

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU  
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

# ZAVRŠNI RAD

**Marija Popović**

Zagreb, 2018.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU  
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

# ZAVRŠNI RAD

Mentor:

Prof. dr. sc. Janoš Kodvanj  
dr. sc. Martin Surjak

Student:

Marija Popović

Zagreb, 2018.

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

Zahvaljujem se svojim mentorima, dr. sc. Martinu Surjaku i prof. dr. sc. Janošu Kodvanju na ukazanoj pomoći, pruženim savjetima i pristupačnosti tokom izrade ovog rada.

Marija Popović



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU  
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE



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

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

## ZAVRŠNI ZADATAK

Student: **Marija POPOVIĆ**

Mat. br.: 0035199671

Naslov rada na  
hrvatskom jeziku:

**EKSPERIMENTALNA I NUMERIČKA ANALIZA PLOČICE ZA  
PRIJELOM PROKSIMALNOG HUMERUSA**

Naslov rada na  
engleskom jeziku:

**EXPERIMENTAL AND NUMERICAL ANALYSIS OF THE PLATE  
FOR PROXIMAL HUMERUS FRACTURES**

Opis zadatka:

Osteoporotični prijelomi danas zauzimaju sve značajnije mjesto u ukupnom morbiditetu stanovništva. Većina takvih prijeloma zahtijeva zahvate kao što je operativno liječenje. Unatoč poboljšanju operacijskih tehnika, uvođenju novih implantata, broj loše sraslih prijeloma proksimalnog humerusa je značajan, naročito kod osoba starije životne dobi. Prijelomi proksimalnog humerusa liječe se pločicama na zaključavanje, običnim anatomske prilagođenim pločicama i kod pojedinih prijeloma intramedularnim čavlima.

U radu je potrebno eksperimentalno ispitati i odrediti savojnu krutost i savojnu čvrstoću titanske pločice na zaključavanje za liječenje prijeloma proksimalnog humerusa. Prilikom eksperimentalnog ispitivanja progib pločice potrebno je odrediti bezkontaktno, upotrebom video-ekstenzometra. Metodom konačnih elemenata potrebno je analizirati pomake, deformacije i naprezanja na modelu koji simulira eksperimentalno ispitivanje.

Tijekom rada potrebno je:

1. Upoznati se s radom statičke kraljice i video-ekstenzometra.
2. Video-ekstenzometrom odrediti progib pločice prilikom statičkog savojnog opterećenja te izračunati savojnu krutost i savojnu čvrstoću.
3. U programskom paketu Abaqus odrediti pomake, deformacije i naprezanja pri istom statičkom opterećenju kao i kod eksperimenta.

U radu navesti korištenu literaturu i eventualno dobivenu pomoć.

Zadatak zadan:  
03. svibnja 2018.

Rok predaje rada:  
**2. rok (izvanredni):** 28. lipnja 2018.  
**3. rok:** 21. rujna 2018.

Predviđeni datumi obrane:  
**2. rok (izvanredni):** 2.7. 2018.  
**3. rok:** 24.9. - 28.9. 2018.

Zadatak zadao:

Prof. dr. sc. Janoš Kodvanj  
dr. sc. Martin Surjak

Predsjednik Povjerenstva:

  
Prof. dr. sc. Igor Balen

## SADRŽAJ

POPIS SLIKA: .....	III
POPIS TABLICA:.....	IV
POPIS KRATICA: .....	V
SAŽETAK.....	VI
SUMMARY .....	VII
1 UVOD .....	1
2 KOSTI.....	2
2.1 Građa kosti.....	2
2.2 Struktura .....	3
2.3 Stvaranje kosti .....	4
2.4 Biomehanika kosti .....	4
2.5 Proksimalni humerus .....	5
3 PRIJELOMI .....	6
3.1 Podjela prijeloma prema mehanizmu nastanka .....	8
3.2 Podjela prijeloma prema pomaku ulomaka .....	8
4 CIJELJENJE I LIJEČENJE .....	9
4.1 Kirschner žice (K-wires) .....	10
4.2 Pločice i vijci .....	11
4.2.1 Potporne pločice („buttress“ pločice).....	12
4.2.2 Kompresijske pločice („compression“ pločice) .....	12
4.2.3 Neutralizacijske pločice („neutralization“ pločice).....	12
4.2.4 Most pločice („bridge“ pločice) .....	12
4.2.5 Pločice za savijanje pod pritiskom („tension-band“ pločice).....	13
4.2.6 Pločice za zaključavanje („locking compression “ pločice).....	13
4.3 Intramedularni čavli.....	13
5 EKSPERIMENTALNO ISPITIVANJE.....	14

---

5.1	Norma ISO 9585.....	14
5.1.1	Definicije.....	14
5.1.2	Uređaji i instrumenti.....	14
5.1.3	Provedba ispitivanja.....	15
5.1.4	Izračunavanje rezultata.....	17
5.2	Provedba eksperimenta.....	18
5.2.1	Eksperimentalni postav.....	19
5.2.2	Mjerenje progiba.....	22
6	Računalne simulacije.....	24
6.1	Geometrija.....	24
6.2	Materijal.....	25
6.3	Mreža konačnih elemenata.....	25
6.4	Opterećenje i rubni uvjeti.....	27
7	Rezultati.....	27
7.1	Rezultati eksperimenta.....	27
7.1.1	Pločica P1.....	28
7.1.2	Pločica P2.....	29
7.1.3	Pločica P3.....	30
7.2	Rezultati računalnih simulacija.....	31
7.2.1	Pomak.....	31
7.2.2	Deformacije.....	32
7.2.3	Naprezanja.....	32
7.2.4	Usporedba rezultata eksperimenta i računalnih simulacija.....	33
8	ZAKLJUČAK.....	34
	LITERATURA.....	36
	PRILOZI.....	37

**POPIS SLIKA:**

Slika 1. Makroskopska građa kosti [1].....	3
Slika 2. Funkcionalna prilagodba kosti na opterećenje (crte naprezanja- tlak, crveno; vlak, zeleno) [1] .....	3
Slika 3. Lijevi humerus [7].....	5
Slika 4. Anatomija humerusa [8].....	5
Slika 5. Oblici prijeloma [4].....	7
Slika 6. Oblici prijeloma dugih kostiju [4].....	7
Slika 7. Kirschner žice [5].....	11
Slika 8. Vijci i pločica s vijcima [5].....	11
Slika 9. Pločice [9] .....	12
Slika 10. Intramedularni čavli [11] .....	13
Slika 11. Shematski prikaz testa savijanja [6].....	15
Slika 12. Zahtjevi profila valjaka [6] .....	15
Slika 13. Dijagram opterećenje-progib [6].....	17
Slika 14. Ispitni uzorak.....	19
Slika 15. Eksperimentalni postav .....	19
Slika 16. Postavljanje pločice na prihvat kidalice .....	20
Slika 17. Shematski prikaz .....	20
Slika 18. Ispitni uzorak prije i za vrijeme savijanja .....	21
Slika 19. Dijagram sila - progib .....	22
Slika 20. Prikaz videoekstenzometra .....	23
Slika 21. Sklop pločice i valjaka za savijanje u tri točke .....	25
Slika 22. Mreža konačnih elemenata veličine .....	26
Slika 23. Konvergencija pomaka i broja konačnih elemenata .....	26
Slika 24. Opterećenje i rubni uvjeti.....	27
Slika 25. Progib pločice .....	31
Slika 26. Deformacije pločice .....	32
Slika 27. Naprezanje pločice .....	32

**POPIS TABLICA:**

Tablica 1. Potrebni podatci istraživanja .....	21
Tablica 2. Parametri materijala .....	25
Tablica 3. Udaljenost valjaka .....	28
Tablica 4. Rezultati ispitivanja za pločicu P1 .....	29
Tablica 5. Rezultati ispitivanja za pločicu P2 .....	30
Tablica 6. Rezultati ispitivanja za pločicu P3 .....	30
Tablica 7. Usporedba rezultata za pločice P1,P2 i P3 .....	31
Tablica 8. Srednja vrijednost rezultata .....	31



**POPIS KRATICA:**

OZNAKA	JEDINICA	OPIS
F	N	sila
K	Nm <sup>2</sup>	ekvivalentna savojna krutost
S	N/m	nagib opterećenje/progib krivulje
P	N	ispitno opterećenje
$\sigma_s$	Nm	savojna čvrstoća
q	m	pomak
$\delta$	mm	progib
h	m	udaljenost između unutarnjih i vanjskih valjaka
k	m	udaljenost između unutarnjih valjaka

## SAŽETAK

Osteoporotični prijelomi danas zauzimaju sve značajnije mjesto u ukupnom morbiditetu stanovništva. Većina takvih prijeloma zahtijeva zahvate kao što je operativno liječenje. Unatoč poboljšanju operacijskih tehnika, uvođenju novih implantata, broj loše sraslih prijeloma proksimalnog humerusa je značajan, naročito kod osoba starije životne dobi. Prijelomi proksimalnog humerusa liječe se pločicama na zaključavanje, običnim anatomski prilagođenim pločicama i kod pojedinih prijeloma intramedularnim čavlima.

U sklopu ovog rada eksperimentalno su ispitane tri titanske osteosintetske pločice na zaključavanje savijanjem u tri točke. Ispitivanja su provedena na statičkoj kidalici prema normi ISO 9585.

Progib je za vrijeme ispitivanja mjeren bezkontaktno uz pomoć videoekstenzometra. Nakon ispitivanja prema normi ISO 9585 određene su savojna krutost i ekvivalentna savojna čvrstoća pločice.

Metodom konačnih elemenata analizirani su pomaci, deformacije i naprezanja pri sili kod koje je pločica u elastičnom području. Opterećenje i rubni uvjeti postavljeni su tako da simuliraju eksperimentalno ispitivanje.

Usporedbom rezultata za progib kod eksperimenta i računalnih simulacija uočeno je jako dobro poklapanje rezultata.

**Ključne riječi:** prijelomi, osteosintetske pločice, progib, savijanje u tri točke, metoda konačnih elemenata

## **SUMMARY**

Nowadays osteoporotic fractures take significant place in total population morbidity. Majority of these fractures require procedures such as surgical operation. Despite the improvement of operational techniques and intake of new implants, a number of badly healed proximal humerus fractures are significant, especially within older population.

Proximal humerus fractures are treated with locking plates, anatomical customed plates and in some fractures intramedullar nails.

In this paper 3 titanium locking osteosynthetic plates are tested in 3 point bending. Tests are performed on static universal testing machine by ISO 9585 standard.

Deflection is measured contactless during the test with videoextensometer. Bending stiffness and equivalent bending strength are determined after the test by ISO 9585 standard.

With finite element method deflections, deformations and stresses are analysed at force which does not cause plastic deformations. Load and boundary conditions are set up so that they can simulate experimental testing.

Comparing experimental results for deflection and computer aided simulation, a very positive match of results has been spotted.

Key words: fractures, osteosynthetic plates, deflection, three point banding test, finite element method

## 1 UVOD

Ortopedija tj. ortopedska kirurgija je grana kirurgije koja se bavi mišićno-koštanim sustavom. Ortopedski kirurzi koriste operativne i neoperativne zahvate, da bi umanjili ili otklonili posljedice mišićno-koštanih trauma, sportskih ozljeda itd.

U današnje vrijeme sve je veći broj osoba koje se aktivno bave sportom i tjelovježbom. Unatoč tome javlja se veliki broj prijeloma uzrokovan neodgovornim i nepravilnim rukovanjem sportskom opremom te preopterećenjem vlastitog tijela. Dakako, teži se smanjenju vremena oporavka. Sve to stavlja veliki pritisak na brzo i kvalitetno liječenje i cijeljenje.

