

Modeliranje i numerička analiza glenoidnih implantata tijekom potpune proteze ramena

Papaik, Martina

Undergraduate thesis / Završni rad

2021

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

Permanent link / Trajna poveznica: <https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:235:802972>

Rights / Prava: [In copyright](#)/[Zaštićeno autorskim pravom.](#)

Download date / Datum preuzimanja: **2024-12-05**

Repository / Repozitorij:

[Repository of Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture University of Zagreb](#)



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Martina Papaik

Zagreb, 2021.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Mentor:

Doc. dr. sc. Ivica Skozrit

Student:

Martina Papaik

Zagreb, 2021.

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

Zahvaljujem svom mentoru doc. dr. sc. Ivici Skozritu na pruženoj pomoći prilikom pisanja završnog rada kao i na izdvojenom vremenu i razumijevanju koje je ustupio tijekom procesa izrade.

Posebno zahvaljujem svojoj obitelji, roditeljima i sestrama koji su mi uvijek bili nesebičan oslonac i velika podrška te su me neumorno poticali na marljivost i ustrajnost kroz ovaj period života.

Martina Papaik



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: 602 - 04 / 21 - 6 / 1	
Ur.broj: 15 - 1703 - 21 -	

ZAVRŠNI ZADATAK

Student: **Martina Papaik** Mat. br.: 0035212034

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Modeliranje i numerička analiza glenoidnih implantata tijekom potpune proteze ramena**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Modeling and Numerical Analysis of Glenoid Designs During Total Shoulder Arthroplasty**

Opis zadatka:

U današnje vrijeme uslijed sve užurbanijeg stila života potpuna artroplastika zgloba ramena (TSA, eng. *Total Shoulder Arthroplasty*) postala je sve češći operativni zahvat. Kod potpune proteze ramena uz izmjenu nadlaktičnog dijela kosti ugrađuje se i konkavno zglobno tijelo odnosno glenoid lopatice. Postoje različiti tipovi implantata glenoida, a jedan od glavnih zadataka im je da pomognu u obnavljanju biomehanike glenohumeralnog zgloba. Usprkos sve naprednijem razvoju dizajna glenoidnih komponenata, glenoidno popuštanje i dalje predstavlja jedno od najčešćih razloga neuspjeha potpune proteze ramena. Tijekom dugotrajnog korištenja proteze uslijed promjenjivih opterećenja kod gibanja čovjeka, na mjestima geometrijskih diskontinuiteta glenoidne komponente javlja se koncentracija naprezanja koja može prouzrokovati nastanak oštećenja ili pukotine. Kao rezultat kod pacijenta se javlja postoperativna bol i ograničenje funkcije ramenog zgloba, te potreba za dodatnim revizijskim operativnim zahvatom.

U radu je potrebno izraditi 3D CAD modele glenoidnih implantata. Za izrađene modele, materijal te opterećenje i rubne uvjete potrebno je provesti analizu naprezanja i deformacija te odrediti najveće pomake za jedan generalni slučaj opterećenja. Provedenom analizom treba utvrditi mjesta koncentracije naprezanja za zadani slučaj opterećenja. Proračun je potrebno provesti numerički primjenom programskog paketa Abaqus® koji se temelji na metodi konačnih elemenata. U numeričkim analizama koristiti dostupne konačne elemente iz baze programskog paketa. Potrebno je izvršiti verifikaciju primijenjenih konačnih elemenata i procedura na jednostavnijim problemima te rezultate usporediti s dostupnim analitičkim rezultatima.

U radu treba navesti korištenu literaturu i eventualno dobivenu pomoć.

Zadatak zadan:
30. studenoga 2020.

Datum predaje rada:
1. rok: 18. veljače 2021.
2. rok (izvanredni): 5. srpnja 2021.
3. rok: 23. rujna 2021.

Predviđeni datumi obrane:
1. rok: 22.2. – 26.2.2021.
2. rok (izvanredni): 9.7.2021.
3. rok: 27.9. – 1.10.2021.

Zadatak zadao:

Shyrit Ivica

Doc. dr. sc. Ivica Skozrit

Predsjednik Povjerenstva:

V Soldo

Prof. dr. sc. Vladimir Soldo

SADRŽAJ

SADRŽAJ	I
POPIS SLIKA	II
POPIS TABLICA.....	IV
POPIS OZNAKA	V
SAŽETAK.....	VI
SUMMARY	VII
1. UVOD.....	1
2. TEORIJSKI DIO	2
2.1. Anatomija ramenog zgloba	2
2.1.1. Rameni pojas (obruč).....	2
2.1.2. Kinematika i opseg pokreta ramenog zgloba.....	4
2.1.3. Glenohumeralni zglob.....	7
2.2. Uzroci boli u zglobu ramena	8
2.3. Endoproteza ramenog zgloba.....	9
2.3.1. Potpuna proteza ramena (TSA- eng. Total Shoulder Arthroplasty).....	9
2.3.2. Modeli glenoidnih komponenata i načini fiksacije	12
3. MODELIRANJE GLENOIDNIH KOMPONENATA.....	14
3.1. Standardni glenoidni implantat (Global APG+, DePuy Orthopaedics) - Implantat A	14
3.2. Posteriorni klinasti - 8° glenoidni implantat (Equinoxe - Exactech) - Implantat B ..	15
4. METODA KONAČNIH ELEMENATA	17
4.1. Verifikacija konačnih elemenata.....	17
4.2. Numerička rješenja u Abaqusu s heksaedarskom mrežom.....	20
4.3. Numerička rješenja u Abaqusu s tetraedarskom mrežom	26
5. NUMERIČKA ANALIZA U PROGRAMSKOM PAKETU ABAQUS.....	32
5.1. Opis proračunskih modela.....	32
5.2. Numerička analiza implantata A.....	33
5.2.1. Proračunski modeli implantata A.....	33
5.2.2. Analiza naprezanja i deformacija - Implantat A	35
5.3. Numerička analiza implantata B	41
5.3.1. Proračunski modeli implantata B.....	41
5.3.2. Analiza naprezanja i deformacija - Implantat B	42
6. ZAKLJUČAK.....	49
LITERATURA.....	50
PRILOZI.....	51

POPIS SLIKA

Slika 1. Rameni obruč [1]	2
Slika 2. Anteriorna i posteriorna ravnina- pregled lopatice [2].....	3
Slika 3. Nadlaktična kost [2]	4
Slika 4. Pokreti zgloba ramena [3]	5
Slika 5. Podizanje humerusa [4].....	5
Slika 6. Rotacija humerusa- frontalna ravnina [4]	6
Slika 7. Osna (aksijalna) rotacija humerusa [4]	6
Slika 8. Rotacija lopatice u odnosu na trup [4]	6
Slika 9. Glenohumeralni zglob s ligamentima [3].....	8
Slika 10. Potpuna proteza ramena [5]	10
Slika 11. Fiksacija humeralne komponente cijepljenjem [6]	10
Slika 12. Fiksacija glenoidne komponente [6]	11
Slika 13. Mjerne veličine glenoida [7]	12
Slika 14. Točka subluksacije [8]	13
Slika 15. Fiksacija glenoidnih komponenti: a) cementirane- grebenaste i konusne polietilenske; b) necementirane [7]	13
Slika 16. Implantat A	14
Slika 17. Dimenzije implantata A u mm	15
Slika 18. Implantat B.....	16
Slika 19. Dimenzije implantata B u mm	16
Slika 20. a) Element C3D10; b) Element C3D8 [11].....	18
Slika 21. Zadana konstrukcija [12]	18
Slika 22. Momenti tromosti pravokutnog presjeka	19
Slika 23. Rubni uvjeti i opterećenja	20
Slika 24. Mreža C3D8 sa: a) 72 konačna elementa; b) 512 konačnih elemenata; c) 1944 konačnih elemenata	21
Slika 25. Grafički prikaz raspodjele vertikalnog pomaka u mm.....	22
Slika 26. Grafički prikaz raspodjele naprezanja u MPa prema von Misesu	23
Slika 27. Grafički prikaz raspodjele naprezanja S33 u MPa.....	24
Slika 28. Mreža C3D10 sa: a) 318 konačna elementa; b) 499 konačna elementa; c) 3896 konačnih elemenata	26
Slika 29. Grafički prikaz raspodjele vertikalnog pomaka u mm.....	27
Slika 30. Grafički prikaz raspodjele naprezanja u MPa prema von Misesu	28
Slika 31. Grafički prikaz raspodjele naprezanja S33 u MPa.....	29
Slika 32. Grafički prikaz opterećenja	32
Slika 33. Proračunski modeli implantata A - rubni uvjeti i opterećenja	33
Slika 34. Diskretizacija proračunskih modela - Implantat A	34
Slika 35. Deformirani i nedeformirani oblik implantata A - Proračunski model 1	35
Slika 36. Raspodjela naprezanja implantata A prema Von Misesu u MPa - Proračunski model 1	36
Slika 37. Deformirani i nedeformirani oblik implantata A - Proračunski model 2.....	37
Slika 38. Raspodjela naprezanja implantata A prema Von Misesu u MPa - Proračunski model 2	38
Slika 39. Raspodjela pomaka implantata A u mm - Proračunski model 1	39
Slika 40. Raspodjela pomaka implantata A u mm - Proračunski model 2.....	40
Slika 41. Proračunski model implantata B - rubni uvjeti i opterećenja.....	41
Slika 42. Diskretizacija proračunskih modela - Implantat B	42
Slika 43. Deformirani i nedeformirani oblik implantata B - Proračunski model 1	42

Slika 44. Raspodjela naprezanja implantata B prema Von Misesu u MPa - Proračunski model 1	44
Slika 45. Deformirani i nedeformirani oblik implantata B - Proračunski model 2	44
Slika 46. Raspodjela naprezanja implantata B prema Von Misesu u MPa - Proračunski model 2	45
Slika 47. Raspodjela pomaka implantata B u mm- Proračunski model 1	46
Slika 48. Raspodjela pomaka implantata B u mm - Proračunski model 2	47

POPIS TABLICA

Tablica 1. Svojstva implantata A [8].....	15
Tablica 2. Svojstva implantata B [8].....	16
Tablica 3. Usporedba analitičkog i numeričkog rješenja za progib za C3D8 KE.....	25
Tablica 4. Usporedba analitičkog i numeričkog rješenja za naprezanja prema von Misesu za C3D8 KE	25
Tablica 5. Usporedba analitičkog i numeričkog rješenja za naprezanja S33 za C3D8 KE.....	26
Tablica 6. Usporedba analitičkog i numeričkog rješenja za progib za C3D10 KE.....	30
Tablica 7. Usporedba analitičkog i numeričkog rješenja za naprezanja prema von Misesu za C3D10 KE	30
Tablica 8. Usporedba analitičkog i numeričkog rješenja za naprezanja S33 za C3D10 KE....	30
Tablica 9. Usporedba rezultata analize.....	48

POPIS OZNAKA

Oznaka	Jedinica	Opis
b	mm	širina pravokutnog poprečnog presjeka
E	GPa	Youngov modul elastičnosti
F	N	koncentrirana sila na površini glenoida
F_k	N	koncentrirana sila na središtu nosive grede
h	mm	visina pravokutnog poprečnog presjeka
I_y	mm ⁴	aksijalni moment tromosti pravokutnog presjeka
L	mm	duljina grede
M_{\max}	Nmm	maksimalni moment savijanja nosive grede
p	$\frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$	tlak na površini implantata glenoida
U_1, U_2, U_3	mm	pomaci u Kartezijevom koordinatnom sustavu u programskom paketu ABAQUS
w^k	mm	progib grede
W_y	mm ³	moment otpora pravokutnog presjeka
ν	-	Poissonov faktor
ρ	$\frac{\text{kg}}{\text{mm}^3}$	gustoća
σ	$\frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$	naprezanje

SAŽETAK

U radu je provedena analiza naprezanja, deformacija te su određeni najveći pomaci za jedan generalni slučaj opterećenja dvaju različitih glenoidnih implantata. U teorijskom dijelu prikazana je anatomija ramenog pojasa, kinematika i opseg pokreta, s posebnim naglaskom na kosti kao strukturne dijelove ramena. Također je opisan i glenohumeralni zglob, kao najznačajniji zglob u ramenu. Uz opis bitnih svojstava i značajki ramena vezanih za ovaj rad, navedeni su najčešći uzroci boli u ramenu i načini njihova liječenja, kao i indikacije za kiruršku ugradnju unutrašnjeg umjetnog zgloba - endoproteze. S obzirom da je između ostaloga zadatak bio modelirati glenoidne implantate koji su sastavni dio postupka ugradnje totalne endoproteze ramenog zgloba, poseban dio rada je posvećen opisu navedenog operativnog zahvata, te vrstama i načinima fiksacija glenoidnih komponenti, te anatomske parametrima ključnima za pravilnu predoperativnu odluku. U drugom su poglavlju opisane i modelirane odabrane glenoidne komponente kao zasebne konstrukcije. Definirane su im dimenzije s obzirom na dostupne podatke na internetu, a nedostupni podaci za izradu modela određeni su proizvoljno s obzirom na prirodu opterećenja. Prije početka numeričke analize modela implantata u programskom paketu *Abaqus*, u trećem poglavlju dan je kratak prikaz načina pozadine rada i teorijske podloge navedenog programskog paketa. Prilikom analize korišteni su osnovni tetraedarski elementi drugog reda za slučaj djelovanja mehaničkog opterećenja. Neposredno prije analize izvršena je verifikacija primijenjenih konačnih elemenata na poznatom pojednostavljenom problemu čija rješenja je moguće dobiti analitičkim putem. U posljednjem poglavlju provedena je numerička analiza za dva različita tipa modela glenoidnih implantata prilikom djelovanja istog tipa mehaničkog opterećenja. Za svaki model prikazani su rezultati raspodjele pomaka i naprezanja. Tako dobiveni rezultati uspoređeni su s dostupnim analitičkim rezultatima i na temelju toga iznesen je zaključak.

Ključne riječi: rameni zglob, rame, glenoid, potpuna proteza ramena, glenoidni implantat, numerička metoda, metoda konačnih elemenata

SUMMARY

In this paper was performed the stress analysis, the deformations were determined by the largest displacements for one general case of loading of two different glenoid implants. The theoretical part shows the anatomy of the shoulder girdle, kinematics and range of motion, with special emphasis on the bones as structural parts of the shoulder. The glenohumeral joint has also been described as the most important joint in the shoulder. In addition to the description of the essential properties and characteristics of the shoulder related to this work, the most common causes of shoulder pain and methods of their treatment are listed, as well as indications for surgical implantation of an internal artificial joint - endoprosthesis. The task was to model glenoid implants that are an integral part of the procedure of a total shoulder arthroplasty. A special section is dedicated to the description of the operation, the types and the methods of fixation of glenoid components and anatomical parameters crucial for proper preoperative decision. In the second chapter, selected glenoid components are described and modeled as separate constructions. Their dimensions were defined with respect to the data available on the Internet. The unavailable data for modeling are determined arbitrarily with regard to the nature of the load. Before the beginning of the numerical analysis of the two different implant models in the *Abaqus* software package, the third chapter gives a brief overview of the mode of operation and the theoretical background of the software package. During the analysis, basic tetrahedral elements of the second order were used in the case of mechanical load. Immediately before the analysis, the verification of the applied finite elements on a known simplified problem was performed, the solutions of which can be obtained analytically. In the last chapter, a numerical analysis was performed for two different types of glenoid implant models under the action of the same type of mechanical load. For each model, the results of the displacement and stress distribution are presented. The results thus obtained were compared with the available analytical results and a conclusion was drawn on that basis.

Key words: shoulder joint, shoulder, glenoid, total shoulder arthroplasty, glenoid component, numerical method, finite element method

1. UVOD

Stoljećima čovječanstvo proučava mnoge biološke pojave u ljudskom tijelu koje se odvijaju u skladu sa zakonima fizike. No ono što u čovjeku budi prirodnu i nezasitnu znatiželju je prijeći barijere u rješavanju defekata i preobrazbi koje svaki pojedinac posjeduje u vlastitom tijelu.

