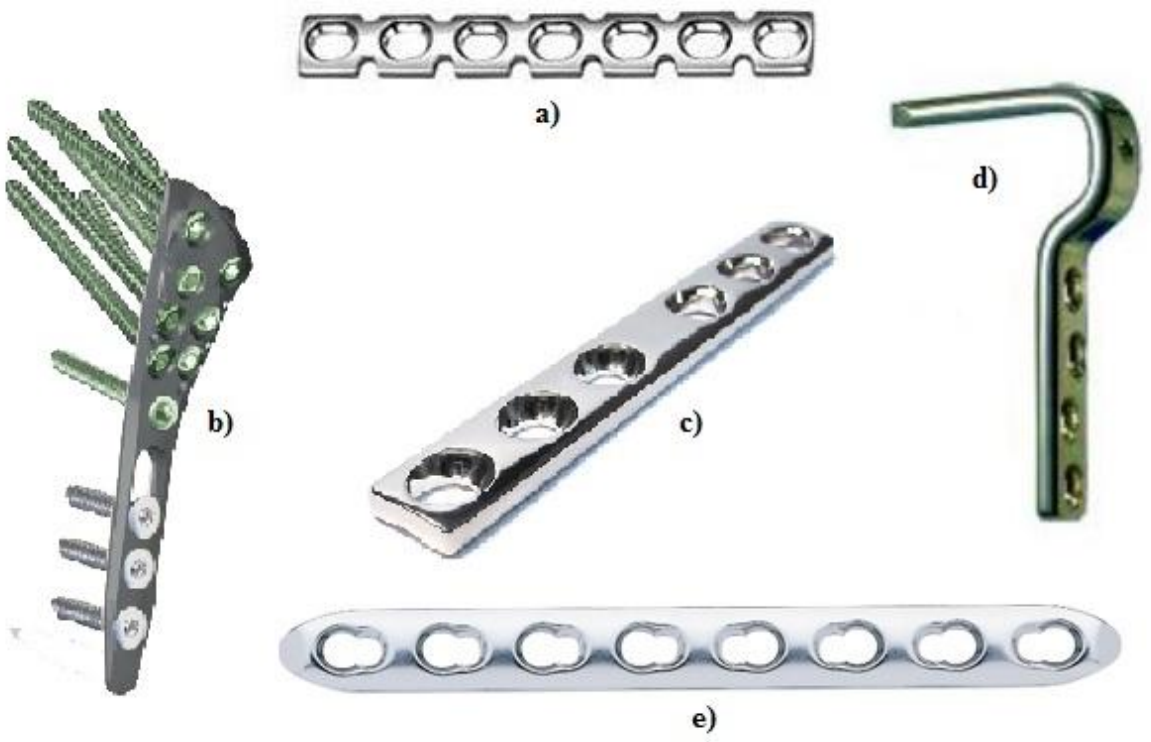
Slika 4. Hansmannova osteosintetska pločica i pritezni vijci [12]

Međutim, nedovoljno znanje principa koštanog cijeljenja bilo je uzrok mnogih problema prvih pokušaja osteosinteze pločicom. Implantati nisu bili biokompatibilni tako da su se javljale česte infekcije i alergijske reakcije na materijal pločice. Tek su radovi Danisa iz 1948. godine uveli pločicu kao metodu liječenja prijeloma. On je postigao primarno koštano cijeljenje tako što je tlačio ulomak na razini pukotine. Time je potvrdio ranija otkrića Krompehchera iz 1935. godine. Radovi Danisa bili su okidač za stvaranje AO-skupine (*Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen*) 1958. u švicarskom gradu Bielu. Principi osteosinteze prema AO-skupini uključivali su anatomsku repoziciju i stabilnu unutarnju fiksaciju uz očuvanje cirkulacije pažljivom operativnom tehnikom te ranu mobilizaciju ekstremiteta [13].

AO-skupina danas predstavlja snažan centar koji preuzima i udružuje sve dosadašnje spoznanje i multidisciplinarnim pristupom snažno razvija nove metode osteosinteza, instrumente i implantate temeljene na histološkim i biomehaničkim spoznajama, tehničkim novinama, novim materijalima te stalnim usporedbama s alternativnim postupcima.

3.3. Vrste osteosintetskih pločica

Osteosintetske pločice se pojavljuju u različitim oblicima i izvedbama te se dijele u nekoliko skupina. Prema funkciji koju obavljaju postoje: podupiruće, neutralizacijske, rekonstrukcijske, antiklizajuće, kompresijske, pločice za premošćivanje i pločice za stvaranje napetosti. Prema posebnim karakteristikama dijele se na pločice s točkastim dodirom, cjevaste, rekonstrukcijske, kutne pločice, dinamičke kompresijske pločice (*eng. DCP – dynamic compression plate*), dinamičke kompresijske pločice s ograničenim dodirom, pločice s klizećim vijkom te pločice na zaključavanje (*eng. LCP – locking compression plate*).



Slika 5. Osteosintetske pločice

Na slici 5 prikazane su najčešće vrste osteosintetskih pločica: **a)** rekonstrukcijska pločica; **b)** pločica na zaključavanje, **c)** dinamička kompresijska pločica; **d)** kutna pločica; **e)** LCP pločica.

Osteosintetske pločice moraju ispunjavati jednu ili sve od navedenih funkcija:

1. Statička kompresija – pločica komprimira prijelom pomoću vlaka postignutog prednaprezanjem tijekom operacije.
2. Dinamička kompresija – kost preuzima sve tlačne, a pločica vlačne sile.
3. Neutralizacija – postavlja se nakon postizanja interfragmentalne kompresije vijcima, te štiti prijelom neutralizirajući momente torzije, fleksije i smika.
4. Potporna funkcija – pločica štiti tanke dijelove kosti od raspada.

Ispunjavanjem ovih funkcija koštani ulomci se dovode u uzajamni kontakt i mirovanje te se na taj način omogućuje da kod kretnje nema pomaka ulomaka. Aktivne i bezbolne kretnje odmah nakon operacije dovode do fiziološke normalizacije cirkulacije kosti i okolnih tkiva. To je temeljni uvjet za brzo cijeljenje kosti na mjestu prijeloma, uravnoteženu izgradnju, razgradnju i sprječavanje osteoporoze povrijeđene kosti. U suprotnom, ako nisu zadovoljeni navedeni uvjeti, pojavljuje se cikličko opterećenje implantata i lokalna resorpcija kosti, nastaje podražajni kalus i produljeno cijeljenje loma, stvara se pseudoartroza i implantat se lomi [14].

3.4. Biomehanički problemi osteosinteze pločicom kod osteoporotičnih prijeloma

Utjecaj osteosinteze pločicom na koštano cijeljenje i sama problematika njene stabilnosti izučavaju se intezivno posljednjih pola stoljeća. Nakon slabijih rezultata liječenja, posebno kod osteoporotičnih prijeloma klasičnim pločicama, počelo se proučavati zašto nastaju komplikacije kod takvih vrsta prijeloma. Jedan od problema je i gubitak stabilnosti između pločice i vijka na mjestu prijeloma. Naime, kontaktni spoj glave vijka i pločice ostvaruje se kružnim spojem glave vijka i ruba otvora pločice, a čvrstoća tog spoja ovisi o veličini pritezne sile vijka i faktora trenja metal o metal. Budući da je pritezna sila vijka ograničena deset puta manjom čvrstoćom kortikalne kosti od metala (implantata), a faktor trenja je izrazito malen, trenje je kao mehanizam učvršćenja nedovoljno. To u konačnici rezultira olabavljenjem spoja kost – implantat. Dolazi do izvlačenja vijka, mobilnosti pločice te gubitka stabilnosti na mjestu prijeloma. Zakoni biomehanike upućuju na to da je za stabilnu osteosintezu kod osteoporotične kosti nužno povećati kontaktnu površinu metalnih implantata i kosti ili povećati stabilnost spoja vijak – pločica – kost.

Međutim, kako je rasla spoznaja o načinima liječenja prijeloma, tako je rasla i spoznaja o tome koliko je važno očuvati lokalne biološke uvjete, osobitno vitalnosti kosti u smislu očuvanja periosta i postojeće cirkulacije. U tom pogledu razvile su se posebne pločice koje omogućuju stabilan i čvrst spoj vijak – pločica – kost, a to su pločice na zaključavanje.

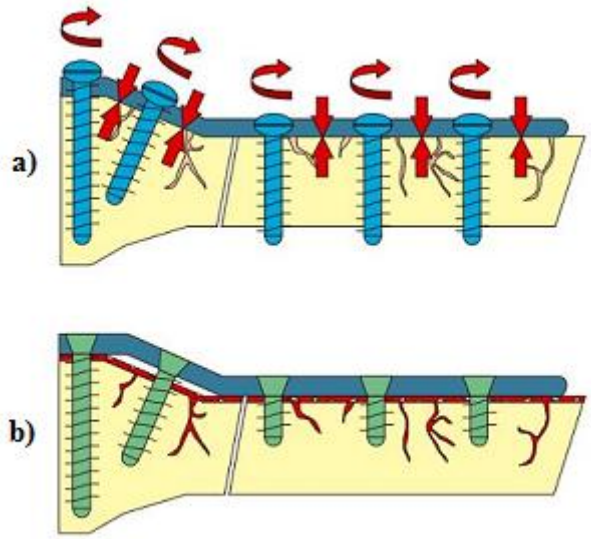
3.5. Pločice na zaključavanje

Pretečom sustava zaključavanja vijka na pločici smatra se Zepolova metoda (1982.) koja se svodi na povećanje stabilnosti na spoju vijak – pločica pomoću umetka nazvanog *Schuhli nuts* [15]. Iz dotadašnjih spoznaja rezultata liječenja razvila se potreba za usavršavanjem spoja vijak – pločica u svrhu što boljeg očuvanja periosta i bioloških uvjeta cijeljenja. Pločica na zaključavanje je rezultat multidisciplinarne suradnje liječnika, istraživača te inženjera. Ona omogućuje različite kombinacije liječenja prijeloma – kao kompresivna pločica, unutarnji fiksator ili kombinacija navedenog. Pločice na zaključavanje su anatomski konstruirane (prekonfigurirane) za različite lokalizacije i vrste prijeloma te omogućuju angulaciju vijaka. Upravo prekonfiguriranost i neparalelni položaj vijaka zbog angulacije pridonose biomehaničkoj stabilnosti konstrukcije te smanjuju mogućnost izvlačenja vijaka iz pločica.

Na slici 6 prikazan je sustav zaključavanja tvrtke Synthes® koji se ostvaruje vijkom s dvostrukim koničnim navojem na glavi vijka koji omogućuje zaključavanje vijka za pločicu.

Slika 6. Sustav zaključavanja tvrtke Synthes [16]

Navojima na glavi vijka postigao se efekt zaključavanja te se učvrstio spoj između vijka i pločice. Također se izbjeglo trenje između glave vijka i pločice te se opterećenje prenosi na drugačiji način. Ovime je osigurana aksijalna i angularna stabilnost konstrukcije, sprječava se izvlačenje vijaka te se bitno smanjuje mogućnost komplikacija koje nastaju zbog smanjenja čvrstoće konstrukcije. Uz to, kako nema kompresije između pločice i kosti, znatno je manje oštećena periostalna cirkulacija (Slika 7).



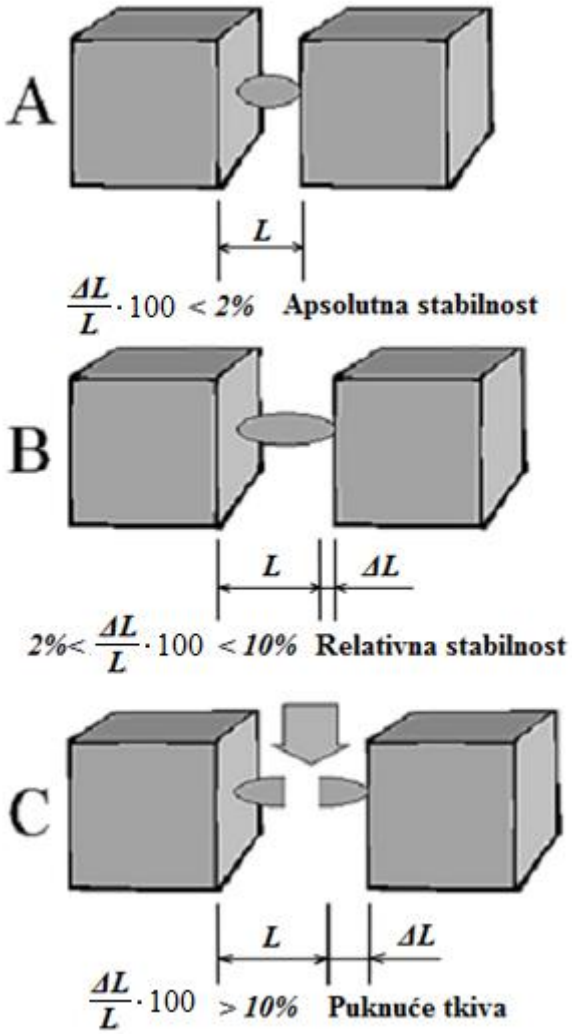
Slika 7. Očuvanost cirkulacije kod: a) konvencionalnih kompresijskih pločica i b) pločica na zaključavanje [18]

Ovakva konstrukcija je oko četiri puta stabilnija od konvencionalnih koje omogućuju pojedinačne pokrete između komponenti [17]. Konvencionalne pločice imaju tako stabilnu konstrukciju samo u idealnim uvjetima (kod dobre kvalitete kosti kada je moment na vijku >3 Nm, te kada je dostatan faktor trenja između pločice i kosti, s fiziološkim opterećenjem <1200 N) te u tom slučaju neće biti pomaka između kosti i konstrukcije [19].

3.6. Biomehanička stabilnost pločice na zaključavanje

Najvažniji faktor kod liječenja prijeloma predstavlja biomehanička stabilnost sustava implantat – kost (Slika 8). Adekvatan stupanj stabilnosti za primarno cijeljenje, određen stupnjem naprezanja i deformacije, može se očekivati ako je omjer razlike duljina uslijed pomaka (ΔL) i početne duljine pukotine (L) na frakturnom mjestu manji od dva posto.

Sekundarno cijeljenje je moguće ako je omjer između dva i deset posto, a ako je veći od deset posto, ne može se očekivati koštano cijeljenje.



Slika 8. Cijeljenje prijeloma i biomehanička stabilnost [19]

Apsolutna stabilnost dovodi do malog naprezanja prilikom povezivanja koštanih stanica između ulomaka, što stvara pogodne uvjete za primarno koštano cijeljenje (A). Relativna stabilnost (B) rezultira stvaranjem pogodnih uvjeta za sekundarno koštano cijeljenje, dok visok stupanj naprezanja dovodi do elongacije koštanog procijepa iznad stupnja otpora tkiva, što u konačnici završava rupturom staničnog integriteta i nemogućnošću cijeljenja prijeloma.

3.7. Biomehaničke studije prijeloma distalnog humerusa

Prijelomi distalnog humerusa su relativno rijetki te su kliničke studije često nepotpune, s malim brojem pacijenata i često se iznose zaključci na temelju osobnih iskustava pojedinih eksperata, pa se na temelju takvih kliničkih studija ne mogu donositi zaključci o mogućoj konfiguraciji implantata na distalnom humerusu. Helfet je objavio rezultate biomehaničke studije u kojoj je rabio različite konfiguracije pločica za fiksaciju prijeloma distalnog humerusa. U zaključku ističe kako je čvrstoća fiksacije znatno veća u 90 – 90 konfiguraciji s dvjema pločicama u usporedbi s čvrstoćom fiksacije s dvama slobodnim vijcima ili jednom Y pločicom [20]. Schemitsch i suradnici su se koristili kadaveričnim modelom kako bi ustanovili koja konfiguracija ispitivanih implantata osigurava najveću čvrstoću nakon osteotomije u području distalnog humerusa s kontaktom ili bez kontakta kosti, u različitim smjerovima opterećenja. Istaknuli su da su se u slučaju kortikalnog kontakta najčvršćima, podjednako, pokazale kombinacije s dvjema pločama, bilo da su postavljene u paralelnoj ili perpendikularnoj konfiguraciji [21]. Self je zaključio kako paralelna konfiguracija ima veću čvrstoću pri aksijalnoj kompresiji od perpendikularne, ali bez razlike u čvrstoći pri krajnjim opterećenjima koja dovode do loma konstrukcije [22]. Korner i suradnici su usporedili dvije pozicije implantata (dorzalne pločice) s dvjema rekonstruktivnim pločicama i dvjema pločicama na zaključavanje. Ispitivanja su proveli na kadaveričnim modelima. Zaključili su kako je veći utjecaj pozicije od vrsta pločice, te da su pločice u perpendikularnoj poziciji biomehanički superiornije od dorzalne pozicije. Nisu našli značajniju razliku kada su usporedili jednake pozicije pločica uz različitu vrstu pločica, osim bolje biomehaničke stabilnosti LCP-pločice u odnosu na rekonstruktivnu u dorzalnoj poziciji pločica. Zato su zaključili kako bi moguća prednost pločice na zaključavanje bila kod liječenja kominutivnih i osteoporotičnih prijeloma [23]. Penzkofer i suradnici usporedili su karakteristike različitih anatomski prekonfiguriranih pločica na zaključavanje za osteosintezu modela intraatikularnih prijeloma distalnog humerusa. Koristili su se artificijelnim sintetičkim modelima humerusa za ispitivanje dvaju perpendikularnih i jednog paralelnog modela. Uočena je značajna razlika u mehaničkim karakteristikama kod fleksijkog i ekstenzijskog modela. Paralelna konfiguracija je oko 10 puta čvršća pri ekstenzijskoj poziciji nego kod fleksijske pozicije modela [24].

4. MATERIJALI I METODE

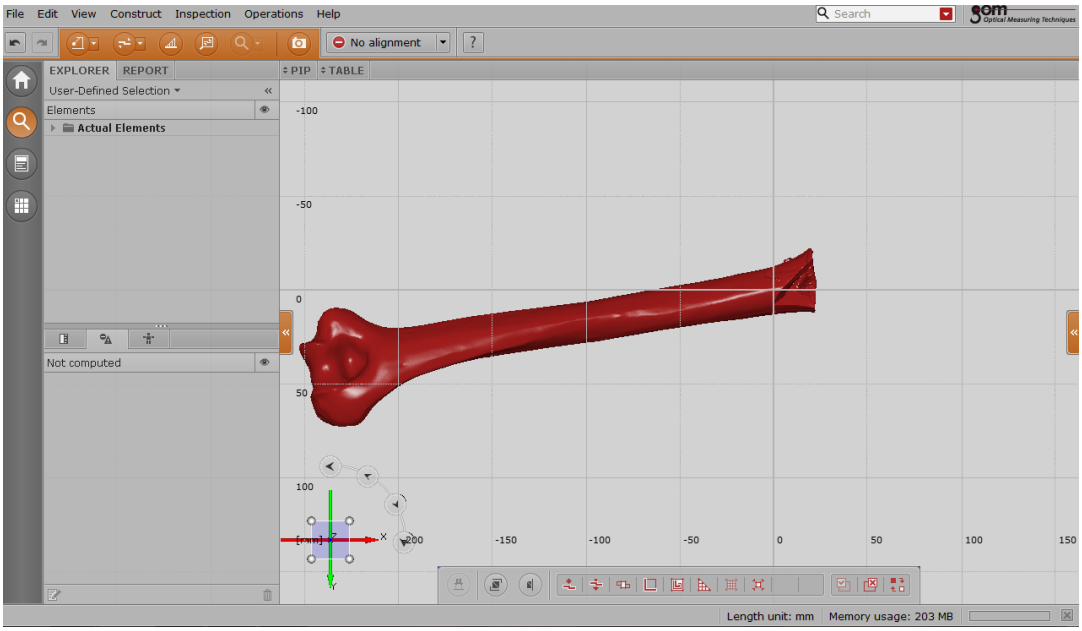
U ovom radu ispitana je biomehanička stabilnost osteosinteze pločicama na zaključavanje i bez zaključavanja kod prijeloma distalnog humerusa. Korištene su tri vrste pločica: rekonstrukcijska pločica bez zaključavanja, LCP i novokonstruirana Y pločica sa zaključavanjem, svaka na po tri umjetna modela distalnog humerusa. Ispitivanja su provedena eksperimentalno i numerički (računalnim simulacijama). Na osnovi numeričkih rezultata dobivenih metodom konačnih elemenata odabran je tip prijeloma distalnog humerusa. Za mjerenje pomaka korišten je bezkontaktni optički mjerni sustav Aramis.

4.1. Numeričko ispitivanje računalnim simulacijama

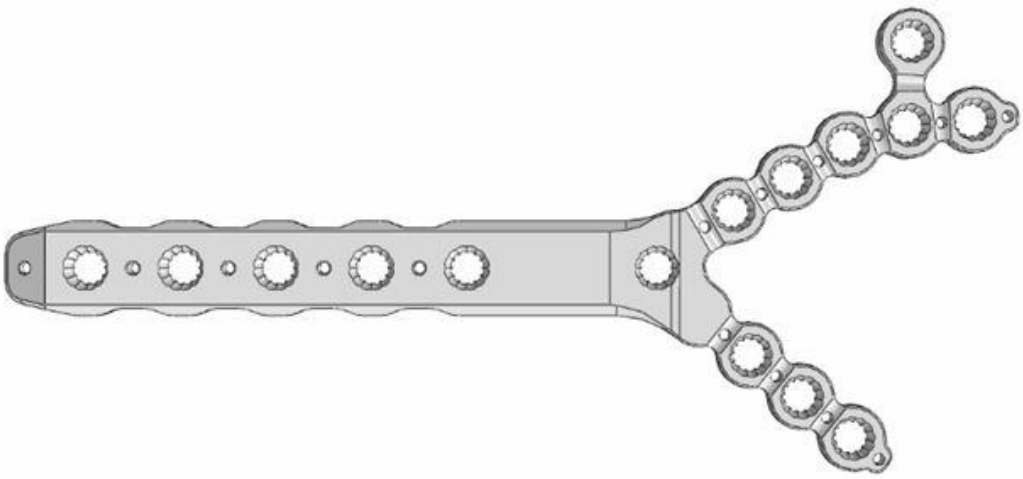
Numeričko ispitivanje provedeno je računalnim simulacijama temeljenim na metodi konačnih elemenata. Metoda konačnih elemenata je numerička metoda koja je nezaobilazna u inženjerskim proračunima, a temelji se na fizičkoj diskretizaciji kontinuuma. Računalni programi omogućuju analizu konstrukcija bez razmatranja složene teorije koja opisuje fizikalno ponašanje konstrukcije. No, metoda konačnih elemenata je približna numerička metoda i svaki bi njezin korisnik to trebao imati na umu. Dobivena rješenja su približna, a realnim vrijednostima mogu se približiti samo uz pravilan izbor proračunskog modela i uz pravilno odabrane konačne elemente koji su u mogućnosti opisati realni proces deformiranja. Iz tog razloga potrebno je poznavati teorijeske osnove konačnih elemenata i prije svega razumjeti fizikalno ponašanje konstrukcije koja se analizira. Od korisnika se zahtjeva kritičko razmišljanje u analizi i interpretiranju rezultata. Često se računalni program shvaća kao nepogrešivi sustav u koji se unesu ulazni podaci, a on zatim „izbaci“ realno i točno rješenje. Takav pristup može dovesti do pogrešne procjene stanja naprezanja i deformacije u konstrukciji, a to može ugroziti čvrstoću i stabilnost konstrukcije [25].