Postoje unutarnje i vanjske fiksacije prijeloma. Kod unutarnjih fiksacija koriste se implantati kao što su pločice, vijci, intramedularni čavli. Uz razvoj medicine razvijaju se i implantati tj. veća potreba za boljim mehaničkim svojstvima, biokompatibilnošću te izborom biomaterijala.

Postoje različiti tipovi pločica za unutarnju fiksaciju prijeloma; ravna, cjevasta, potporna, kompresijska, neutralizacijska, pločica za savijanje pod pritiskom, most pločica. Svaka ima određene karakteristike i zadaću, a svima je zajedničko da osiguravaju stabilnost koštanih ulomaka.

Zbog gore navedenog, predmet ovog rada je eksperimentalna i numerička analiza pločice za zaključavanje prijeloma proksimalnog humerusa.

## 2 KOSTI

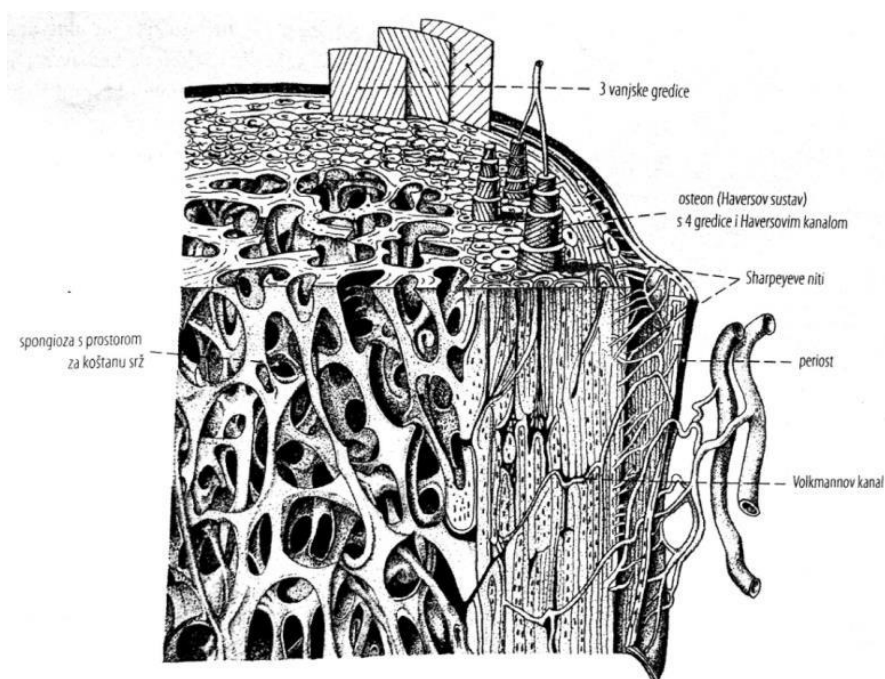
Koštani sustav (kosti, hrskavica, ligamenti i zglobovi) nazivamo pasivnim dijelom sustava za pokretanje. On je temelj prijenosa sila, održava oblik tijela i daje tijelu čvrstoću te time pruža i zaštitu. Na metabolizam kostiju bitno utječu hormoni tiroidne i paratiroidne žlijezde. One upravljaju ravnotežom koštane izgradnje i razgradnje, koja između ostalog ovisi o dobi. Kostur odrasle osobe sastoji se od oko 206 kostiju čiji je oblik genetski i funkcionalno uvjetovan. [1]

Kosti čine 14% naše ukupne tjelesne mase, a dijelimo ih na: kosti glave, kralježnicu, kosti prsnog koša, kosti ramenog pojasa, zdjelčni pojas, kosti ruku i na kosti nogu. Kosti nisu mrtve tvari u našem organizmu već su podvrgnute stalnim procesima izgradnje i razgradnje što omogućava da se skelet može neprestano prilagođavati promjenljivim zahtjevima tijela. [2]

### 2.1 Građa kosti

Makroskopski razlikujemo 4 odvojena dijela kosti:

- Pokosnica, periost služi obnavljanju te živčanoj i krvnoj opskrbi. Pruža vezu čvrste tvari s tetivama i svezama (Sharpeyve niti).
- Rubni sloj, kortikalis ili kompaktna kost, za razliku od spongioze pruža vanjski sloj koji daje oblik te stalnu i stabilnu strukturu.
- Gredičasta tvar, lat. *substantia spongiosa* je unutarnja struktura kosti građena poput gredica, između kojih se nalazi koštana srž. U cjevastih kostiju spongioza se kontinuirano nastavlja u šupljini koštane srži središnjeg dijela kosti (lat. *diaphysis*).
- Koštana srž, lat. *medulla ossium*, dijeli se na crvenu, tj. krvotvornu koštanu srž, lat. *medulla ossium rubra* i žutu, tj. masnu koštanu srž tijekom funkcionalnog mirovanja, lat. *medulla ossium flava*.



*Slika 1. Makroskopska građa kosti [1]*

## 2.2 Struktura

Oblik i sastav kosti prilagođeni su njezinoj mehaničkoj ulozi. Njezina makroskopska i mikroskopska struktura usmjerava se pomoću trabekularne građe (koštane gredice) po trajektorijama napreznja i deformacija. Pri tomu se koštana tvar tako uređuje da se korištenjem što manje količine koštanog materijala što bolje prenose sile. Trajektorijalna građa omogućuje ciljanu upotrebu materijala u opterećenim područjima (Slika 2.). Takvom se laganom građom mišićna sila čuva za gibanje. [1]



*Slika 2. Funkcionalna prilagodba kosti na opterećenje (crte napreznja- tlak, crveno; vlak, zeleno) [1]*

### 2.3 Stvaranje kosti

Osteoblasti neprestano odlažu kost, a ondje gdje su aktivni osteoklasti kost se neprestano apsorbira. Osteoblasti se nalaze na vanjskim površinama kosti u koštanim šupljinama. Osteoklasti su velike multinuklearne stanice koje su sposobne fagocitirati, a nastaju u koštanoj srži.

Odlaganje i apsorpcija kosti su podjednake osim kad kosti rastu, pa se ukupna koštana masa ne mijenja. Osteoklasti se obično nalaze u malim zbijenim skupinama, a kad se jedna skupina osteoklasta počne razvijati, stvaraju tunel promjera 0,2 do 1 mm u dug nekoliko milimetara. Nakon toga osteoklasti iščezavaju, a umjesto njih tunel naseljavaju osteoblasti čime počinje stvaranje nove kosti. Odlaganje kosti nastavlja se nekoliko mjeseci, pri čemu se nova kost odlaže u susljedne slojeve koncentričnih krugova (lamele) na unutrašnjim površinama šupljine dokle god se ne ispuni cijeli tunel. Odlaganje nove kosti prestane kad kost počne pritiskati krvne žile koje opskrbljuju to područje. Svako novo područje koje se odložilo na opisani način zove se osteon.

Neprestano odlaganje i apsorpcija kosti imaju cijeli niz važnih fizioloških zadaća. Prvo, čvrstoća kosti redovito se prilagođuje razmjerno stupnju opterećenja. Zbog toga kosti postaju deblje kad su podvrgnute velikim opterećenjima. Drugo, oblik kosti može promijeniti kako bi kost mogla bolje podnijeti mehaničko opterećenje. Treće, budući da stara kost postane razmjerno slaba i krhka, potreban je nova organska matrica da zamijeni staru matricu koja degenerira. Na taj način održava se normalna čvrstoća kosti. [3]

Dok je anatomska struktura kosti genetski uvjetovana, najvažniji čimbenik koštanog rasta je (fiziološki) mehaničko opterećenje (pritisak).

### 2.4 Biomehanika kosti

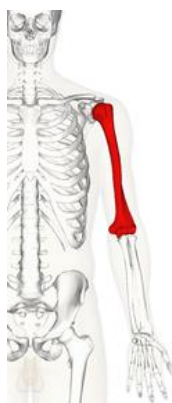
Biomehanika se bavi proučavanjem reakcija živoga tkiva na mehaničke sile. Pri tomu unutarnje i vanjske sile mogu utjecati na rast, pregradnju, regeneraciju i metabolizam stanice.

Kosti su izložene različitim tipovima opterećenja. Naprezanja koja se javljaju kod kosti posljedica su djelovanja mišića i vanjskih opterećenja, a uzrokuju elastična, mikroskopski vidljiva preoblikovanja.

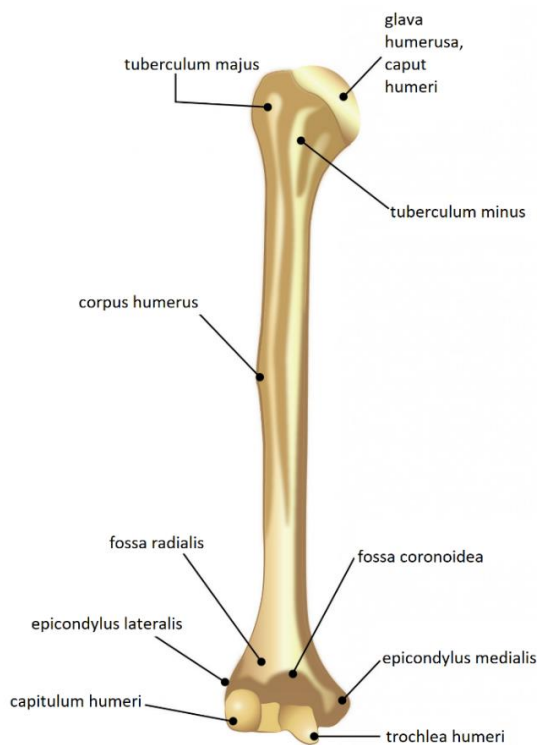
## 2.5 Proksimalni humerus

Humerus, nadlaktična kost, je tanka cjevanica s proksimalnom i distalnom epifizom koje su međusobno povezane dijafizom, lat. *corpus humeri* (tanjim trupom). Duga je 26 – 38 cm i seže od ramena do lakta. Trup tj. dijafiza distalno poprima trokutasti presjek.

Gornji kraj ramene kosti je uzglobljen sa lopaticom u ramenom zglobu (lat. *articulatio humeri*), a donji kraj s palčanom kosti i lakatnom kosti u zglobu lakta (lat. *articulatio cubiti*).



*Slika 3. Lijevi humerus [4]*



*Slika 4. Anatomija humerusa [5]*



Proksimalni humerus sastoji se od glave (lat. *caput humeri*) i dvije izbočine (lat. *tuberculum majus* i *tuberculum minus*). Polukuglasta glava, *caput humeri*, ploha je površine 20-30 cm<sup>2</sup>, odvojena od trupa plitkim suženjem. Distalno od anatomskog vrata nalaze se dvije kvрге koje su odvojene brazdom. Prva, *tuberculum minus*, smještena ventralno (prednja strana), hvatište podlopatičnog mišića (lat. *m.subscapularis*) i druga, *tuberculum majus*, smještena lateralno, hvatište je tri mišića. [1]

### 3 PRIJELOMI

Pod prijelomom podrazumijevamo prekid kontinuiteta kosti. U načelu, riječ je najčešće o ozljedama nastalim djelovanjem neke vanjske sile na kost. Spontani prijelomi nastaju zbog pojačane lomljivosti kostiju uzrokovane patološkim promjenama kao što su dobroćudni i zloćudni koštani tumori, osteolitičke metastaze, mladenačke koštane ciste, osteoporoza ili upalne promjene poput osteomijelitisa.