Mnogo je godina prošlo prije nego li se svijet upoznao sa modernom erom razvoja kirurških zahvata kojima se oblikuje zglob ramena, a koja podrazumijeva ugradnju čvrste humeralne komponente koja je fiksirana u intramedularnu šupljinu nadlaktične kosti zajedno s glenoidnom komponentom koja je fiksirana u glenoidnu šupljinu lopatice. Uobičajena indikacija za primjenu ukupne artroplastike¹ zgloba ramena koju mi danas poznajemo je liječenje glenohumeralnog osteoartritis ramena. Iako su izvrsni rezultati i dugotrajno preživljavanje navedenih komponenti općenito zadovoljavajući, upoznavanje sa novim materijalima, otkrivanje novih modela implantata u budućnosti mogu dovesti do produljenja njihove dugovječnosti. U današnje vrijeme upoznavanje sa glenoidnom deformacijom koja dovodi do trošenja kosti lopatice predstavlja sve veći tehnički izazov. Uspješna korekcija zahtijeva izrazito razumijevanje dostupnih tehnika i implantata u kontekstu glenohumeralne biomehanike. Nakon ugradnje potpune proteze ramena, popuštanje glenoidne komponente jedna je od najčešćih indikacija postoperativne boli, ograničenja funkcije zgloba ramena te rijetko dovodi i do potrebe za dodatnim revizijskim operativnim zahvatom. Uslijed toga, znanstvenici i inženjeri posvećuju znatnu pozornost razvoju različitih dizajna glenoidnih komponenti u nastojanju da se bolje razumije biomehanika glenohumeralnog zgloba i identificiraju čimbenici koji kod pacijenta mogu uzrokovati bol. S obzirom na kompleksnost građe samoga rada i na uspješnost razumijevanja ishoda istoga, u teorijskom dijelu dati ću sažet pregled anatomije zgloba ramena, isključivo ističući koštanu strukturu ramenog zgloba i anatomiju glenohumeralnog zgloba, te kratak pregled trenutnog znanja vezanog za glenoid i implantate koji se u njega ugrađuju, a primjenjuju se prilikom ugradnje potpune endoproteze ramena. Također, spomenut ću i razne varijacije u dizajnu i fiksaciji komponenti te mehanizme glenoidnog popuštanja.

Sva navedena poglavlja, te njihov sadržaj pomažu u razumijevanju glavnog cilja samoga rada a to je modeliranje i numerička analiza dvaju glenoidnih implantata tijekom ugradnje potpune proteze ramena na temelju čijih će se rezultata izvesti zaključak.

¹ Artroplastika - kirurški zahvat oblikovanja zgloba pomoću umjetnih zglobova, endoproteza.

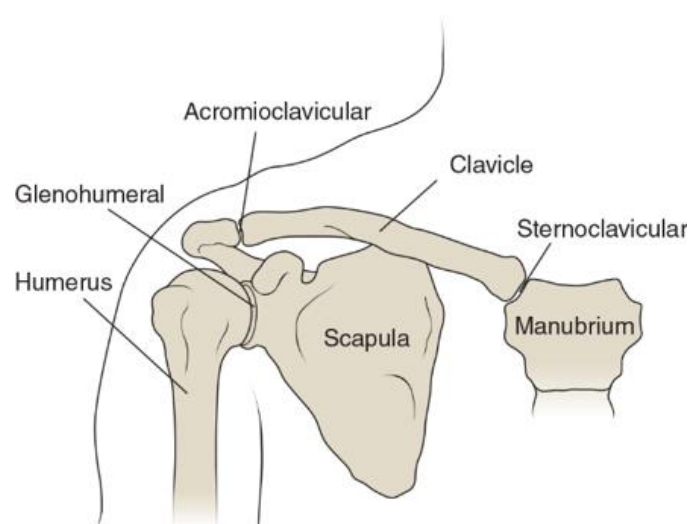
2. TEORIJSKI DIO

2.1. Anatomija ramenog zgloba

U užem smislu riječi, rameni zglob je jedan od najsloženijih i gledano s aspekta funkcionalnosti jedan od najaktivnijih zglobova u mišićno - koštanom sustavu čovjeka. Zahvaljujući evoluciji, ljudi su kroz stoljeća stekli širok raspon pokreta kako bi mogli izvršavati višestruke geste i aktivnosti koje pred njih postavlja njihova svakodnevnica. Treba imati na umu da je rameni zglob jedinstveni kompleks jer za razliku od ostalih zglobova primarno nije namijenjen da nosi težinu ali mora biti u stanju izdržati određenu nosivost ako je to potrebno. Zbog toga struktura i funkcija ramenog zgloba vrlo je složena.

2.1.1. Rameni pojas (obruč)

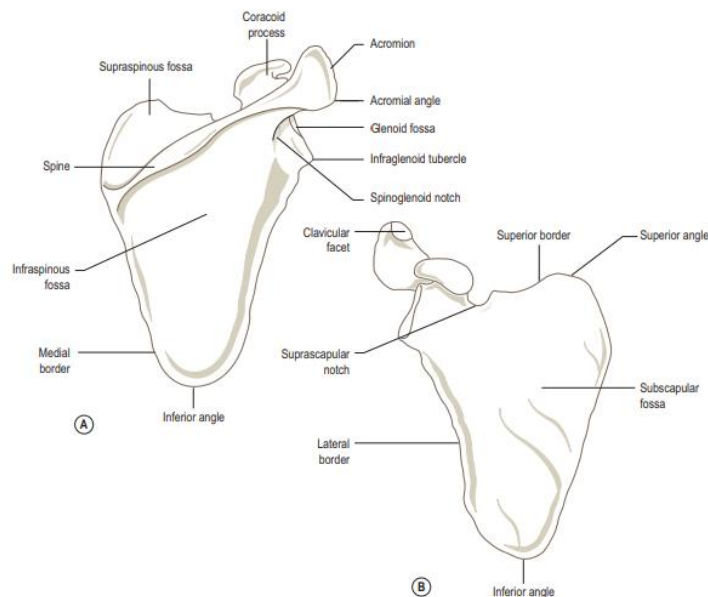
Pod pojmom rameni pojas podrazumijevamo oba ramena zajedno s ključnim kostima koji su pričvršćeni na aksijalni kostur (manubrium). Na slici 1. nalazi se djelomičan prikaz koštanog dijela pojasa kojeg čine dvije ključne kosti i dvije stražnje lopatice (scapulae) s izdancima na kojima se nalaze zglobne čašice. Glava nadlaktične kosti (humerus) zajedno sa zglobnom čašicom tvori rameni zglob. Nepotpuni обруč oko gornjeg dijela prsnog koša omogućava slobodu pokreta i održava funkcionalnim položaj gornjih ekstremiteta.



Slika 1. Rameni обруč [1]

Ključna kost je koštani segment ramenog obruča na gornjoj strani ramena, koja svojim oblikom „slova S“ omogućava veliki opseg pokreta na lateralnom kraju oko osi rotacije koja je nužna u

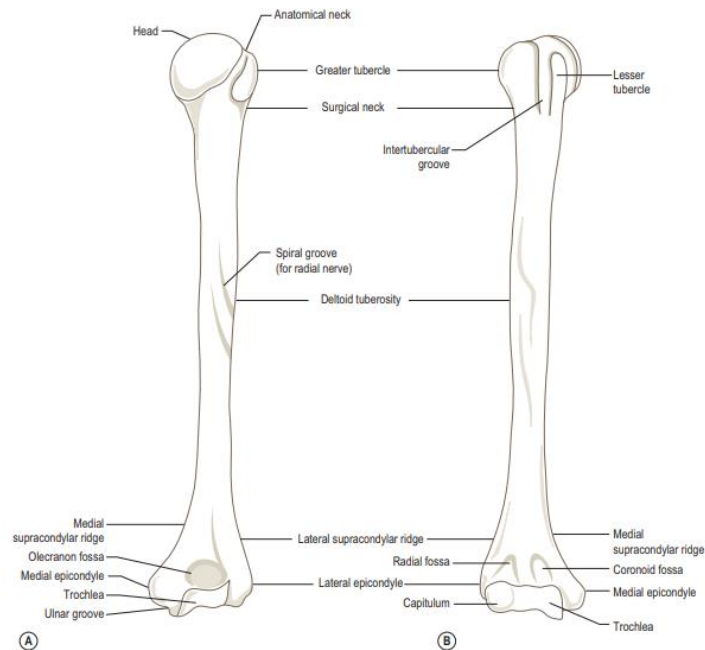
pokretu elevacije ² nadlaktice. Medijalni kraj ključne kosti je prsni ekstremitet koji se veže s manubrijem prsne kosti te zajedno tvore jedan od ukupno četiri zglobova ramena, tzv. sternoklavikularni zglob, dok je bočni kraj ključne kosti vezan s lopaticom i tvori tzv. akromioklavikularni zglob. Lopatica je trokutasta koštana struktura smještena na gornjem, stražnjem dijelu prsnog kaveza. Stražnju stranu lopatice čini koso smješteni koštani greben koji na kraju završava uzdignućem za prihvat mišića. Na njezinoj bočnoj strani nalazi se prostrana zglobna ploha, glenoidna šupljina za glavu nadlaktične kosti s kojom lopatica tvori glenohumeralni zglob. Zbog velike površine unutar šupljine dopušteno je tri do pet centimetara razmicanja između zglobnih tijela. Jedna od negativnih strana je ipak slaba zaštita sa prednje i stražnje strane zglobne čahure, te zbog toga upravo to mjesto biva najčešćim mjestom ozljeda i iščašenja. Na slici 2. prikazana je koštana struktura prednje i stražnje strane lopatice.



Slika 2. Anteriorna i posteriorna ravnina - pregled lopatice [2]

Nadlaktična kost (humerus) najduža je kost ruke koja se proteže od ramena do lakta i povezuje lopaticu s kostima podlaktice. Kako je prikazano na slici 3., humerus se sastoji od tri glavna područja, distalnog i proksimalnog zadebljanog dijela kosti koji se nalaze na krajevima, te stanjenog središnjeg dijela. Za shvaćanje sadržaja rada najbitnije je istaknuti gornje proksimalne ekstremitete humerusa. Na gornjem dijelu kosti nalazi se glava humerusa, uski vrat te dva kratka nastavka. Kuglasti oblik glave naslanja se na glenoidnu šupljinu i omogućuje potpunu rotaciju oko uzdužne osi i samim time rame čini najgibljivijim zglobom u tijelu čovjeka.

² Elevacija - podizanje



Slika 3. Nadlaktična kost [2]

2.1.2. Kinematika i opseg pokreta ramenog zgloba

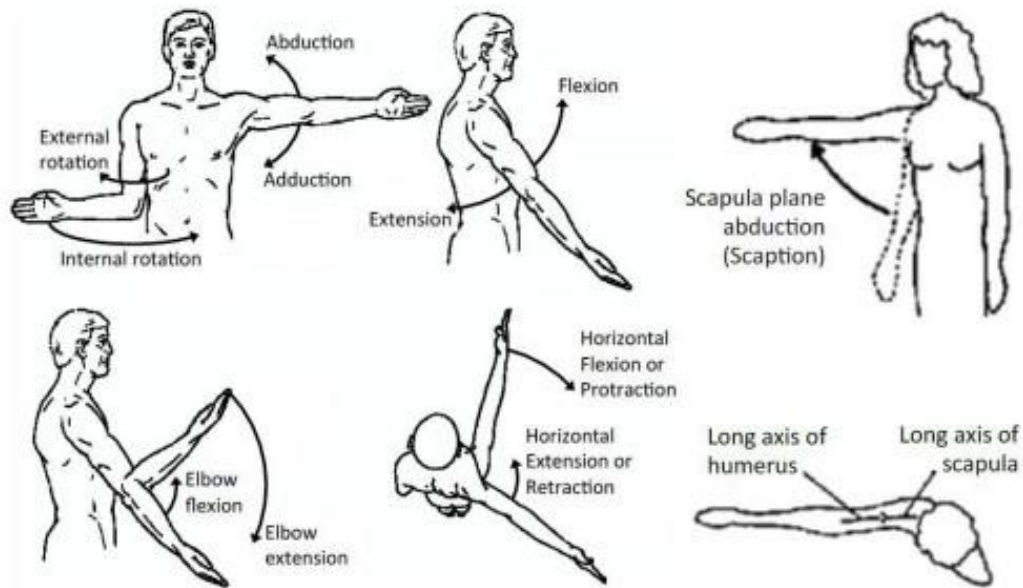
Iako su zglobovi artikulacije ramena sposobni za pojedinačne pokrete, njihovo djelovanje nije u potpunosti neovisno. Štoviše, način na koji su dvije kosti ili hrskavice međusobno uzgobljene simultan je i vrlo dobro koordiniran. Općenito, višestruki stupnjevi slobode i posebnost artikulacije ramenog zgloba pogodovalo je raznolikim spektrom pokreta ruke. Nažalost, ta raznolikost rezultirala je velikim brojem različite nomenklature opisa kretanja. Stoga u ovom radu slijedio se opis kinematike i opsega pokreta zgloba ramena iz [3] koje su grafički prikazane na slici 4. Sa gledišta anatomije sposobnost pokreta ramenog zgloba može se definirati sa terminologijom na sljedeći način:

- 1) abdukcija i adukcija³ ruke
- 2) fleksija i ekstenzija ruke
- 3) unutarnja i vanjska rotacija ruke
- 4) cirkumdukcija⁴
- 5) skapularna protrakcija⁵ (uvlačenje), uzdignuće (udubljenje) i rotacija prema gore/dolje
- 6) pokreti podlaktice

³ Abdukcija i adukcija - pokreti koji pokreću nadlakticu od ili prema centru tijela

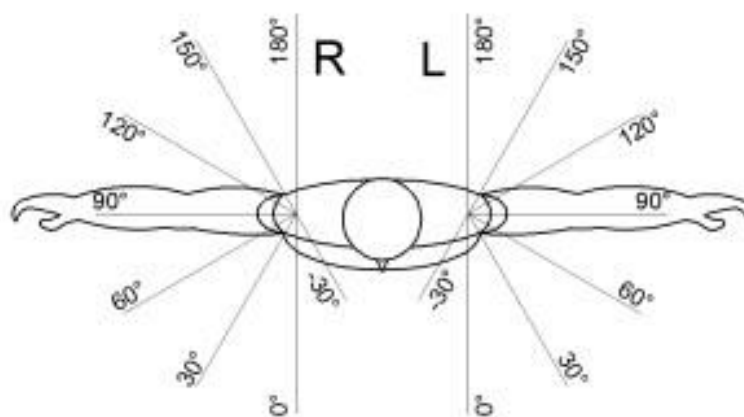
⁴ Cirkumdukcija - složeno kretanje pomične kosti oko središta zgloba tako da opisuje stožac

⁵ Skapularna protrakcija - pomicanje ruke anteriorno

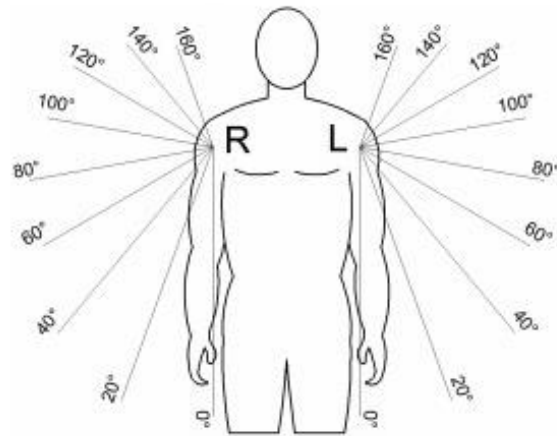


Slika 4. Pokreti zgloba ramena [3]

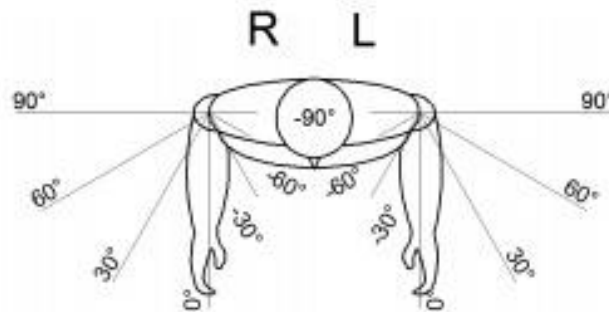
Gore navedeni humeralni pokreti i položaj humerusa mogu se izraziti kombinacijama uzajamne rotacije nadlaktične kosti s obzirom na kost lopatice i obrnuto. Rotacija nadlaktične kosti unutar zglobne čašice najprije se promatra unutar transverzalne ravnine gdje je raspon pokreta i podizanja humerusa prikazan na slici 5. Maksimalan raspon elevacije u prosjeku iznosi nešto manje od 180° , što uglavnom ovisi o strukturi koštanog tkiva lopatice i nadlaktične kosti, kao i o opuštenosti samoga zgloba. Također prilikom rotacije humerusa promatra se i kut pod kojim humerus rotira u frontalnoj ravnini što prikazuje slika 6., te naposljetku aksijalna rotacija humerusa oko vlastite osi s obzirom na kut pod kojim je humerus pozicioniran u frontalnoj ravnini čiji raspon je vidljiv na slici 7.



Slika 5. Podizanje humerusa [4]

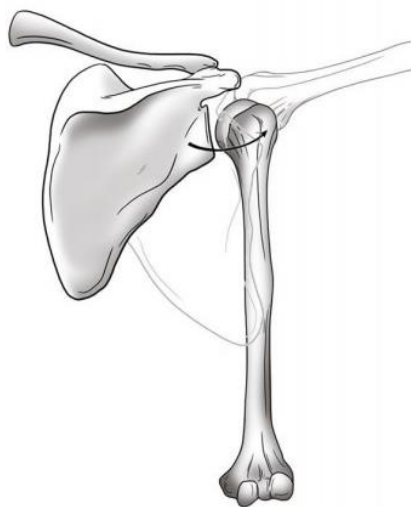


Slika 6. Rotacija humerusa - frontalna ravnina [4]



Slika 7. Osna (aksijalna) rotacija humerusa [4]

Rotacija lopatice s obzirom na elevaciju nadlaktične kosti u bočnom položaju prikazana je slikom 8. Najjednostavnije, navedena rotacija bi se mogla opisati kao rotacija glenoidne šupljine u odnosu na trup, te aksijalne osi humerusa.