U ovom radu korišten je programski paket Abaqus 6.10-1 u svrhu računalnih simulacija osteosinteza pločicama na zaključavanje i bez zaključavanja. Abaqus je programski paket koji koristi metodu konačnih elemenata za rješavanje i analizu jednostavnih linearnih, ali i složenih nelinearnih problema. U samom programu pohranjena je velika baza elemenata s kojima se može modelirati bilokakva geometrija.

Pošto se nije raspolagalo 3D modelom kosti distalnog humerusa, bilo je potrebno napraviti 3D digitalizaciju (3D skeniranje) osteoporotičnog umjetnog modela distalnog humerusa. Model je digitaliziran (u tvrtki Topomatika d.o.o., Zagreb) optičkim mjernim uređajem ATOS (GOM mbH, Njemačka). Nakon digitalizacije se dobiva trodimenzionalni oblak skeniranih točaka te se poligonizacijom pretvara u tzv. *mesh* (slika 9), iz kojeg se reverzibilnim inženjerstvom u programskom paketu Geomagic rekonstruirao 3D model koji se može koristiti u ostalim CAD, CAM i CAE programima.



Slika 9. Digitalizirani 3D model distalnog humerusa [19]



Slika 10. 3D CAD model novokonstruirane Y pločice na zaključavanje [19]

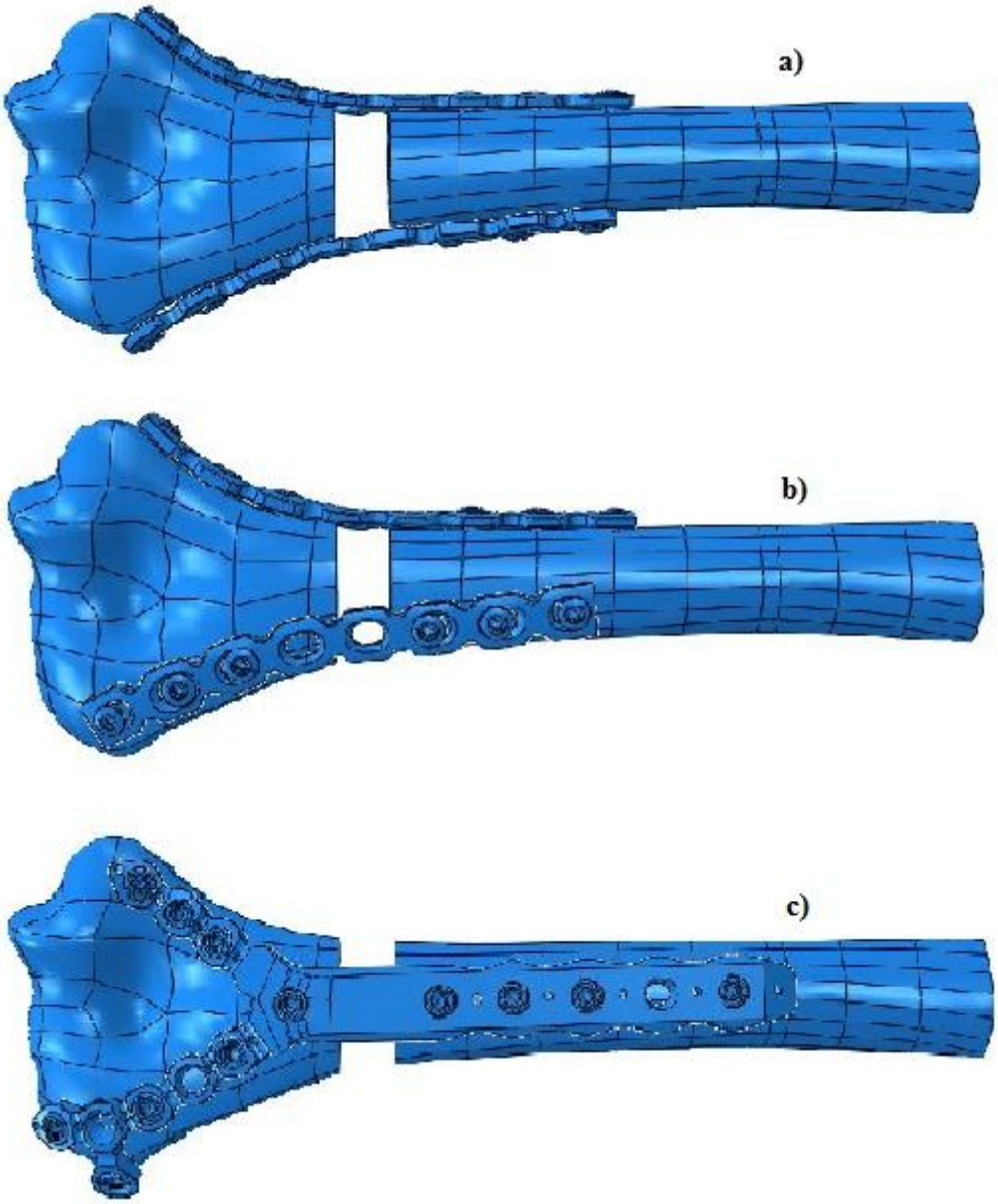
Pri simulaciji su korištene rekonstrukcijske pločice u paralelnoj i perpendikularnoj konfiguraciji te novokonstruirana Y pločica koju je prema nacrtu autora Sabalić S. i Kodvanj J. izradila tvrtka Zrinski tehnologije d.d. (Slika 10). Sa svim pločicama provedena je računalna simulacija na tri različite vrste frakturne pukotine. Cilj računalnih simulacija je bio da se ispita da li je stabilnija paralelna ili perpendikularna konfiguracija rekonstrukcijskih pločica, odnosno da se odabere stabilnija konfiguracija za kontrolni model.

4.1.1. Opis numeričkog modela

Metodom konačnih elemenata analizirani su kontrolni modeli s rekonstrukcijskim pločicama i ispitni model s novokonstruiranom Y pločicom pri aksijalnom, savojnom i bočnom opterećenju. Kontrolni modeli su s dvije rekonstrukcijske pločice u paralelnoj (Slika 11.a) i perpendikularnoj konfiguraciji (Slika 11.b). Ispitni model je novokonstruirana titanska Y pločica učvršćena s 12 titanskih vijaka (Slika 11.c). Na kontrolne modele su postavljene dvije rekonstrukcijske pločice s osam rupa, debljine 3,5 mm. Pločice su učvršćene vijcima od nehrđajućeg čelika koji su postavljeni tako da su po tri vijka sa svake strane frakturne pukotine, što ukupno čini šest vijaka po pločici. Vijci su modelirani bez navoja. Radi simulacije nestabilnosti napravljena je osteotomija na svakom računalnom modelu humerusa u duljini od 10 mm i 25 mm od fosse olecrani. Svaki model je duljine 140 mm i uklješten na proksimalnom kraju.

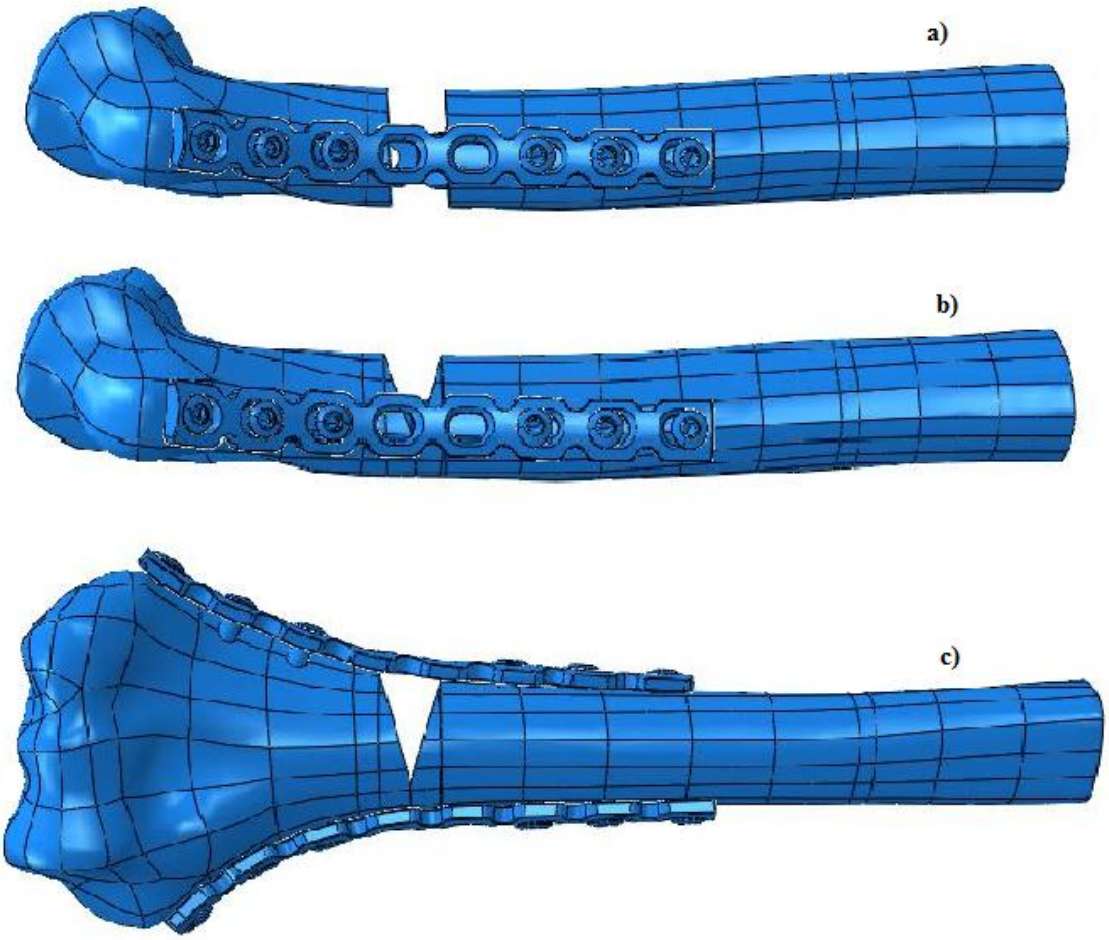
Kontaktno međudjelovanje pločice i kosti je definirano preko *surface-to-surface* kontakta te je za formulaciju klizanja odabrano *Finite sliding* s faktorom trenja 0,3.

Između kosti, vijaka i pločice definirane su međusobne veze tako da su veze između vijaka i pločice te između vijaka i kosti čvrste veze (eng. *tie*). Iako ovako definirane veze ne odgovaraju stvarnima, najbolje pokazuju koja rješenja osiguravaju bolju stabilnost i manje pomake koštanih ulomaka [26].



Slika 11. Numerički modeli osteosinteze: a) model s dvije rekonstrukcijske pločice u paralelnoj konfiguraciji, b) model s dvije rekonstrukcijske pločice u perpendikularnoj konfiguraciji, c) model s novokonstruiranom Y pločicom

Pored paralelne frakturne pukotine analiza je provedena i s modelima kod kojih je pukotina klinastog oblika s kontaktom kortikalne kosti na posteriornoj i ulnarnoj strani.



Slika 12. Različite vrste frakturnih pukotina: a) ravna frakturna pukotina, b) anteriorna frakturna pukotina, c) radijalna frakturna pukotina

Na slici 12 prikazane su različite vrste frakturnih pukotina na modelima s dvije rekonstrukcijske pločice u paralelnoj konfiguraciji.

Prema [26] dodijeljena su materijalna svojstva posebno za kost, pločice i vijke. Nehrđajući čelik i titan su definirani kao linearno elastični, homogeni i izotropni materijali s vrijednostima modula elastičnosti i Poissonovog faktora prikazanim u tablici 1. Kako od proizvođača nisu dobiveni podaci o mehaničkim svojstvima kosti, moduli elastičnosti prikazani u tablici 1 dobiveni su usporedbom linearno elastičnih pomaka dobivenih numerički metodom konačnih elemenata i eksperimentalno statičkim ispitivanjem identičnih umjetnih osteoporotičnih kostiju. Iznosi modula elastičnosti za kost su odabrani ovisno o opterećenju te su s Poissonovim faktorom također prikazani u tablici 1.

Tablica 1. Svojstva materijala

	Materijal	Youngov modul (MPa)	Poissonov faktor
Rekonstrukcijska pločica	nehrđajući čelik	200 000	0,3
Novokonstruirana Y pločica	titan	110 000	0,3
Vijci	titan	110 000	0,3
Humerus	osteoporotična kortikalna kost	3400 * 1150 ** 660 ***	0,4

* - pri aksijalnom opterećenju

** - pri savijanju

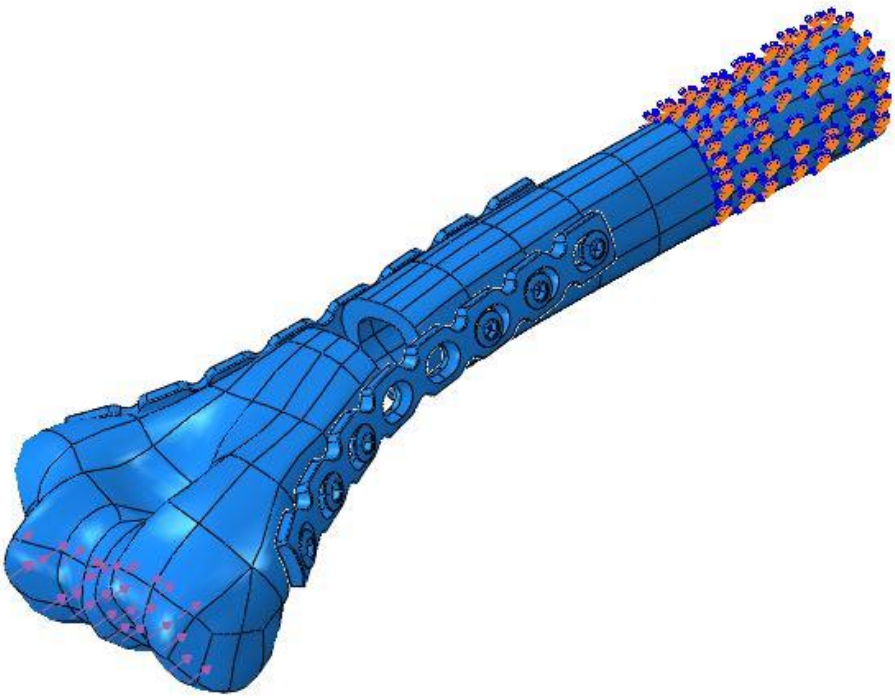
*** - pri bočnom opterećenju

Nakon sklapanja i definiranja međusobnih veza između dijelova, za provedbu numeričke analize metodom konačnih elemenata potrebno je definirati rubne uvjete i uvjete opterećenja na modelima te generirati mrežu konačnih elemenata. Za modele su provedene računalne simulacije sa sljedećim statičkim opterećenjem:

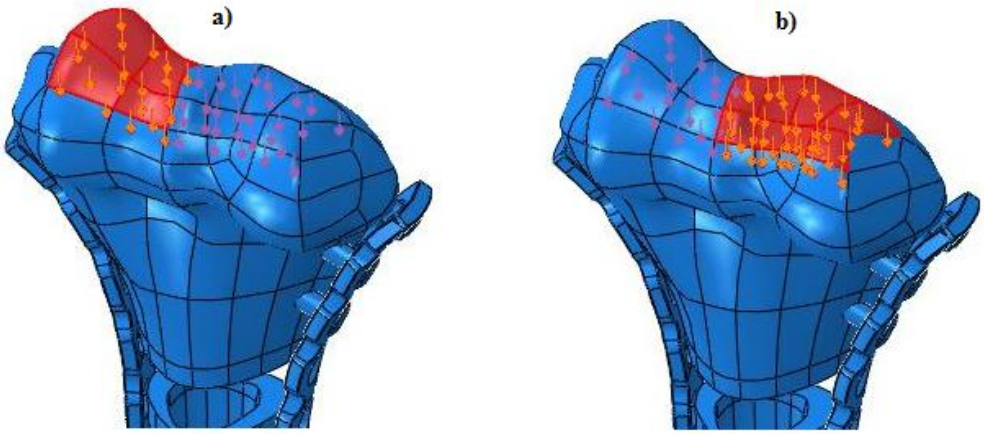
- aksijalno opterećenje ili anteriorna defleksija
- savijanje ili posteriorna defleksija
- bočno (postranično) opterećenje ili varusno opterećenje.

4.1.2. Aksijalno opterećenje

Kod aksijalnog opterećenja humerus je postavljen pod kutem fleksije oko 5 stupnjeva u odnosu na pravac opterećenja. Kost je uklještena na proksimalnom kraju (Slika 13). Za aksijalno opterećenje je odabrana sila od 200 N i to na način da je raspoređena u odnosu 40 : 60 na distalnom kondilu. Sila od 80 N (što čini 40 posto ukupne sile od 200 N) raspoređena je na dijelu ulnarnog kondila ukupne površine 327,77 mm^2 (Slika 14.a), dok je na dijelu radijalnog kondila raspoređena sila od 120 N (što je 60 posto ukupne sile) na površini od 385,91 mm^2 (Slika 14.b).



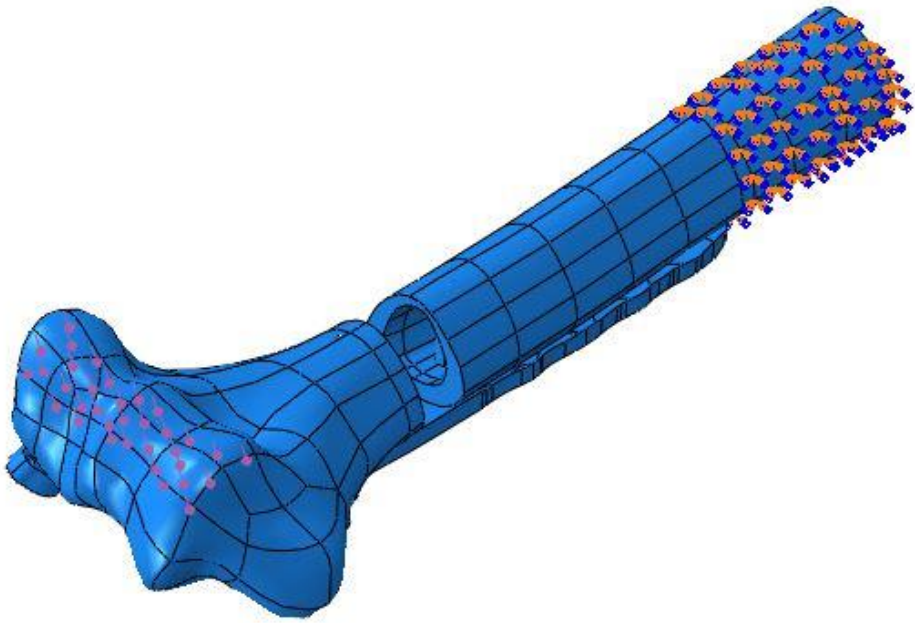
Slika 13. Rubni uvjeti i opterećenje pri aksijalnoj kompresiji



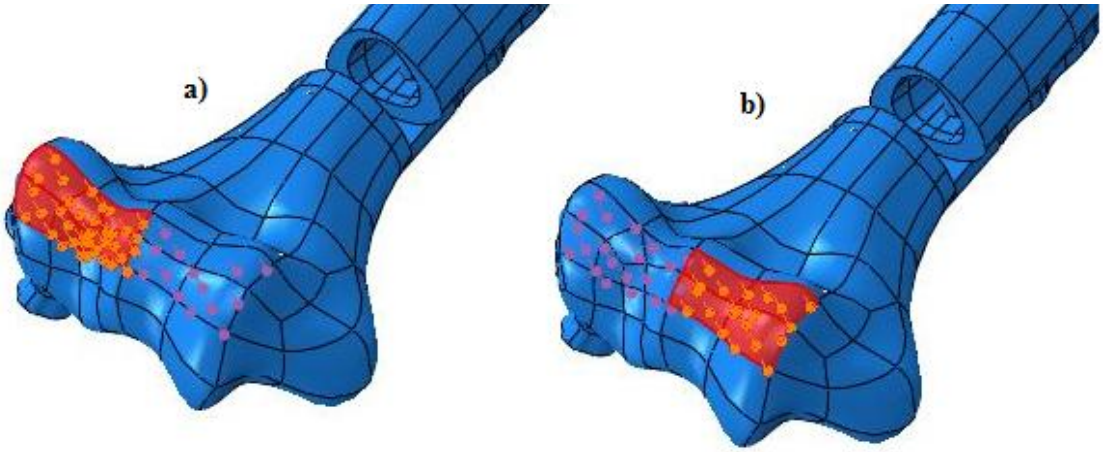
Slika 14. Aksijalno opterećenje: a) ulnarni kondil, b) radijalni kondil

4.1.3. Savojno opterećenje

Kod savojnog opterećenja uzdužna os humerusa je pod kutom od 75 stupnjeva u odnosu na pravac opterećenja. Uklještenje kosti je na proksimalnom kraju (Slika 15). Pri savojnom opterećenju odabrana je sila od 30 N te je na isti način kao i kod aksijalnog opterećenja raspoređena u odnosu 40 : 60 na distalni kondil. Na dijelu ulnarnog kondila djeluje sila od 12 N (što je 40 posto ukupne sile od 30 N) na površini od 230,51 mm^2 (Slika 16.a) dok na dijelu radijalnog kondila djeluje sila od 18 N (što je 60 posto ukupne sile od 30 N) na površini od 222,09 mm^2 (Slika 16.b).