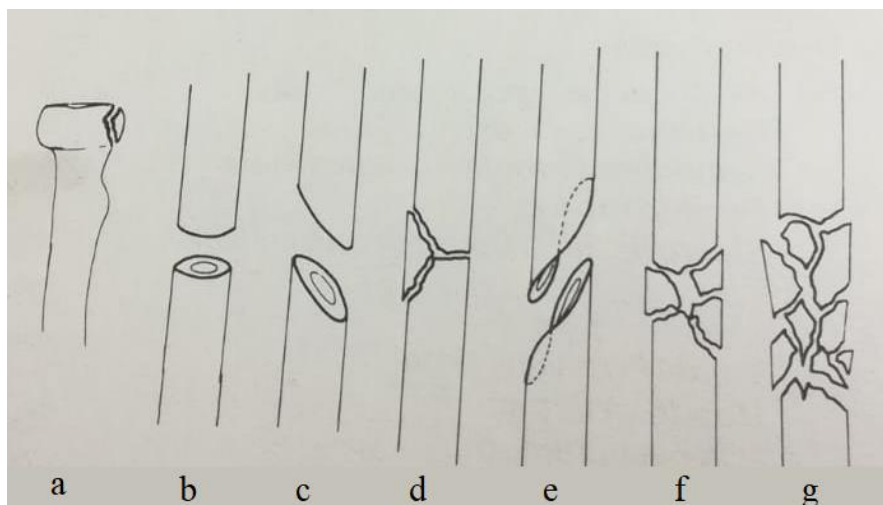
Traumatski prijelomi zdravih kostiju mogu biti zatvoreni, tj. potkožni, pri kojima koža i meka tkiva nisu znatnije ozlijeđeni, ili otvoreni odnosno komplicirani prijelomi, pri kojima je oštećen omotač mekih tkiva i koža. Pri otvorenim prijelomima postoji velika mogućnost nastanka infekcije kostiju.

Prijelomi se također mogu podijeliti na potpune i nepotpune. Pod nepotpunim podrazumijevamo fisure i infrakcije. Kod fisura su frakturne pukotine takve da ne mijenjaju oblik kostiju, a pri infrakcijama, koje su naročito česte kod djece i mladih, nastaje utisnuće samo jedne kortikalne strane kosti, što je posebno uočljivo pri prijelomima dugih cjevastih kostiju. [6]

Općenito, oblici prijeloma se dijele na:

- a) abrupciju,
- b) poprečni prijelom,
- c) kosi prijelom,
- d) poprečni prijelom s odbijenim trokutastim ulomkom (smjer sile sa suprtone strane fragmenta),
- e) spiralni prijelom,

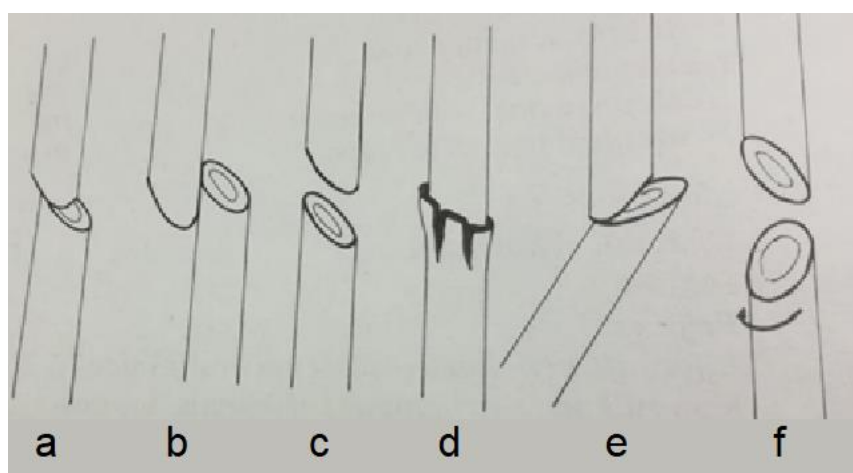
- f) viševrni prijelom,
- g) kominutivni prijelom.



*Slika 5. Oblici prijeloma [6]*

Prema smjeru frakturne pukotine, prijelomi se dijele na sljedeće oblike:

- a) kratki kosi,
- b) kratki kosi s dislokacijom,
- c) kratki kosi s distrakcijom,
- d) kratki kosi sa skraćenjem,
- e) kratki kosi s angulacijom,
- f) kratki kosi s rotacijom.



*Slika 6. Oblici prijeloma dugih kostiju [6]*

### 3.1 Podjela prijeloma prema mehanizmu nastanka

Ovisno o mjestu nastanka vanjske sile razlikujemo neposredne i posredne prijelome. Ako prijelom nastaje na mjestu djelovanja sile, riječ je o neposrednom prijelomu. Pri posrednom prijelomu koštana ozljeda nastaje na mjestu udaljenosti od točke djelovanja sile (npr. pad na ispruženu ruku uzrokuje prijelom ključne kosti). Ako se mehanizmom djelovanja sile stvori više ulomaka na različitim dijelovima kostura, govori se o višestrukim prijelomima.

S obzirom na vrstu sile koja uzrokuje prijelom, razlikujemo:

1. prijelome zbog savijanja – nastaju posrednim djelovanjem tlačne sile udarca po zakrivljenosti kosti. Naime, sa suprotne strane istodobno postoji jednaka vlačna sila koja uzrokuje pucanje kosti, a frakturna pukotina nastaje pod ostrim kutom u odnosu na smjer inicijalne sile. Pri tome se najčešće stvaraju dvije kose linije prijeloma koje čine klin čija je baza uvijek na konkavnoj strani.
2. prijelome zbog udara – pri izravnom djelovanju sile može nastati prijelom
3. prijelome zbog istrgnuća – pri naglom i suviše snažnom natezanju hvatišta tetiva može se istrgnuti dio kosti
4. torzijske, spiralne i rotacijske prijelome, nastale torzijom tijela uz fiksirane ekstremitete
5. kompresijske prijelome – aksijalno djelovanje sile izaziva snažan pritisak pojedinih dijelova tijela na neke spongiozne dijelove kostiju
6. kominutivne prijelome – uzrokovani najčešće izravnom jakom silom, obično u kombinaciji s ozljedama mekih tkiva, krvnih žila i živaca
7. impresijske prijelome – sila djeluje izravno na ravne kosti. U tim slučajevima nastaju cirkumskriptni prijelomi, koji su, zapravo, udubljenja dijela kosti okružena zdravom kosti
8. strijelne ozljede kostiju – posljedica djelovanja metka ili nekog drugog projektila na kost
9. epifizeolize – ozljeđivanje epifiznih pukotina rasta

### 3.2 Podjela prijeloma prema pomaku ulomaka

Na pomak utječe više čimbenika:

- mehanizam ozljede,

- veličina i smjer djelovanja sile,
- vlačno opterećenje mišića, tetiva i ligamenata,
- položaj okrajine za vrijeme transporta ozljeđenog,
- sekundarne dislokacije kao posljedica ustajanja, hodanja i preranog opterećenja.

Promatranjem položaja distalnog ulomka prema proksimalnome, razlikujemo:

- pomak po osovini (lat. *dislocatio ad axim*)
- pomak ustranu (lat. *dislocatio ad latus*)
- pomak po dužini (lat. *dislocatio ad longitudinem*).

## 4 CIJELJENJE I LIJEČENJE

Ako prijelomna pukotina zarasta uz stvaranje kalusa (novonastalo granulacijsko tkivo između krajeva slomljene kosti), govorimo o sekundarnom koštanom cijeljenju. Takav proces po pravilu ima više faza.

1. Fraktorni se hematomi stvaraju nakon zgrušavanja krvi. Počinje serofibrinozna aseptična upala s umnožavanjem stanica, naročito fibroblasta i kapilarnih pupoljaka, a stvaraju se i granulacijsko tkivo. To je faza tzv. provizornog kalusa.
2. Na rubovima koštanih ulomaka pojačava se aktivnost osteoklasta i osteoblasta. Nakon otprilike jednog tjedna u fibrinoznom granulacijskom tkivu već se nalaze i hondroblasti i osteoblasti. Koloidna intercelularna tvar oduzima soli kalcija, a ulomci su samo elastično povezani. U takvom osteoidnom tkivu stvaraju se nepravilne koštane gredice, a opaža se zadebljanje i hiperemija u okolici prijelomne pukotine.
3. U daljem tijeku cijeljenja javlja se jaka pokosnička aktivnost i manje vidljivo endostalno stvaranje kalusa, a trabekularna kost premošćuje frakturu pukotinu. Djelovanjem tlačnih i vlačnih sila trabekularna se građa spongiozne kosti pretvara u lamelarni oblik kortikalnog područja, odnosno nastaje funkcionalna adaptacija. To je faza kada su oba frakturna ulomka međusobno čvrsto povezana pa je opterećenje ekstremiteta dopušteno.

Vrijeme zacjeljenja prijeloma različito je za pojedine kosti, a ovisi i o dobi, spolu, načinu prehrane, popratnim bolestima itd. Po pravilu to razdoblje iznosi između 3-14 tjedana. Osim

opisanog procesa sekundarnog cijeljenja kostiju, u modernoj se traumatologiji sve više teži primarnom cijeljenju, stabilnim osteosintezama, pri kojima se ulomci anatomske reponiraju i fiksiraju pod pritiskom. U tom se slučaju stvaranje kalusa makroskopski ne vidi, premda mikroskopski postoji. Te stabilne osteosinteze izvode se pomoću vijaka, pločica, čavala itd.

Unutarnja fiksacija je operacija u ortopediji koja uključuje kiruršku ugradnju implantata u svrhu popravka kosti, a sam koncept datira iz sredine 19. stoljeća te je postao primjenjiv za rutinska liječenja sredinom 20. stoljeća. Unutarnja fiksacija može biti od nehrđajućeg medicinskog čelika ili titana.

Unutarnja fiksacija može se vršiti:

- Kirschnerovim žicama,
- pločicama i vijcima,
- intramedularnim čavlima.

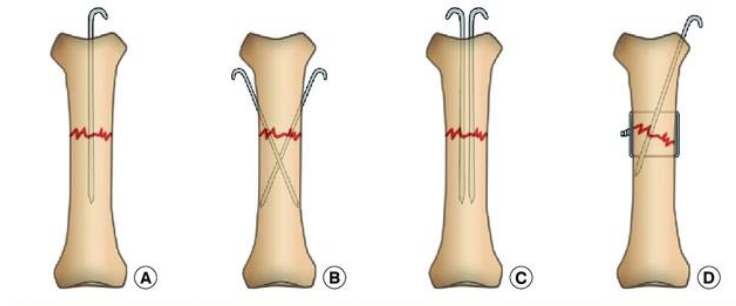
Otvorena unutarnja fiksacija (ORIF) uključuje ugradnju implantata čime doprinosi procesu cijeljenja kosti. Otvorena redukcija odnosi se na otvorenu operaciju namještanja kosti, što je neophodno za prijelome. Unutarnja fiksacija odnosi se na fiksaciju vijcima i/ili pločicama, intramedularnim čavlima (femur, tibia, humerus) da omoguće ili olakšaju cijeljenje. Krute fiksacije sprječavaju mikro pokrete kroz pukotine koje omogućuju liječenje i sprječavaju infekciju.

Zatvorena unutarnja fiksacija (CRIF) je redukcija bez ikakve otvorene operacije. Pokazala se kao prihvatljiva alternativa kod nestabilnih lateralnih kondilarnih prijeloma humerusa kod djece.