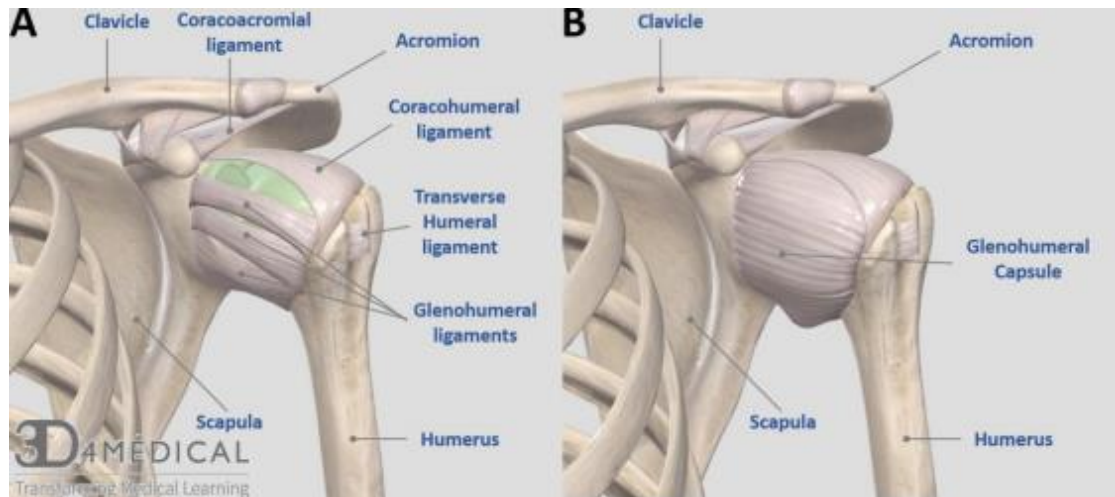


Slika 8. Rotacija lopatice u odnosu na trup [4]

Osim što se istovremenom rotacijom lopatice i nadlaktične kosti povećava maksimalni raspon pokreta, isto tako se rotacijom lopatice u odnosu na trup smanjuje posmično opterećenje koje djeluje na rame. Uz to, za pravilno izvođenje pokreta u ramenu zadužena su i četiri zglobova koja zajedno čine funkcionalnu cjelinu. To su glenohumeralni, akromioklavikularni, skapulotorakalni i sternoklavikularni zglob. Većina pokreta vezana je s gibanjem glenohumeralnog zgloba u različitim ravninama, a bilo kakvo ograničenje gore navedenih pokreta značilo bi ograničenje sposobnosti ruku pri izvođenju svakodnevnih zadaća. Iako je u ljudskom tijelu od velike važnosti svaka pojedina funkcija navedenih zglobova, za zadanu temu najvažnije je spomenuti i objasniti građu i zadaću glenohumeralnog zgloba.

2.1.3. Glenohumeralni zglob

Glenohumeralni zglob (GH) je najvažniji zglob u ramenu. To je sinovijalni, zglob kugličnog oblika koji se, kako sam već prethodno u radu navela, nalazi između konkavne glenoidne šupljine i pokretne konveksne glave humerusa. Uslijed disproporcija (3:1) površina naslanjanja plitke glenoidne šupljine i sferne glave nadlaktične kosti promjera 25 do 30 cm omogućena je velika pokretljivost u zglobovima. Upravo zbog tako velikog raspona pokreta spomenuti zglob smatramo najkritičnijim i najizloženijim mjestom za nastanak dislokacija sferne glave, ozljeda i iščašenja. Pokrov šupljine prekriven je fibrozno hrskavičnim obrubnim prstenom. On svojom elastičnom i vrlo deformabilnom strukturom dodatno osigurava zglobnu čašicu i ublažava nagle pokrete. Šupljina okružuje čitavu strukturu zgloba, protežući se od unutrašnje granice glenoida do vrata nadlaktične kosti. Neizostavno je spomenuti i prisutnost sinovijalne membrane i sluznih vrećica između zglobnih površina, koje okružuju vezivne ovojnice unutar zgloba te dijelove kosti koji nisu obavijeni zglobnom hrskavicom. Na taj način pomažu u smanjenju trenja i ispunjavaju zglobnu čašicu prokrvljenim vezivnim tkivom. Također, ligamenti koji okružuju i povezuju kosti glenohumeralnog zgloba održavaju stabilnost koštanih struktura i zglobnih usana, te osiguravaju funkciju zglobnih tijela na način da pridržavaju glavu humerusa u položaju mirovanja. Na slici 9. prikazan je glenohumeralni zglob s ligamentima koji ga učvršćuju. Ipak glavni statički i dinamički stabilizator je rotatorna manšeta. To je tetivno mišićna ovojnica koju grade četiri mišića (*supraspinatus*, *subskapularis*, *infraspinatus* i *teres minor*) s pripadnim tetivama, a služi kao stabilizator glave nadlaktične kosti u zglobnoj čašici te ju povezuje s kosti lopatice i ključnom kosti. Svaki mišić zasebno ima različit doprinos za ostvarenje stabilnosti. Mišići za obavljanje funkcije rade simultano aktivirajući se zajedno i u različitim kombinacijama ovisno o zadanoj kretnji.



Slika 9. Glenohumeralni zglob s ligamentima [3]

2.2. Uzroci boli u zglobu ramena

Prema brojnim istraživanjima bolovi u ramenu se javljaju kod 18 - 26 % odraslih osoba različite životne dobi. [3] Bolovi se pojačavaju pokretom, a njezini uzroci mogu proizlaziti iz ramena ili mogu biti preneseni iz različitih unutrašnjih organa. Ograničeno kretanje ramena uslijed ukočenosti, boli ili slabosti može znatno utjecati na sposobnost osobe za obavljanje rada. Različiti fizički čimbenici kao što su ponavljani pokreti u neugodnim položajima, podizanje teških tereta i fizički rad te sportska aktivnost utječu na razinu simptoma, a u krajnjem slučaju mogu dovesti i do invaliditeta. Kao najčešći uzrok boli u zglobu ramena navodi se ruptura tetiva rotatorne manšete. Ona nastaje kao posljedica udarca i preopterećenosti tetiva. Najčešće se javlja kod osoba starije životne dobi, no nerijetko se može javiti i kod mlađih osoba koje se aktivno bave sportom koji zahtijeva česte pokrete ruke iznad glave. Također, dislokacija ramenog zgloba iskakanjem proksimalnog dijela humerusa iz zglobne čašice, smatra se najčešćom dislokacijom u ljudskom tijelu i zbog toga ju je neizostavno navesti kao bitniji uzrok pojave boli. Ona nastaje uslijed disproporcija površina nalijeganja plitke glenoidne šupljine i sferne glave nadlaktične kosti koje dovode do istezanja i puknuća mišića. S obzirom na koji način glava nadlaktične kosti izlazi iz čahure, dislokacije dijelimo na prednju, stražnju i donju, od kojih je prednja dislokacija najučestalija i nerijetko je popraćena prijelomima kosti. Još jedan od vodećih uzroka boli je glenohumeralni osteoartritis čija vjerojatnost nastanka se povećava sa životnom dobi. To je degenerativna bolest zglobova koja nastaje kao produkt trošenja zaštitne hrskavice koja se nalazi na krajevima kosti. „Trošenje“ hrskavice uzrokuje dodirivanje i trenje između nadlaktične kosti i zglobne čašice što sekundarno dovodi do nastanka boli i ograničenja opsega pokreta. Najčešće navedene uzroke boli možemo izliječiti konzervativnim

putem primjenom lijekova, poboljšavanjem pokretljivosti i kvalitete života, uvođenjem fizikalne terapije. No ponekad navedeni uzroci boli ograničavaju kvalitetu života pacijenta te je neizbježno liječenje operativnim zahvatom.

2.3. Endoproteza ramenog zgloba

Zamjena ramenog zgloba endoprotezom je sve češći i sve uspješniji operativni zahvat koji se izvodi kod nepovratnog oštećenja zgloba ramena. Uslijed sve užurbanijeg načina života povećana je potreba za ugradnjom potpune proteze ramena, a najčešće indikacije liječenja su proksimalna fraktura humerusa te glenohumeralni osteoartritis. Razvoj medicine i primijenjenog strojarstva, razvoj dizajna, te usavršavanjem materijala od kojih je sačinjena endoproteza ramena, dovodi do povećavanja različitih tipova proteza. Zahvati ugradnje proteze ramena danas se izvode rutinski, odabirom takve endoproteze koja može ispuniti biomehaničke uvjete koji će biti približno jednaki idealnim odnosima. Trenutno se u praksi izvode četiri moguća zahvata ugradnje endoproteze ramenog zgloba, a to su: parcijalna, potpuna, reverzna (obrnuta) i pokrovna proteza. Iako bi idealna situacija podrazumijevala individualan pristup pacijentu, te projektiranje i izrađivanje endoproteze za svakoga pacijenta pojedinačno, takav pristup bi zahtijevao veće novčane izdatke i produljeno vrijeme izrade. U svrhu smanjenja vremena izrade, inženjeri su problemu doskočili matematičkim modeliranjem konačnim elementima. Pri tome teži se što točnijem definiranju geometrije kosti i zgloba u kojem će se endoproteza ugraditi, te definiranju same endoproteze. Iako je svaka od navedenih proteza ramena i njena primjena dovoljno opširna da joj se posveti poglavlje, u ovom završnom radu opisati ću samo potpunu protezu ramena i njene komponente koje će se u kasnijim poglavljima modelirati i analizirati.

2.3.1. Potpuna proteza ramena (TSA - eng. Total Shoulder Arthroplasty)

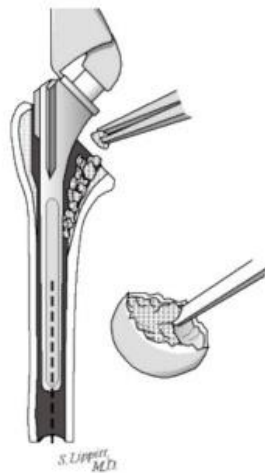
Potpuna proteza ramena prikazana na slici 10. podrazumijeva zamjenu obadvije koštane komponente ramenog zgloba, glavu nadlaktične kosti (humerusa) i prostranu konkavnu zglobnu plohu, glenoidnu šupljinu na lopatici. To je najčešći kirurški zahvat zamjene ramenog zgloba koji omogućuje najbrže poboljšanje funkcije ramena zahvaćeno artritismom. Nakon opće anestezije postupak se izvodi kroz rez između deltoida i *musculus pectoralis major*, mišića na prednjem dijelu ramena. Zatim se uklanjaju koštane priraslice koje mogu blokirati opseg kirurškog kretanja. Metoda zamjene započinje uklanjanjem kuglastog, konveksnog dijela glave

humerusa. Površina zahvaćena osteoartritisom zamjenjuje se s humeralnom metalnom komponentom koja se utiskuje u unutrašnjost nadlaktične kosti, dok se u glenoidnu šupljinu utiskuje konkavna glenoidna komponenta.



Slika 10. Potpuna proteza ramena [5]

Postoji više načina ugradnje humeralnog dijela endoproteze. Jedan od njih je korištenje implantata konstruiranih od biokompatibilnih materijala koji potiču zarastanje kosti, te u dodiru sa živim tkivom ne izazivaju oštećenja tkiva. Ipak negativna strana navedene implementacije leži u tome što je ovakvim pristupom potpomognuto urastanje kosti i povećava se vjerojatnost loma pri padu na ruku na kojoj je izvršena operacija, te na taj način uvelike se komplicira potrebna revizijska operacija. U novije vrijeme navedeni problem pokušava se riješiti na način prikazan slikom 11.



Slika 11. Fiksacija humeralne komponente cijepljenjem [6]

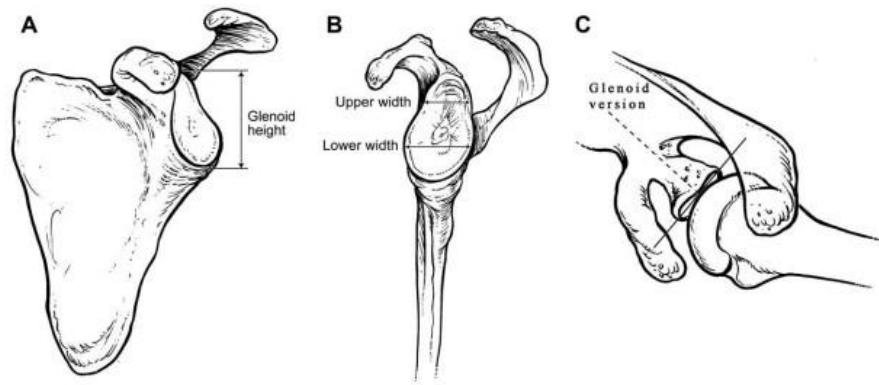
Kako bi se pospješila kompaktnost spoja i spriječilo pretjerano urastanje implantata u kost izvodi se takozvano „cijepljenje“ kosti. U intermedularnu šupljinu nadlaktične kosti u prethodno pripremljen uvrt na koji se pozicionira humeralna komponenta, nadodaje se koštano tkivo koje se uzima s prethodno uklonjene glave humerusa. Na taj način postiže se čvrsto utiskivanje implantata. Za razliku od humeralne komponente, glenoidna komponenta se vrlo jednostavno fiksira. Kost glenoida je oblikovana s glenoidnim razvrtačem točno namjenjenim za određeni dizajn implantata. Glenoidni implantat se zatim pritiskom utiskujem u kost, te svojim oblikom osigurava stabilnost. Slika 12. prikazuje način fiksacije glenoidne komponente.



Slika 12. Fiksacija glenoidne komponente [6]

Naravno, kako bi se povećala mogućnost oporavka pacijenti se nakon operacije podvrgavaju programu fizikalne terapije kako bi se povratio i postigao željeni opseg pokreta.

Štoviše, neizostavna predoperativna radnja je temeljita dijagnostika opsega i mjesta trošenja glenoida pomoću aksijalnih CT snimaka koje omogućuju temeljito dimenzioniranje navedenih protetskih dijelova. Usprkos tome, jedna od najtežih komplikacija potpune proteze ramena je popuštanje glenoidne komponente koja može uzrokovati postoperativnu bol i smanjenu pokretljivost. Anatomske parametri glenoida koji su relevantni prilikom dimenzioniranja glenoidne komponente vidljivi sa slike 13. uključuju visinu glenoida, širinu, površinu zglobne šupljine i nagib zglobne površine glenoida uzduž superiorno - inferiorne osi.



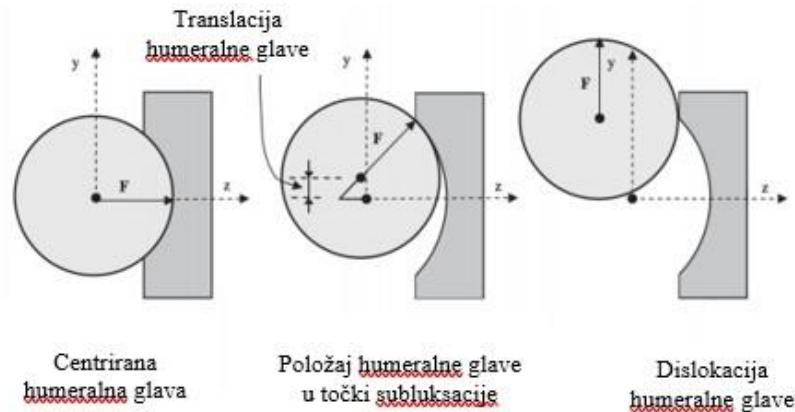
Slika 13. Mjerne veličine glenoida [7]

Visina glenoida definira se kao najveća udaljenost između superiorne i inferiorne točke na glenoidu, a prema istraživanjima što su proveli Churchill i suradnici [7] zabilježili su da je prosječna visina glenoida kod muškaraca 37,5 mm (u rasponu od 30,4 - 42,6 mm), dok je kod žena ona nešto manja i iznosi 32,6 mm (u rasponu od 29,4 - 37 mm). Glenoidna širina je funkcija cjelokupnog oblika zglobne šupljine, a opisuje se kao najveća udaljenost između anteriorne i posteriorne točke na glenoidu. S obzirom na funkciju širine glenoid može biti kruškolikog ili eliptičnog oblika. U kasnijim istraživanjima došlo se do rezultata u kojima je 71 % ispitanika imalo kruškolik oblik glenoida sa gornjom srednjom širinom od 23 mm i donjom srednjom širinom 29 mm, dok je površina zglobne šupljine kod muškaraca iznosila 5,79 cm², a kod žena 4,68 cm². [7] Imajući na umu navedene anatomske veličine i ne koncentrično trošenje površina zahvaćenim osteoartritisom do danas su se razvili razni modeli i dizajni glenoidnih implantata.