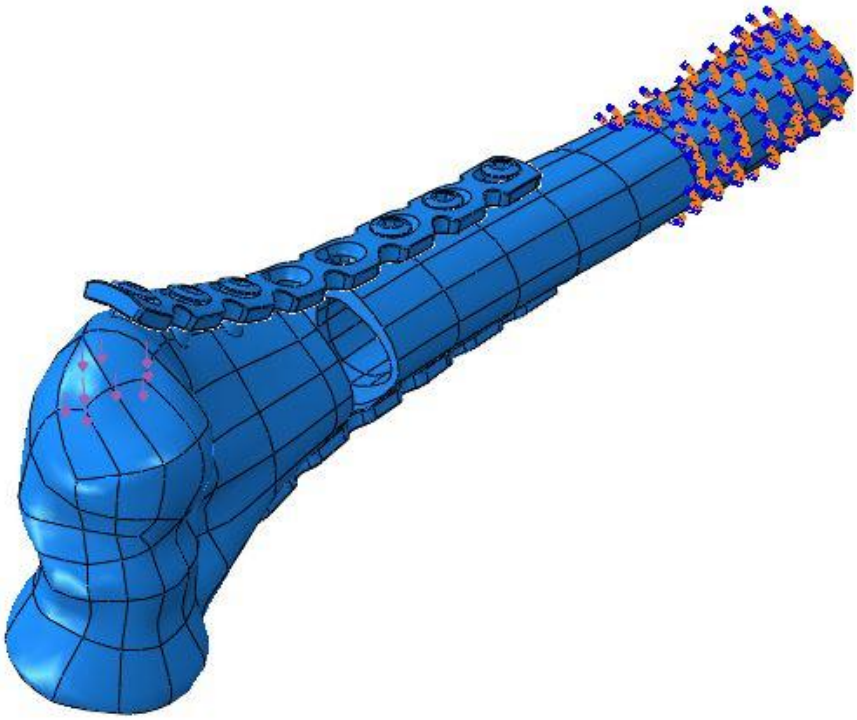
Slika 15. Rubni uvjeti i opterećenje pri savijanju



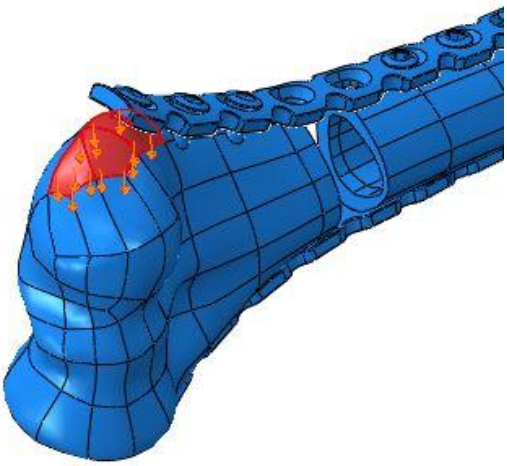
Slika 16. Savojno opterećenje: a) ulnarni kondil, b) radijalni kondil

4.1.4. Bočno opterećenje

Bočno opterećenje je narinuto tako da djeluje postranično na radijalni kondil. Kao i kod svih drugih modela, uklještenje je na proksimalnom kraju (Slika 17). Kod ove vrste opterećenja odabrana je sila od 30 N koja djeluje na ukupnu površinu radijalnog kondila od 262,64 mm^2 (Slika 18).



Slika 17. Rubni uvjeti i bočno opterećenje računalnih modela



Slika 18. Bočno opterećenje – mjesto opterećenja na dijelu radijalnog kondila

4.1.5. Generiranje mreže konačnih elemenata

Svi modeli diskretizirani su tetraedarskim konačnim elementima drugog reda C3D10 koji imaju 10 čvorova po elementu. Veličina elementa je odabrana na temelju analize konvergencije pomaka i ekvivalentnih naprezanja intaktne kosti [26]. U tablici 2 dan je broj konačnih elemenata i čvorova za svaki model.

Tablica 2. Broj konačnih elemenata i broj čvorova za pojedini model

Model	Broj elemenata	Broj čvorova
Rekonstrukcijska pločica – paralelna konfiguracija	819511	1249881
Rekonstrukcijska pločica – perpendikularna konfiguracija	798921	1219623
Novokonstruirana Y pločica	879753	1324260

Na slici 19 prikazana je generirana mreža konačnih elemenata za model s rekonstrukcijskim pločicama u paralelnoj konfiguraciji.

Slika 19. Mrežna konačnih elemenata na modelu s dvije rekonstrukcijske pločice u paralelnoj konfiguraciji

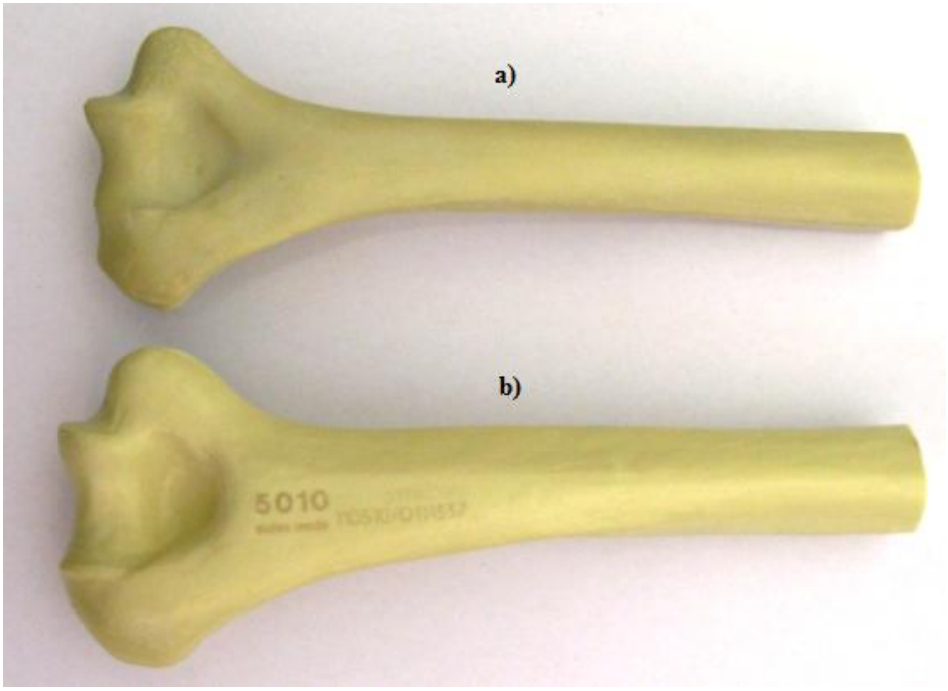
4.2. Eksperimentalno ispitivanje

Eksperimentalno ispitivanje je provedeno u svrhu ispitivanja biomehaničke stabilnosti osteosinteze s različitim vrstama pločica kod ekstraartikularnog prijeloma distalnog humerusa. Ispitivane su tri vrste pločica: rekonstrukcijske pločice bez zaključavanja, LCP pločica i novokonstruirana Y pločica na zaključavanje.

4.2.1. Umjetni osteoporotični model humerusa

Za eksperimentalno ispitivanje koristili su se geometrijski identični, anatomski oblikovani umjetni modeli osteoporotičnog humerusa izrađeni od epoksidne smole, proizvođača Synbone AG (Švicarska) (Slika 20). Ovakve vrste modela se standardno koriste u biomehaničkim studijama. Modeli su proizvedeni u jednakim, kompjuterski kontroliranim uvjetima temperature i modeliranja tvari tako da je omogućena proizvodnja postojanog proizvoda te su usporedivi sa svojstvima osteoporotičnih kosti starijih ljudi. Ovakve umjetne kosti omogućuju identične uvjete za sve ispitne grupe modela zbog svojih jednakih biomehaničkih svojstava što inače nije slučaj kod kosti kadavera [19].

Neosteoporotična kost nije korištena u ovom radu. Korištena je u ranijim ispitivanjima [19] da se usporede svojstva s osteoporotičnom kosti.



Slika 20. Umjetni modeli distalnog humerusa: a) osteoporotična kost, b) neosteoporotična kost

4.2.2. Ispitivane pločice i vijci

Eksperimentalno su se ispitivale tri vrste pločica – rekonstrukcijska, LCP i Y pločica. Kontrolnu skupinu su činili modeli s rekonstrukcijskim pločicama i modeli s LCP pločicama, dok su ispitnu grupu činili modeli s novokonstruiranom Y pločicom. Na prvi kontrolni model postavljene su dvije rekonstrukcijske pločice u paralelnoj konfiguraciji. Ovu vrstu rekonstrukcijske pločice proizvodi njemačka tvrtka TREU – Instrumente GmbH (Slika 21). Svojstva pločice prikazana su u tablici 3.

Tablica 3. Karakteristike rekonstrukcijskih pločica

Materijal	Dužina, *mm*	Debljina, *mm*	Broj rupa
nehrđajući čelik	94	3,5	8

Pločica je prije postavljanja prethodno modelirana savijačem za pločice. Rekonstrukcijske pločice fiksirale su se kortikalnim vijcima promjera 3,5 mm (Instrumentaria d.d., Hrvatska) (Slika 22).

Slika 21. Rekonstrukcijska pločica 3,5 mm

Slika 22. Kortikalni vijak promjera 3,5 mm

Na drugom kontrolnom modelu postavljene su dvije titanske LCP pločice (slika 23) također u paralelnoj konfiguraciji. Ove pločice, kao i titanske vijke (slika 24) korištene kod ovih modela proizvodi njemačka tvrtka Zrinski AG. Svojstva pločice prikazana su u tablici 4.

Tablica 4. Karakteristike LCP pločica

Materijal	Dužina, *mm*	Debljina, *mm*	Broj rupa
titan	84	2,5	8

Slika 23. LCP pločica 2,5 mm

Slika 24. Titanski samonarezujući vijak

Ispitni model je bio s novokonstruiranom Y pločicom koju je proizvela tvrtka Zrinski AG (Njemačka). Ova se pločica fiksirala, kao i LCP, titanskim samonarezujućim vijcima promjera 2,7 mm (Slika 24). Novokonstruirana Y pločica je prikazana na slici 25, a karakteristike su dane u tablici 5.

Slika 25. Novokonstruirana Y pločica

Tablica 5. Karakteristike novokonstruirane Y pločice

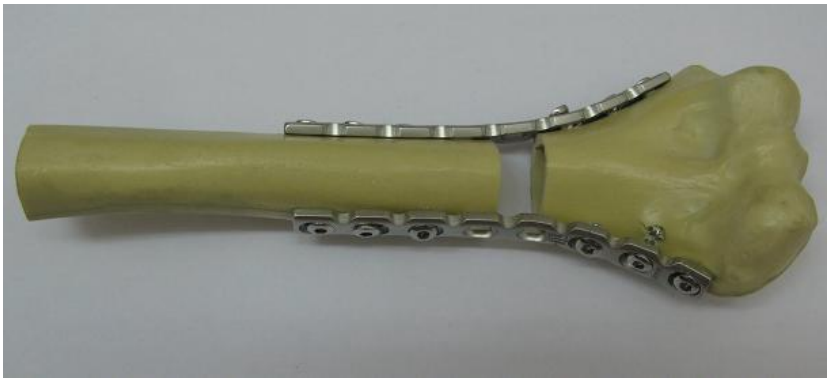
Materijal	Dužina, *mm*	Debljina, *mm*	Broj rupa
titan	132	3,5	15

4.2.3. Priprema ispitnih modela

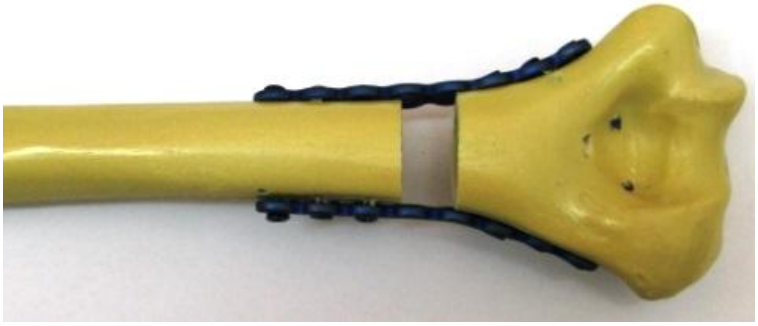
Priprema ispitnih modela za eksperimentalno ispitivanje uključuje osteotomiju na distalnom humerusu, a zatim osteosintezu pločicama. Prvo se izvršilo piljenje humerusa 200 mm proksimalno od distalnog ruba humerusa, okomito na uzdužnu os dijafize. Zatim se izvršila osteotomija na umjetnim modelima distalnog humerusa (Slika 26) pomoću posebno konstruirane naprave koja je osigurala identičnu frakturnu pukotinu kod svih modela.

Slika 26. Umjetni osteoporotični distalni humerus – stanje po osteotomiji

Nakon osteotomije su postavljane pločice i vijci na umjetne distalne humeruse, učinjena je osteosinteza, nakon čega je odstranjen osteotomirani dio te kontrolirana duljina dobivene pukotine. Na svim modelima je ostvarena pukotina duljine 10 mm (Slike 27, 28 i 29).



Slika 27. Osteosinteza s dvije rekonstrukcijske pločice u paralelnoj konfiguraciji



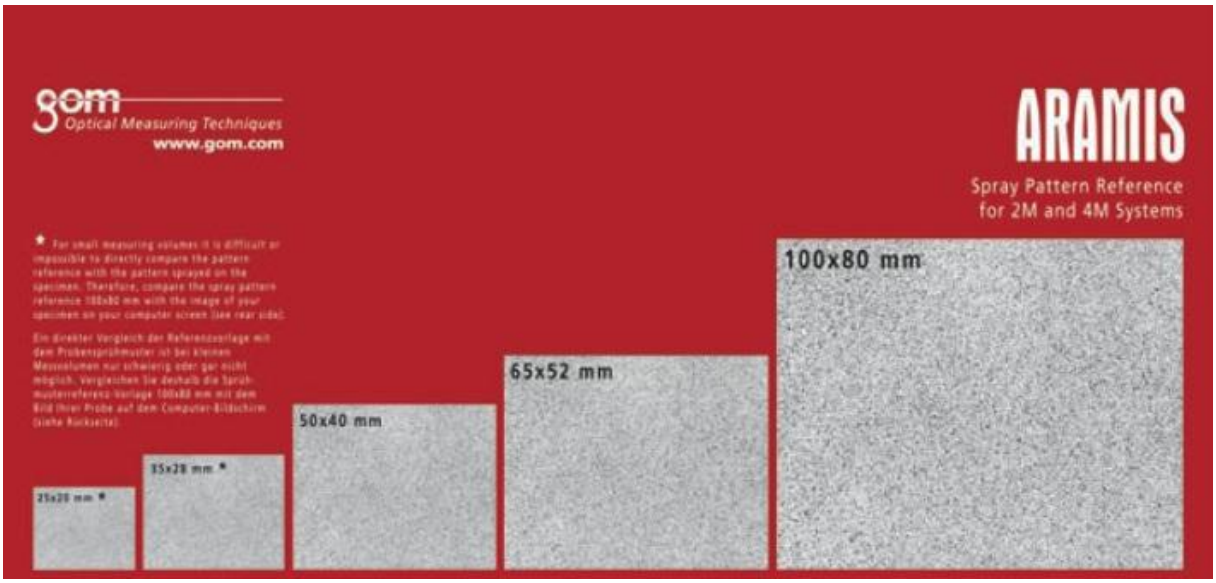
Slika 28. Osteosinteza s dvije LCP pločice u paralelnoj konfiguraciji

Slika 29. Osteosinteza s novokonstruiranom Y pločicom

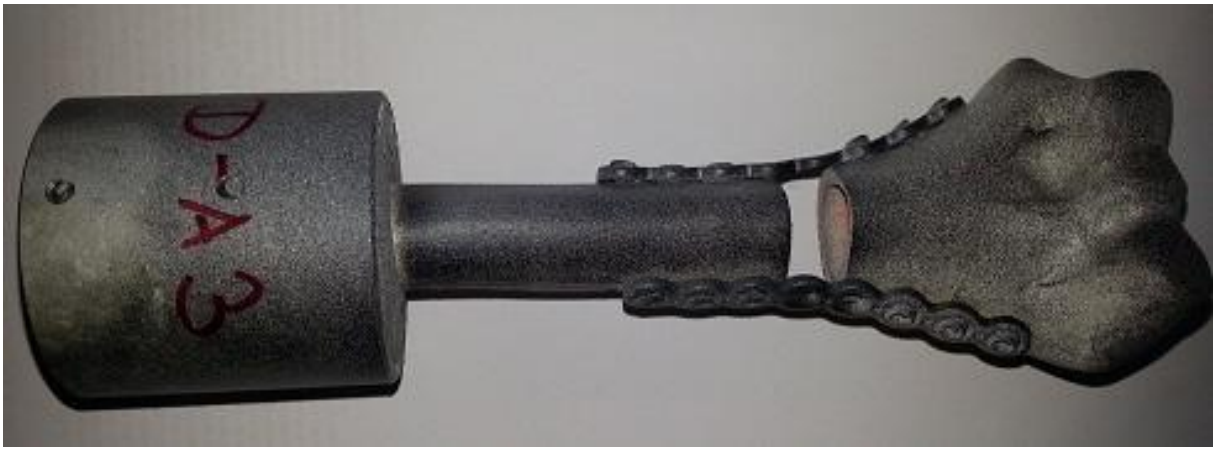
Kako bi se modeli što točnije pozicionirali i učvrstili na kidalici, postavljeni su u posebnu napravu i 50 mm proksimalnog kraja je zaliveno polimetilmetakrilatom (PMMA) u čelične cijevi dimenzija ϕ43 x 50 mm. Na dno kalupa je zbog lijevanja stavljen plastični poklopac koji je nakon polimerizacije smjese uklonjen (Slika 30).

Slika 30. Model distalnog humerusa postavljen u napravi za fiksiranje i zaliven PMMA smjesom

Nakon zaljevanja modela u PMMA smjesu, na anteriornu stranu modela je nanesen crno – bijeli raster potreban za mjerenje bezkontaktnim optičkim mjernim sustavom Aramis. Raster se nanosi sprejevima bijele i crne boje te se preporučuje da bude što nepravilniji kako bi se optički mjerni sustav mogao bolje referencirati na pojedino područje. Proizvođač preporuča uzorke rastera za različite veličine mjerne površine (Slika 31). Pošto se radi o optičkom mjernom sustavu, površina ispitnog uzorka ne smije biti reflektirajuća. Iz tog razloga se prvo nanosi bijela boja kako bi se smanjio efekt raspršivanja svjetla tokom mjerenja, zatim se nanosi crna boja s ciljem dobivanja crnih točkica koje će mjerni sustav prepoznavati kao referentne točke (Slika 32). Ukoliko je pak površina tamna i nereflektirajuća, nanosi se samo bijela boja kako bi se dobile bijele točkice na tamnoj podlozi [19].



Slika 31. Preporučeni uzorci rastera za različite veličine mjerne površine [27]



Slika 32. Kontrolni uzorak s nanesenim rasterom na anteriornoj strani

Prethodno navedenim postupcima pripremljeni su modeli ispitne i kontrolne skupine za eksperimentalni dio ispitivanja. U svakoj skupini (ispitna i dvije kontrolne) nalazila su se po tri ispitna uzorka, što je sveukupno devet pripremljenih modela za ekperimentalno ispitivanje.

4.2.4. Umaralica Walter + Bai

Sva dinamička ispitivanja su provedena na servo – hidrauličkoj umaralici LFV 50-HH (Slika 33), proizvođača Walter + Bai (Švicarska). Na ovom uređaju moguće je ispitati uzorke statički i dinamički (ciklički) s maksimalnom silom od 50 kN. Strojem se upravlja pomoću programskog paketa DION – pro u kojem se zadaju parametri ispitivanja – brzina ispitivanja, iznos sile, pomaka i broj ciklusa.

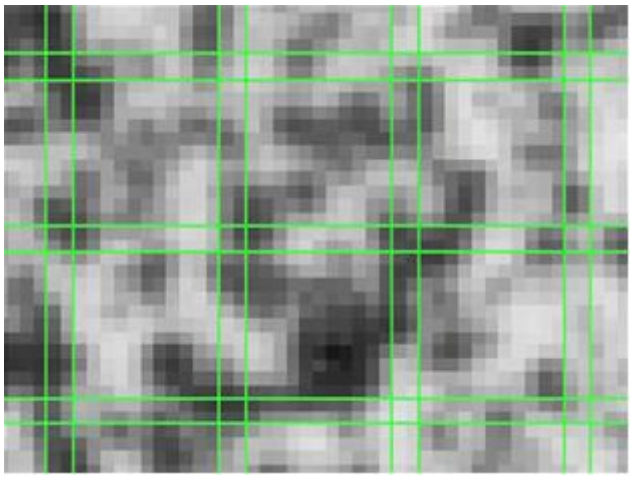
Slika 33. Umaralica Walter+Bai LFV 50-HH

4.2.5. Optički mjerni sustav Aramis

Aramis je bezkontaktni 3D optički mjerni sustav koji analizira, izračunava i dokumentira pomake i deformacije, a koristi principe objektnog raster postupka za analizu slike (Slika 34). Često se koristi za dvodimenzionalno i trodimenzionalno mjerenje promjene oblika, raspodjele pomaka i deformacija na površini pri statičkim ili dinamičkim opterećenjima. Mjerenja se vrše u realnom vremenu tako što se veliki broj točaka s površine mjernog objekta koje snimaju kamere, automatski izračunava u 3D površinske koordinate. S ovim sustavom mogu se odrediti deformacije s točnošću do 0,01 posto. Moguće je izračunati izravno i tenzor naprezanja ukoliko su poznata svojstva materijala. Također se mogu usporediti rezultati iz numeričkih simulacija metodom konačnih elemenata s rezultatima mjerenja.

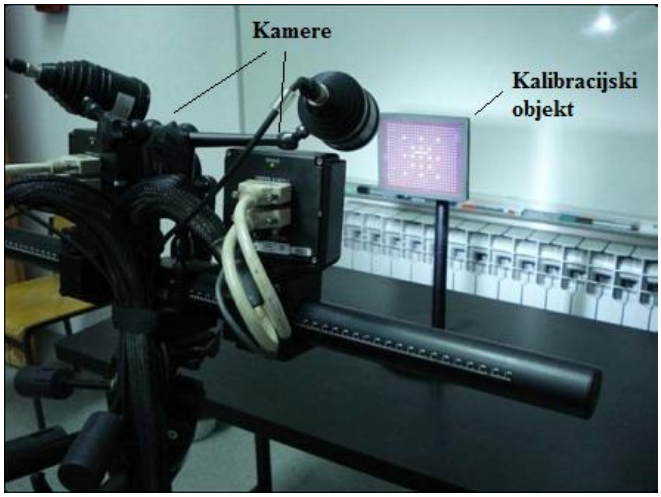
Slika 34. Optički mjerni sustav Aramis 4M [27]

Aramis se često primjenjuje u analizi čvrstoće konstrukcija te analize svojstava materijala jer omogućuje određivanje raspodjele deformacija u mjerenom području. Cijela mjerena površinska struktura snimljena kamerama se softverski diskretizira četverokutima koji se nazivaju fasete. Fasete su kvadratnog oblika, a veličina se definira u pikselima kao i udaljenost između dviju susjednih faseta u softveru (Slika 35).



Slika 35. Faseta veličine 15 x 15 s dva preklapajuća piksela [27]

Prije provedbe mjerenja potrebno je kalibirati sustav. Kalibracijom se podešavaju unutarnji i vanjski parametri kamera te se poništavaju sve nepravilnosti u kameri koje mogu biti uzrokovane okolinom u kojoj se mjeri. Sam proces kalibracije se provodi unaprijed definiranim postupkom uz pomoć kalibracijskog objekta (kalibracijske ploče) dobivenog od proizvođača (Slika 36). Kalibracijski objekt je točno propisanog oblika i dimenzija. Na taj način se umjerava da se jednom pikselu na slici dodjeljuje stvarna mjerna jedinica u milimetrima.