#### **4.1 Kirschner žice (K-wires)**

Koriste se kao privremena i konačna terapija. Unatoč tome, K-žice opiru se samo promjenama u poravnavanju; ne opiru se rotaciji, i imaju slabu otpornost na torziju i savijanje. K-žice se obično koriste kao pomoćna fiksacija za vijke ili pločice i vijke koji služe za prijelome oko zgloba. Kada se K-žice koriste kao jedini način fiksacije, one su suplementirane gipsom ili longetom. Mogu se ugraditi potkožno, ili kroz mali otvor. Adekvatne su za male fragmente na

metafiznom i epifiznom području. Koriste se i kao pomoćna terapija za mnoge prijelome uključujući frakture patele, proksimalnog humerusa, zgloba lakta i pete. [7]



Slika 7. Kirschner žice [7]

## 4.2 Pločice i vijci

Uglavnom se koriste u upravljanjima kod zglobnih prijeloma. To zahtjeva anatomske redukcije fragmenata prijeloma i dopušta rani opseg kretanja ozlijeđenog ekstremiteta. Pločice osiguravaju snagu i stabilnost da bi neutralizirale sile na ozlijeđen ud za funkcijsku postoperativnu njegu.



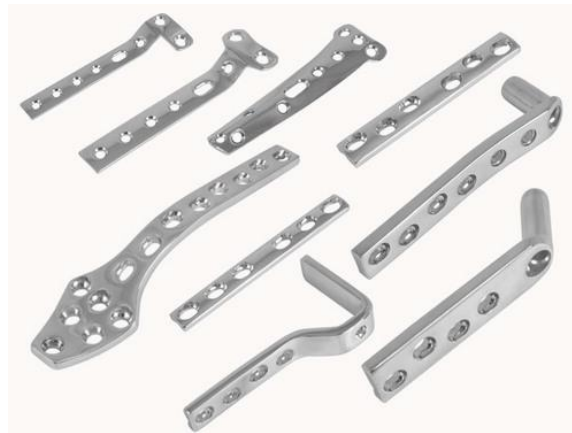
Slika 8. Vijci i pločica s vijcima [7]

Dizajn pločica je raznolik, ovisno o anatomske regiji i veličini kosti. Sve pločice bi se trebale koristiti uz minimalno skidanje mekog tkiva.

Dijele se na 5 vrsta ovisno o njihovoj glavnoj ulozi:

- potporne,

- kompresijske,
- neutralizacijske,
- pločice za savijanje pod pritiskom,
- most pločice.



*Slika 9. Pločice [8]*

#### 4.2.1 Potporne pločice („buttress“ pločice)

Potporne pločice potiču pritisak i protive se smičnom opterećenju koje se često javlja kod prijeloma koji zahvaćaju metafizu i epifizu. Koriste se uz intrafregmentarnu fiksaciju vijcima.

#### 4.2.2 Kompresijske pločice („compression“ pločice)

Kompresijske pločice suzbijaju savijanje, smik i torziju osiguravajući pritisak po strani prijeloma kroz ekscentrično opterećene provrte na pločici. Koriste se kod dugih kostiju, fibule, radiusa, ulne.

#### 4.2.3 Neutralizacijske pločice („neutralization“ pločice)

Neutralizacijske pločice se koriste u kombinaciji sa intrafregmentarnim zadržavajućim vijcima. Intrafregmentarni kompresijski vijci osiguravaju pritisak na dijelu prijeloma. Neutralizira savijanje, smik i torziju na dijelu sa zadržavajućim vijcima. Koriste se najčešće kod fibule, radiusa, ulne i humerusa.

#### 4.2.4 Most pločice („bridge“ pločice)

Most pločice su korisne u zbrinjavanju multifragmentalnih prijeloma u području dijafize i epifize. Postizanje prikladne stabilnosti bez prekidanja veza mekog tkiva na koštane fragmente

može biti tehnički zahtjevno te je potrebna velika vještina u tehnici neizravne redukcije. Posebno treba pripaziti da pločica bude ispravno rotirana i poravnata te adekvatne duljine.

#### 4.2.5 Pločice za savijanje pod pritiskom („tension-band“ pločice)

Tehnika pločica koje se savijaju pod pritiskom pretvara sile napetosti u sile kompresije na taj način pružajući potpunu stabilnost. Primjer korištenja ove tehnike je primjena pločice koja se savija pod pritiskom u fiksaciji transverzalnog prijeloma olekranona ulne.

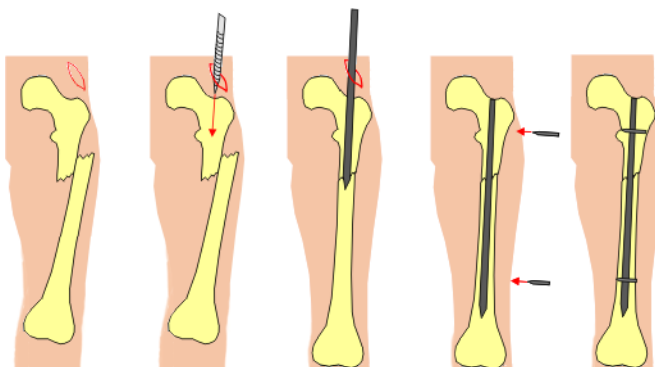
#### 4.2.6 Pločice za zaključavanje („locking compression“ pločice)

Pločica za zaključavanje djeluje kao unutarnji fiksator. Nije potrebno anatomski ju obrubiti uz kost zbog čega je u primjeni ove pločice smanjena incidencija nekroze, a moguće je i izvođenje minimalno invazivnih kirurških tehnika. Zaključavajući vijci izravno se pričvrste i zaključavaju na pločicu na taj način pružajući kutnu i osnu stabilnost. Korištenjem ovih pločica smanjen je rizik nastajanja sekundarne redukcije kao i intraoperativnog pretjeranog zatezanja vijaka.

Indikacija za primjenu pločice za zaključavanje jest slaba kvaliteta kosti (e.g. osteoporotične frakture), kratki i metafizni segmentalni prijelomi te premoštavanje usitnjenih područja. Ove su pločice također prikladne za metafizna područja u kojima postoji rizik od taloženja ili u kojima su prisutne proteze. Pločice za zaključavanje u mogućnosti su zadržati redukciju samo u slučaju kada je ona već bila zbrinuta.

### 4.3 Intramedularni čavli

Upotreba intramedularnih čavala u proteklom je stoljeću široko prihvaćena. Ovi se čavli ponašaju kao unutarnja longeta koja na sebe preuzima dio tereta zajedno s kosti, a mogu biti savitljivi ili kruti, zaključani ili nezaključani.



Slika 10. Intramedularni čavli [9]



## 5 EKSPERIMENTALNO ISPITIVANJE

### 5.1 Norma ISO 9585

Norma ISO 9585 bitna je za određivanje savojne čvrstoće i krutosti osteosintetskih pločica određenom metodom i uvjetima. Ne preporuča se za pločice dužine manje od 50 mm te većih zakrivljenosti. Zahtjevi norme odnose se na uređaje za ispitivanje, načine provedbe mjerenja te izračunavanje savojne čvrstoće i ekvivalentne krutosti pločica [10].

#### 5.1.1 Definicije

Moment, Nm – zakretni efekt sile oko osi izražen numerički kao produkt sile  $F$  i udaljenosti  $h$  mjeren okomito od osi do linije hvatišta sile

Savojni moment, Nm ( $M_b$  – eng. *bending moment*) – moment oko osi okomite na os tijela koji stvara lateralni progib

Progib, mm – linearni pomak uzrokovan savijanjem, mjeren okomito na os pločice

Savojna krutost, N/mm (eng. *bending stiffness*) – najveći nagib linearnog dijela dijagrama opterećenje - progib

Savojna čvrstoća, Nm (eng. *bending strenght*) – savojni moment potreban za 0,2 % istupa pomaka na pločici

Savojna strukturna krutost,  $Nm^2$  ( $E_I$ ; eng. *bending structural stiffness*) – krutost pločice koja se računa iz dimenzija ispitne konfiguracije te nagiba  $S$ , koji je linearni dio dijagrama sila-progib koji se dobiva eksperimentalnim ispitivanjem. Ekvivalentna krutost savijanja uzima u obzir rupe ili utore na ploči.

Zamorni vijek trajanja ( $n$ ) – broj ciklusa opterećenja koji se mogu postići prije nego dođe do loma

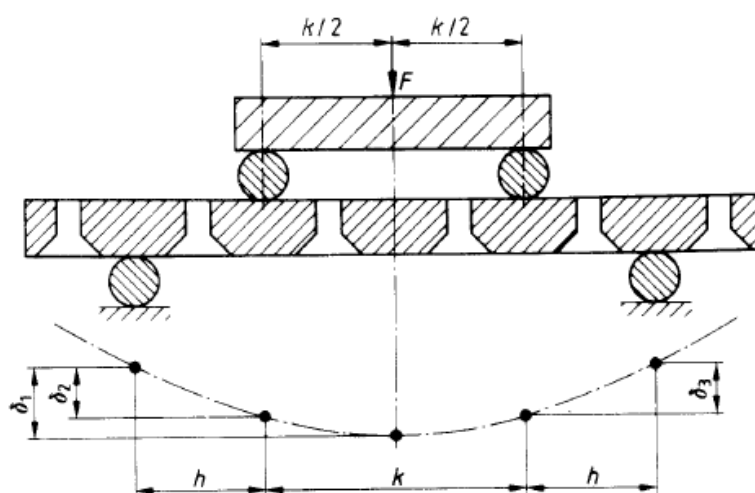
#### 5.1.2 Uređaji i instrumenti

Za određivanje opterećenja u skladu sa slikom 11, potrebno je osigurati međusobnu paralelnost osi četiri valjka tijekom trajanja eksperimenta.

Valjci – cilindrični u rasponu promjera od 8 do 13 mm, ili imaju oblik profila pločice koja se ispituje. Poželjno je da je jedan od valjaka pričvršćen za mjerni uzorak kako bi se spriječio horizontalni pokret i da svi valjci budu osigurani zadržati svoj relativni položaj.

Statička kidalica – sredstvo pomoću kojeg se ostvaruje sila

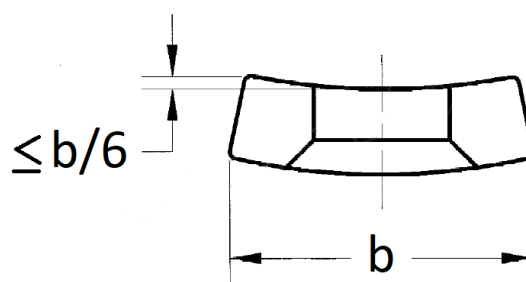
Uređaji za mjerenje relativnog progiba – videoekstenzometar



Slika 11. Shematski prikaz testa savijanja [10]

### 5.1.3 Provedba ispitivanja

Testovi savijanja provode se na prethodno opisanim uređajima i instrumentima. Cilindrični valjci koriste se za ispitivanje ravnih pločica i pločica sa zaobljenim dijelovima čije odstupanje od ravnine centra pločice nije veće od  $b/6$ , gdje je  $b$  širina pločice.



Slika 12. Zahtjevi profila valjaka [10]

Kod postavljanja uzorka na mjerni uređaj treba voditi računa o sljedećem:

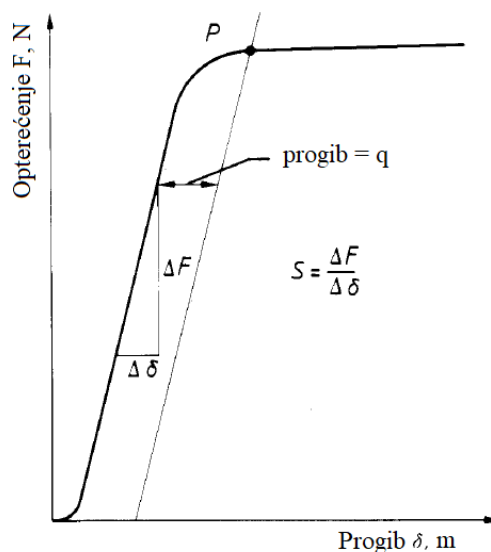
- staviti pločicu tako da su unutrašnji valjci u kontaktu sa površinom pločice namijenjenom da bude u kontaktu s kosti,
- ako je simetrična pločica, namjestiti je simetrično s dva unutrašnja provrta za vijke između unutrašnjih valjaka,
- ako pločica ima središnji provrt, namjestiti središnji provrt i drugi provrt simetrično između dva unutrašnja valjka,
- ako je asimetrična, namjestiti je s dva provrta između unutrašnjih valjaka tako da moguća pozicija prijeloma bude između unutrašnjih valjaka,
- vanjski valjci moraju biti na jednakoj udaljenosti  $h$  od unutrašnjih valjaka, tako da je na toj udaljenosti samo jedan provrt između unutrašnjih i vanjskih valjaka,
- unutrašnji valjci ne smiju biti u kontaktu s dijelom pločice na mjestu provrta,
- izmjeriti udaljenost između unutrašnjih valjaka  $k$  u metrima,
- poravnati os pločice da bude okomita na osi valjaka,
- instalirati uređaje da mjere progib (u metrima) pločice relativno u odnosu na početni položaj vanjskih valjaka.