2.3.2. Modeli glenoidnih komponenata i načini fiksacije

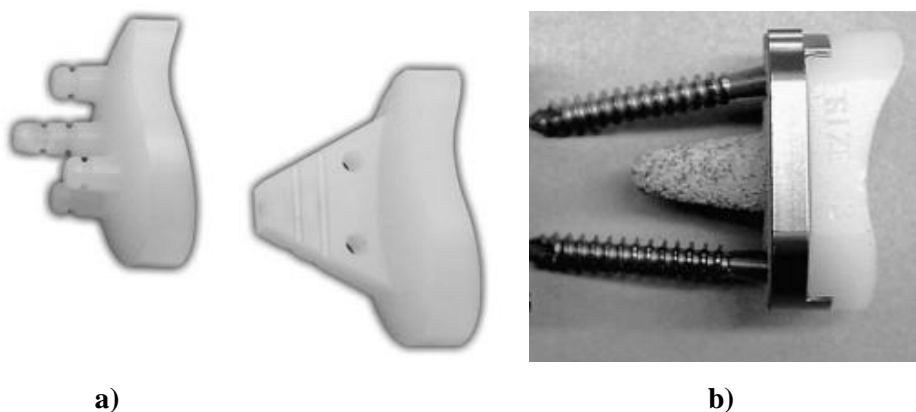
Veliki izazov u modeliranju glenoidnih implantata predstavlja sama činjenica da je volumen zglobne plohe na lopatici u koji se komponenta ugrađuje mali te ima vrlo nisku gustoću, a fiksacija unutar glenoida mora biti dugotrajna. Također, dosta pažnje se pridodaje optimalnom stupnju sukladnosti između radijusa glave nadlaktične kosti i radijusa glenoidnog implantata koji će smanjiti mogućnost naknadnog iščašenja i povećati uspješnost fiksacije. Svaki od modela glenoidnih komponenti implementiran je u lopaticu s vlastitom točkom subluksacije jer svaki od njih posjeduje vlastiti radijus zakrivljenosti. Subluksacija se smatra točkom dodira vektora sile humeralne komponente sa površinom zakrivljenosti glenoidnog implantata neposredno prije ispadanja humeralne glave iz zglobne čašice. Vrijednost sile u točki subluksacije označava najveću rezultantnu silu koja djeluje na implantat prije nego dođe do

dislokacije humeralne glave. Stoga, u bilo kojem trenutku rezultantna sila koja djeluje na površinu radijusa zakrivljenosti glenoidnih modela treba biti ispod maksimalne vrijednosti koja je postignuta u točki sublukacije jer u protivnom implantat će se deformirati i pružiti manji otpor opterećenju glave humeralne kosti. Grafički prikaz točke sublukacije dan je na slici 14.



Slika 14. Točka sublukacije [8]

S obzirom na navedene ograničavajuće faktore do danas je otkriveno nekoliko metoda fiksacije cementiranih, necementiranih, hibridnih i minimalno cementiranih glenoidnih implantata. Prilikom potpune proteze ramena najčešće se koriste polietilenske cementirane komponente (konusne i grebenaste) koje se upuštaju u prethodno pripremljen uvrt u kosti lopatice. Necementirane komponente prilikom ugradnje oslanjaju se na mehaničku blokadu koja se pomoću para vijaka upušta u kost. Teoretski gledano veću čvrstoću i stabilnost implantata pružaju necementirane komponente, no za njih se u prošlosti veže veći broj komplikacija stoga ne čudi podatak da su upravo cementirane komponente više korištene u praksi. Hibridna fiksacija je kombinacija dvije prethodno navedene tehnike. Na slici 15. izdvojeni su pojedini primjeri iz prakse.



Slika 15. Fiksacija glenoidnih komponenti: a) cementirane - grebenaste i konusne polietilenske; b) necementirane [7]

3. MODELIRANJE GLENOIDNIH KOMPONENATA

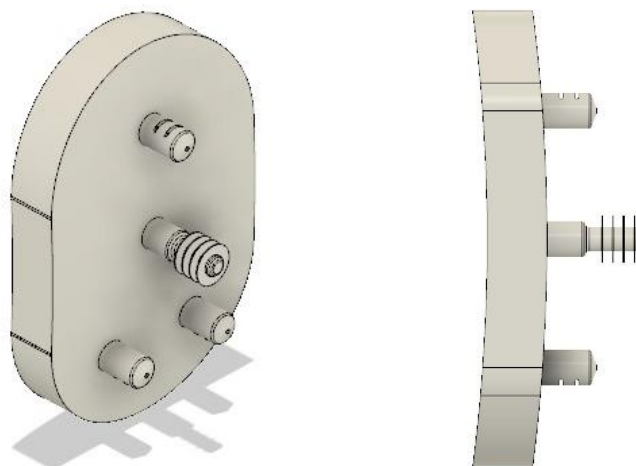
S obzirom da glenoidni implantati pomažu u obnavljanju biomehanike glenohumeralnog zgloba od velike je važnosti poznavati njihovo ponašanje, dostupne materijale i dizajn kako bi se naposljetku donijela pravilna predoperativna odluka. Stoga kako bi se na temelju analize konačnih elemenata provela analiza naprezanja, deformacija ugrađenih glenoidnih implantata u zglobnu čašicu te kako bi se odredili najveći pomaci, prvo je potrebno izraditi CAD modele glenoidnih implantata. Dva različita dizajna cementiranog grebenastog glenoidnog implantata dostupna na tržištu na temelju kojih će se vršiti analiza su:

1. Standardni glenoidni implantat (Global APG+, DePuy Orthopaedics),
2. Posteriorni klinasti - 8° glenoidni implantat (Equinox - Exactech) koji se ugrađuje prilikom retroverzije površine nalijeganja.

S obzirom na nedostupnost realnog modela neke veličine korištene prilikom konstruiranja su proizvoljne, a glenoidni dizajni preinačeni su iz pretraživanja i marketinških slika kako bi se mogla kasnije provesti numerička analiza. Stoga ove modele možemo smatrati teoretskima.

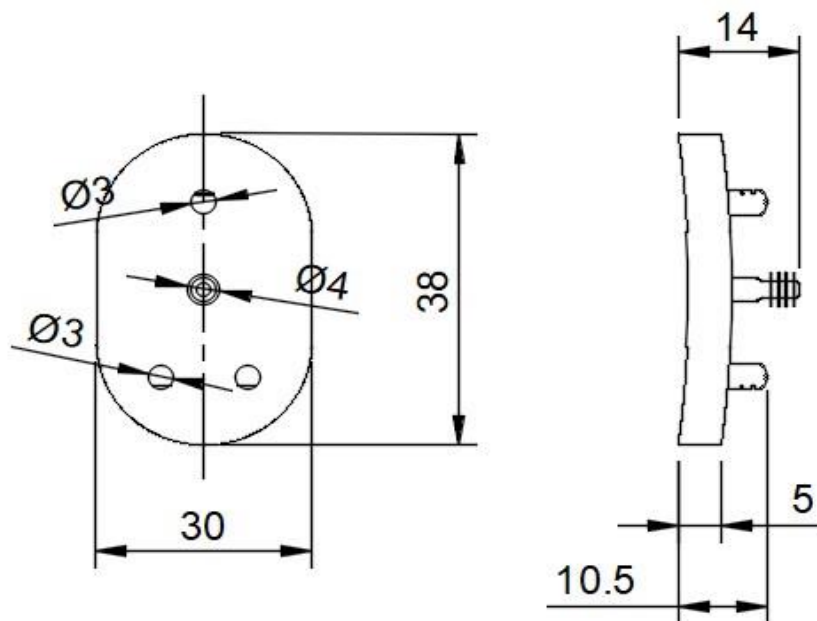
3.1. Standardni glenoidni implantat (Global APG+, DePuy Orthopaedics) - Implantat A

Za lakšu provedbu analize, u ovom će se radu najprije analizirati pojednostavljeni model standardnog glenoidnog implantata A kao što je prikazano na slici 16.



Slika 16. Implantat A

Geometrija implantata A i glavne dimenzije koje su potrebne za daljnju analizu prikazane su na slici 17.



Slika 17. Dimenzije implantata A u mm

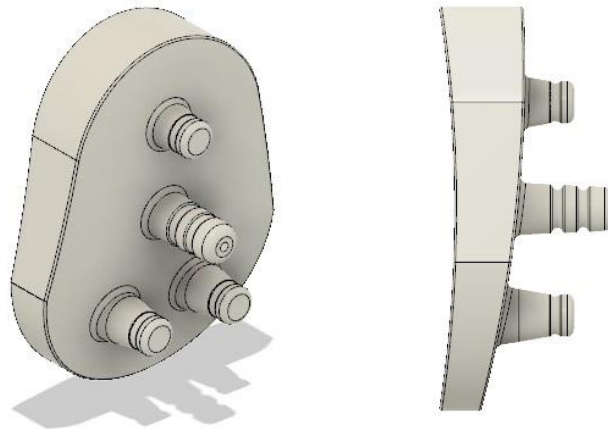
U tablici 1. dana su mehanička svojstva polietilena, materijala od kojeg je proizveden implantat A, a koja čiji podatci će se kasnije koristiti tijekom analize.

Tablica 1. Svojstva implantata A [8]

Youngov modul elastičnosti / GPa	0,52
Poissonov faktor / -	0,46
Gustoća / $\frac{\text{kg}}{\text{mm}^3}$	$1 \cdot 10^{-6}$

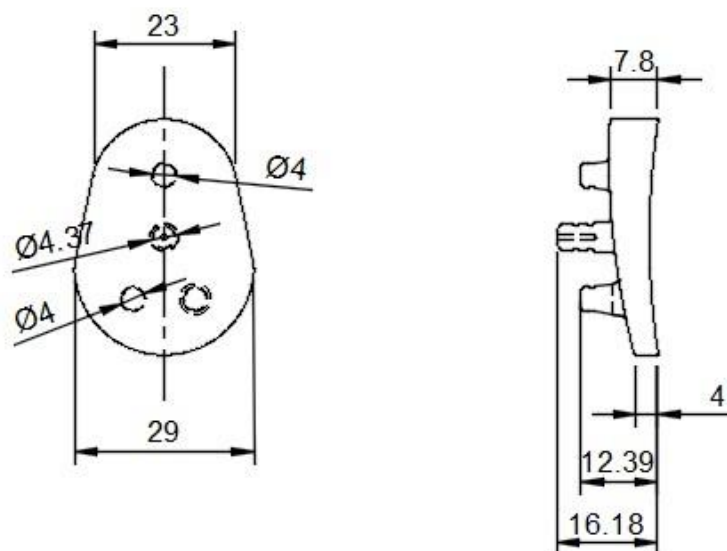
3.2. Posteriorni klinasti - 8° glenoidni implantat (Equinox - Exactech) - Implantat B

Pojednostavljeni model posteriornog klinastog implantata B na kojemu će se također provesti analiza prikazan je na slici 18.



Slika 18. Implantat B

Geometrija implantata B i glavne dimenzije koje su potrebne za daljnju analizu prikazane su na slici 19.



Slika 19. Dimenzije implantata B u mm

U nastavku slijedi tablica 2., u kojoj su navedena mehanička svojstva polietilena, materijala od kojeg je proizveden implantat B, a koja će se također koristiti tijekom analize.

Tablica 2. Svojstva implantata B [8]

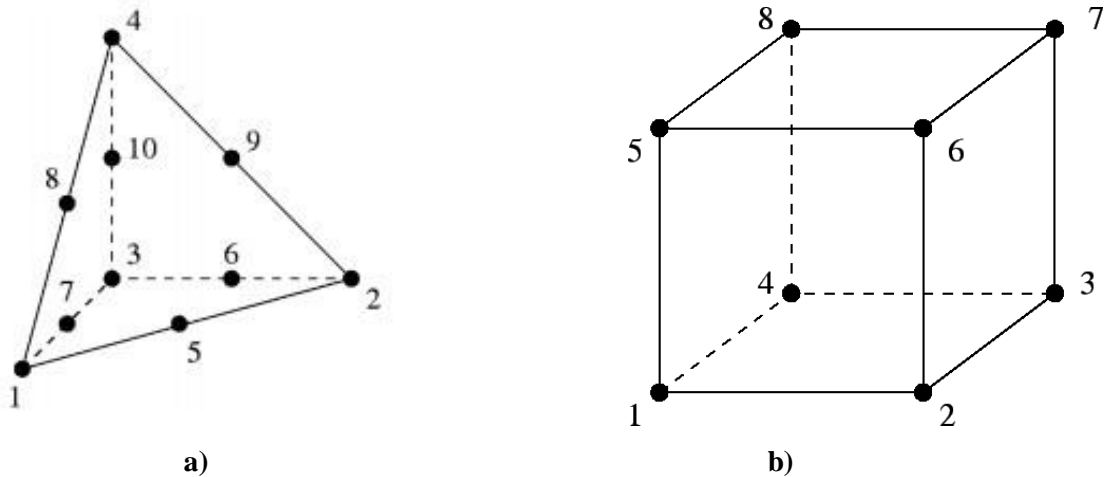
Youngov modul elastičnosti / GPa	0,52
Poissonov faktor / -	0,46
Gustoća / $\frac{\text{kg}}{\text{mm}^3}$	$1 \cdot 10^{-6}$

4. METODA KONAČNIH ELEMENATA

Implantati zadani zadatkom imaju jako složenu geometriju, stoga u svrhu savladavanja i pronalaska rješenja u složenim geometrijama i opterećenjima razvijena je najčešće korištena računalna numerička metoda, metoda konačnih elemenata. Metoda konačnih elemenata je numerička metoda utemeljena na fizičkoj diskretizaciji kontinuuma. Osnovna zamisao temelji se na tome da se promatrana konstrukcija s beskonačnim brojem stupnjeva slobode podijeli na geometrijski jednostavnije konačne elemente povezane u čvorovima s ograničenim brojem stupnjeva slobode. Na taj način nastaje mreža konačnih elemenata na modelu koji je diskretiziran određenim brojem međusobno povezanih elemenata. Aproksimacija rješenja za cijeli model sastoji se od jednostavnijih interpolacijskih funkcija koje u svakom pojedinom elementu opisuju polje pomaka, deformacija, naprezanja i ostala fizikalna stanja. Promjenom interpolacijskih funkcija i zadovoljavanjem određenih uvjeta koje funkcije na pojedinom elementu moraju ostvariti, želi se dostići i što uvjerljivije opisati stvarno fizikalno stanja realnog modela. U nastavku slijedi opis konačnih elemenata korištenih prilikom analize implantata.

4.1. Verifikacija konačnih elemenata

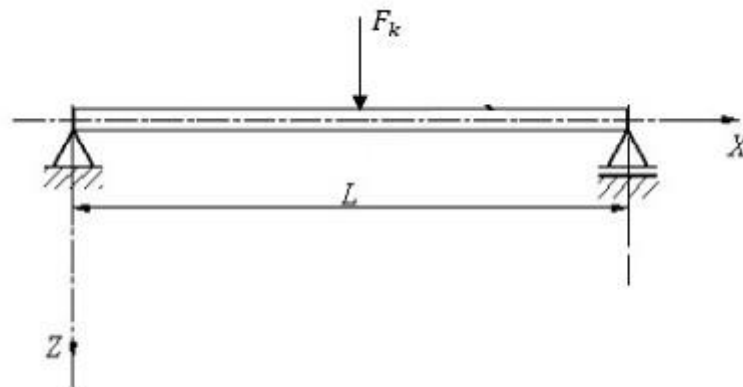
Da bi se postigla pravilna konvergencija rješenja prilikom statičke analize u programskom paketu *Abaqus* [9] korišteni su 3D konačni elementi (KE) koji dovoljno blizu opisuju realni proces deformiranja. Kako bi se olakšalo opisivanje složene geometrije u programskom paketu uvedeno je korištenje izoparametarske formulacije. Pri numeričkoj analizi korišteni su konačni elementi iz programskog paketa *Abaqus* [9]. Tetraedarski elementi drugog reda C3D10, koji podrazumijevaju deset čvorova sa po tri stupnja slobode u svakom čvoru, te heksaedarski elementi prvog reda C3D8 s osam čvorova sa po tri stupnja slobode u svakom čvoru. Odabrani konačni elementi kojima se općenito diskretiziraju glenoidni implantati tijekom numeričkih analiza preuzeti su iz literature [10], te će se pomoću njih u nastavku provesti verifikacija. Inženjerski prihvatljiva razlika treba iznositi manje od 5 %, te na temelju rezultata u nastavku odredit će se koji elementi će biti prikladni za analizu glenoidnih konstrukcija. Osnovni trodimenzijski konačni elementi korišteni u radu s pripadnim čvorovima i točkama integracije prikazani su na slici 20.