Slika 36. Postupak kalibracije mjernog sustava

Prema uputama proizvođača odabiru se parametri koji ovise o mjernom volumenu – fokus kamere, otvor blende i sl. (Slika 37). Jednom kada se sustav kalibrira, podaci se pohranjuju u memoriju sustava te kalibraciju nije potrebno ponavljati za svako snimanje ukoliko nije došlo do pomicanja kamera čime bi se izgubio željeni fokus ili promjena mjernog volumena.

Leće	Mjerni volumen [mm x mm]	Komentar	Min. udaljenost od mjernog objekta [mm]	Dist. prsten [mm]	Mjerna udaljenost [mm]	Udaljenost kamera [mm]	Kut kamere [°]	Kodirani kalibracijski objekti	Dubina mjernog volumena [mm]									
									1.4	2	2.8	4	5.6	8	11	16	22	32
50mm, familija leća A1 (Titanar)	25 x 18	1)	500	25	205	66	26	CQ 23x18	---	---	n.a.	n.a.	n.a.	n.a.	n.a.	n.a.	---	---
	35 x 26	1)	500	12.5	225	70	25	CQ/CP20 30x24	---	---	n.a.	n.a.	n.a.	n.a.	n.a.	1.8	---	---
	50 x 37	1)	500	12.5	260	88	25	CQ/CP20 55x44	---	---	n.a.	n.a.	n.a.	n.a.	0.5	5.8	---	---
	65 x 48	---	500	---	305	108	25	CQ/CP20 55x44	---	---	n.a.	n.a.	n.a.	n.a.	4.6	13	---	---
	80 x 60	---	500	---	345	126	25	CQ/CP20 55x44	---	---	n.a.	n.a.	n.a.	2.1	9.6	22	---	---
	100 x 75	---	500	---	400	150	25	CP20 90x72	---	---	n.a.	n.a.	n.a.	7.6	19	38	---	---
	125 x 90	---	500	---	475	184	25	CP20 90x72	---	---	n.a.	n.a.	4.1	18	35	65	---	---
	150 x 110	---	500	---	550	216	25	CP20 175x140	---	---	n.a.	n.a.	12	32	57	99	---	---
	175 x 130	---	500	---	625	250	25	CP20 175x140	---	---	n.a.	4.6	22	49	82	140	---	---
	200 x 150	---	500	---	695	282	25	CP20 175x140	---	---	n.a.	11	34	68	110	190	---	---
	250 x 180	---	500	---	845	348	25	CP20 250x200	---	---	4.7	31	66	120	190	>250	---	---
	300 x 220	---	800	---	995	414	25	CP20 250x200	---	---	20	57	110	180	280	>300	---	---
	350 x 260	---	800	---	1140	480	25	CP20 350x280	---	---	38	88	160	260	>350	>350	---	---
	400 x 290	---	800	---	1290	546	25	CP20 350x280	---	---	62	130	220	350	>400	>400	---	---
	500 x 370	---	800	---	1590	678	25	CP20 350x280	---	---	120	230	370	>500	>500	>500	---	---
	750 x 550	2)	1200 fixed	---	2310	---	29	CC20 700x560	---	---	330	560	>750	>750	>750	>750	---	---
	1000 x 730	2)	1200 fixed	---	3070	---	22	CC20 1000x800	---	---	740	>1000	>1000	>1000	>1000	>1000	---	---
	1250 x 920	2)	1600 fixed	---	3800	---	24	CC20 1400x1120	---	---	1200	>1250	>1250	>1250	>1250	>1250	---	---
	1500 x 1100	2)	1600 fixed	---	4550	---	20	CC20 1400x1120	---	---	>1500	>1500	>1500	>1500	>1500	>1500	---	---
	1750 x 1300	2)	1600 fixed	---	5290	---	17	CC20 2000x1600	---	---	>1750	>1750	>1750	>1750	>1750	>1750	---	---

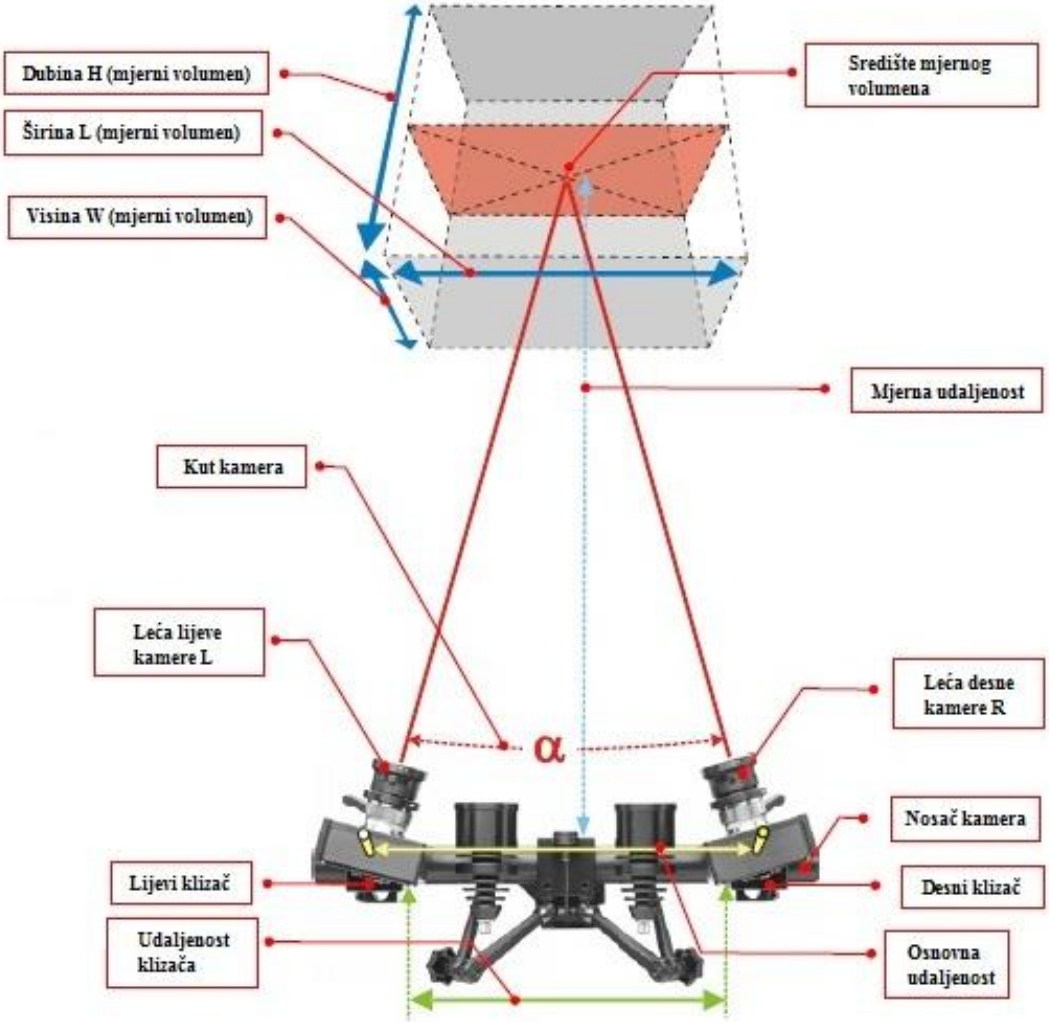
Legenda: 1) Bez laserske točkice
2) Za više informacija obratiti pažnju na upute za korištenje - "Hardware for ARAMIS"

--- Promjer leća nije moguće podešavati
n.a. Nije moguće namjestiti fokus na cijeli mjerni volumen

Slika 37. Parametri sustava ovisno o odabiru mjernog volumena [27]

Za potrebe ovih eksperimentalnih ispitivanja odabran je kalibracijski objekt CP20/MV90/72, a parametri za snimanje s ovim mjernim volumenom su sljedeći (Slika 38):

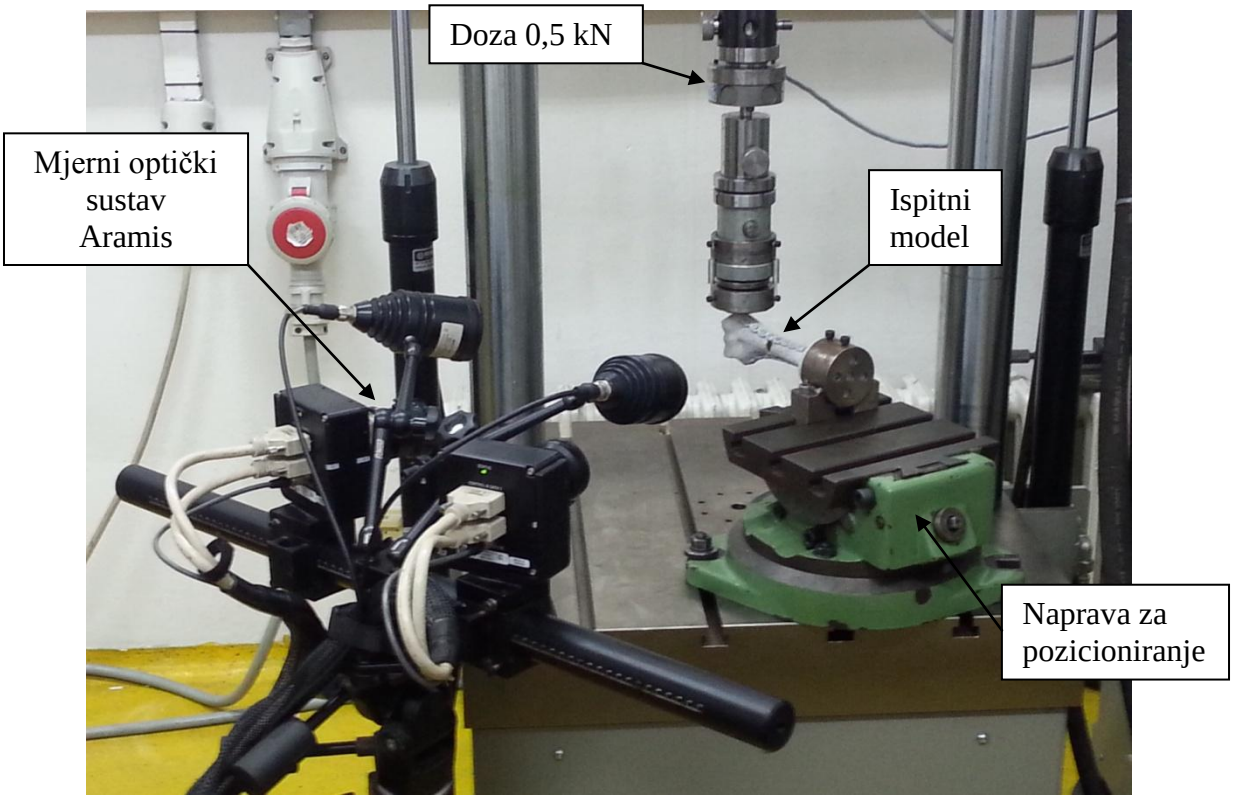
- objektiv 50 mm,
- mjerni volumen: 200×150 mm,
- mjerna udaljenost: 695 mm,
- međusobna udaljenost kamera: 282 mm,
- kut kamera: 25°.



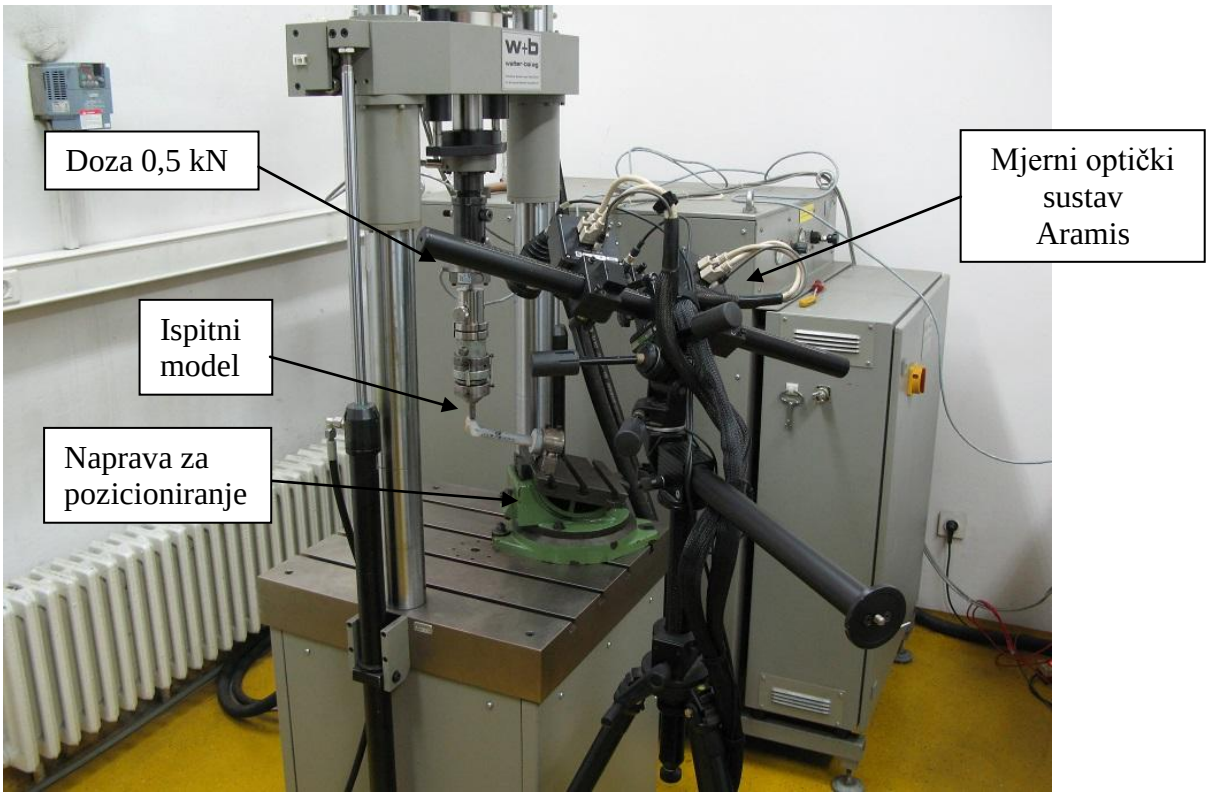
Slika 38. Parametri potrebni za kalibraciju sustava ovisno o odabranom mjernom volumenu [27]

4.2.6. Pozicioniranje ispitnih modela

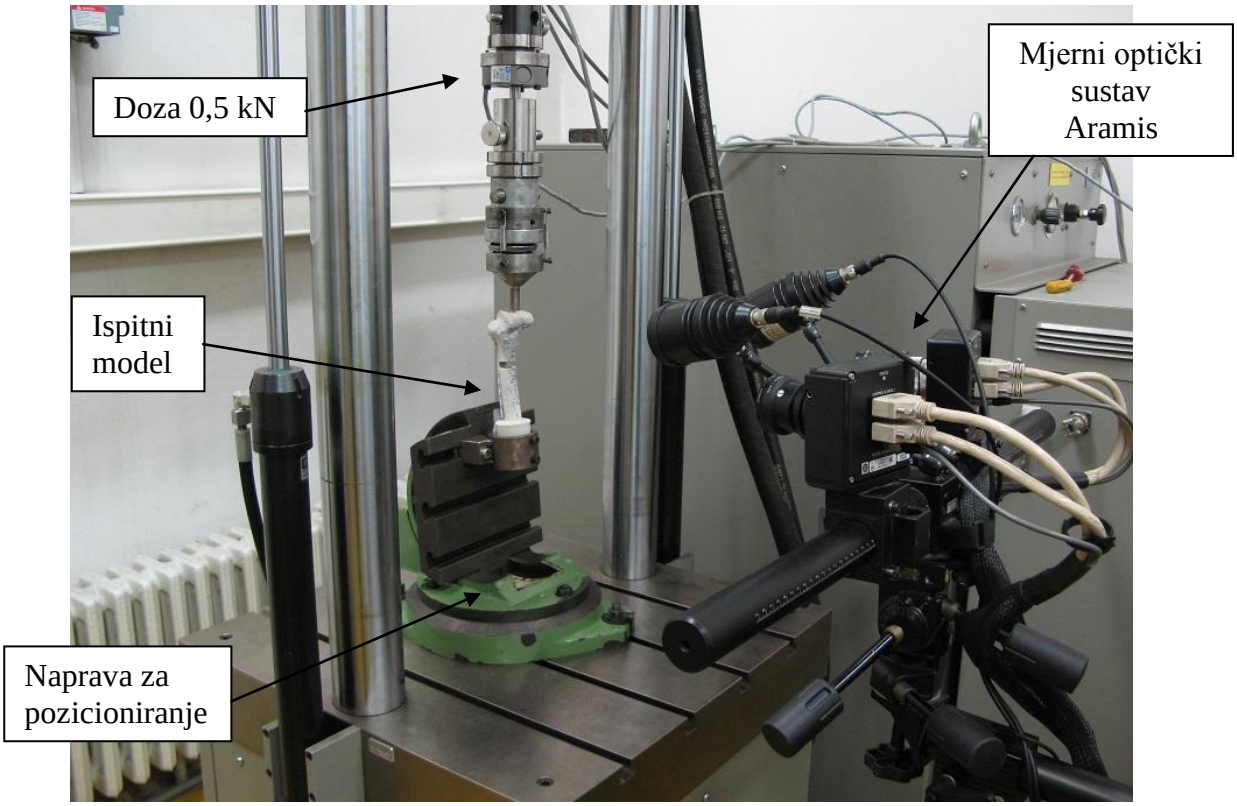
Prije početka provedbe eksperimentalnih ispitivanja potrebno je ispravno pozicionirati ispitni model na umaralici kako bi se osiguralo pravilno opterećivanje modela i pozicioniranje optičkog mjernog sustava. Modeli su, u svojim čeličnim kalupima, postavljani u napravu koja omogućuje manipulaciju ispitnim modelom kako bi se namjestio željeni položaj. Nakon što se dovela u željeni položaj, naprava se vijcima pričvrćuje za stol umaralice. Ova naprava također osigurava dodatne manipulacijske mogućnosti u vidu promjene kuta oko horizontalne i vertikalne osi. Položaj uzoraka tijekom bočnog opterećenja, savijanja i aksijalnog tlačnog opterećenja prikazan je na slikama 39, 40 i 41.



Slika 39. Eksperimentalno ispitivanje pri postraničnom (bočnom opterećenju)



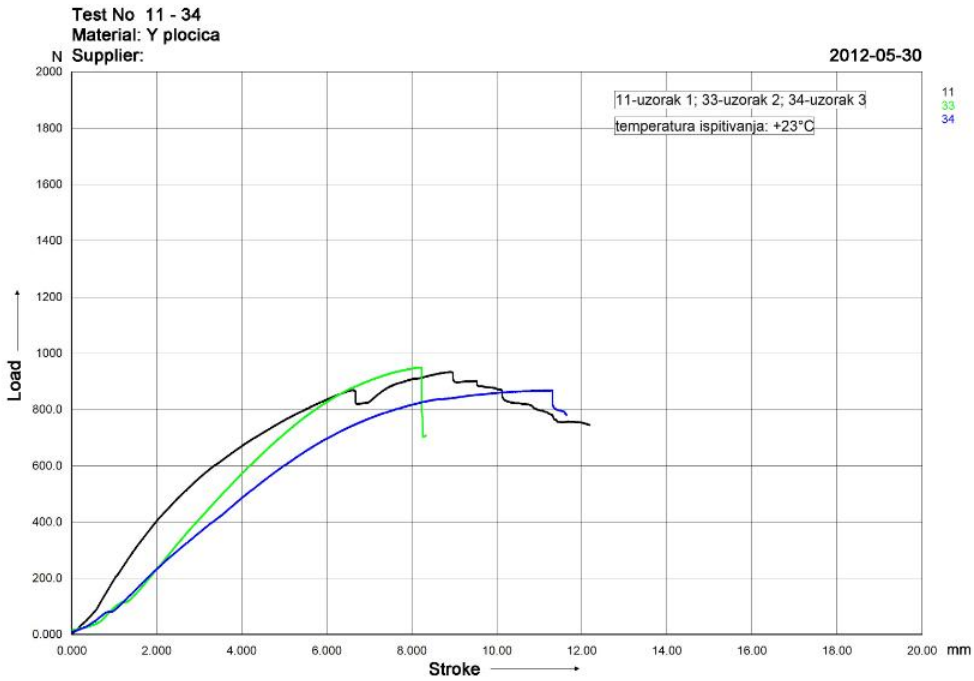
Slika 40. Eksperimentalno ispitivanje pri savojnom opterećenju



Slika 41. Eksperimentalno ispitivanje pri aksijalnom opterećenju

4.2.7. Rezultati statičkih ispitivanja

U ovom dijelu bit će izneseni rezultati statičkih ispitivanja provedenih na osteosintetskim modelima distalnog humerusa pri aksijalnom, bočnom i savojnom opterećenju s ciljem određivanja krutosti i stabilnosti modela. Statička ispitivanja su provedena i s intaktnim osteoporotičnim i neosteoporotičnim modelom humerusa kako bi se dobio uvid u odziv kosti različite kvalitete na mehaničko opterećenje. Rezultati statičkih ispitivanja su bili iznimno bitni kako bi se primjereno odabrala sila za dinamičko ispitivanje, kod koje će model biti cijelo vrijeme u elastičnom području, tj. u području bez plastičnih deformacija i oštećivanja modela. Kao i kod numeričkih modela, radijalni kondil je bio opterećen s 60 posto, a ulnarni kondil s 40 posto sile kod aksijalnog i savojnog opterećenja. Opterećenje je izvršeno do loma modela. Svi modeli opterećeni su na statičkoj kidalici Beta 50-5 (Messphysik, Austrija). Za nekontaktno mjerenje površinskih pomaka korišten je optički mjerni sustav Aramis 4M. Ova ispitivanja provedena su u okviru rada [19], a ovdje je prikazan samo dijagram sila – pomak za aksijalno ispitivanje modela s Y pločicom (Slika 42).



Slika 42. Dijagram statičkog aksijalnog opterećenja kod modela s Y pločicom [19]

4.2.8. Provedba eksperimentalnog ispitivanja

Na temelju ispitivanja pri statičkom opterećenju [19], odabrani su parametri za cikličko opterećivanje modela ispitne i kontrolne skupine. Parametri opterećivanja su prikazani u tablici 6.