Progib se može mjeriti na tri načina:

1. na središnjoj liniji između centralnih valjaka ( $\delta_1$ ),
2. na jednom od centralnih valjaka ( $\delta_2$ ),
3. ili na svakom od centralnih valjaka ( $\delta_2$  i  $\delta_3$ ).

Ako raspored provrta na pločici nije simetričan u odnosu na relativni položaj duljine pločice, preporuča se metoda 3.

Sila  $F$  djeluje na središnjoj liniji gdje se i mjeri odgovarajući progib. Postepeno se povećava veličina sile  $F$  te se bilježi odgovarajući progib u svakom intervalu crtajući dijagram sve dok sila ne dosegne vrijednost pucanja pločice  $F = F_{MAX}$  ili dok progib pločice  $\delta$  u dijagramu ne dostigne željenu vrijednost ispitnog opterećenja  $F = P$  kao što je prikazano na slici 13.



Slika 13. Dijagram opterećenje-progib [10]

#### 5.1.4 Izračunavanje rezultata

##### 5.1.4.1 Progib

Ako se  $\delta_2$  i  $\delta_3$  mjere kako je opisano u poglavlju 5.1.3., računa se srednja vrijednost pomoću izraza:

$$\delta_4 = 0,5(\delta_2 + \delta_3), \quad (1)$$

i crta dijagram sile  $F$  u ovisnosti o progibu  $\delta_4$ .

##### 5.1.4.2 Ekvivalentna savojna krutost

Za određivanje ekvivalentne savojne krutosti potrebno je nacrtati ravnu liniju kroz linearni dio dijagrama opterećenje-progib, u kojem nacrtana linija ima nagib  $S$  kako je prikazano na slici 13.

Ako se za promjer uzima  $\delta_l$  kako je opisano u poglavlju 5.1.3., ekvivalentna savojna krutost iznosi:

$$K = \frac{(4h^2 + 12hk + k^2)Sh}{24}, \quad (2)$$

gdje je:

$h$  – udaljenost unutrašnjeg i vanjskog valjka u metrima,

$k$  – udaljenost unutrašnjih valjaka u metrima,

$S$  – nagib opterećenje/progib krivulje u N/m.

A ako se za promjer uzima  $\delta_2$  ili  $\delta_3$ , ekvivalentna savojna krutost se izračunava pomoću izraza:

$$K = \frac{(2h+3k)Sh^2}{12}, \quad (3)$$

gdje su  $h$ ,  $k$  i  $S$  isti kao u izrazu iznad.

#### 5.1.4.3 Savojna čvrstoća

Na dijagramu opterećenje/progib potrebno je nacrtati pravac paralelno linearnom dijelu dijagrama pomaknuto za  $q$  metara kako je prikazano na samom dijagramu na slici 13. Sjecište pravca s krivuljom je ispitna točka, koja definira ispitno opterećenje  $P$ . Pomak  $q$  se izračunava pomoću izraza:

$$q = 0,02(2h + k). \quad (4)$$

Savojna čvrstoća u Nm se dobiva iz izraza:

$$\sigma_s = 0,5Ph, \quad (5)$$

gdje je  $P$  ispitno opterećenje u N, a  $h$  udaljenost između unutrašnjih i vanjskih valjaka u metrima.

Ako dođe do loma pločice prije nego krivulja opterećenje-progib presječe paralelni pravac, savojna čvrstoća se izračunava pomoću izraza:

$$\sigma_s = 0,4F_{MAX} \cdot h, \quad (6)$$

gdje je  $F_{MAX}$  maksimalno opterećenje u N, a  $h$  udaljenost unutrašnjih i vanjskih valjaka u metrima.

## 5.2 Provedba eksperimenta

Eksperimentalno statičko ispitivanje savijanjem u tri točke provedeno je na 3 jednaka ispitna uzorka. Ispitne uzorke (slika 14) predstavljaju pločice na zaključavanje za prijelom proksimalnog humerusa, debljine 3 mm, širine 12 mm i duljine 135 mm napravljene od titana (ISO 5832-3). Ispitan je dio pločice koji nasjeda na dijafizu, a sadrži 6 jednakih rupa između kojih je razmak 1 mm. Ispitivanje je provedeno prema normi ISO 9585.



*Slika 14. Ispitni uzorak*

### 5.2.1 Eksperimentalni postav

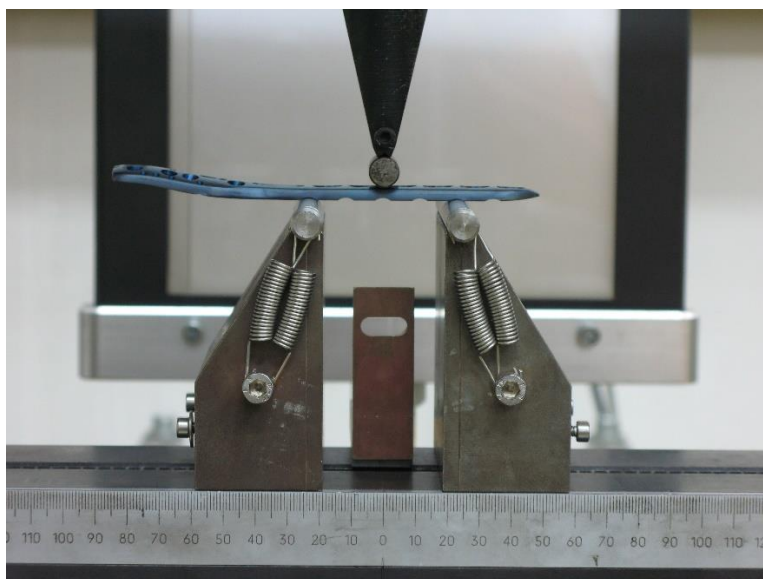
Ispitivanje je provedeno na statičkoj kidalici Messphysik Beta 50-5 uz kontrolu pomaka (vertikalnog hoda gornje čeljusti kidalice). Eksperimentalni postav za ispitivanje u 3 točke prikazan je na slici 15.



*Slika 15. Eksperimentalni postav*

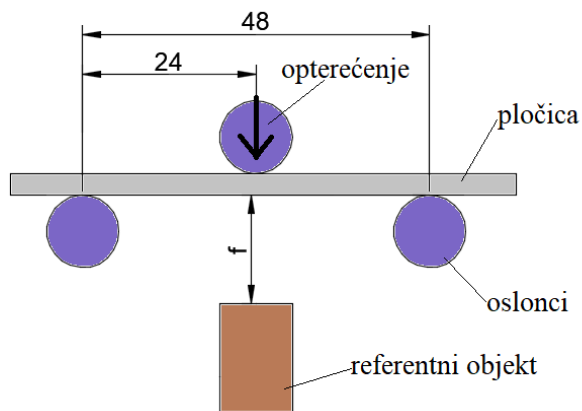
Na donjoj čeljusti pričvršćena su dva oslonca tj. potporna valjka međusobno razmaknuta 48 mm ( $h = 24$  mm). Na gornjoj čeljusti pričvršćen je jedan valjak preko kojeg je narinuto opterećenje na pločicu. Svi valjci su jednakih dimenzija, promjera 10 mm.

Pločica se postavlja kako je zadano prema normi, simetrično s dva provrta između valjka za opterećivanje i potpornog valjka kako je prikazano na slici 16.



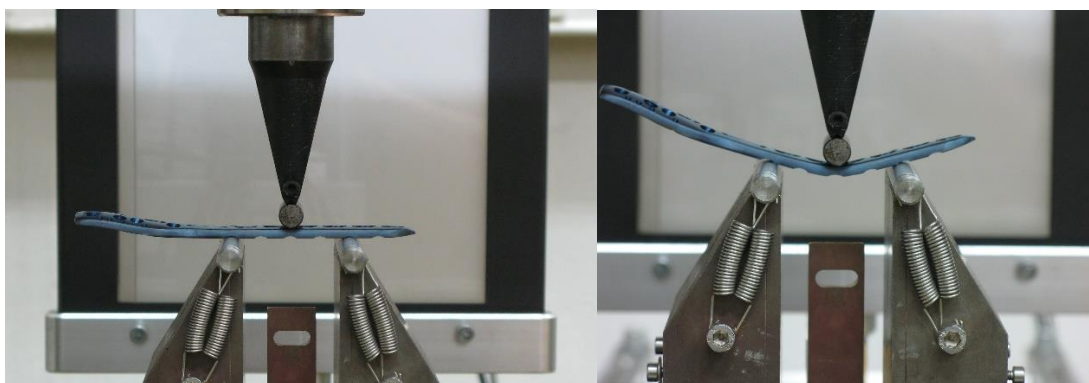
*Slika 16. Postavljanje pločice na prihvat kidalice*

Postavlja se referentni objekt ravne glatke površine paralelan s osi pločice između donjih valjaka na temelju kojeg će se detektirati progib. Shematski prikaz nalazi se na slici 17.



*Slika 17. Shematski prikaz*

Ispitni uzorak prije i za vrijeme savijanja u tri točke prikazan je na slici 18.