Slika 20. a) Element C3D10; b) Element C3D8 [11]

Primjenjivost odabranih konačnih elemenata (KE) za analizu problema zadanog zadatkom utvrdila se na jednostavnom primjeru. Verifikacija je provedena na primjeru grede na dva oslonca s opterećenjem konstrukcije poprečnom silom konstantnog iznosa. Usporedbom referentnih analitičkih rješenja, te vrijednosti dobivenih numeričkom analizom u programskom paketu *Abaqus* [9], detektirat će se koji elementi najbolje opisuju zadani problem.

Primjer 1.

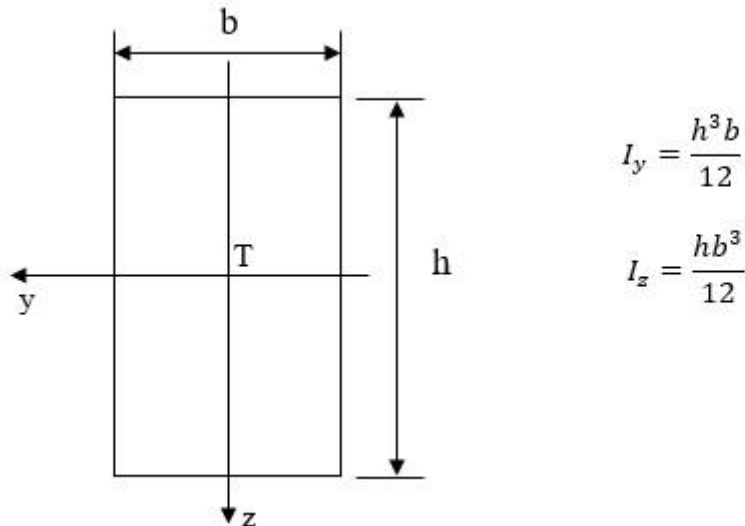


Slika 21. Zadana konstrukcija [12]

Statički model i način opterećenja nosive grede prikazan je na slici 21. Nosiva greda promatrala se kao greda na dva oslonca, duljine $L = 160$ mm, te opterećenja koncentriranom silom F_k koja je po iznosu jednaka opterećenju implantata u položaju ruke pod kutom od 90° u skapularnoj ravnini i iznosi:

$$F_k = 625 \text{ N.} \quad (3.1)$$

Kako stvarni poprečni presjek implantata sa sobom donosi i dodatna ograničenja, za zadani problem koristio se kvadratni poprečnim presjek jednakog iznosa površine modela poprečnog presjeka. Moment tromosti jednostavnog pravokutnog presjeka za zadani koordinatni sustav izračunava se prema izrazima sa slike 22:



Slika 22. Momenti tromosti pravokutnog presjeka

Stoga za kvadratni poprečni presjek nakon uvrštavanja dimenzija vrijedi da je:

$$I_y = \frac{18,5^3 \cdot 18,5}{12} = 9761,255 \text{ mm}^4. \quad (3.2)$$

Također, za zadani presjek možemo izračunati i moment otpora prema izrazu iz [13]:

$$W_y = \frac{h^2 \cdot b}{6} = \frac{18,5^3}{6} = 1055,271 \text{ mm}^3. \quad (3.3)$$

Najveći progib nosive grede uslijed djelovanja sile F_k izračunava se prema sljedećem izrazu [13]:

$$w^k = \frac{F_k \cdot L^3}{48 \cdot E \cdot I_y}. \quad (3.4)$$

Nakon uvrštavanja poznatih veličina iz jednadžbi (3.1) i (3.2) u jednadžbu (3.4) slijedi da je analitičko rješenje progiba nosive grede na mjestu djelovanja opterećenja:

$$w^k = \frac{625 \cdot 160^3}{48 \cdot 520 \cdot 9761,255} = 10,5072 \text{ mm}. \quad (3.5)$$

Nadalje, najveći moment savijanja nosive grede iznosi:

$$M_{\max} = \frac{F_k}{2} \cdot \frac{L}{2} = \frac{625}{2} \cdot \frac{160}{2} = 25000 \text{ Nmm.} \quad (3.6)$$

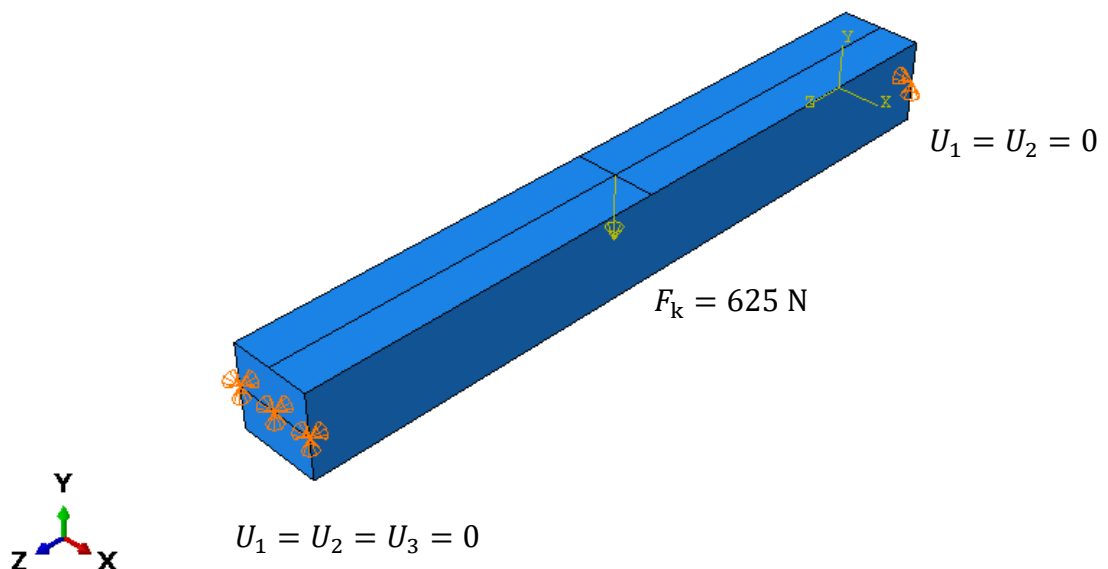
Izračunati moment savijanja nam je potreban kako bi odredili maksimalno naprezanje uslijed savijanja grede σ_{\max} . Prema [13] izraz za izračunavanje maksimalnog naprezanja nakon uvrštavanja jednadžbi (3.3) i (3.6) glasi:

$$\sigma_{\max} = \frac{M_{\max}}{W_y} = \frac{25000}{1055,271} = 23,6905 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}. \quad (3.7)$$

U nastavku će se dobivena analitička rješenja usporediti sa numeričkim rješenjima koja su dobivena diskretizacijom nosive grede trodimenzijskim konačnim elementima.

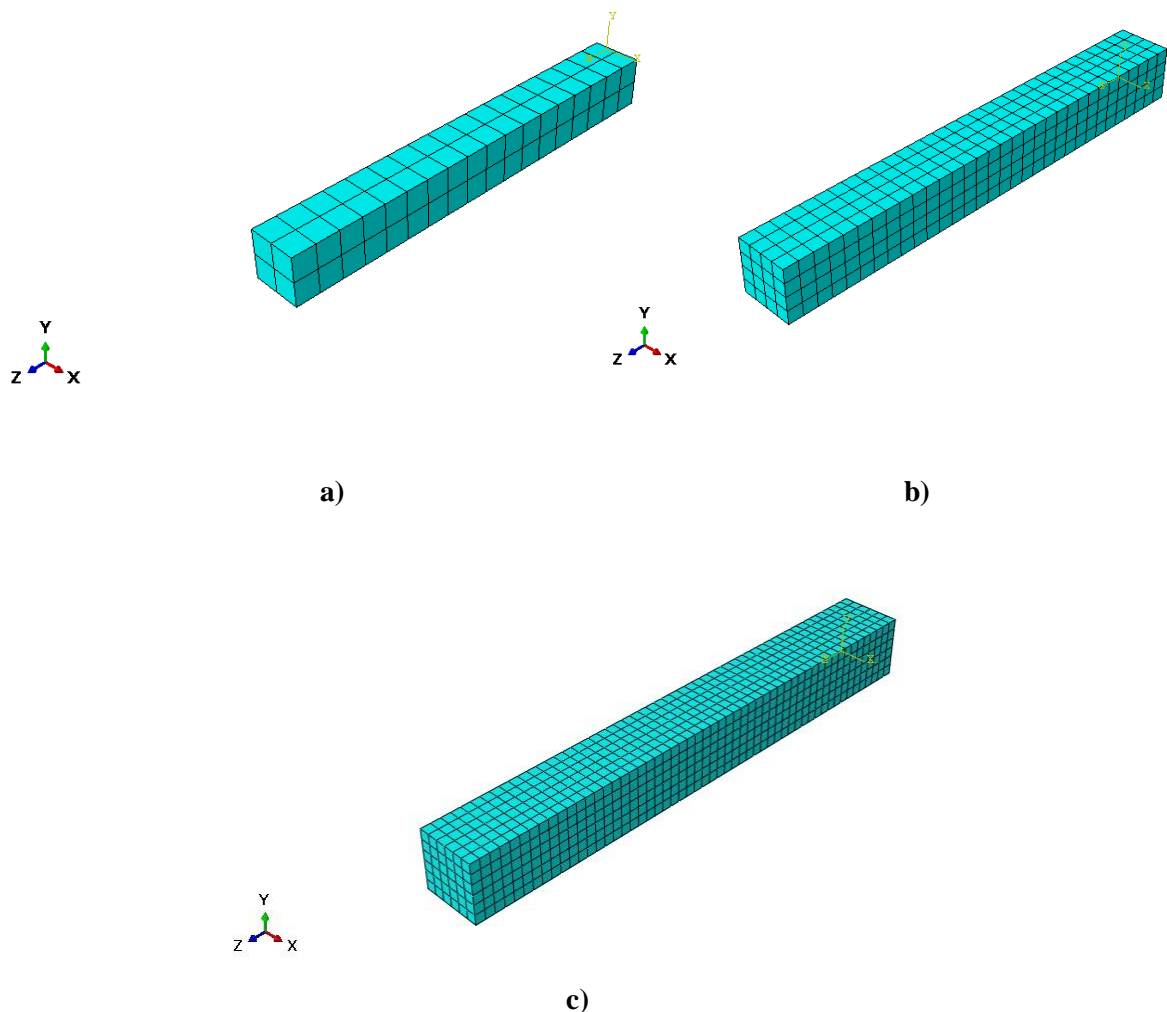
4.2. Numerička rješenja u Abaqusu s heksaedarskom mrežom

Na slici 23. prikazani su rubni uvjeti i opterećenje grede u programskom paketu *Abaqus* [9].



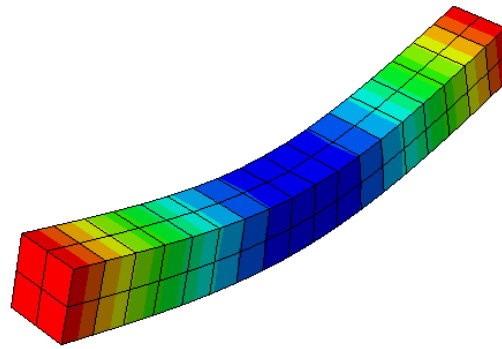
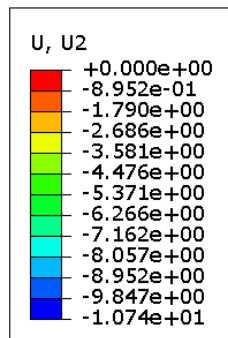
Slika 23. Rubni uvjeti i opterećenja

Prilikom numeričke analize nosive grede koristili su se trodimenzijski pravokutni elementi prvog reda C3D8. Konvergencija rješenja prezentirana je korištenjem mreže s različitim brojem konačnih elemenata. Diskretizacija grede sa 72 konačna elementa prikazana je slikom 24. pod a), pod b) ista greda diskretizirana je mrežom s 512 konačnih elemenata i naposljetku pod c) mreža s 1944 konačna elementa.

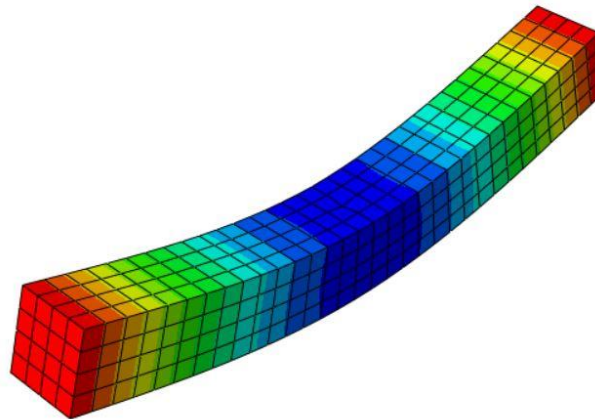
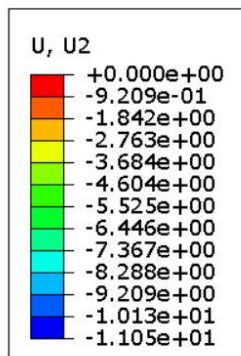


Slika 24. Mreža C3D8 sa: a) 72 konačna elementa; b) 512 konačnih elemenata; c) 1944 konačnih elemenata

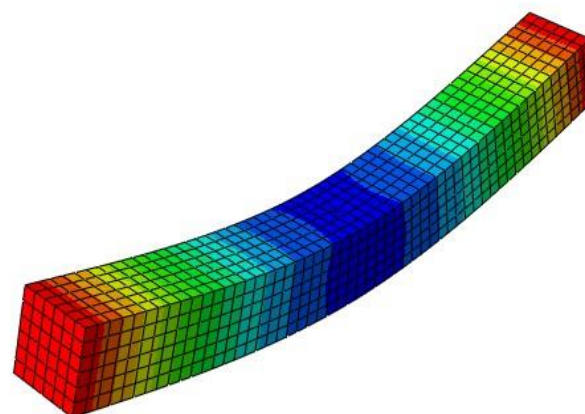
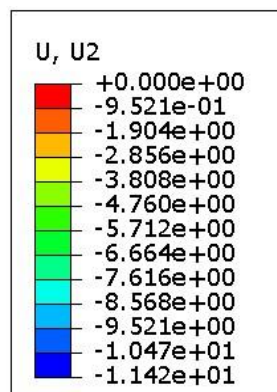
Deformirani oblik konstrukcije i raspodjela vertikalnog pomaka U_2 nakon provođenja numeričke analize prikazana je na slici 25. Razlika u predznaku između numeričkog i analitičkog rješenja posljedica je drugačije orijentacije koordinatnog sustava.



a) 72 konačna elementa



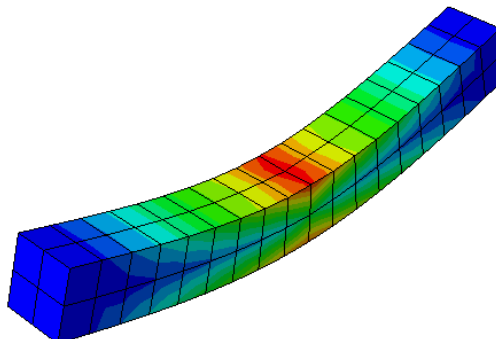
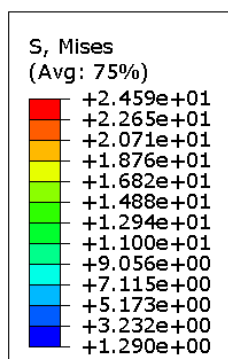
b) 512 konačnih elemenata



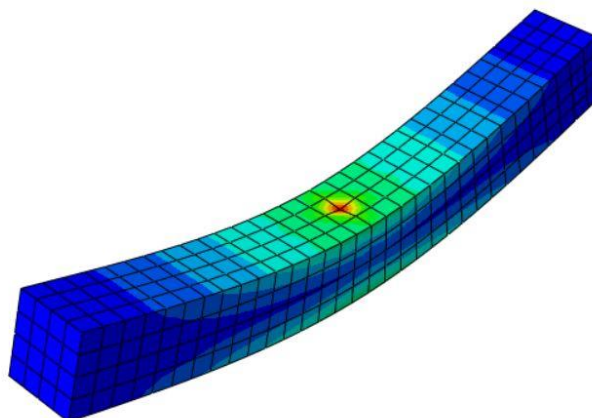
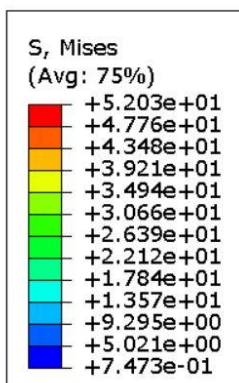
c) 1944 konačna elementa