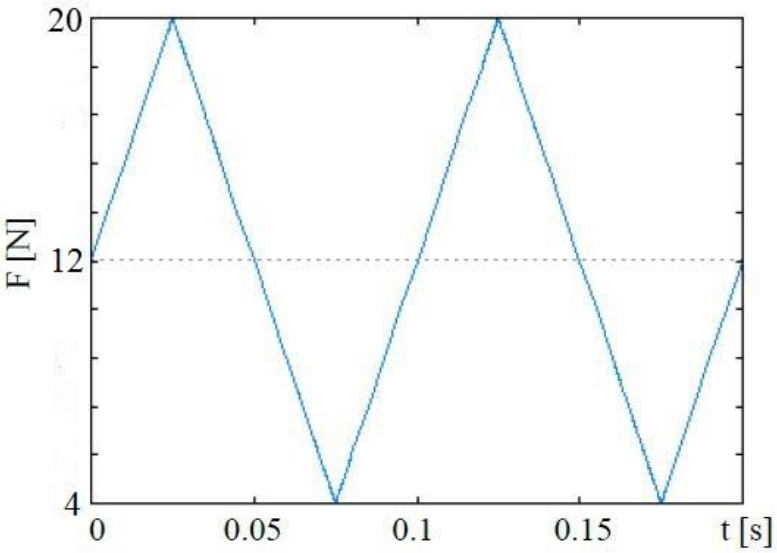
Tablica 6. Odabrani parametri opterećivanja za dinamičko ispitivanje

	Sila, N	Brzina opterećivanja, mm/s	Doza umaralice, kN
Bočno (postraničnо) opterećenje	4 – 20	4	0,5
Savijanje	6 – 20	3	0,5
Aksijalno opterećenje	45 – 150	0,5 * 1,5 **	0,5

* - iznos brzine kod ispitivanja modela s rekonstrukcijskim i LCP pločicama

** - iznos brzine kod ispitivanja modela s novokonstruiranom Y pločicom

Eksperimentalno dinamičko ispitivanje je provedeno na sveukupno 9 umjetnih modela distalnog humerusa s izvršenom osteosintezom rekonstrukcijskim, LCP i novokonstruiranom Y pločicom. Nakon postavljanja modela u napravu za pozicioniranje, snimljeno je pet probnih slika mjernim optičkim sustavom Aramis kako bi se ustvrdilo da li je raster zadovoljavajuće kvalitete kako bi sustav što točnije mogao prepoznati površinu ispitnog modela. Na temelju odabranih parametara za dinamičko opterećivanje napisan je programski kod za korištenje servo – hidrauličke umaralice. Kao ulazni podaci definirani su iznos opterećenja, brzina opterećivanja i broj ciklusa, a kao izlazni podatak je dobiven pomak kao funkcija broja ciklusa opterećenja. Za oblik cikličkog opterećenja odabran je trokutasti oblik opterećenja (Slika 43).



Slika 43. Trokutasti oblik opterećenja (bočno ispitivanje)

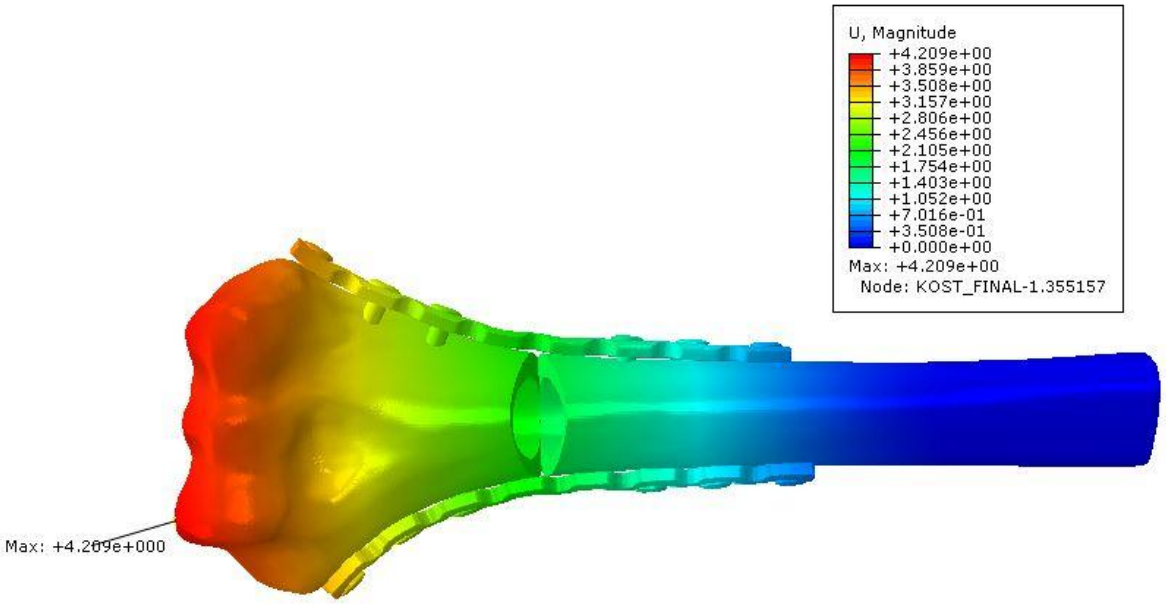
Za broj ciklusa opterećenja je odabrano 5000 ciklusa što je uobičajeni broj ciklusa koji se navodi u literaturi [19]. Taj broj ciklusa simulira vrijeme od oko 3 mjeseca, a u tom vremenskom periodu se očekuje zaraštavanje prijeloma u toj regiji. Tijekom svih ispitivanja ispitni uzorak je slikan mjernim optičkim sustavom u svakom 100 – tom ciklusu pri maksimalnoj i minimalnoj sili čime je dobiveno dovoljno fotografija za pouzdanu analizu.

5. REZULTATI

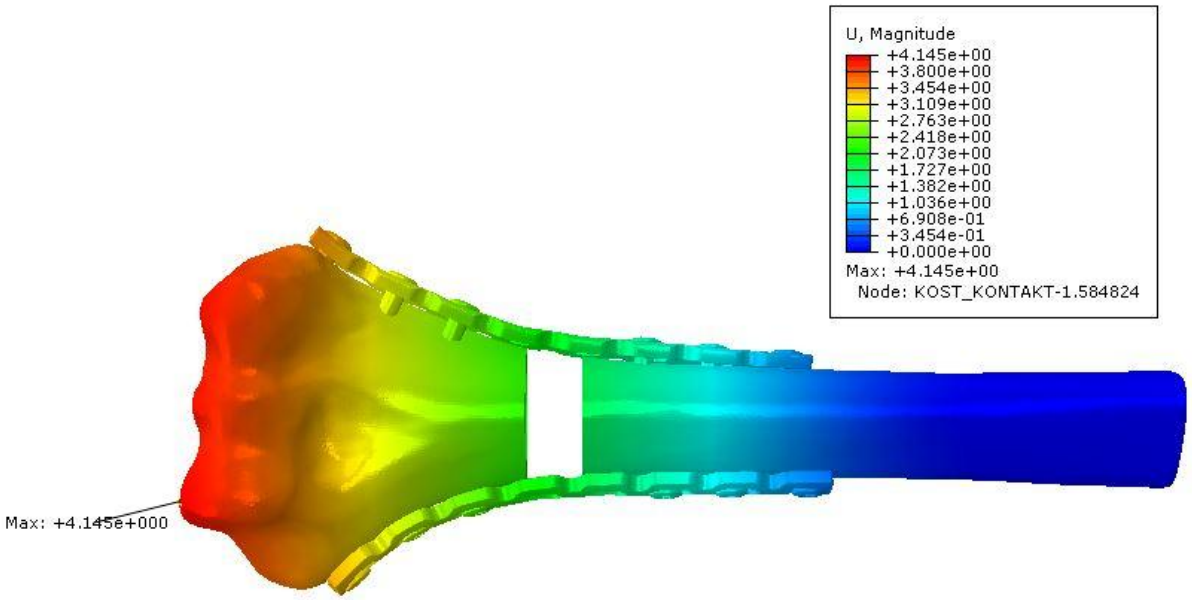
U ovom poglavlju prikazani su rezultati numeričkih simulacija i eksperimentalnih ispitivanja pomoću kojih će se analizirati stabilnost sustava vijak – pločica – kost. Računalne simulacije su provedene sa sva tri oblika frakturne pukotine dok su eksperimentalna ciklička ispitivanja provedena na kontrolnim i ispitnim modelima s paralelnom frakturnom pukotinom kao najnepovoljnijim slučajem nestabilnosti na mjestu prijeloma.

5.1. Rezultati računalnih simulacija

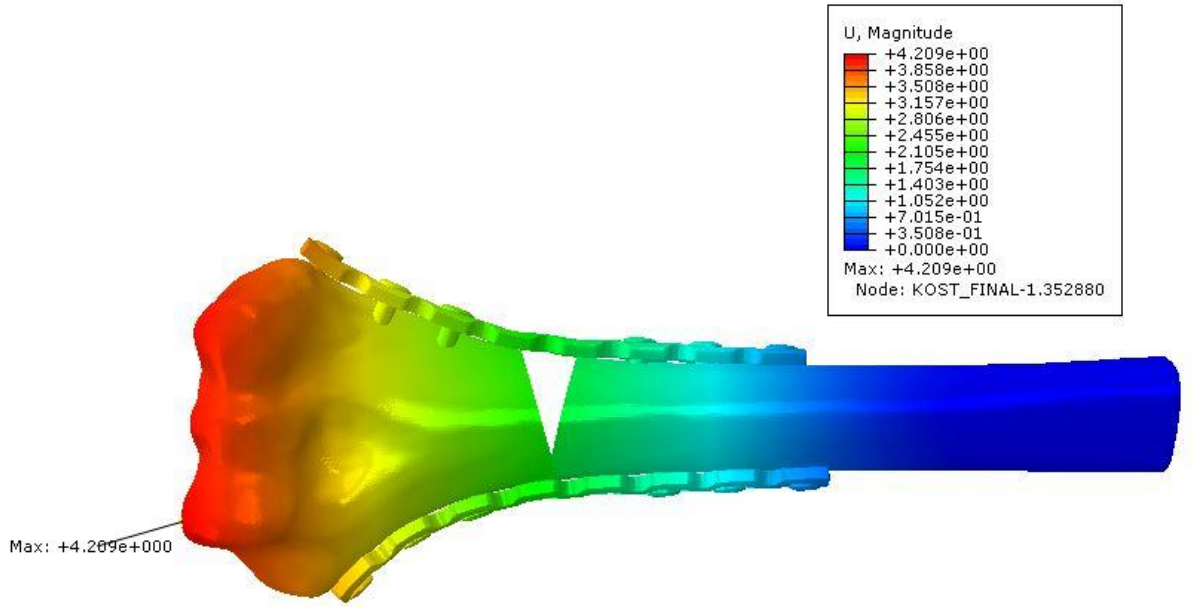
Cilj računalnih simulacija je bio: a) odabir konfiguracije rekonstrukcijskih pločica za kontrolni model (paralelna ili perpendikularna), b) ispitivanje utjecaja oblika frakturne pukotine na pomake koštanih ulomaka. Iz tog razloga su prikazani rezultati za maksimalne pomake i pomake na frakturnoj pukotini te maksimalna ekvivalentna naprezanja u kostima i pločicama modela. Na slikama 44, 45 i 46 prikazani su ukupni maksimalni pomaci kontrolnog modela s dvije rekonstrukcijske pločice u paralelnoj konfiguraciji i s različitim frakturnim pukotinama. Iznosi ukupnih pomaka ostalih modela prikazani su dijagramom na slici 47.



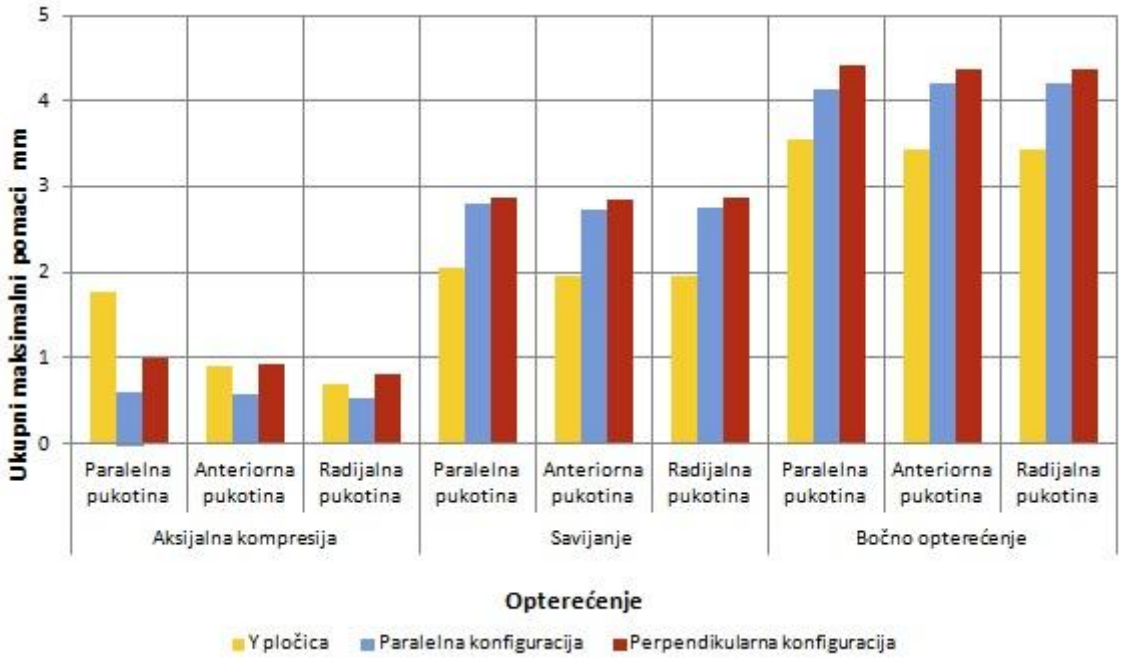
Slika 44. Pomaci kontrolnog modela s dvije rekonstrukcijske pločice u paralelnoj konfiguraciji s anteriornom pukotinom pri bočnom opterećenju



Slika 45. Pomaci kontrolnog modela s dvije rekonstrukcijske pločice u paralelnoj konfiguraciji s ravnom paralelnom pukotinom pri bočnom opterećenju

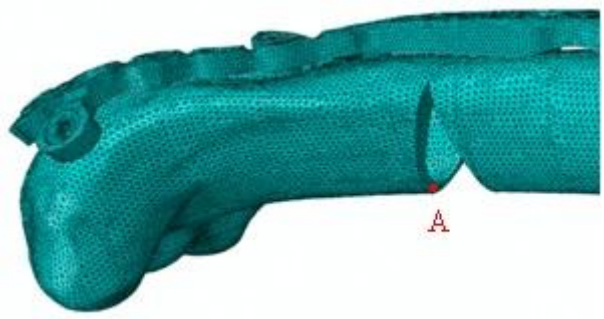


Slika 46. Pomaci kontrolnog modela s dvije rekonstrukcijske pločice u paralelnoj konfiguraciji s radijalnom pukotinom pri bočnom opterećenju



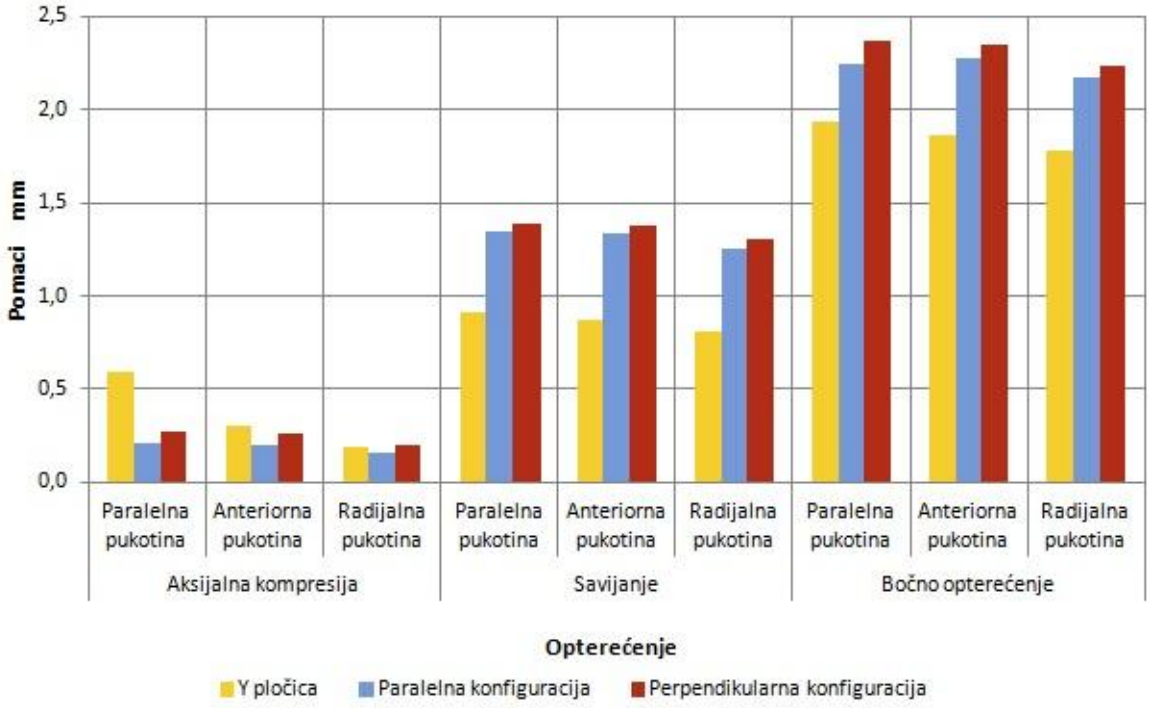
Slika 47. Ukupni maksimalni pomaci distalnog kraja kontrolnih i ispitnih modela

Pomaci na frakturnoj pukotini su kod svih modela analizirani na distalnom rubu frakturne pukotine u točki A (Slika 48). Ova točka je odabrana pošto analiza pomaka po rubu pukotine pokazuje da su pomaci kod svih modela najveći upravo u točki A.



Slika 48. Točka A na distalnom rubu frakturne pukotine

Na slici 49 prikazani su pomaci u točki A na distalnom rubu frakturne pukotine za kontrolne i ispitne modele za sva tri oblika frakturne pukotine pri različitim opterećenjima.



Slika 49. Pomaci u točki A na distalnom rubu frakturne pukotine

U tablici 7 su prikazana ekvivalentna naprezanja u kostima i pločicama za modele kontrolne i ispitne skupine za sve oblike frakturne pukotine pri različitim opterećenjima.

Tablica 7. Maksimalna ekvivalentna naprezanja u kostima i pločicama kontrolnih i ispitnih modela

		Aksijalna kompresija			Savijanje			Bočno opterećenje		
		Paralelna pukotina	Anteriorna pukotina	Radijalna pukotina	Paralelna pukotina	Anteriorna pukotina	Radijalna pukotina	Paralelna pukotina	Anteriorna pukotina	Radijalna pukotina
Paralelna konfiguracija	Kost	10,86	14,42	22,46	13,98	15,02	15,09	14,12	20,51	23,64
	Pločica	309,40	173,30	152,40	143,10	119,60	140,30	160,80	153,60	153,60
Perpendikularna konfiguracija	Kost	18,48	25,06	46,29	14,95	15,01	15,12	15,19	15,47	18,45
	Pločica	280,40	255,30	205,30	152,40	137,20	149,70	193,80	165,80	165,90
Y pločica	Kost	25,01	32,56	48,49	14,87	15,37	15,42	16,54	22,58	22,67
	Pločica	567,40	276,80	160,30	189,00	221,10	220,90	189,00	83,66	83,68

5.2. Analiza rezultata računalnih simulacija

Kod svih modela se maksimalni pomaci pojavljuju na distalnom artikulacijskom dijelu, nešto više na radijalnoj kolumni. Prema slici 47 najveći su kod bočnog opterećenja. Uspoređujući konfiguracije pločica, vidi se da novokonstruirana Y pločica pruža najstabilniji sustav kada se radi o bočnom opterećenju i savijanju kod svih vrsta frakturnih pukotina, dok su neznatno veći pomaci kod aksijalne kompresije modela s radijalnom i anteriornom pukotinom. Kod aksijalne kompresije modela s paralelnom pukotinom, rekonstrukcijske pločice u paralelnoj konfiguraciji pružaju najstabilniju konstrukciju, dok su pomaci kod ispitnog modela nešto veći. Pomaci u točki A na distalnom rubu frakturne pukotine su najmanji kod ispitnog modela pri bočnom opterećenju i savijanju, dok su pri navedenim opterećenjima najveći kod perpendikularne konfiguracije. Kod aksijalne kompresije pomaci u točki A su najmanji kod paralelne konfiguracije, a neznatno su veći ispitnih modela s anteriornom i radijalnom frakturnom pukotinom. Nešto veći pomaci u točki A u odnosu na kontrolne modele su kod aksijalne kompresije ispitnog modela s paralelnom frakturnom pukotinom.

Analizirajući maksimalna ekvivalentna naprezanja prikazana u tablici 7, vidljivo je da su naprezanja u pločici manja kod modela s anteriornom i radijalnom pukotinom u usporedbi s modelima s paralelnom pukotinom, što je posebno izraženo kod modela s Y pločicom pri aksijalnom i bočnom opterećenju. Za razliku od toga, naprezanja u kostima kod modela s kortikalnim koštanim kontaktom su veća nego kod modela s paralelnom pukotinom.

Najveći pad naprezanja je kod aksijalne kompresije ispitnog modela, posebno kod radijalne pukotine (354%), s porastom naprezanja u kostima (97%). Kod savijanja to nije slučaj, gdje su naprezanja kod ispitnog modela manja u slučaju paralelne pukotine. Pri bočnom opterećenju ispitnog modela, naprezanja u pločici se smanjuju (55,7%), dok u kostima rastu (36,7%).

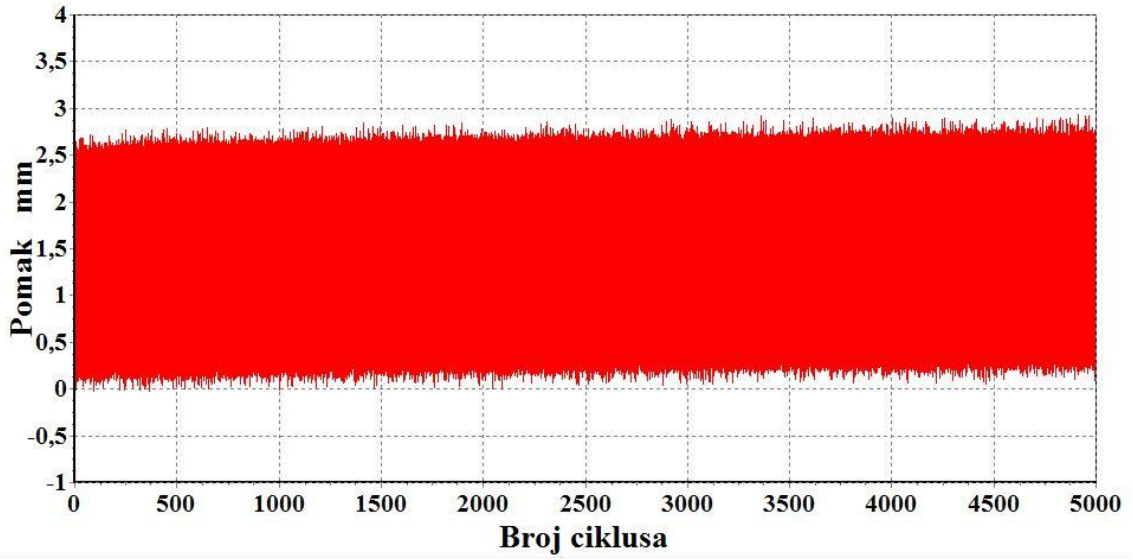
5.3. Rezultati eksperimentalnih ispitivanja

Nakon provedbe eksperimentalnih ispitivanja s modelima ispitne i kontrolne skupine pri aksijalnom, bočnom i savojnom opterećenju, obrađeni su podaci mjerenja. Obrada mjerenja je izvršena u softverskom paketu sustava Aramis te su kod svakog 100 – tog ciklusa određeni pomaci kod minimalne i maksimalne sile, te promjena duljine frakturne pukotine.