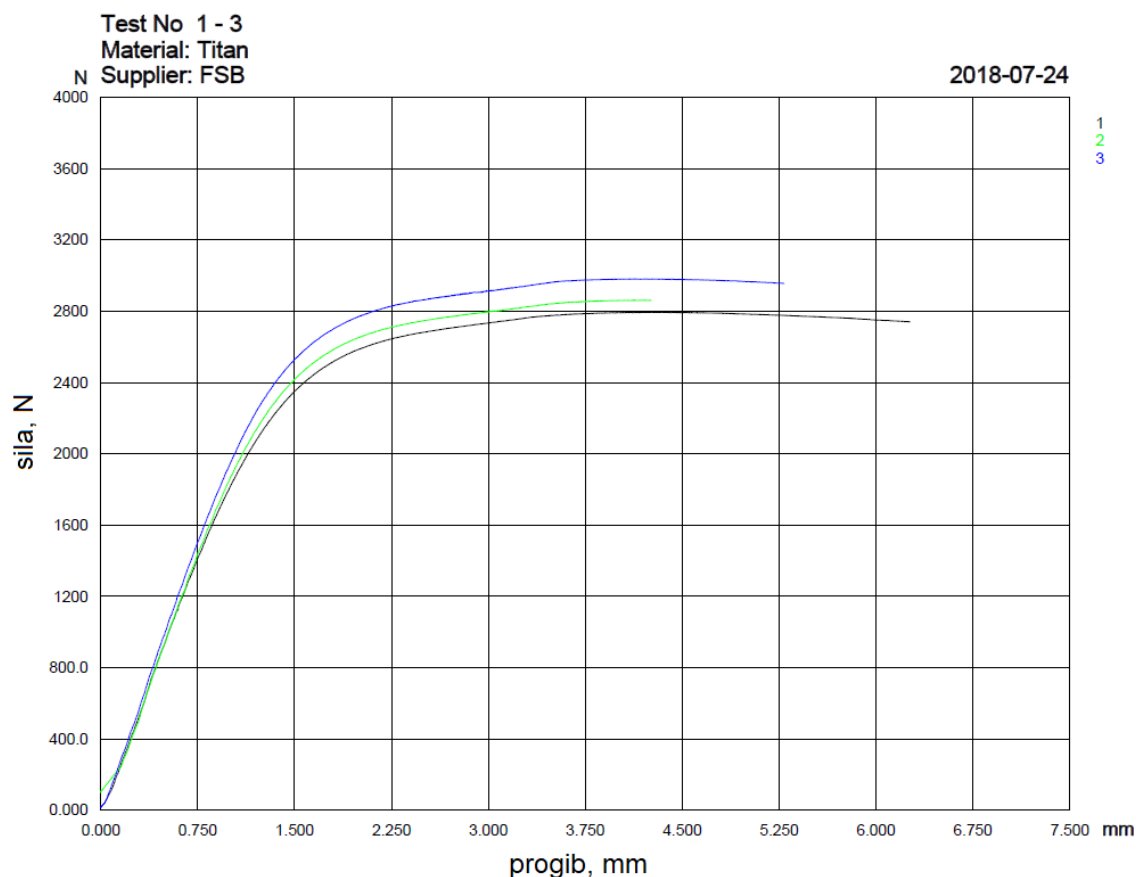
*Slika 18. Ispitni uzorak prije i za vrijeme savijanja*

*Tablica 1. Potrebni podatci istraživanja*

Uzorci	3 pločice
Dimenzije uzoraka mm	135 x 12 x 3 sa 6 provrta
Materijal	titan (ISO 5832-3)
Uređaj	statička kidalica Messphysik Beta 50-5
Razmak oslonaca mm	48
Promjer valjaka mm	10
Sila opterećenja kN	0 – 3
Brzina ispitivanja mm/min	2
Vidno polje kamere mm	92,6 x 74,08

Dijagrami opterećenja uzoraka (sila - progib) prikazani su na slici 19.





*Slika 19. Dijagram sila - progib*

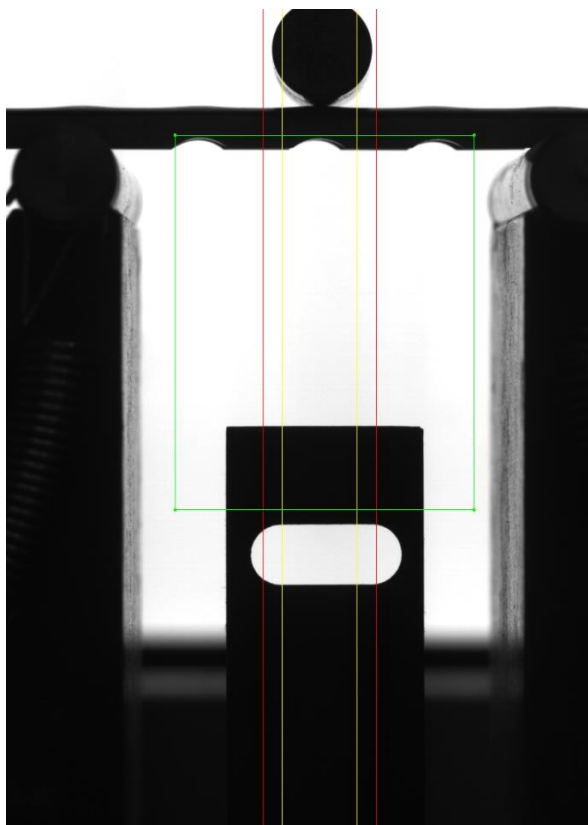
Kao što je vidljivo iz dijagrama uzorci su opterećivani do trenutka kada su postigli značajnu plastičnu deformaciju, tj. nije više zabilježen porast sile.

### 5.2.2 Mjerenje progiba

Kako su unutar pomaka dobivenog sa kidalice (vertikalni hod gornje čeljusti) sadržane neke nesavršenosti kao što su zračnosti na prihvataima kidalice potrebno je pomak tj. progib mjeriti izvana pomoću odgovarajućih uređaja za mjerenje pomaka. Jedan od takvih uređaja, koji je korišten prilikom ovih ispitivanja je videoekstenzometar.

Videoekstenzometar je optički uređaj za mjerenje progiba koji pomoću jedne kamere postavljene okomito na mjerni uzorak bezkontaktno može mjeriti progib pločice. Sinkroniziran je s kidalicom te omogućuje praćenje i pohranjivanje vrijednosti progiba pomoću računala, što kao rezultat daje sila – pomak dijagram na zaslonu računala. Radi na način da tijekom

opterećivanja snima niz slika određenom frekvencijom. Na tim slikama pomoću posebnog algoritma pronalazi crne oštre rubove na bijeloj pozadini. Zbog većeg kontrasta koristi se bijelo pozadinsko svjetlo koje se stavlja u vidno polje kamere tako da rubovi budu što uočljiviji, što je vidljivo na slici 20.



*Slika 20. Prikaz videoekstenzometra*

Videoekstenzometar se sastoji od kamere, pozadinskog svjetla i algoritma za obradu slika. Algoritam unutar područja označenog zelenim pravokutnikom na slici 20 detektira donji rub pločice i gornji rub referentnog objekta i na osnovu njihove međusobne udaljenosti određuje progib. Da bi sustav mogao što točnije mjeriti slika mora biti što oštija i kontrastna. Budući da se ovdje radi o slikama koje se sastoje od mreže piksela važno je prije samog mjerenja provesti kalibraciju sustava.

Kalibracija je potrebna u svrhu dobivanja čiste, fokusirane slike te time točnijih podataka. Kalibracijom se definira koliko piksela odgovara jednom milimetru. U vidno polje kamere postavlja se kalibracijski objekt strogo definiranog oblika i dimenzija te se na taj način sustav

kalibrira. U ovom radu je kalibracijski objekt s rupom, vidljiv na slici 20, tijekom mjerenja poslužio kao referentni objekt.

Vrijednosti dobivene ispitivanjem odnose se na razmak između donjeg ruba pločice i donjeg referentnog dijela. Računalo istovremeno u istu datoteku sprema podatke o vremenu, sili i pomaku kidalice i podatke o progibu dobivene videoekstenzometrom. Na osnovi tih mjerenja generiraju se dijagrami sila – progib koji su za pločice ispitivane u ovom mjerenju dani na slici 19.

## 6 Računalne simulacije

Metoda konačnih elemenata numerička je metoda koja se temelji na fizičkoj diskretizaciji kontinuuma. Razmatrani kontinuum s beskonačno stupnjeva slobode gibanja zamjenjuje se s diskretnim modelom međusobno povezanih elemenata s ograničenim brojem stupnjeva slobode.

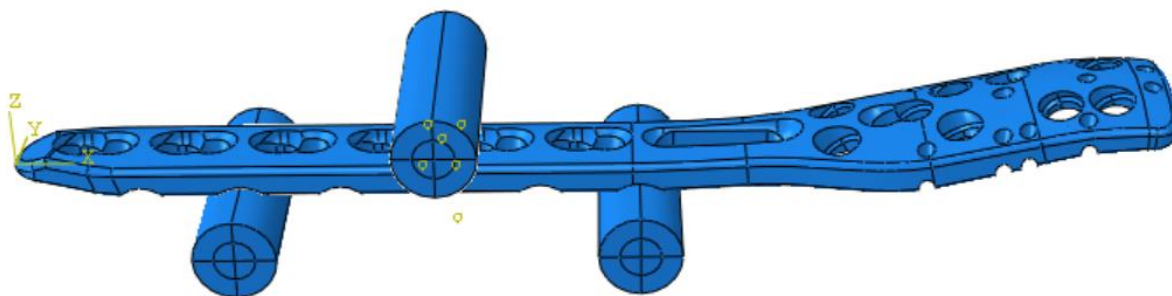
Konačni elementi međusobno su povezani u točkama na konturi koje se nazivaju čvorovi. Stanje u svakom elementu, kao što je npr. polje pomaka, deformacije, naprezanja, temperature te ostalih veličina u problemu polja, opisuje se pomoću interpolacijskih funkcija. Te funkcije moraju zadovoljavati odgovarajuće uvjete da bi se diskretizirani model što više približio ponašanju kontinuiranog sustava. [11]

Metoda konačnih elemenata korištena je i u ovom radom kako bi računalno simulirali savijanje pločice u tri točke koristeći programski paket *Abaqus*.

### 6.1 Geometrija

Za provedbu računalnih simulacija metodom konačnih elemenata prvo je potrebno definirati geometriju. Od proizvođača je dobiven *CAD model* pločice u *step* formatu, a valjci su modelirani u programskom paketu *Abaqus* tako da promjer modeliranih valjaka odgovara promjeru stvarnih valjaka korištenih u eksperimentu.

Pozicioniranje pločice i valjaka izvršeno je u skladu s eksperimentom odnosno normom ISO 9585, što je vidljivo na slici 21.



Slika 21. Sklop pločice i valjaka za savijanje u tri točke

## 6.2 Materijal

S obzirom da se radi o titanskoj pločici i čeličnim valjcima odnosno materijalima koji se u početku ponašaju linearno elastično potrebni parametri materijala za ovu analizu su Youngov modul elastičnosti i Poissonov faktor.

Parametri materijala korišteni kod ovog proračuna dani su u tablici 2.

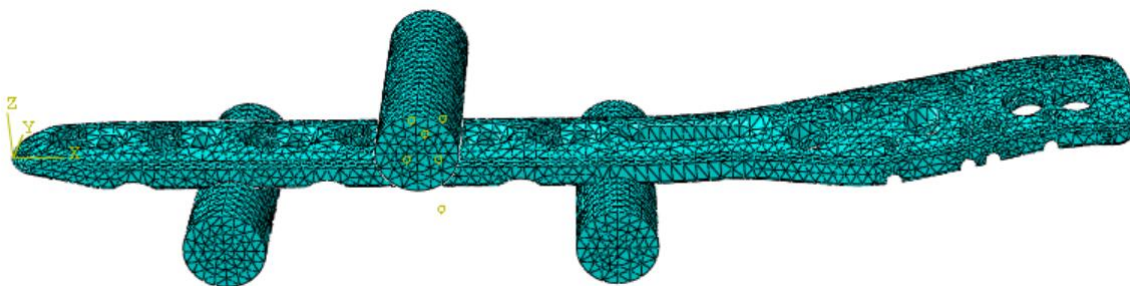
Tablica 2. Parametri materijala

materijal	titan ISO 5832-3	čelik
<b>E (Youngov modul), GPa</b>	119	210
<b><math>\nu</math> (Poissonov faktor)</b>	0,31	0,3