Slika 25. Grafički prikaz raspodjele vertikalnog pomaka u mm

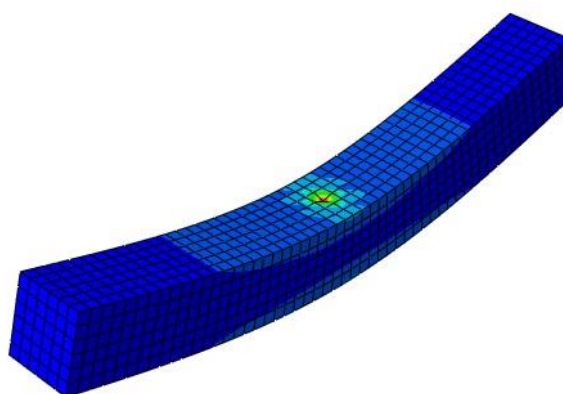
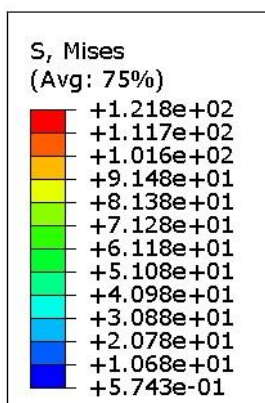
Deformirani oblik modela i raspodjela ekvivalentnih napreznja prema von Misesu za sva tri slučaja prikazani su na slici 26.



a) 72 konačna elementa



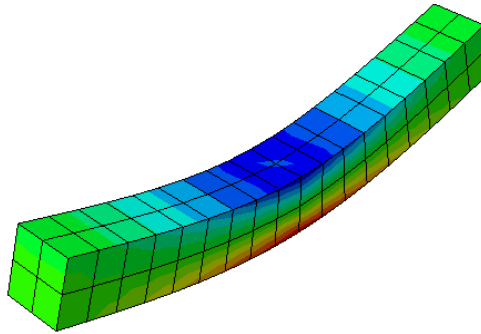
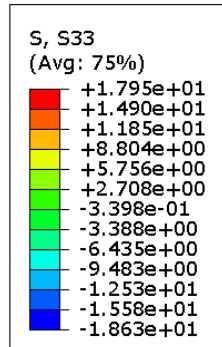
b) 512 konačnih elemenata



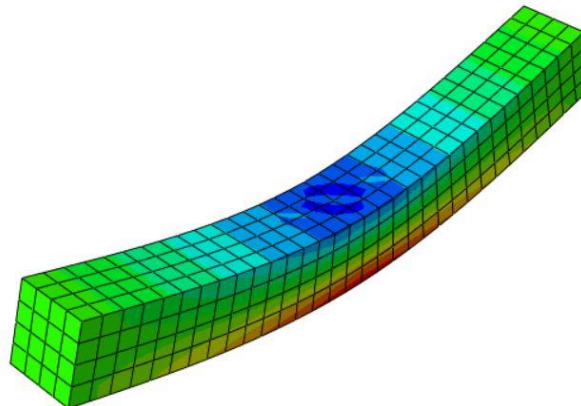
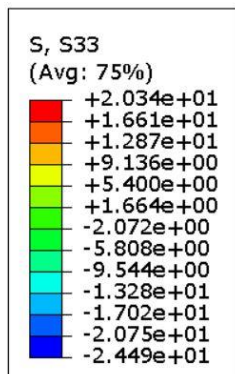
c) 1944 konačna elementa

Slika 26. Grafički prikaz raspodjele napreznja u MPa prema von Misesu

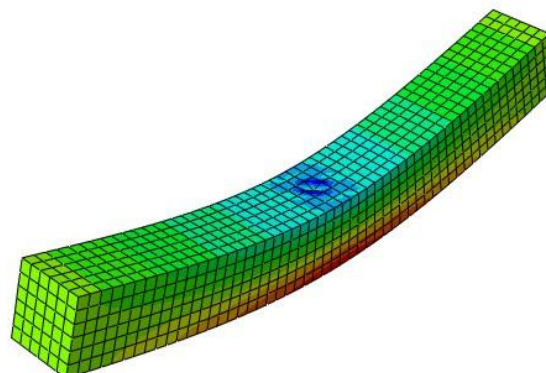
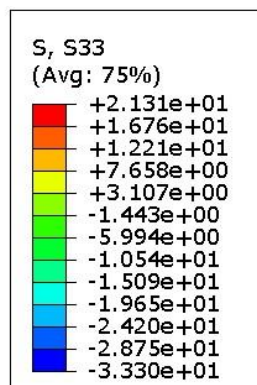
Štoviše, varijabla koja se dodatno promatrala za procjenu nastalih naprezanja je normalna komponenta naprezanja „S33“, na ravninu okomitu na os 3 i u smjeru osi 3. Grafički prikaz naprezanja u smjeru osi z dan na slici 27.



a) 72 konačna elementa



b) 512 konačnih elemenata



c) 1944 konačna elementa

Slika 27. Grafički prikaz raspodjele naprezanja S33 u MPa

U tablici 3. iznosi numeričkih rješenja vertikalnog pomaka U_2 u smjeru osi y , na polovici grede ($L/2$), uslijed djelovanja koncentrirane sile uspoređeni su za različit broj konačnih elemenata. Polje pomaka heksaedarskih elemenata prvog reda prema [14] ima bilinearnu raspodjelu pomaka, stoga kako je prikazano i tablicom povećanjem broja elemenata vrlo brzo postizemo međusobno približavanje analitičkom rješenju. Nakon toga uspoređene su i vrijednosti maksimalnih naprezanja σ_{\max} uslijed savijanja za slučaj promatranja ekvivalentnih naprezanja prema von Misesu i normalne komponente naprezanja „S33“. Rezultati naprezanja navedeni su u tablicama 5. i 6. Prema [14] polje naprezanja heksaedarskih elemenata prvog reda opisano je linearnim funkcijama. U svim slučajevima izračunata je relativna razlika i odstupanje numeričkog u odnosu na analitičko rješenje. Da se primijetiti da na temelju provedene usporedbe analitičkih i numeričkih rezultata povećanjem broja konačnih elemenata relativna razlika sve više se smanjuje, što nam potvrđuje ispravnost provedene analize. Relativnu razliku u postocima računamo prema formuli:

$$\text{Relativna razlika}[\%] = \left(1 - \frac{\text{vrijednost(Abaqus)}}{\text{vrijednost(Ručno)}} \right) * 100 \quad (3.8.)$$

Tablica 3. Usporedba analitičkog i numeričkog rješenja za progib za C3D8 KE

Broj konačnih elemenata	Vertikalni pomak / mm	Relativna razlika / %
72	10,2961	2,009
512	10,5683	0,5815
1944	10,5281	0,1989

Tablica 4. Usporedba analitičkog i numeričkog rješenja za naprezanja prema von Misesu za C3D8 KE

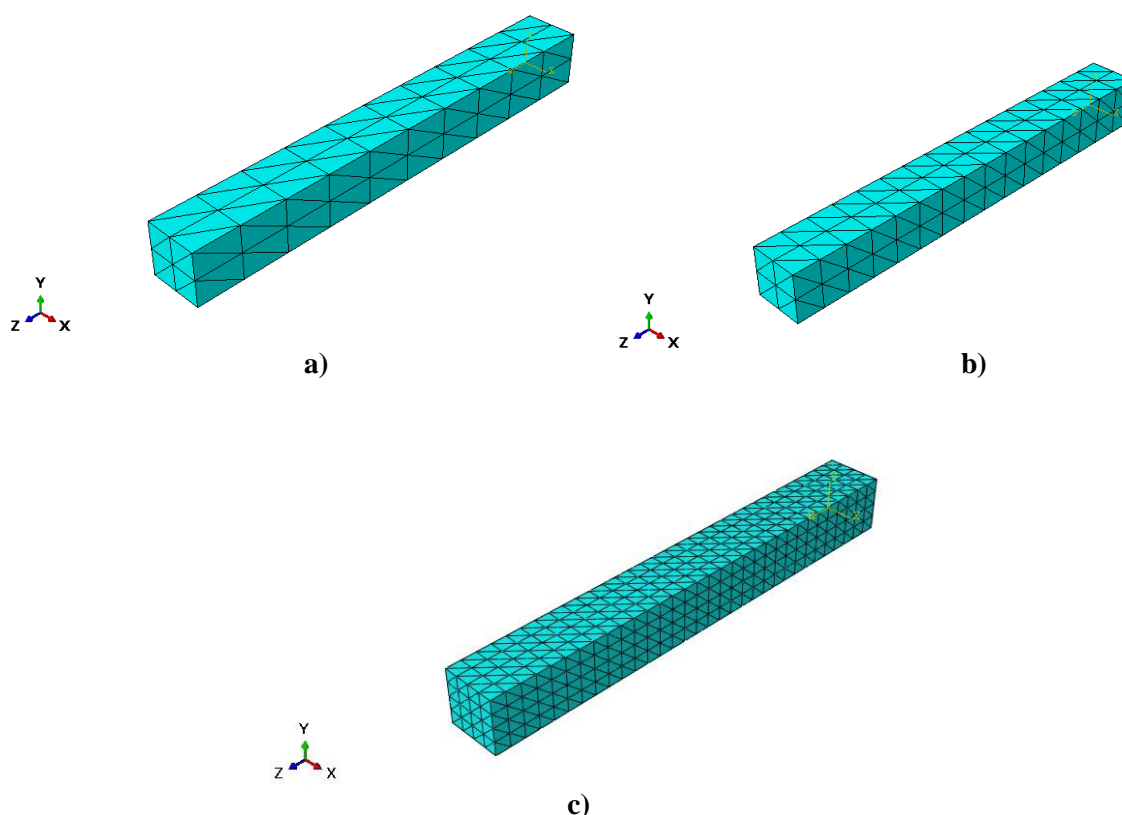
Broj konačnih elemenata	Naprezanja / $\frac{N}{mm^2}$	Relativna razlika / %
72	21,4763	-9,3464
512	21,8942	-7,5824
1944	22,2147	-6,2295

Tablica 5. Usporedba analitičkog i numeričkog rješenja za naprezanja S33 za C3D8 KE

Broj konačnih elemenata	Naprezanja / $\frac{N}{mm^2}$	Relativna razlika / %
72	17,9533	-24,2173
512	20,3428	-14,131
1944	21,3126	-10,0374

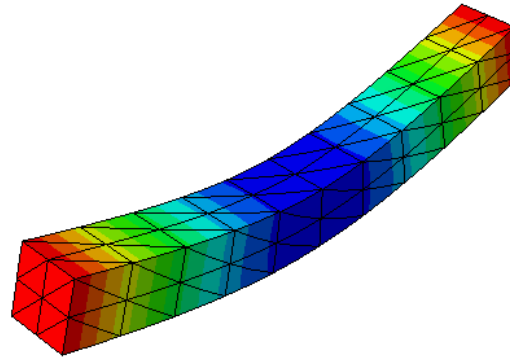
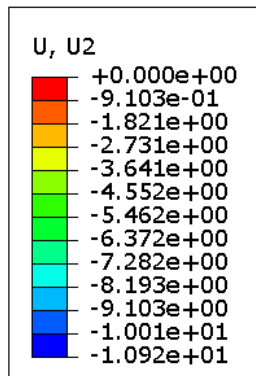
4.3. Numerička rješenja u Abaqusu s tetraedarskom mrežom

U nastavku je identična nosiva greda diskretizirana s trodimenzijskim tetraedarskim elementima drugog reda C3D10, čija se mreža također zamijenila s različitim brojem konačnih elemenata. Postupak modeliranja, zadani rubni uvjeti te opterećenje identično su zadani kao prilikom numeričke analize s heksaedarskom mrežom te su prethodno prikazani na slici 23. Slika 28. a) prikazuje mrežu s 318 konačnih elemenata, slika 28. b) prikazuje isti model diskretiziran s mrežom od 499 konačna elementa, a pod c) dan je prikaz mreže s 3896 konačnih elemenata.

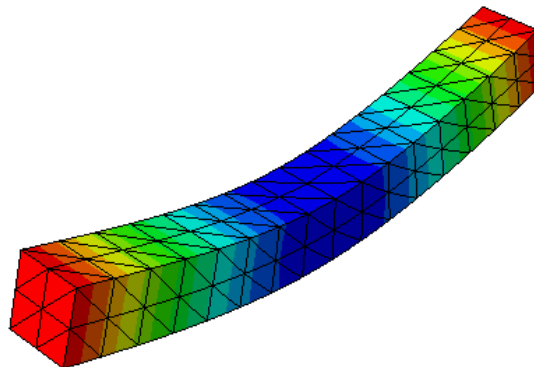
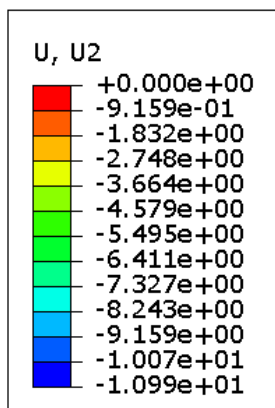


Slika 28. Mreža C3D10 sa: a) 318 konačna elementa; b) 499 konačna elementa; c) 3896 konačnih elemenata

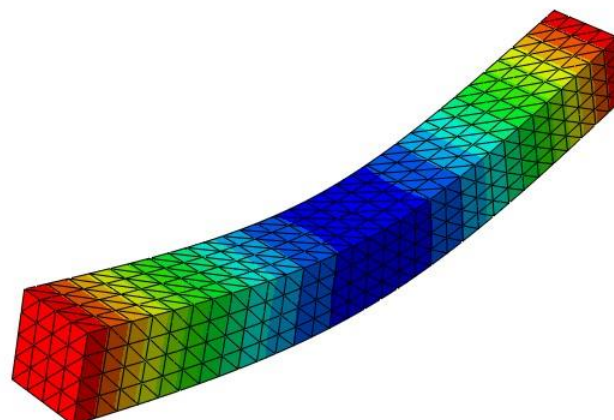
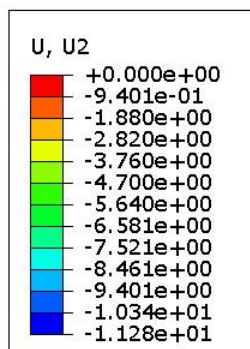
Deformirani oblici konstrukcije te iznosi vertikalnog pomaka U_2 uslijed djelovanja koncentrirane sile nakon provedbe numeričke analize prikazani su na slici 29.



a) 318 konačna elementa



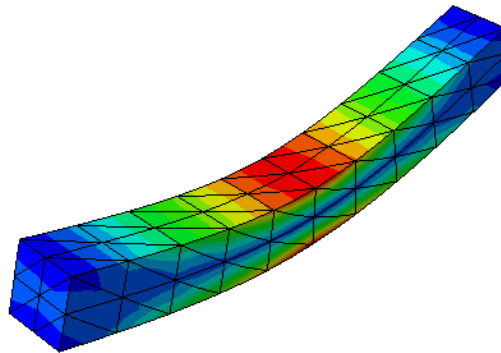
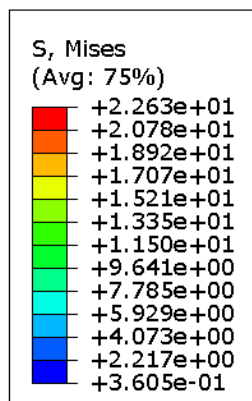
b) 499 konačna elementa



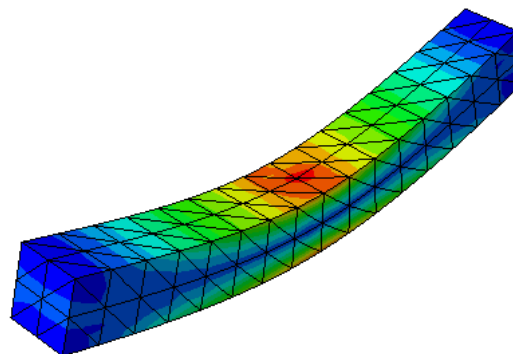
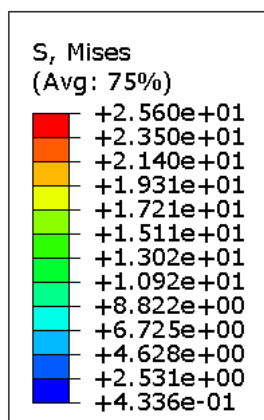
c) 3896 konačna elementa

Slika 29. Grafički prikaz raspodjele vertikalnog pomaka u mm

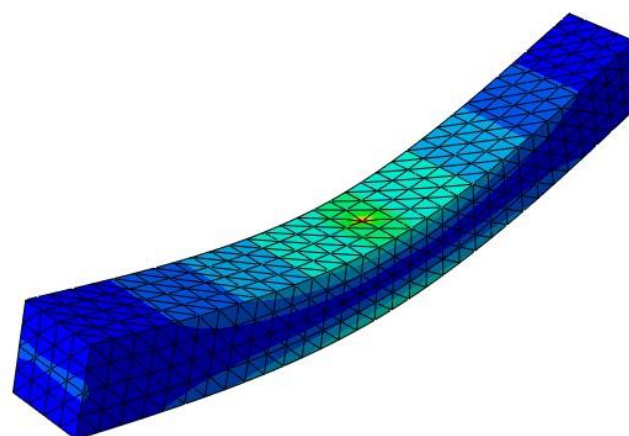
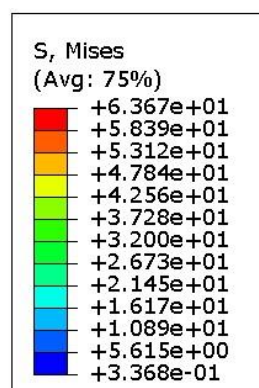
Grafički prikaz rezultata i raspodjele ekvivalentnih naprezanja prema von Misesu uslijed djelovanja mehaničkog opterećenja u sva tri slučaja objedinjeni su na slici 30.