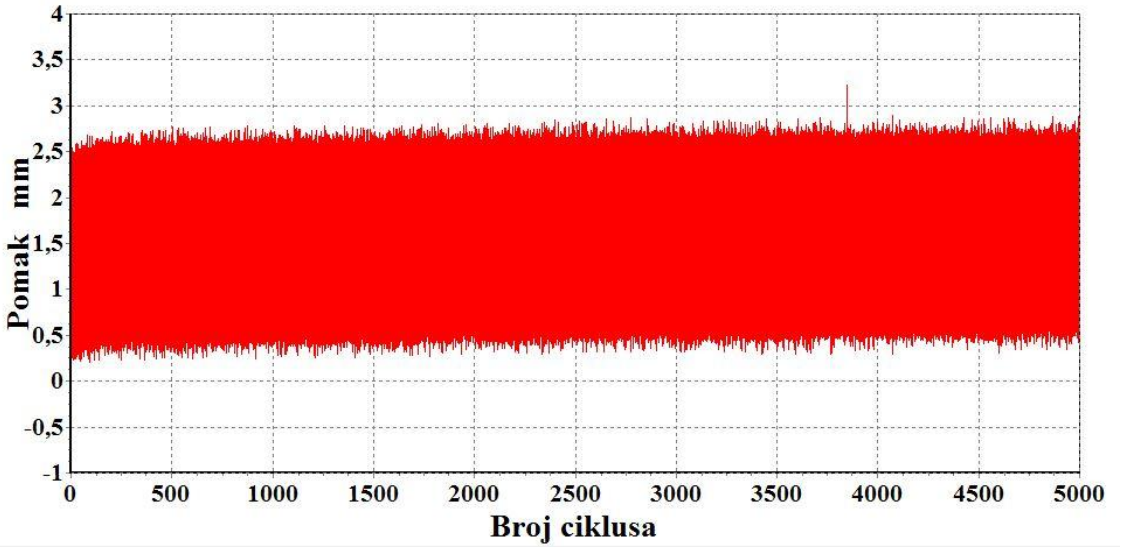
5.3.1. Rezultati ispitivanja pri bočnom opterećenju

Modeli su opterećivani cikličkim bočnim opterećenjem u iznosu F_{min} = 4 N, F_{max} = 20 N tijekom 5000 ciklusa.

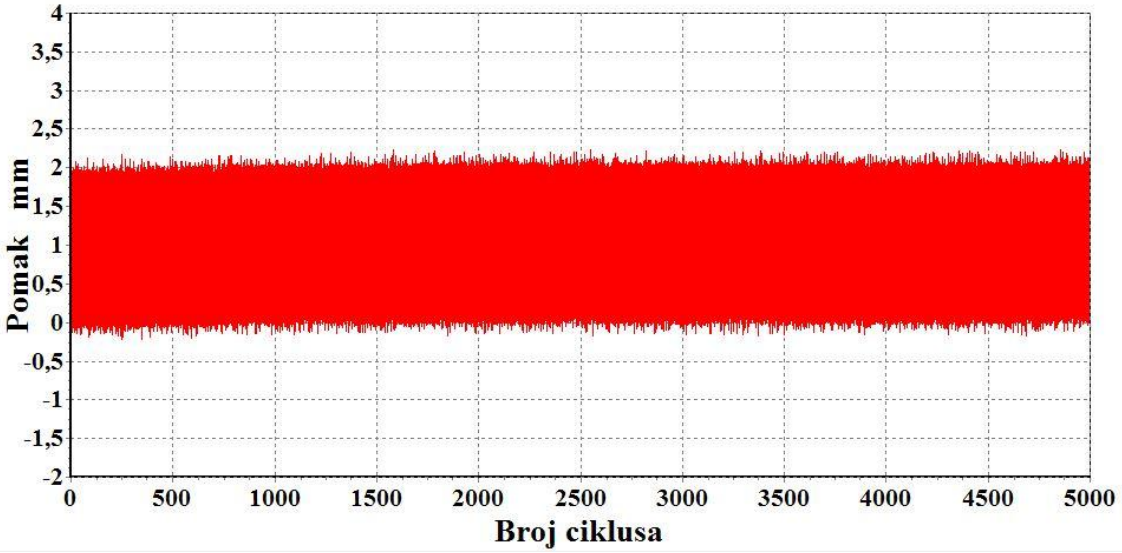
Na dijagramima slika 50, 51 i 52 prikazani su minimalni i maksimalni pomaci distalnog kraja modela u funkciji broja ciklusa. Ovi pomaci su dobivani izravno s umaralice te su obrađeni u programskom paketu ShowZPA.



Slika 50. Maksimalni i minimalni pomaci distalnog kraja kontrolnog modela 1 s LCP pločicama

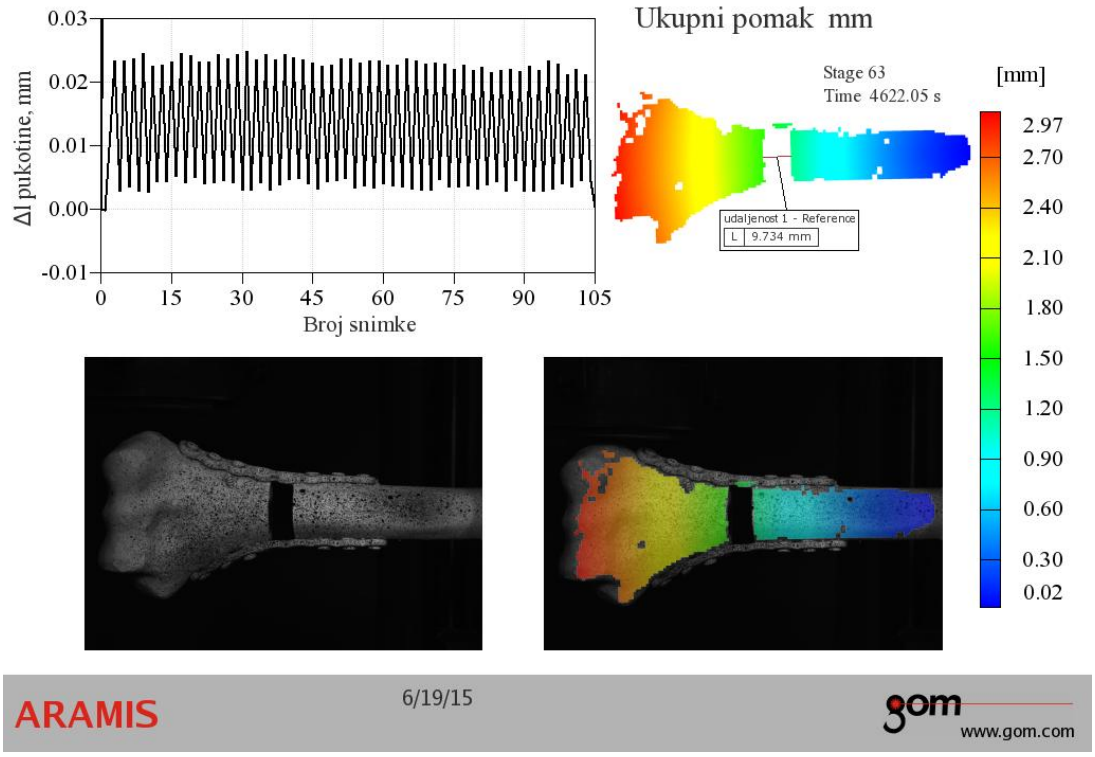


Slika 51. Maksimalni i minimalni pomaci distalnog kraja kontrolnog modela 1 s rekonstrukcijskim pločicama

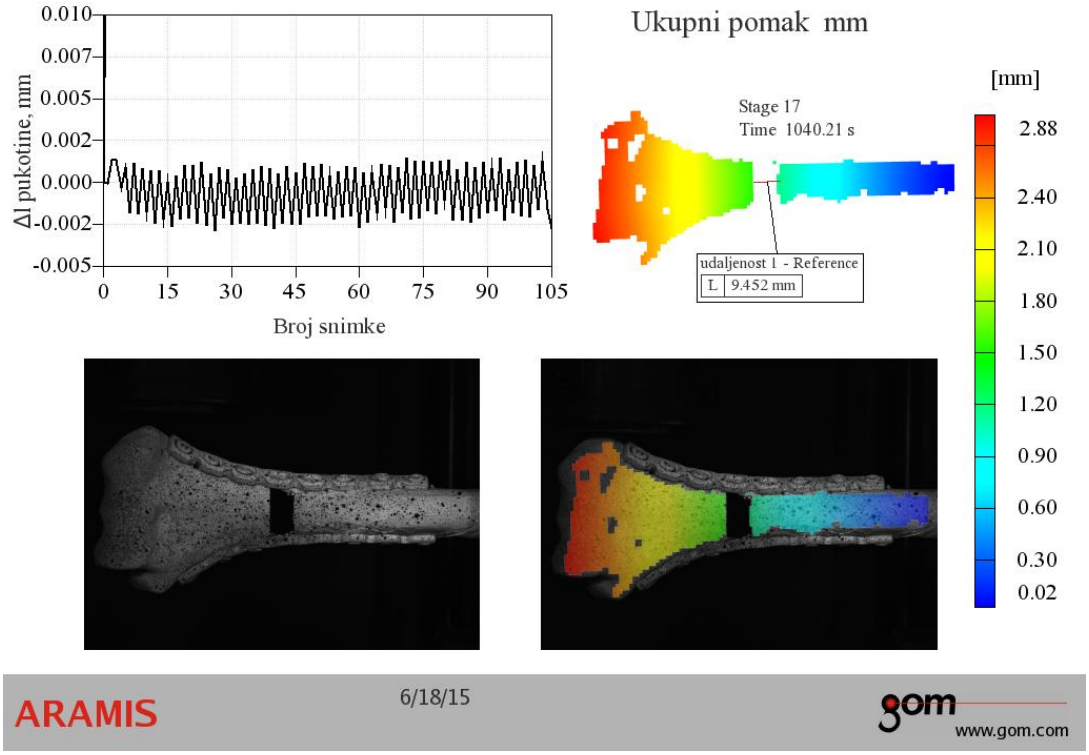


Slika 52. Maksimalni i minimalni pomaci distalnog kraja ispitnog modela 1 s novokonstruiranom Y pločicom

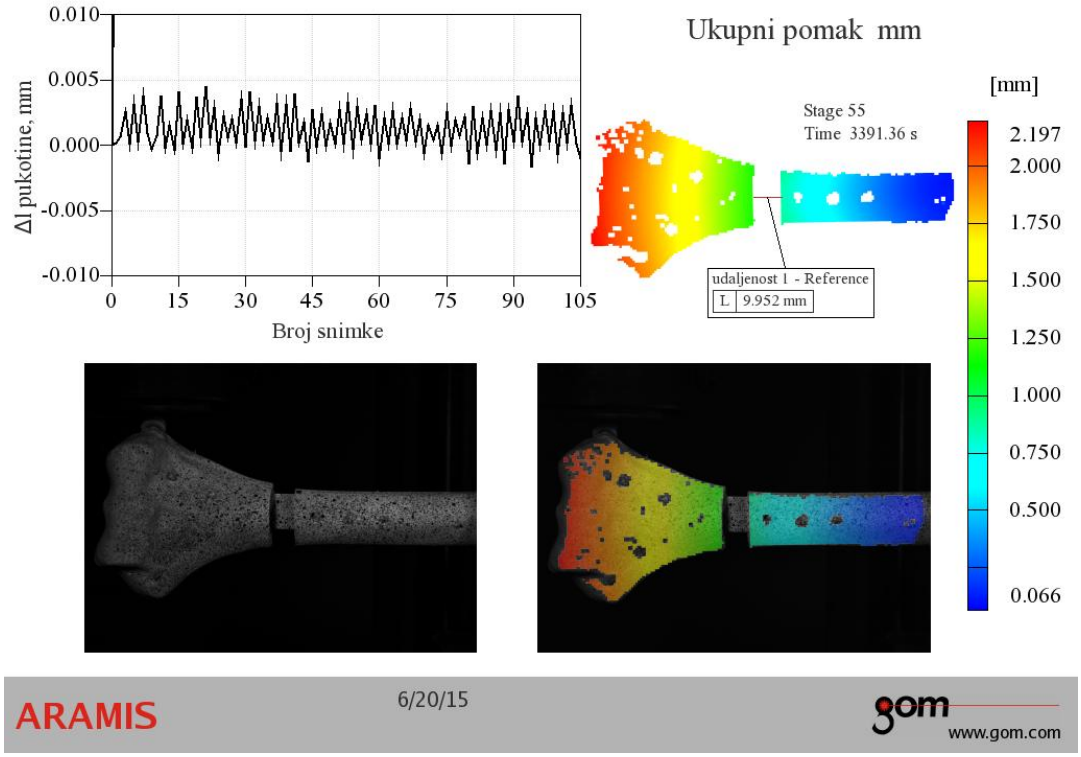
U programskom paketu optičkog mjernog sustava Aramis v6.2.0. obrađeni su podaci mjerenja. Tijekom 5000 ciklusa, u svakom 100 – tom je napravljeno mjerenje kako bi se dobili podaci o promjeni duljine frakturne pukotine na svakom modelu. Na slikama 53 – 55 prikazani su mjerni izvještaji koji prikazuju promjenu duljine frakturne pukotine pri aksijalnom i bočnom opterećenju te savijanju za sva tri modela. Na navedenim slikama, u gornjem lijevom kutu prikazan je dijagram promjene duljine pukotine za svaki 100 – ti ciklus, dok su u gornjem desnom kutu grafički prikazani ukupni pomaci na koštanom modelu te trenutna promjena duljine u pojedinom koraku. Također je s desne strane prikazano mjerilo za pomake. Na slikama se u donjem lijevom kutu može vidjeti model s nanešenim rasterom, tj. neobrađena slika snimljena s Aramisom. U donjem desnom kutu je prikazana obrađena slika, tj. pretvaranje piksela faseta u stvarne jedinice duljine.



Slika 53. Promjena duljine frakturne pukotine kontrolnog modela 1 s LCP pločicama



Slika 54. Promjena duljine frakturne pukotine kontrolnog modela 1 s rekonstrukcijskim pločicama

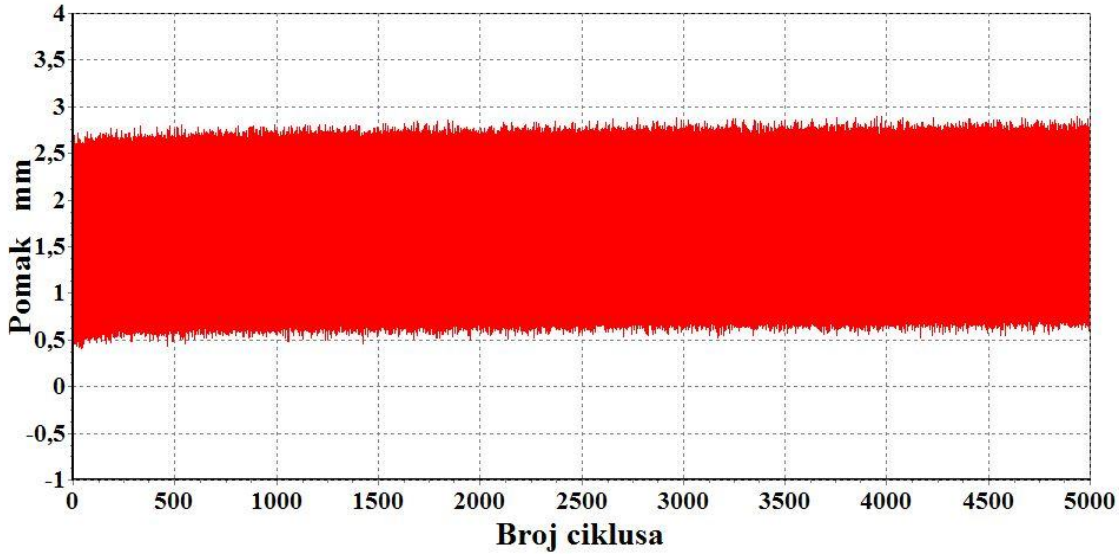


Slika 55. Promjena duljine frakturne pukotine ispitnog modela 1 s novokonstruiranom Y pločicom

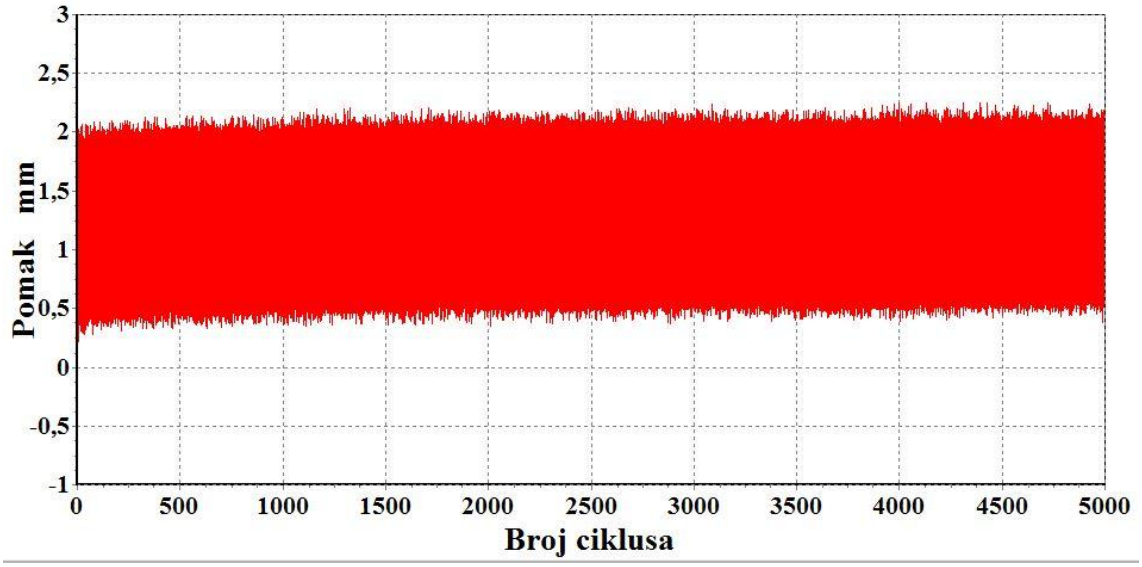
5.3.2. Rezultati ispitivanja pri savojnom opterećenju

Modeli su opterećivani cikličkim savojnim opterećenjem u iznosu F_{min} = 6 N, F_{max} = 20 N tijekom 5000 ciklusa.

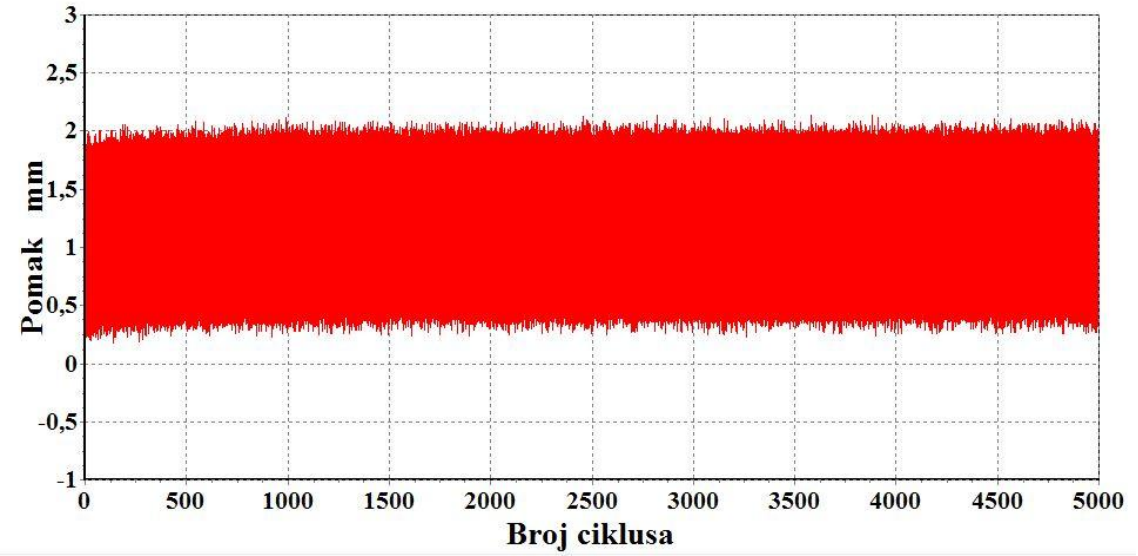
Maksimalni i minimalni pomaci distalnog kraja pri savojnom opterećenju za sva tri modela prikazani su dijagramima na slikama 56, 57 i 58.