## 6.3 Mreža konačnih elemenata

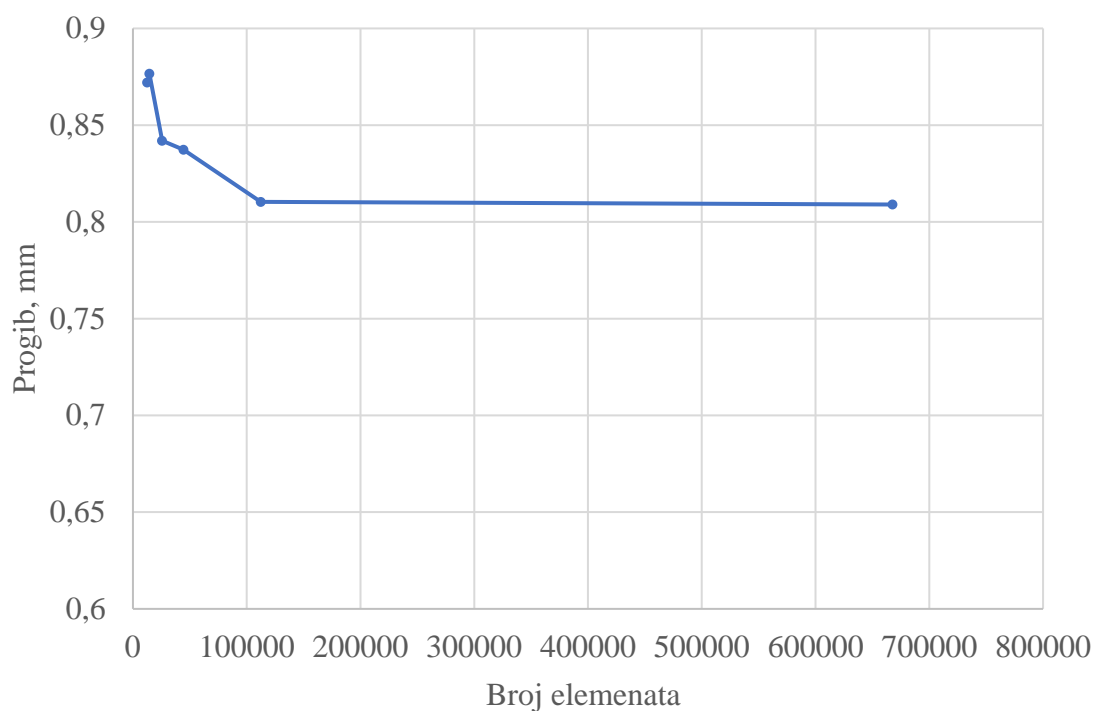
Ovisno o obliku i nepoznatim parametrima u čvorovima, izvedeni su različiti tipovi konačnih elemenata. Jedan od osnovnih konačnih elemenata za rješavanje 3D problema je tetraedarski konačni element. Osnovni tetraedarski element sastoji se od 4 čvora u vrhovima tetraedra s po tri komponente pomaka,  $u$ ,  $v$  i  $w$ , u pravcu Kartezijevih koordinatnih osi. Za simulaciju korišten je tetraedarski element drugog reda. Njemu je na polovištu svake stranice dodan po jedan čvor što iznosi ukupno 10 čvorova i 30 stupnjeva slobode i time može opisivati linearno polje deformacija i naprezanja.

Slika 22 prikazuje geometriju modela diskretiziranu 3D tetraedarskim konačnim elementima drugog reda (C3D10).



*Slika 22. Mreža konačnih elemenata veličine*

Uz pravilnu formulaciju konačnih elemenata, približavanje tačnome rješenju raste s povećanjem broja elemenata. U tu svrhu provedena je analiza konvergencije rješenja, koja je prikazana na slici 23.



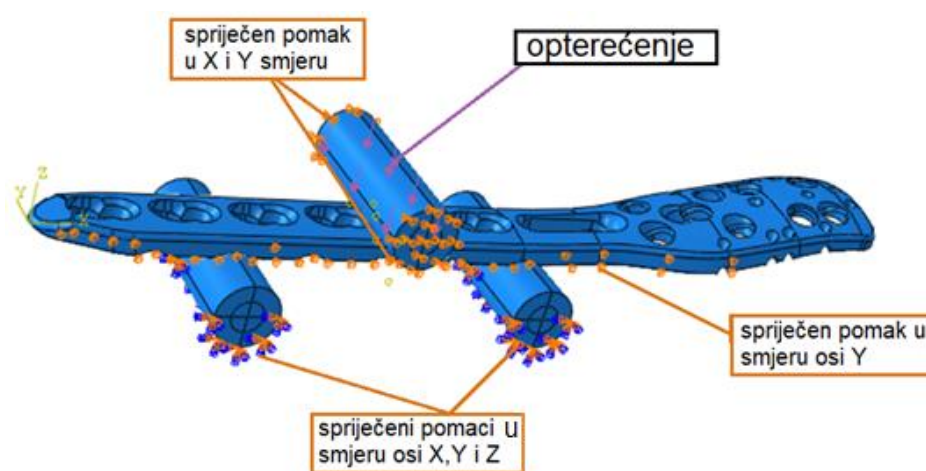
*Slika 23. Konvergencija pomaka i broja konačnih elemenata*

Za daljnju analizu odabran je model diskretiziran s 112449 elemenata jer daljnje povećanje gustoće mreže nema značajan utjecaj na pomak kao što je vidljivo na slici 23.

## 6.4 Opterećenje i rubni uvjeti

Opterećenje koje odgovara sili od 1,4 kN raspodijeljeno je na gornju polovicu oplošja valjka za opterećivanje što simulira silu kidalice koja opterećuje pločicu. Iznos opterećenja (1,4 kN) odabran je na osnovu dijagrama na slici 19. jer je tamo pločica sigurno u elastičnom području, tj. nakon rasterećenja u eksperimentu ne bi došlo do pojave plastičnih deformacija.

Rubni uvjeti prikazani na slici 24 postavljeni su tako da simuliraju eksperiment.



Slika 24. Opterećenje i rubni uvjeti

Veza između pločice i valjaka modelirana je kao kontakt s trenjem ( $\mu = 0,5$ ) opcijom *Surface to surface contact*.

## 7 Rezultati

U ovom poglavlju dani su rezultati eksperimenta i računalnih simulacija. Najprije su na osnovu eksperimenta izračunati parametri prema normi ISO 9585 za sva tri uzorka. Nakon toga dani su rezultati računalnih simulacija i prikazana je usporedba progiba dobivenog računalnom simulacijom i eksperimentom.

### 7.1 Rezultati eksperimenta

Nakon provođenja eksperimenta, potrebno je pomoću izmjerenih parametara izračunati sljedeće podatke prema normi ISO 9585:

**Ekvivalentna savojna krutost**

$$K = \frac{(4h^2 + 12hk + k^2)Sh}{24} \quad (7)$$

**Nagib opterećenje – progib**

$$S = \frac{\Delta F}{\Delta \delta} \quad (8)$$

**Savojna čvrstoća**

$$\sigma_s = 0,5Ph \quad (9)$$

Točka  $P$  predstavlja kontrolno opterećenje, a dobije se na način da se povuče paralelan pravac sa linearnim dijelom dijagrama opterećenje – progib (slika 13.) pomaknuto za vrijednost  $q$  koja glasi:

$$q = 0,02(2h + k) \quad (10)$$

gdje je  $k$  udaljenost između unutarnjih valjaka, a  $h$  udaljenost unutarnjeg i vanjskog valjka kako je opisano u paragrafu 5.1.2.

Pošto se eksperiment vrši kao savijanje u tri točke, koriste se dva potporna (vanjska) valjka i jedan unutarnji, udaljenost između unutarnjih valjaka  $k$  iznositi će 0.

**Tablica 3. Udaljenost valjaka**

udaljenost unutarnjih valjaka, $k$	0
udaljenost unutarnjeg i vanjskog valjka, $h$	24 mm
pomak, $q$	0,96 mm

Za ispitivanje se koriste tri uzorka te se računa srednja vrijednost.

### 7.1.1 Pločica P1

Ispitivanjem pločice P1 izmjerena je maksimalna vrijednost sile  $F_{MAX} = 2795$  N, te progib pri toj sili  $\delta_{MAX} = 4,82$  mm. Pomoću dijagrama sila – progib (slika 13) određeno je kontrolno opterećenje  $P = 2620$  N, te progib  $\delta = 2,2676$  mm.

Iz rezultata mjerenja dobivene su vrijednosti:

$$S = \frac{\Delta F}{\Delta \delta} = 1865,26 \text{ N/mm} \quad (11)$$

$$K = \frac{(4h^2 + 12hk + k^2)Sh}{24} = 0,0043 \text{ Nm}^2 \quad (12)$$

$$\sigma_s = 0,5Ph = 31,44 \text{ Nm} \quad (13)$$

**Tablica 4. Rezultati ispitivanja za pločicu P1**

kontrolna sila $P$ , N	2620
progib $\delta$ , mm	2,2676
maksimalno opterećenje $F_{\text{MAX}}$ , N	2795
progib kod sile $F_{\text{MAX}}$ $\delta_{\text{MAX}}$ , mm	4,82
nagib opterećenje – progib $S$ , N/mm	1865,26
ekvivalentna savojna krutost $K$ , $\text{Nm}^2$	0,0043
savojna čvrstoća $\sigma_s$ , Nm	31,44

### 7.1.2 Pločica P2

Ispitivanjem pločice P2 izmjerena je maksimalna vrijednost sile  $F_{\text{MAX}} = 2862 \text{ N}$ , te progib pri toj sili  $\delta_{\text{MAX}} = 4,811 \text{ mm}$ . Pomoću dijagrama sila – progib (slika 13) određeno je kontrolno opterećenje  $P = 2761 \text{ N}$ , te progib  $\delta = 2,3212 \text{ mm}$ .

Iz rezultata mjerenja dobivene su vrijednosti:

$$S = \frac{\Delta F}{\Delta \delta} = 1904,118 \text{ N/mm} \quad (14)$$

$$K = \frac{(4h^2 + 12hk + k^2)Sh}{24} = 0,004387 \text{ Nm}^2 \quad (15)$$

$$\sigma_s = 0,5Ph = 33,132 \text{ Nm} \quad (16)$$



**Tablica 5. Rezultati ispitivanja za pločicu P2**

kontrolna sila $P$ , N	2761
progib $\delta$ , mm	2,3212
maksimalno opterećenje $F_{MAX}$ , N	2862
progib kod sile $F_{MAX}$ $\delta_{MAX}$ , mm	4,811
nagib opterećenje – progib $S$ , N/mm	1904,118
ekvivalentna savojna krutost $K$ , Nm <sup>2</sup>	0,004387
savojna čvrstoća $\sigma_s$ , Nm	33,132

### 7.1.3 Pločica P3

Ispitivanjem pločice P3 izmjerena je vrijednost sile  $F_{MAX} = 2982$  N, te progib pri toj sili  $\delta = 4,745$  mm. Pomoću dijagrama sila – progib (slika 13) određeno je kontrolno opterećenje  $P = 2870$  N, te progib  $\delta = 2,3647$  mm.

Iz rezultata mjerenja dobivene su vrijednosti:

$$S = \frac{\Delta F}{\Delta \delta} = 2031,06 \text{ N/mm} \quad (17)$$

$$K = \frac{(4h^2 + 12hk + k^2)Sh}{24} = 0,00468 \text{ Nm}^2 \quad (18)$$

$$\sigma_s = 0,5Ph = 34,44 \text{ Nm} \quad (19)$$

**Tablica 6. Rezultati ispitivanja za pločicu P3**

kontrolna sila $P$ , N	2870
progib $\delta$ , mm	2,3647
maksimalno opterećenje $F_{MAX}$ , N	2982
progib kod sile $F_{MAX}$ $\delta_{MAX}$ , mm	4,745
nagib opterećenje – progib $S$ , N/mm	2031,06
ekvivalentna savojna krutost $K$ , Nm <sup>2</sup>	0,00468
savojna čvrstoća $\sigma_s$ , Nm	34,44

**Tablica 7. Usporedba rezultata za pločice P1,P2 i P3**

Pločice	Kontrolna sila, N	Progib,mm	Nagib, N/mm	Ekv. sav. krutost, Nm <sup>2</sup>	Svojna čvrstoća, Nm
P1	2620	2,2676	1865,26	0,0043	31,44
P2	2761	2,312	1904,118	0,004387	33,132
P3	2870	2,3647	2031,06	0,00468	34,44

Srednje vrijednosti i standardna devijacija parametara iz tablice 7 dane su u tablici 8.