a) 318 konačna elementa



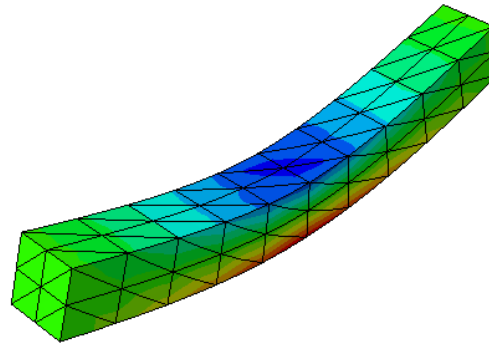
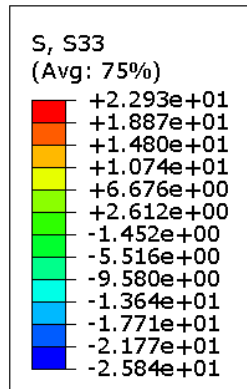
b) 499 konačna elementa



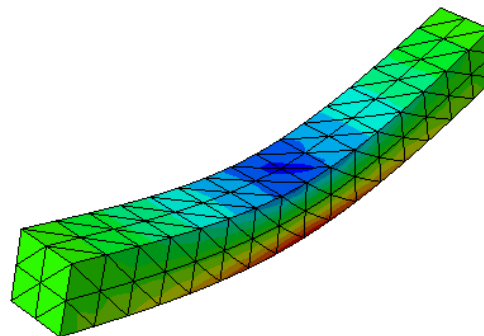
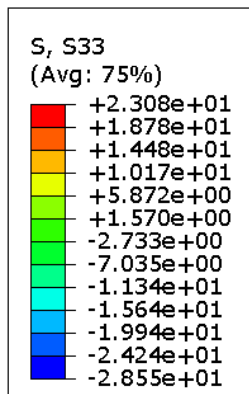
c) 3896 konačna elementa

Slika 30. Grafički prikaz raspodjele naprezanja u MPa prema von Misesu

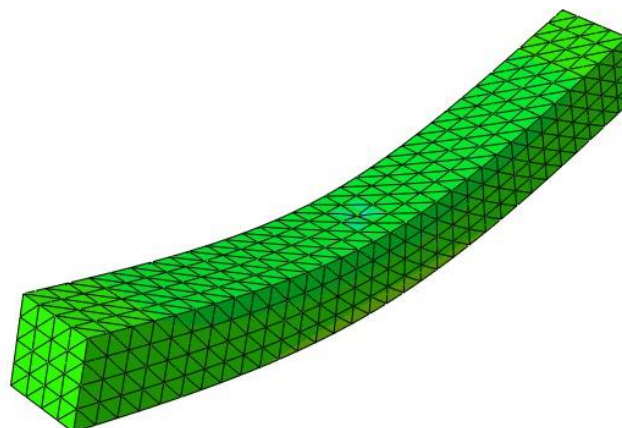
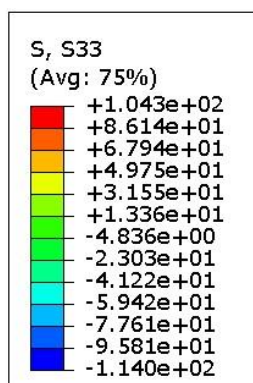
Naposljetku, normalna komponenta napreznja „S33“, na ravninu okomitu na os 3 i u smjeru 3. glavne osi napreznja za slučaj diskretizacije modela trodimenzijskim tetraedarskim elementima drugog reda prikana je na slici 31.



a) 318 konačna elementa



b) 499 konačna elementa



d) 3896 konačna elementa

Slika 31. Grafički prikaz raspodjele napreznja S33 u MPa

U tablici 6. iznosi vertikalnog pomaka U_2 u smjeru osi y na polovici nosive grede, uslijed djelovanja koncentrirane sile uspoređeni su za različit broj konačnih elemenata, te je također prikazano odstupanje numeričkog od analitičkog rješenja. S obzirom da je polje pomaka prema [14] kod tetraedarskih elemenata višeg reda opisano funkcijama drugog reda, prema rezultatima vidimo da postizemo vrlo brzu konvergenciju.

Tablica 6. Usporedba analitičkog i numeričkog rješenja za progib za C3D10 KE

Broj konačnih elemenata	Vertikalni pomak / mm	Relativna razlika / %
318	10,7334	2,153
499	10,5718	0,6148
3896	10,5274	0,19225

Tablicom 7. i 8. vidljiva su numerička rješenja i iznosi ekvivalentnih naprezanja prema von Misesu, te iznosi normalne komponente naprezanja „S33“ na polovici grede, za diskretizaciju modela tetraedarskom mrežom i različitim brojem konačnih elemenata. Polje naprezanja za tetraedarske elemente višeg reda je opisano funkcijama prvog reda [14], te je konvergencija rješenja nešto sporija. U tablicama 6., 7. i 8. posljednji stupac računao se prema jednadžbi (3.8.).

Tablica 7. Usporedba analitičkog i numeričkog rješenja za naprezanja prema von Misesu za C3D10 KE

Broj konačnih elemenata	Naprezanja / $\frac{N}{mm^2}$	Relativna razlika / %
318	22,6335	-4,4617
499	22,7574	-3,9387
3896	22,9087	-3,2982

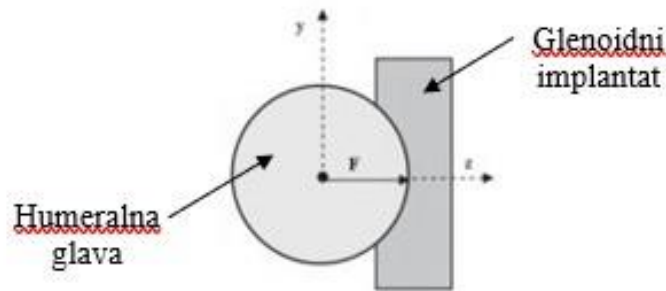
Tablica 8. Usporedba analitičkog i numeričkog rješenja za naprezanja S33 za C3D10 KE

Broj konačnih elemenata	Naprezanja / $\frac{N}{mm^2}$	Relativna razlika / %
318	22,9324	-3,2
499	23,0818	-2,5694
3896	23,1386	-2,3296

Iz rezultata analize vidimo da su greške i razlike u rješenjima manje prilikom diskretizacije nosive grede elementima drugog reda. Stoga, u nastavku prilikom provedbe numeričke analize implantata zbog složene geometrije modela i rezultata analize koristit će se mreža tetraedarskih konačnih elemenata drugog reda. Usporedbom dobivenih rezultata numeričkih rješenja s tetraedarskom mrežom može se zaključiti da korištenjem gušće mreže tetraedarskih konačnih elemenata C3D10 relativna razlika je mala i za pomake iznosi 0,19 %, a kod naprezanja 3,29 %. Kako je već prethodno u radu spomenuto inženjerski prihvatljiva razlika trebala bi iznositi manje od 5 %, te je taj uvjet zadovoljen. Stoga, primjena tetraedarskih elemenata prikladna je za analizu glenoidnih modela.

5. NUMERIČKA ANALIZA U PROGRAMSKOM PAKETU ABAQUS

Za zadano generalno opterećenje koje djeluje na konveksnu površinu glenoidnih implantata provedena je statička analiza. U analizi se promatrao slučaj opterećenja grafički prikazan na slici 32., kada na konstrukciju implantata u položaju kada je humeralna glava u središtu zglobne plohe na vanjsku plohu implantata glenoida djeluje tlačna sila.



Slika 32. Grafički prikaz opterećenja

Iz izrađenih modela, pripadnih im materijala te opterećenja i zadanih rubnih uvjeta dobiveni su rezultati analize napreznja i deformacija, te mjesto najveće koncentracije napreznja i najvećih pomaka implantata.

5.1. Opis proračunskih modela

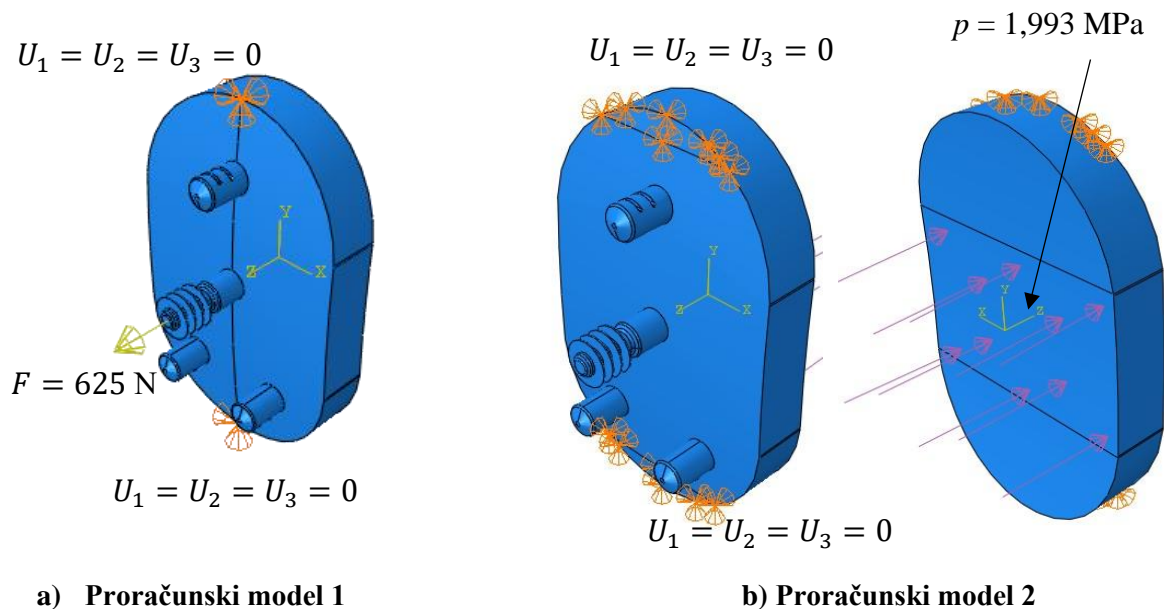
Kako bi se olakšala provedba same statičke analize u nastavku su navedena određena pojednostavljenja koja su se primijenila na proračunskim modelima. Analiza napreznja i deformacija modela implantata A i B provela se na sljedeći način, a prvo pojednostavljenje tiče se rubnih uvjeta. Deformabilni implantati u tijelu su učvršćeni na karakterističan način. Umjesto uvođenja fiksiranog poliuretanskog bloka implantati su u radu fiksirani rubnim uvjetima koji će sprječavati pomak modela. Poliuretanski blok sa odgovarajućim radijusom zakrivljenosti u kinematičkim analizama inače predstavlja pojednostavljeni model lopatice na koji se implantat postavlja. Drugo pojednostavljenje tiče se opterećenja. Humeralna glava kao što je prikazano na slici 32. prilikom analiza u literaturi modelira se kao kruta sfera s radijusom odgovarajuće humeralne komponente iznosa 24,3 mm [10]. U ovom radu opterećenje implantata koje inače prenosi kruta sfera humerusa, ovdje će se zamijeniti silom iznosa 625 N koja će smjerom biti jednaka mjeru djelovanja humeralne glave na glenoidni implantat. Navedena tlačna sila predstavlja 85% tjelesne težine u trenutku položaja ruke pod kutom od 90° u skapularnoj

ravnini. Iznos je određen na temelju objavljenih rezultata in vivo mjerenja glenohumeralnih reakcijskih sila i preuzeta je iz literature [10]. Svim komponentama pridodani su materijali karakterističnih svojstava navedeni u radu pod poglavljem 2. Također, važno je napomenuti da su se u radu provele numeričke analize po dvama tipovima proračunskih modela. U proračunskim modelima 1, za oba implantata opterećenje je zadano u točki na sredini površine konveksne plohe glenoida u obliku koncentrirane sile. Za rubne uvjete koristili su se nepomični oslonci na krajevima konkavne plohe implantata. Proračunski modeli 2, podrazumijevaju analize u kojima se opterećenje ne prikazuje kao koncentrirana sila, već kao tlak koji ukoliko se reducira u koncentriranu silu u težištu opterećene plohe, daje jednaku silu kao i u prethodnom modelu 1 iznosa 625 N. Rubni uvjetu također nisu zadani više samo u točki, već su se raspodijelili po površini ruba.

5.2. Numerička analiza implantata A

5.2.1. Proračunski modeli implantata A

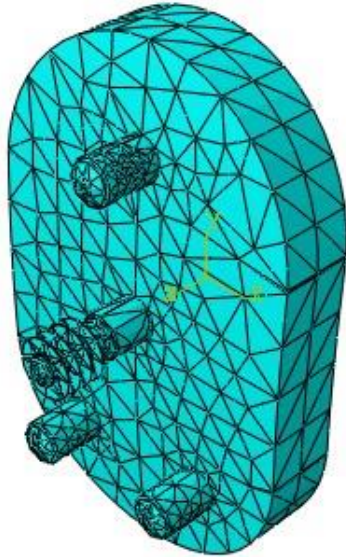
Proračunski model 1 implantat A prikazan je na slici 33. a), a slika 33. b) prikazuje proračunski model 2 implantata A.



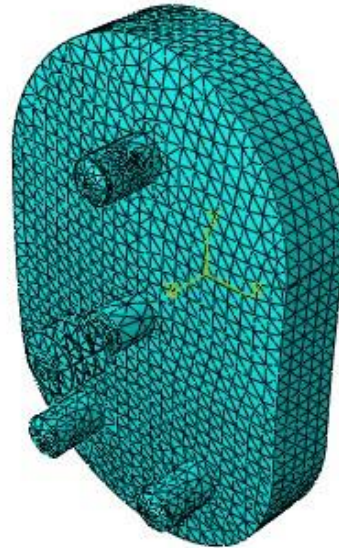
Slika 33. Proračunski modeli implantata A - rubni uvjeti i opterećenja

Diskretizacija za oba proračunska modela 1 i 2 koja se koristila pri statičkoj analizi radi preglednosti prikazana je na slici 34. za različite gustoće mreže. Ukupan broj konačnih elemenata na slici a) iznosi 4637, slika b) prikazuje mrežu s 28174 konačnih elemenata, a naposljetku najgušću mrežu pod c) čini ukupno 107981 konačnih elemenata.