Slika 56. Maksimalni i minimalni pomaci distalnog kraja kontrolnog modela 1 s LCP pločicama

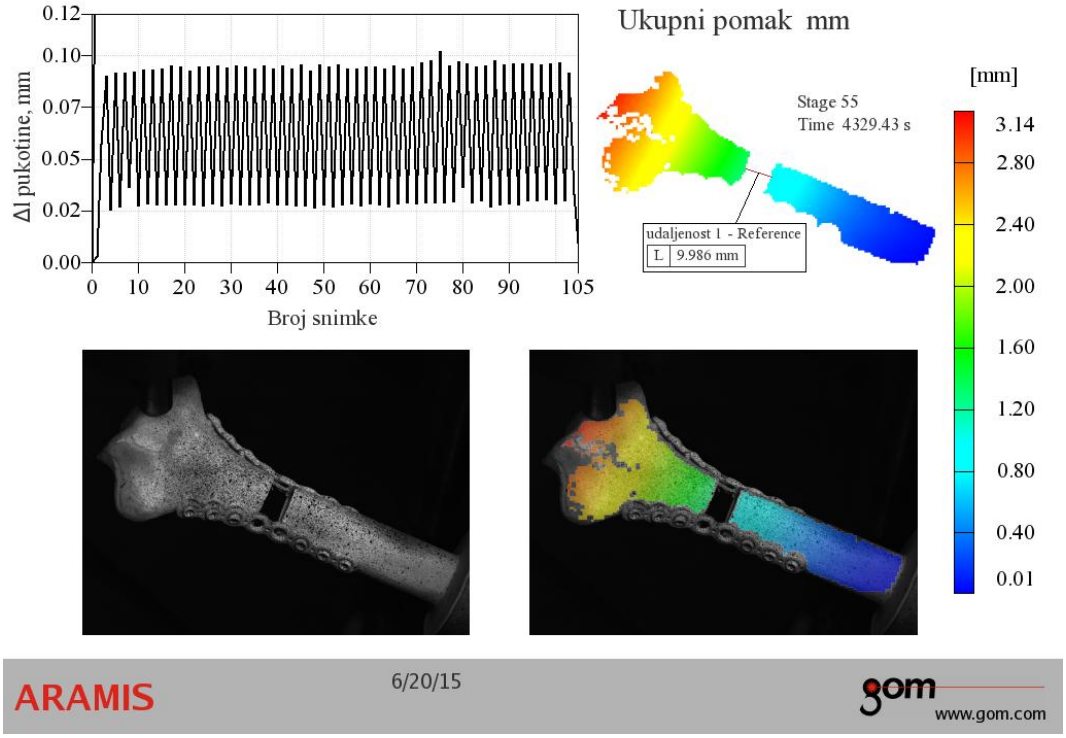


Slika 57. Maksimalni i minimalni pomaci distalnog kraja kontrolnog modela 1 s rekonstrukcijskim pločicama

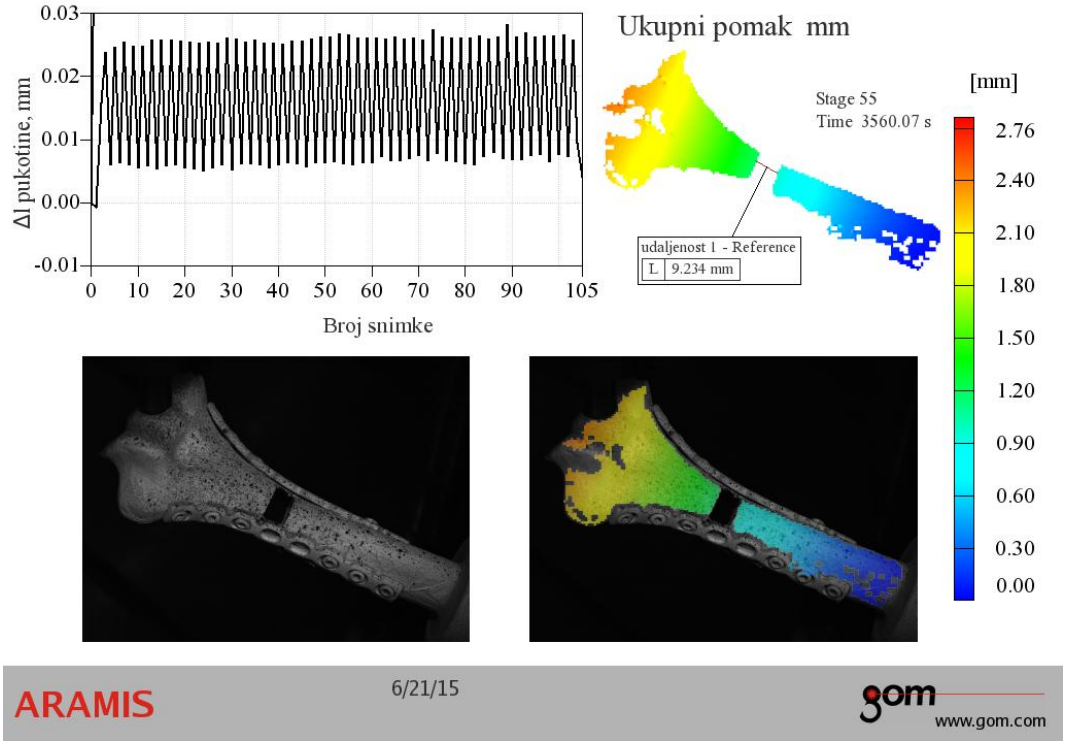


Slika 58. Maksimalni i minimalni pomaci distalnog kraja ispitnog modela 1 s novokonstruiranom Y pločicom

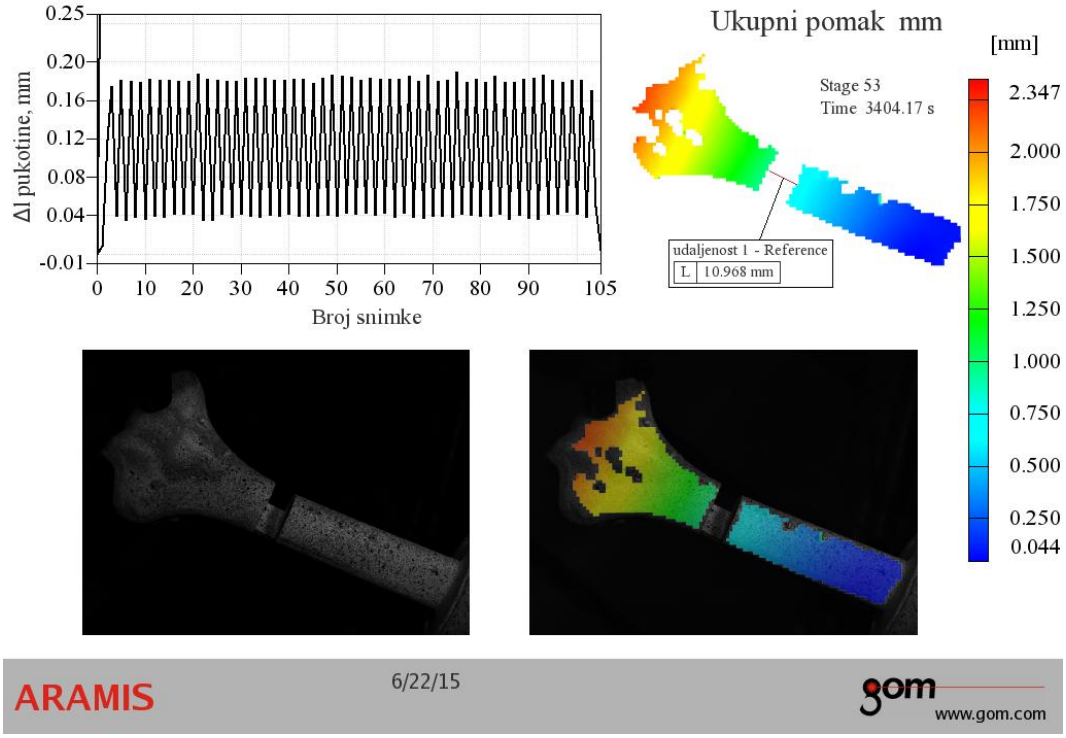
Promjena duljine frakturne pukotine određena je kao i kod bočnog opterećenja, a rezultati za sva tri modela su prikazani dijagramom na slikama 59, 60 i 61.



Slika 59. Promjena duljine frakturne pukotine kontrolnog modela 1 s LCP pločicama



Slika 60. Promjena duljine frakturne pukotine kontrolnog modela 1 s rekonstrukcijskim pločicama

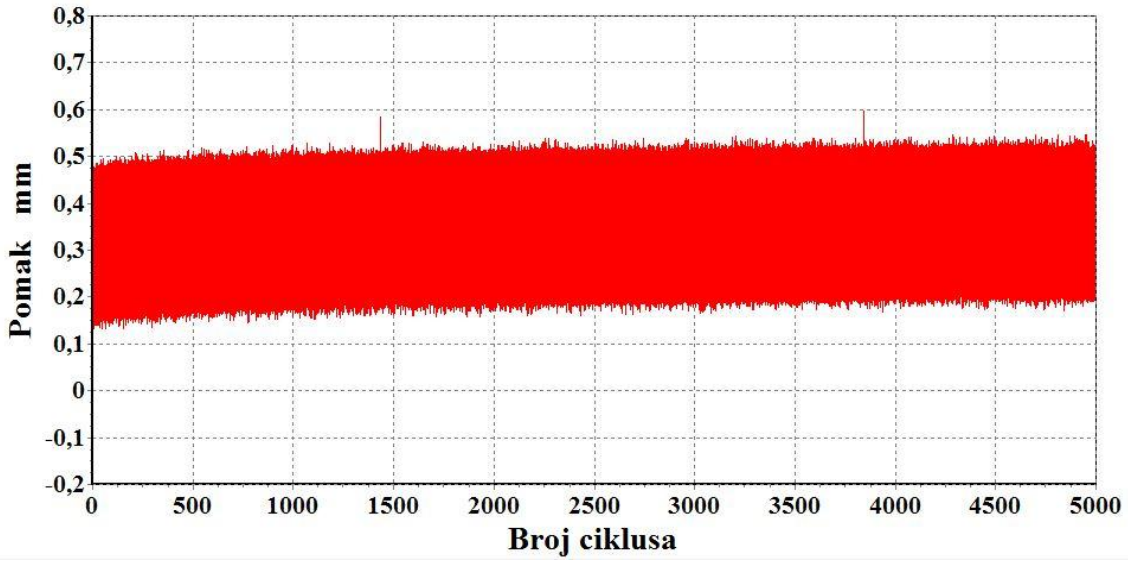


Slika 61. Promjena duljine frakturne pukotine ispitnog modela 1 s novokonstruiranom Y pločicom

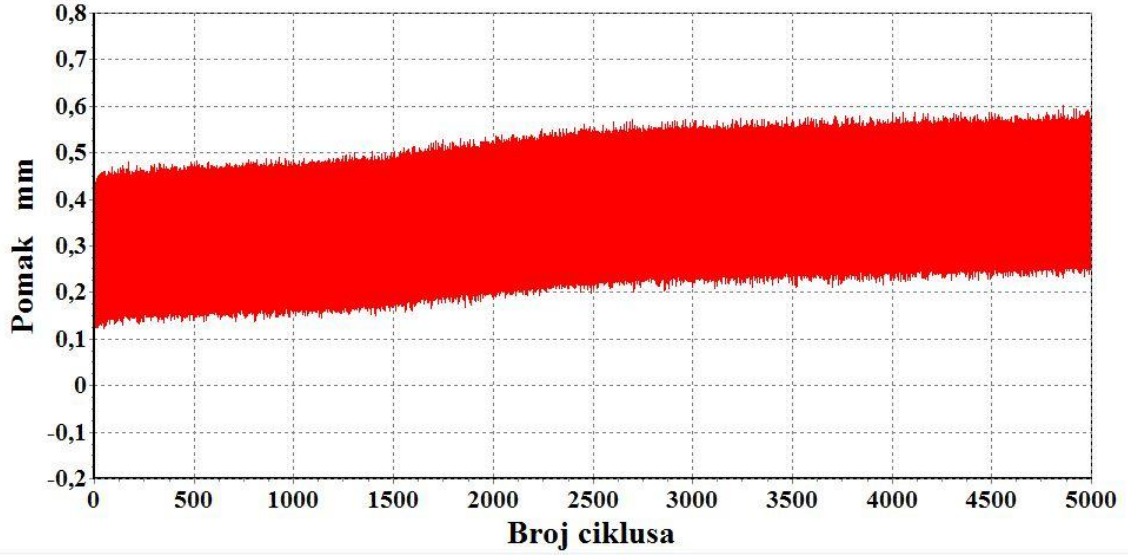
5.3.3. Rezultati ispitivanja pri aksijalnom opterećenju

Modeli su opterećivani cikličkim aksijalnim opterećenjem sa silama F_{min} = 45 N, F_{max} = 150 N tijekom 5000 ciklusa.

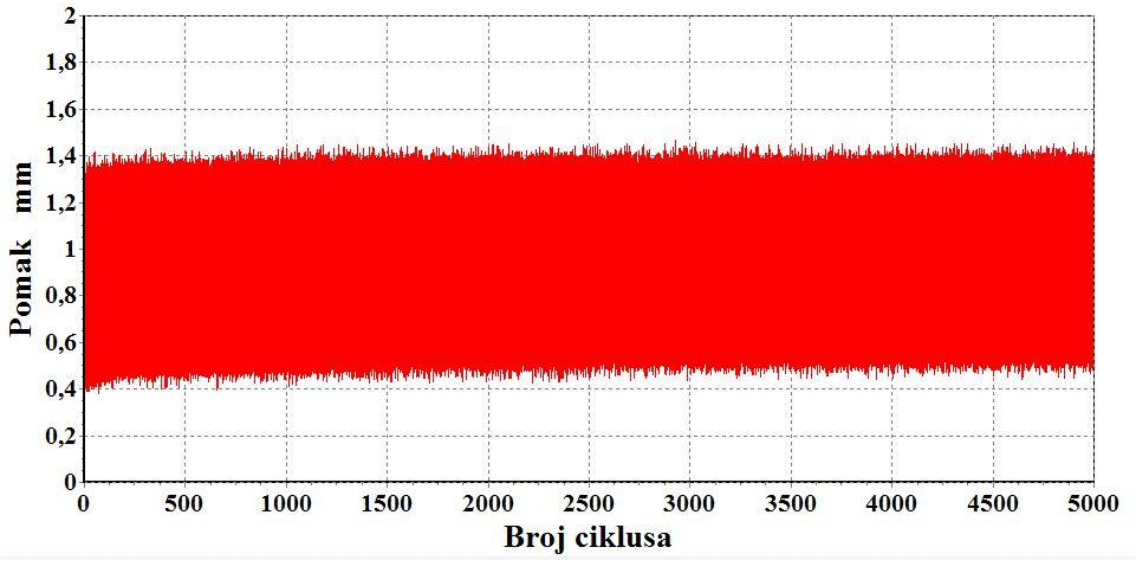
Slike 62, 63 i 64 prikazuju maksimalne i minimalne pomake distalnog kraja modela pri aksijalnom opterećenju.



Slika 62. Maksimalni i minimalni pomaci distalnog kraja kontrolnog modela 1 s LCP pločicama

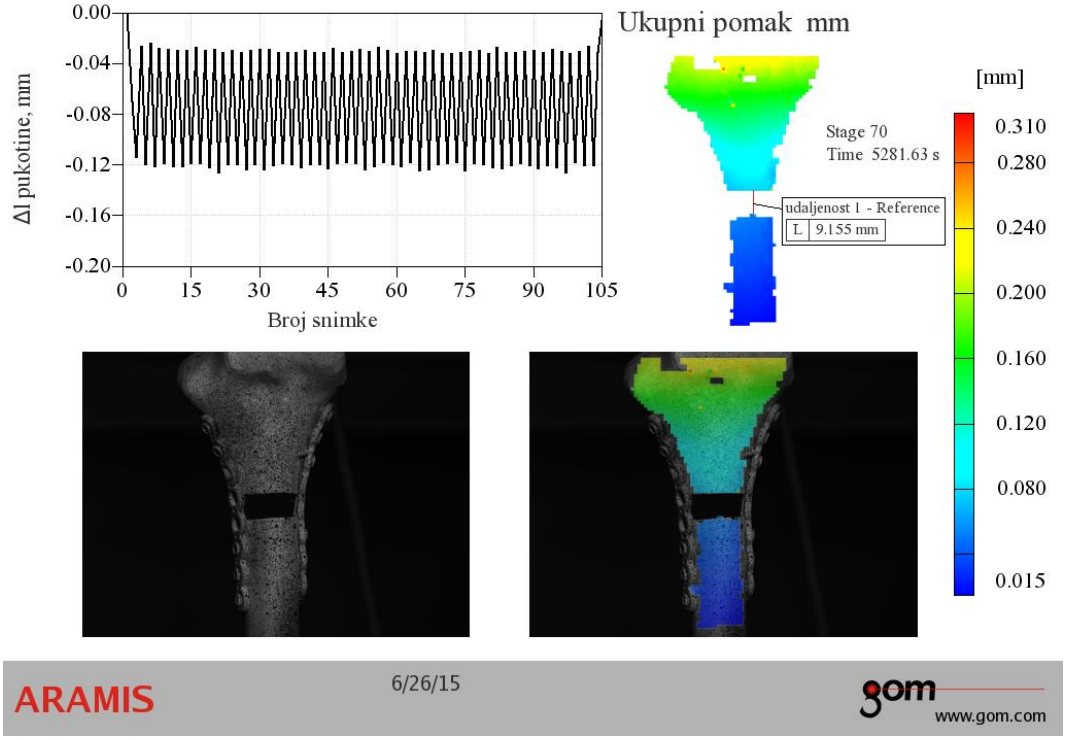


Slika 63. Maksimalni i minimalni pomaci distalnog kraja kontrolnog modela 2 s rekonstrukcijskim pločicama

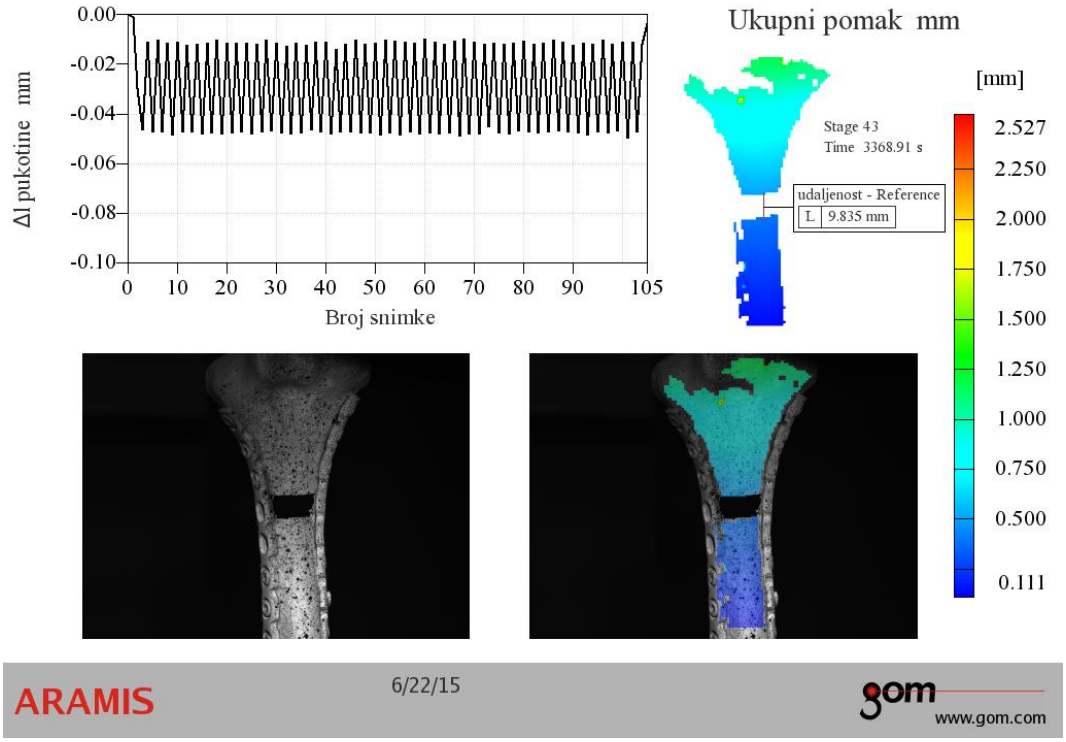


Slika 64. Maksimalni i minimalni pomaci distalnog kraja ispitnog modela 1 s novokonstruiranom Y pločicom

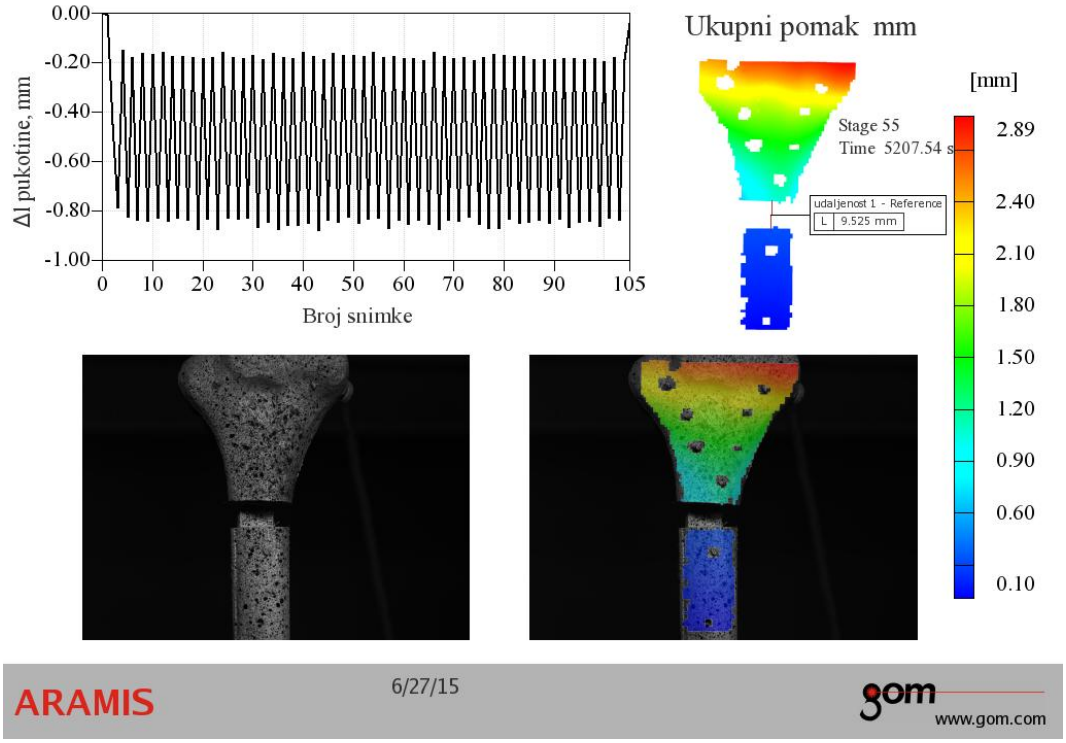
Promjena duljine frakturne pukotine pojedinog modela, određena na isti način kao i kod prethodna dva opterećenja prikazana je dijagramom na slikama 65, 66 i 67.