**Tablica 8. Srednja vrijednost rezultata**

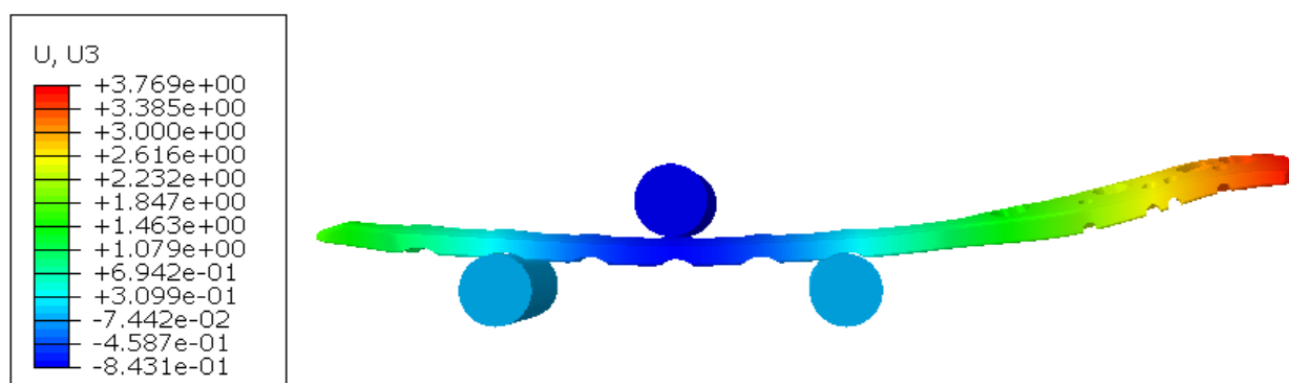
Pločice	Kontrolna sila, N	Progib,mm	Nagib, N/mm	Ekv. sav. krutost, Nm <sup>2</sup>	Svojna čvrstoća, Nm
P <sub>sr</sub>	2750,33	2,3148	1933,48	0,0044557	33,004
St. dev.	125,341	0,0486	86,712	0,000199	1,5041

## 7.2 Rezultati računalnih simulacija

Računalnim simulacijama dobiveni su rezultati pomaka, deformacija i naprezanja po Von Misesu. Rezultati progiba dobivenog računalnim simulacijama uspoređeni su s progibom izmjerenim kod eksperimenta.

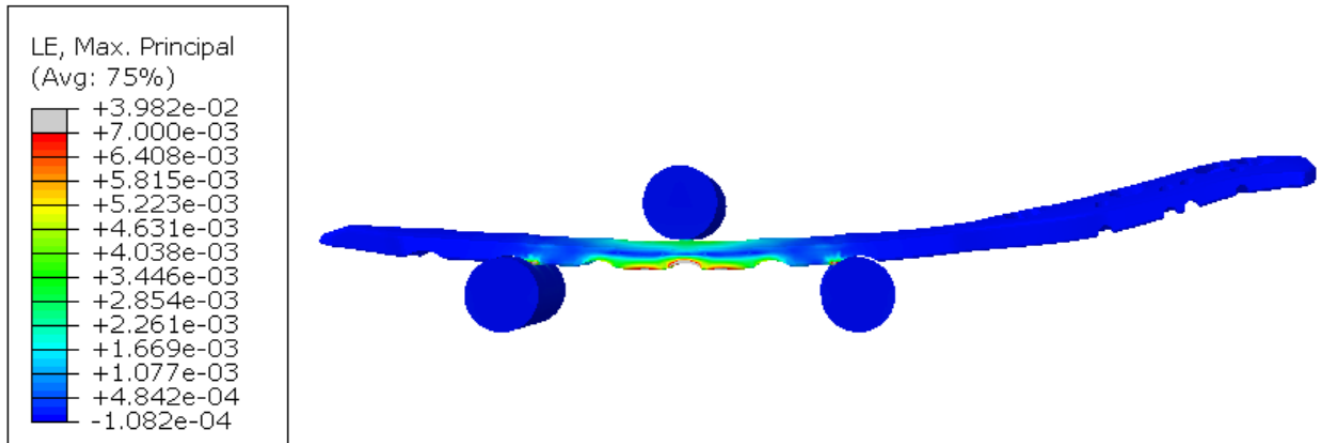
### 7.2.1 Pomak

Određen je pomak u smjeru z osi, tj progib pločice prikazan na slici 25. Očitani progib na donjoj strani pločice na sredini između potpornih valjaka iznosi 0,810 mm.

**Slika 25. Progib pločice**

### 7.2.2 Deformacije

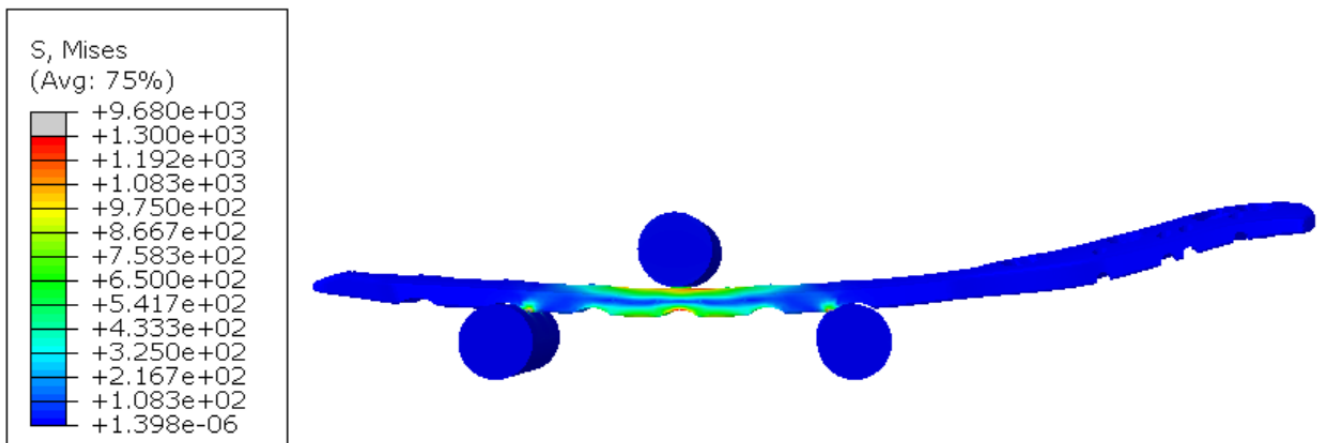
Najveće deformacije javljaju se na donjoj strani pločice između potpornih valjaka te lokalno na mjestu kontakta s valjcima gdje pločica naliže na njih pri savijanju, što se vidi na slici 26.



Slika 26. Deformacije pločice

### 7.2.3 Naprezanja

Analizom naprezanja vidljivo je da je pločica tlačno opterećena s gornje strane, a vlačno s donje strane što je uobičajeno kod savijanja u tri točke. Ekvivalentna naprezanja prema Von Misesu prikazana su na slici 27.



Slika 27. Naprezanje pločice

#### 7.2.4 Usporedba rezultata eksperimenta i računalnih simulacija

U tablici 9. dani su rezultati progiba izmjenog kod eksperimenta i progiba dobivenog računalnim simulacijama savijanja u tri točke pri sili 1,4 kN. Za rezultate progiba kod eksperimenta uzeta je srednja vrijednost triju ispitivanih pločica.

*Tablica 9. Usporedba rezultata*

Progib, mm	<b>Eksperiment</b>	<b>Računalna simulacija</b>
		0,778

Iz tablice 9 vidljivo je poklapanje rezultata eksperimenta i računalnih simulacija unutar 5% (relativna greška 4,11 %).

## 8 ZAKLJUČAK

Većina osteoporotičnih prijeloma zahtijeva liječenje operativnim zahvatima za što su potrebni implantati. Ovisno o vrsti, većina prijeloma proksimalnog humerusa liječi se pločicama na zaključavanje koje smanjuju broj postoperativnih komplikacija i osiguravaju brže cijeljenje prijeloma. Zbog te i još brojnih funkcija osteosintetskih pločica potrebno je voditi računa o mehaničkim kriterijima čvrstoće, krutosti i stabilnosti pločica.

Cilj ovog rada bio je eksperimentalnim ispitivanjem i računalnim simulacijama odrediti progib na tri uzorka osteosintetskih pločica na zaključavanje za prijelom proksimalnog humerusa kako bi se odredila učinkovitost pločice za osteosintezu.

Ispitivanja su provedena na spomenutim pločicama savijanjem u tri točke prema normi ISO 9585 na statičkoj kidalici uz kontrolu pomaka.

Rezultati eksperimentalnog ispitivanja pokazali su vrlo dobro poklapanje rezultata unutar uzoraka. Na osnovu rezultata eksperimenta prema normi ISO 9585 izračunata je srednja vrijednost ekvivalentne savojne krutosti sva tri uzorka koja iznosi  $0,0044557 \text{ Nm}^2$  (St. dev.  $0,000199$ ) i srednja vrijednost savojne čvrstoće  $33,004 \text{ Nm}$  (St. dev.  $1,5041$ ).

Također su provedene računalne simulacije metodom konačnih elemenata u računalnom paketu *Abaqus*, kako bi se analizirali pomaci, deformacije i naprezanja na pločici.

Usporedbom rezultata progiba izmjenjenog eksperimentom te rezultata progiba dobivenog računalnim simulacijama za slučaj opterećenja silom od  $1,4 \text{ kN}$  pri kojoj se pločica nalazi u elastičnom području može se uočiti da su odstupanja vrlo mala ( $4,11\%$ ). Kako je prilikom računalnih simulacija uzeto u obzir linearno-elastično ponašanje materijala, analize sa većim opterećenjem nisu provedene.

Valja još naglasiti da su u ovom radu uspoređivani rezultati eksperimenta i računalnih simulacija isključivo na osnovu progiba. Kako bi se još pouzdanije mogao numerički model validirati potrebno je analizirati cijelo polje pomaka i deformacija na pločici što omogućuju moderni mjerni optički sustavi koji se baziraju na korelaciji digitalne slike.

Dobro podudaranje rezultata simulacije i eksperimenta omogućuje da se u nekim slučajevima dodatna skupa eksperimentalna ispitivanja zamijene znatno jeftinijim računalnim simulacijama.

## LITERATURA

- [1] J. Fanghänel, F. Pera, F. Anderhuber, R. Nitsch (ur.); Waldeyerova anatomija čovjeka, Golden marketing – tehnička knjiga, Zagreb 2009.
- [2] Pećina Marko i suradnici; Ortopedija, Naklada Ljevak, Zagreb 2004.
- [3] Guyton i Hall; Medicinska fiziologija, udžbenik, Medicinska naklada, Zagreb, 2012.
- [4] Link:<http://cdn1.teachmeseries.com/tmanatomy/wp-content/uploads/20171222214741/Anatomical-Position-of-the-Humerus.jpg>
- [5] Link:<https://www.knowyourbody.net/wp-content/uploads/2018/01/Humerus-Bone-Picture.jpg>
- [6] Ivan Bradić i suradnici; Kirurgija, Medicinska naklada, Zagreb, 1995.
- [7] Richard Buckley; General principles of fracture care treatment and management, Medscape, 9.4.2018.
- [8] Link: <https://2.imimg.com/data2/OF/JV/MY-1505122/bone-plates-500x500.jpg>:
- [9] Link: <https://i2.wp.com/boneandspine.com/wp-content/uploads/2016/09/intramedullary-nailing-femur-illustration.png?resize=518%2C282&ssl=1>
- [10] Norma ISO 9585: 1990(E)
- [11] Jurica Sorić; Metoda konačnih elemenata, Golden marketing – tehnička knjiga, Zagreb 2004.

## **PRILOZI**

I. CD-R disc