Slika 65. Promjena duljine frakturne pukotine kontrolnog modela 1 s LCP pločicama



Slika 66. Promjena duljine frakturne pukotine kontrolnog modela 1 s rekonstrukcijskim pločicama



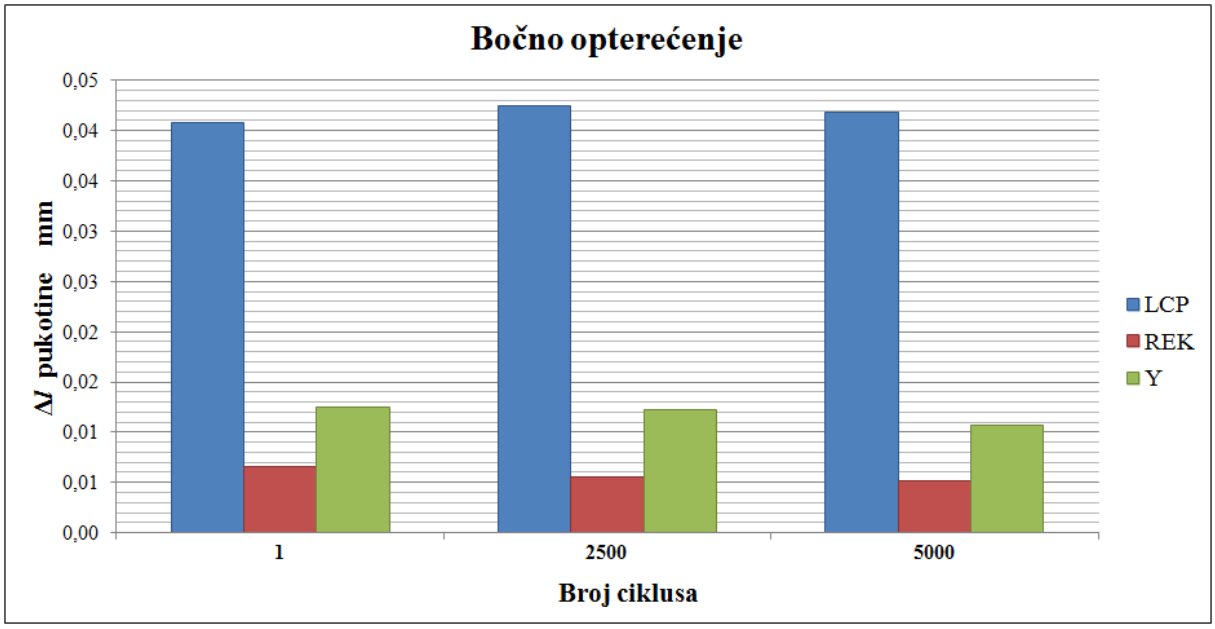
Slika 67. Promjena duljine frakturne pukotine ispitnog modela 2 s novokonstruiranom Y pločicom

5.3.4. Analiza rezultata eksperimentalnog ispitivanja

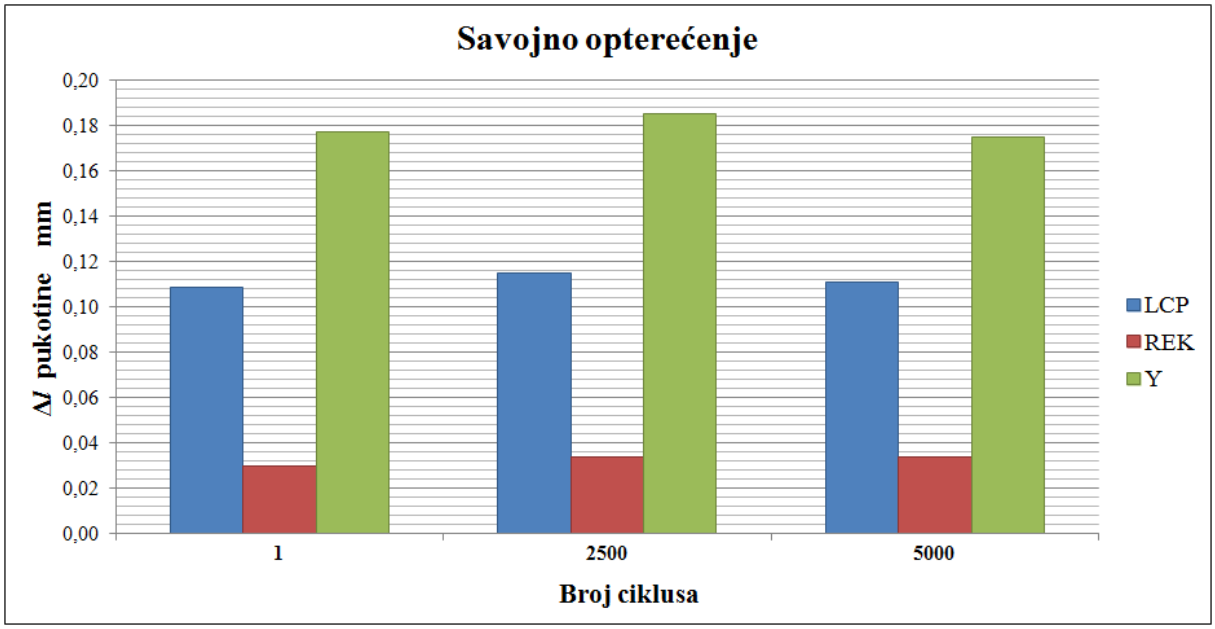
Na temelju podataka izmjerenih optičkim mjernim sustavom Aramis izračunate su srednje vrijednosti promjene duljine frakturne pukotine a u ovom radu su prikazane za 1., 2500. i 5000. ciklus opterećenja. Srednje vrijednosti promjene duljine frakturne pukotine za sve modele prikazane su u tablici 8 i grafički na slikama 68, 69 i 70.

Tablica 8. Srednje vrijednosti promjene duljine pukotine Δ*l*

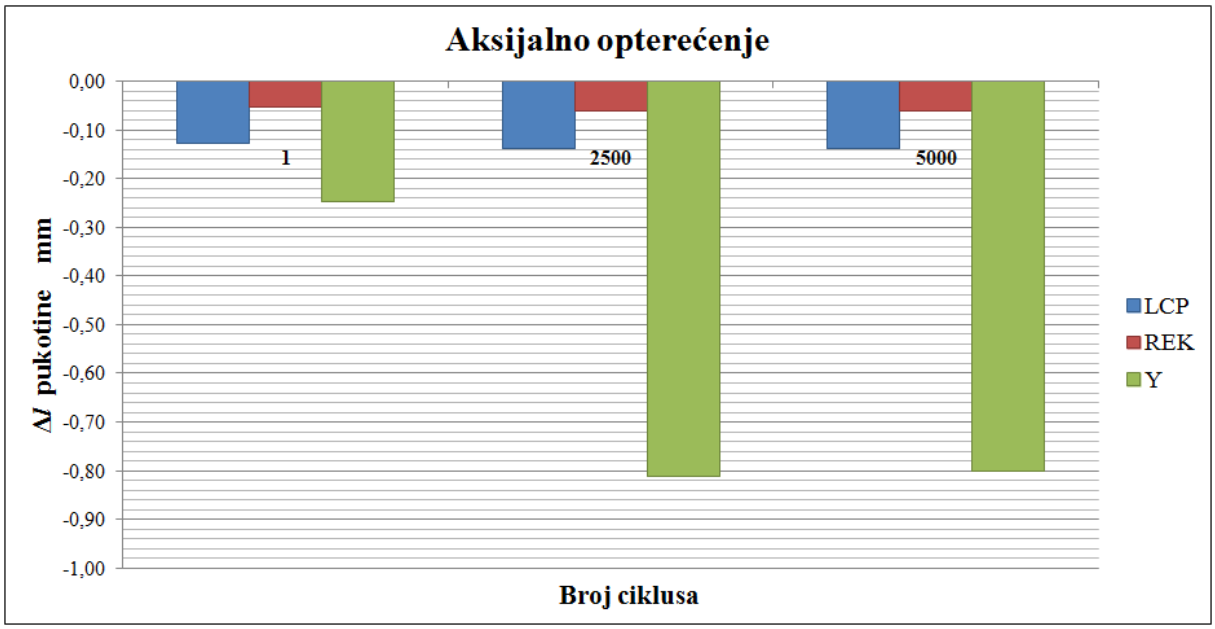
	Aksijalno opterećenje			Bočno opterećenje			Savojno opterećenje		
Ciklusi	***1***	***2500***	***5000***	***1***	***2500***	***5000***	***1***	***2500***	***5000***
LCP	-0,1288	-0,1378	-0,1373	0,0408	0,0425	0,0418	0,1088	0,1149	0,1107
REK	-0,0528	-0,0617	-0,0625	0,0066	0,0056	0,0051	0,0300	0,0338	0,0336
Y	-0,2469	-0,8117	-0,7999	0,0125	0,0123	0,0107	0,1774	0,1852	0,1750



Slika 68. Srednje vrijednosti promjene duljine pukotine pri bočnom opterećenju ispitnih i kontrolnih modela



Slika 69. Srednje vrijednosti promjene duljine pukotine pri savojnom opterećenju ispitnih i kontrolnih modela



Slika 70. Srednje vrijednosti promjene duljine pukotine pri aksijalnom opterećenju ispitnih i kontrolnih modela

Ukupni pomaci distalnog kraja ispitnog modela su pri bočnom opterećenju i savijanju usporedivi s pomacima kontrolnih modela. Tek su kod aksijalne kompresije pomaci distalnog kraja ispitnog modela nešto veći u odnosu na kontrolne modele. Analizirajući promjenu duljine frakturne pukotine pri bočnom opterećenju, sva tri modela su se pokazala stabilnima gdje je promjena duljine iznosila nekoliko mikrometara. Kod savijanja su modeli također pokazali dobru stabilnost, dok je kod ispitnog modela zabilježena nešto veća promjena duljine frakturne puktine tijekom ispitivanja. Pri aksijalnoj kompresiji, najmanja promjena duljine je zabilježena kod kontrolnih modela s paralelnom konfiguracijom, dok je očekivano najveća promjena duljine frakturne pukotine zabilježena kod ispitnih modela.

6. ZAKLJUČAK

Posljednih nekoliko desetljeća je, posebno u razvijenim državama, broj stanovnika starije životne dobi u stalnom porastu. Kako je osteoporoza bolest karakteristična za starije osobe, raste i broj osteoporotičnih prijeloma. Danas se takvi prijelomi najčešće liječe osteosintezom koja uključuje otvorenu repoziciju i unutarnju fiksaciju implantacijskim vijcima i pločicama. Premda su relativno rijetki, prijelomi distalnog humerusa su biomehanički zahtjevni zbog kratkog distalnog segmenta, osobito ako se radi o ostoporotičnim prijelomima te su i dalje prisutne postoperativne komplikacije. Nužno je osigurati dobru biomehaničku stabilnost nakon osteosinteze koja će omogućiti rano razgibavanje lakatnog zgloba i brže zaraštanje prijeloma.

Za potrebe ovog rada ispitana je biomehanička stabilnost osteosinteze s dvije rekonstrukcijske pločice u paralelnoj konfiguraciji bez zaključavanja, dvije LCP pločice u paralelnoj konfiguraciji sa zaključavanjem i s novokonstruiranom Y pločicom na zaključavanje. Prije provedbe eksperimentalnih ispitivanja provedene su računalne simulacije metodom konačnih elemenata. Cilj računalnih simulacija je bio odabir konfiguracija rekonstrukcijskih i LCP pločica za kontrolni model i ispitivanje utjecaja oblika frakturne pukotine na pomake koštanih ulomaka. Nakon analize računalnih simulacija kao kontrolni model je odabran model s dvije pločice u paralelnoj konfiguraciji. Odabirom kontrolnog modela pristupilo se pripremi, a zatim i cikličkom ispitivanju ispitnih i kontrolnih modela. Uz rekonstrukcijske, eksperimentalno su ispitani i modeli s LCP pločicama kako bi se ustanovio utjecaj zaključavanja pločica na pomake kod osteoporotične kosti. Pošto ne postoje LCP pločice istih dimenzija kao rekonstrukcijske, koristile su se nešto kraće LCP pločice s osam rupa.

Računalnim simulacijama je utvrđeno kako novokonstruirana Y pločica pruža najstabilniju konstrukciju kod statičkog opterećenja, posebno pri bočnom opterećenju i savijanju. Kod aksijalne kompresije su pomaci nešto veći kod ispitnih modela, no razlike nisu značajne. Ranijim radovima [19] je utvrđeno kako je za koštano cijeljenje najznačajnija stabilnost kod bočnog opterećenja i savijanja jer već kod malih sila dolazi do velikih pomaka što može usporiti cijeljenje prijeloma.

Ekperimentalnim ispitivanjima mjereni su pomaci na distalnom kraju modela i promjena duljine frakturne pukotine. Kod svih modela je odnos promjene duljine frakturne pukotine i početne duljine frakturne pukotine bio unutar granica kod koje dolazi do sekundarnog cijeljenja prijeloma, što znači da i kontrolni i ispitni modeli osiguravaju dobru biomehaničku stabilnost osteosinteze. Međutim, kod pojedinih kontrolnih modela s dvije rekonstrukcijske pločice bez zaključavanja u paralelnoj konfiguraciji je došlo do popuštanja vijaka uslijed cikličkog aksijalnog opterećenja što s vremenom može dovesti do nestabilnosti spoja vijak – pločica – kost. Kod ispitnih modela to nije bio slučaj pošto su pločice konstruirane sa sustavom na zaključavanje koji im pruža dobru biomehaničku stabilnost tako da je novokonstruirana Y pločica na zaključavanje moguća alternativa uobičajenom načinu osteosinteze s dvije pločice kod ekstraartikularnog prijeloma distalnog humerusa.

LITERATURA

[1] Nejašmić, I., Toskić, A.: Starenje stanovnišva u Hrvatskoj – sadašnje stanje i perspektive, *Hrvatski geografski glasnik*, 75/1, 2013, 89-110.

[2] Korner, J. et al.: Distal humerus fractures in elderly patients: results after open reduction and internal fixation, *Osteoporosis Int*, 16, 2005, 73-79.

[3] Štakelar, H.: Općenito o prijelomima, online skripta [Mrežno]. Dostupno na: http://www.medri.uniri.hr/katedre/Kirurgiju/autorizirana%20predavanja/stalekar/Stalekar.pdf [02.06.2015.]

[4] Marušić, A.: Anatomija čovjeka, Medicinska naklada, 2002.

[5] Robinson, C.M., Hill, R.M., Jacobs, N., Dall, G., Court-Brown, C.M.: Adult distal humeral metaphyseal fractures: epidemiology and results of treatment. J Orthop Trauma, 17(1), 2003, 38-47.

[6] Tytherleigh-Strong G., Walls N., McQueen M.M.: The epidemiology of humeral shaft fractures. J Bone Joint Surg Br. 80(2),1998, 249-253.

[7] Ekholm, R., Adami, J., Tidermark, J., Hansson, K., Törnkvist, H., Ponzer, S.: Fractures of the shaft of the humerus. An epidemiological study of 401 fractures. J Bone Joint Surg Br., 88(11), 2006, 1469-1473.

[8] Ruedi, T., Murphy, W.M., (2000): AO Principles of Fracture Management. Vol. 1. Thieme: Stuttgart-New York

[9] Andrew, S.W., Baratz, M.E.: Elbow Fractures: Distal Humerus J Hand Surg, 34A, 2009, 176 – 190.

[10] Consensus Development Conference. Prophylaxis and treatment of osteoporosis. Am J Med., 90(1), 1991, 107-110.

[11] Kanis, J.A., Johnell, O.: Requirements for DXA for the management of osteoporosis in Europe. Osteoporos Int., 16(3), 2005, 229-238.

[12] Bürgel, P.: Carl Hansmann - Pioneer of plate osteosynthesis, Osteosynthese Istitut Ahrensburg/HH, 2013.

[13] Müller, M.E., Allgöwer, M., Schneider, R., Willenegger, H.: Manual of Internal Fixation. rd 3 Ed. Berlin: Springer- Verlag, 1991, str. 44.

[14] Müller, M.E., Allgöwer, M., Schneider, R. i sur.: Udžbenik osteosinteze. Zagreb, Jumena, 1981, str. 24.

[15] Ramotowski, W., Granowski, R., Bielawski, J.: ZESPOL – osteosynthesis theory and clinical practice. Warsaw: Panstwowy Zaklad Wydawnictw Lekarskich, 1988.

[16] Cronier, P., et al.: The concept of locking plates. Orthop Traumatol Surg Res. 2010

[17] Gautier, E., Perren, S.M., Cordey, J.: Effect of plate position relative to bending direction on the rigidity of a plate osteosynthesis. A theoretical analysis. Injury., 31 Suppl 3, 2000, C14-20.

[18] http://www.synthes.com/MediaBin/US%20DATA/Product%20Support%20Materials/Technique%20Guides/SUTGLargeLCPJ4331I.pdf [Mrežno. 29.06.2015.]

[19] Sabalić, S., Pločica na zaključavanje za ekstraartikularne prijelome distalnog humerusa – biomehanička studija na osteoporotičnom modelu, *Doktorska disertacija*, Zagreb, 2012.

[20] Helfet, D.L., Hotchkiss, R.N.: Internal fixation of the distal humerus: a biomechanical comparison of methods. J Orthop Trauma, 4(3), 1990, 260-264.

[21] Schemitsch, E.H., Tencer, A.F., Henley, M.B.: Biomechanical evaluation of methods of internal fixation of the distal humerus. J Orthop Trauma, 8(6), 1994, 468-475.

[22] Self, J., Viegas, S.F., Buford, W.L. Jr, Patterson, R.M.:. A comparison of double-plate fixation methods for complex distal humerus fractures. J Shoulder Elbow Surg, 4(1 Pt 1), 1995, 10-16.

[23] Korner, J. et al.: A biomechanical evaluation of methods of distal humerus fracture fixation using locking compression plates versus conventional reconstruction plates. J Orthop Trauma, 18(5), 2004, 286-293.

[24] Penzkofer, R. et al.: Anatomical plate configuration affects mechanical performance in distal humerus fractures**.** Clin Biomech (Bristol, Avon), 25(10), 2010, 972-978.

[25] Sorić J.: Metoda konačnih elemenata, Golden marketing – Tehnička knjiga, Zagreb, 2004.

[26] Sabalić, S., Kodvanj, J., Pavić, A.: Comparative study of three models of extra-articular distal humerus fracture osteosynthesis using the finite element method on an osteoporotic computational model. Injury, Int. 44 S3, 2013, S54-S61.

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

PRILOZI

I. CD-R disc

II. Programski kod dinamičkog ispitivanja za rad sevo-hidrauličke umaralice

```
    Print out    Part 1
                 Records per Buffer                  5000
                 Buffers per Ringfile                   0
                 Savingmode
                 Saving on

    Print out    Part 2

    Print out    Definition
     Colonne     1        2        3        4
     Variable    Date     Time     Chrono   Counter1
     Mask        XXXXX.XX XXXXX.XX XXXXX.XX XXX.XXXX
     Comment
     Comment

    Print out    Definition
     Colonne     5        6        7        8
     Variable    Counter2 Load     Stroke
     Mask        XXX.XXXX XXX.XXXX XX.XXXXX XXXXX.XX
     Comment
     Comment

    Print out    Definition
     Colonne     9        10       11       12
     Variable
     Mask        XXXXX.XX XXXXX.XX XXXXX.XX XXXXX.XX
     Comment
     Comment

    Print out    Definition
     Colonne     13       14       15       16
     Variable
     Mask        XXXXX.XX XXXXX.XX XXXXX.XX XXXXX.XX
     Comment
     Comment

    Print out    Definition
     Colonne     17       18       19       20
     Variable
     Mask        XXXXX.XX XXXXX.XX XXXXX.XX XXXXX.XX
     Comment
     Comment

    Print out    Definition
     Colonne     21       22       23       24
     Variable
     Mask        XXXXX.XX XXXXX.XX XXXXX.XX XXXXX.XX
     Comment
     Comment

    X-Axis       Time repetitive   0.000  200.000 sec
    Y-Axis       Servo 1 Stroke   -1.000    3.000 mm
                 Servo 1 Load      0.000    0.500 kN

001 Utility      Delete Peaks
                 Dataacquisition                     on
                 Zero     Stroke
                 Set time                      00:00:00
```

```
                 Peak-controler                        on

002 Load         Ramp abs      Speed           0.500 N/s
                               Endposition     0.001 kN
                 Abort         Endposition

003 Wait         Abort         Spacebar: ->
                               "Start"

004 Utility      Zero     Stroke

005 Wait         Abort         Spacebar: ->
                               "SLIKAJ! NAKON TOGA STISNI SPAC"

006 Stroke       Ramp abs      Speed           0.500 mm/s
                               Endposition    10.000 mm
                 Abort         Endposition
                               Servo 1    Load
   0.130
                 Print out     Interval   00:00:05.00
                               Programstep
                               Dataacquisition        on

007 Limits       Outer         Load               on
                 -0.300        <= Value <=     0.300
                 Outer         Stroke             on
                 -10.000       <= Value <=    10.000

008 Wait         Abort         Spacebar: ->
                               "SLIKAJ! NAKON TOGA STISNI SPAC"

009 Loop         Beginning     Loops              50

010 Stroke       Ramp abs      Speed           2.000 mm/s
                               Endposition    15.000 mm
                 Abort         Endposition
                               Servo 1    Load
   0.200
                 Print out     Interval   00:00:00.10
                               Dataacquisition        on

011 Wait         Abort         Spacebar: ->
                               "SLIKAJ! NAKON TOGA STISNI SPAC"
                 Print out     Interval   00:00:00.10
                               Dataacquisition        on

012 Stroke       Ramp abs      Speed           2.000 mm/s
                               Endposition    -5.000 mm
                 Abort         Endposition
                               Servo 1    Load
   0.060
                 Print out     Interval   00:00:00.10
                               Programstep
                               Dataacquisition        on

013 Wait         Abort         Spacebar: ->
                               "SLIKAJ! NAKON TOGA STISNI SPAC"
                 Print out     Interval   00:00:00.10
                               Dataacquisition        on
```

```
014 Loop          Beginning     Loops              99

015 Stroke        Ramp abs      Speed           2.000 mm/s
                                Endposition    15.000 mm
                  Abort         Endposition
                                Servo 1    Load
   0.200
                  Print out     Interval   00:00:00.10
                                Programstep
                                Dataacquisition        on

016 Stroke        Ramp abs      Speed           2.000 mm/s
                                Endposition    -5.000 mm
                  Abort         Endposition
                                Servo 1    Load
   0.060
                  Print out     Interval   00:00:00.10
                                Programstep
                                Dataacquisition        on

017 Loop          End

018 Loop          End

019 Stroke        Ramp abs      Speed           2.000 mm/s
                                Endposition    15.000 mm
                  Abort         Endposition
                                Servo 1    Load
   0.200
                  Print out     Interval   00:00:00.10
                                Programstep
                                Dataacquisition        on

020 Wait          Abort         Spacebar: ->
                                "SLIKAJ! NAKON TOGA STISNI SPAC"
                  Print out     Interval   00:00:00.10
                                Programstep
                                Dataacquisition        on

021 Stroke        Ramp abs      Speed           2.000 mm/s
                                Endposition    -5.000 mm
                  Abort         Endposition
                                Servo 1    Load
   0.060
                  Print out     Interval   00:00:00.10
                                Programstep
                                Dataacquisition        on

022 Wait          Abort         Spacebar: ->
                                "SLIKAJ! NAKON TOGA STISNI SPAC"
                  Print out     Interval   00:00:00.10
                                Programstep
                                Dataacquisition        on

023 End program

024 Stroke        Ramp abs      Speed           0.500 mm/s
                                Endposition     0.000 mm
```

```
                 Abort         Endposition

025 Utility      Hydraulics OFF                        on
```