Razlog postavljanja tako guste mreže je složena geometrija implantata, te nakon provedene verifikacije zadanih modela kao što je navedeno u poglavlju 4., za analizu naprezanja odabrani su osnovni konačni elementi C3D10.



b) 4637 konačnih elemenata



b) 28174 konačnih elemenata

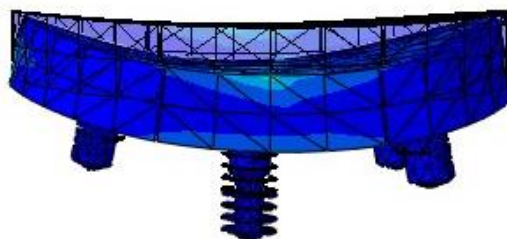


c) 107981 konačnih elemenata

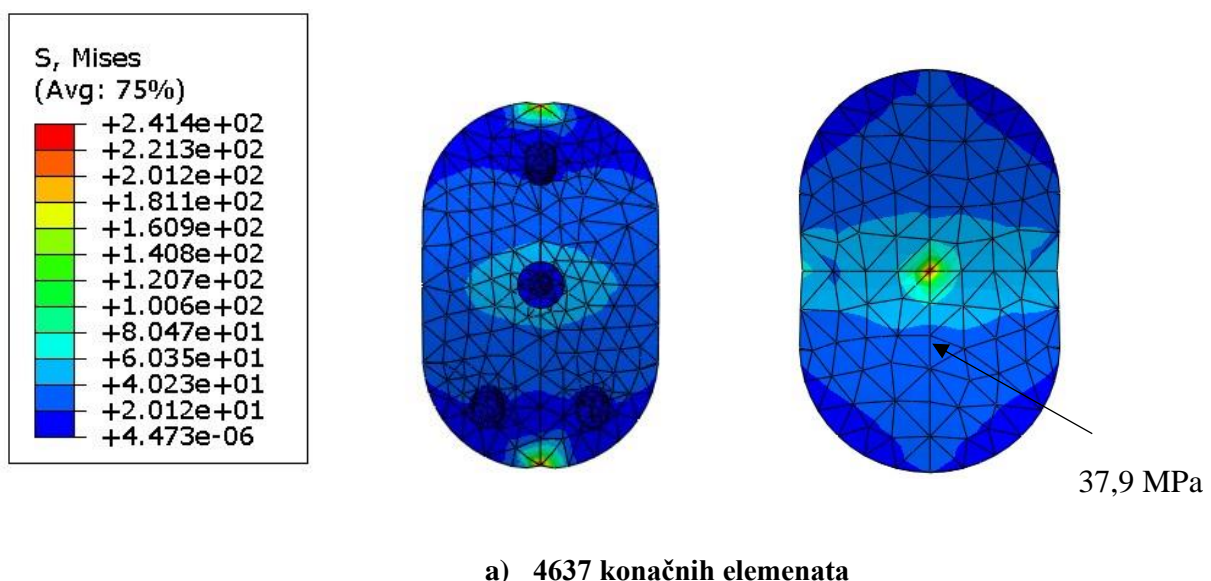
Slika 34. Diskretizacija proračunskih modela - Implantat A

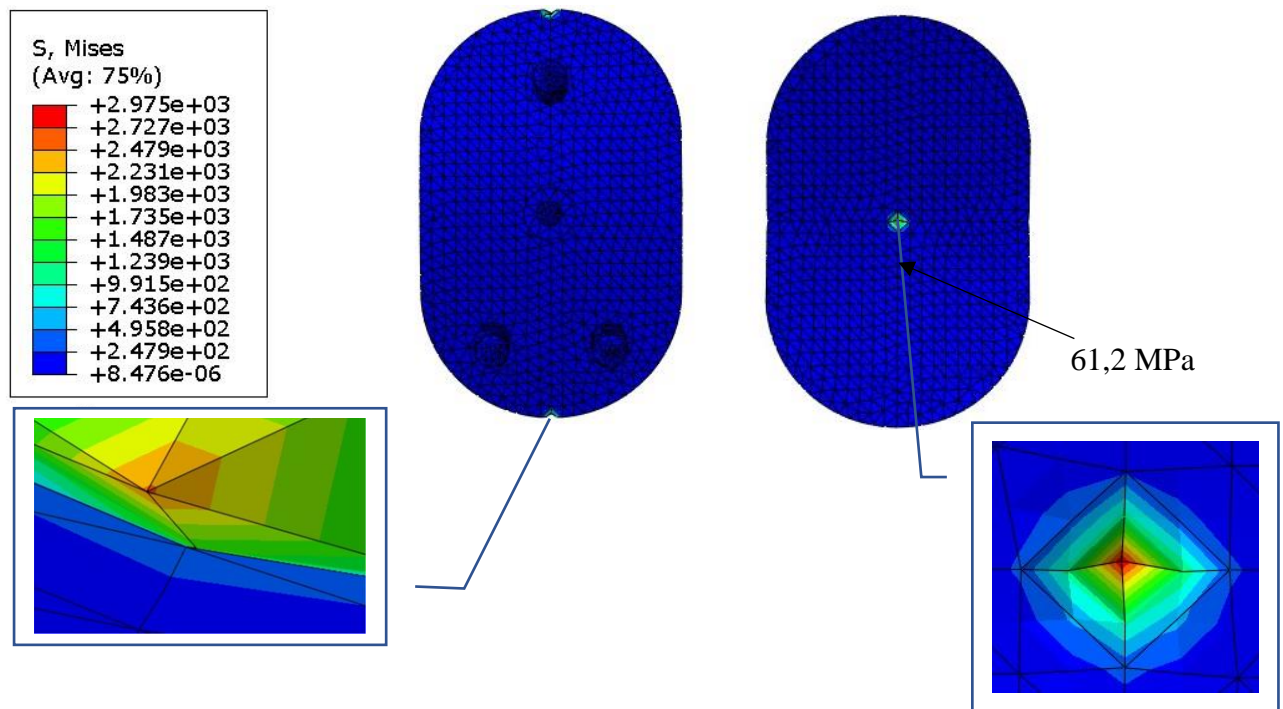
5.2.2. Analiza naprezanja i deformacija - Implantat A

U ovome odjeljku pokazalo se kako djelovanje različito zadanih opterećenja s istim iznosom opterećenja u položaju ruke pod kutom od 90° u skapularnoj ravnini djeluje na deformacije i naprezanja koja se javljaju unutar glenoida. Kako je već prethodno u radu navedeno, prilikom statičke analize proračunskog modela 1 implantata A koncentrirana sila iznosa 625 N postavljena je na referentnu točku koja se nalazi u središtu konveksne površine glenoidne komponente u neutralnom položaju s obzirom na središnju os, te na pravcu u čijem smjeru sila djeluje. Nakon provedenog proračuna i uvođenja potrebnih podataka, iz analize se mogu očitati rezultati. Nedeformirani i deformirani oblik konstrukcije prikazan je na slici 35. Rezultati ekvivalentnih naprezanja prema von Misesu za proračunski model 1 implantat A vidljivi su na slici 36. Maksimalne vrijednosti naprezanja prikazane u legendama na slikama javljaju se u koncentraciji naprezanja i u nastavku su prikazani uvećano, no oni se neće uzimati u daljnje razmatranje. Iznosi naprezanja koji su relevantni i na temelju kojih će se izvesti zaključak očitati će se na mjestima relativno udaljenima od mjesta koncentracija naprezanja i na slikama su označeni strelicama i pripadnim im vrijednostima. Rješenja su prikazana redom kako se provelo povećanje gustoće mreže konačnih elemenata.

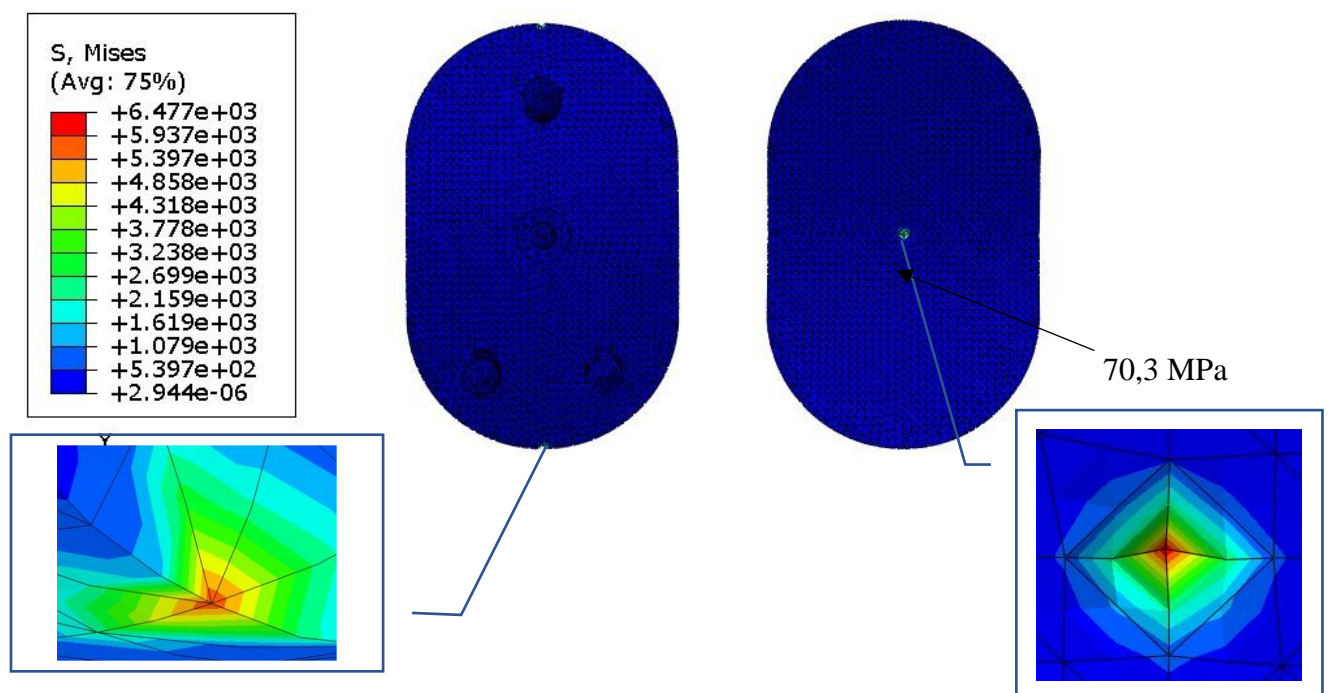


Slika 35. Deformirani i nedeformirani oblik implantata A - Proračunski model 1





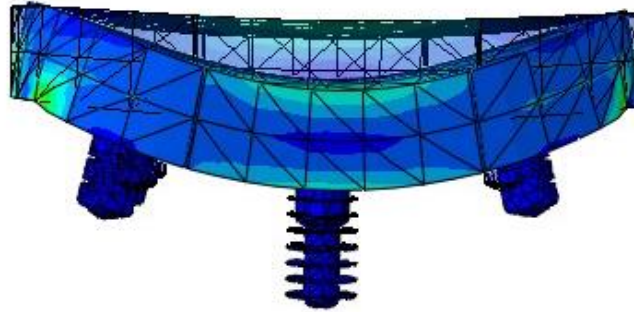
b) 28174 konačnih elemenata



c) 107981 konačnih elemenata

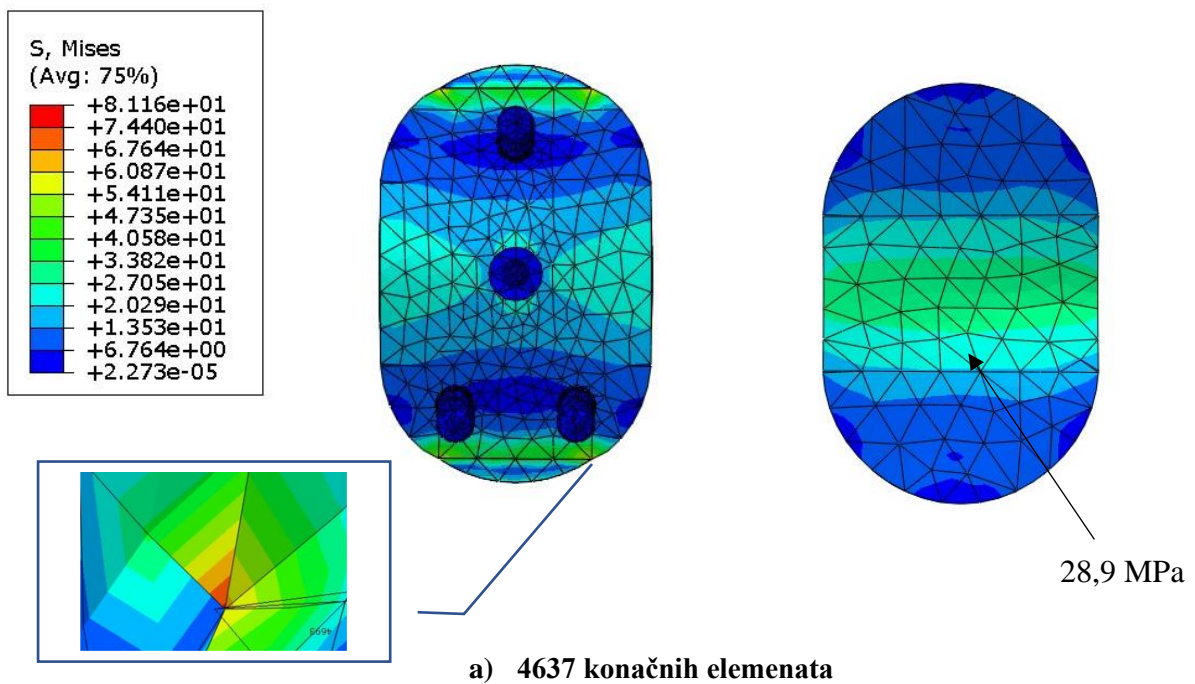
Slika 36. Raspodjela napreznja implantata A prema Von Misesu u MPa - Proračunski model 1

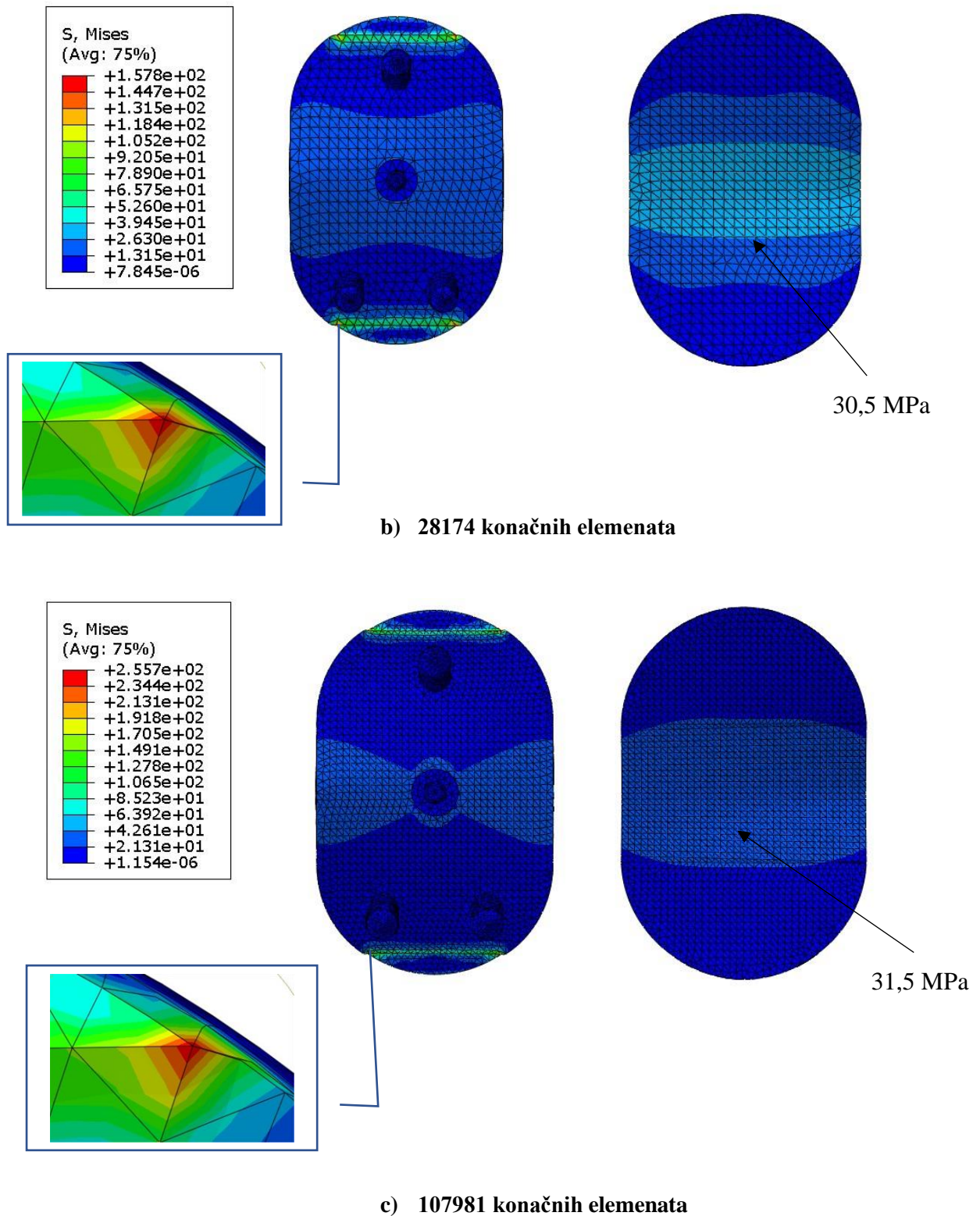
Nakon toga za postizanje boljih rezultata analize, koristio se proračunski model 2 čiji deformirani i nedeformirani oblik implantata je prikazan na slici 37.



Slika 37. Deformirani i nedeformirani oblik implantata A - Proračunski model 2

Rezultati ekvivalentnih naprežanja prema von Misesu za proračunski model 2 implantat A grafički su prikazani u nastavku na slici 38.

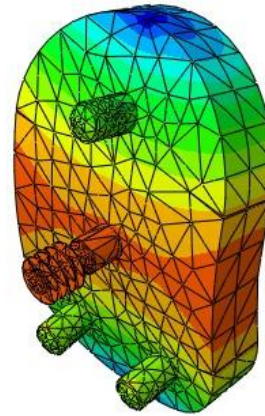
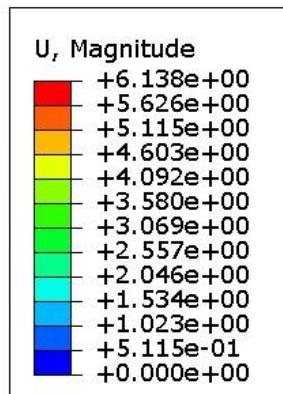




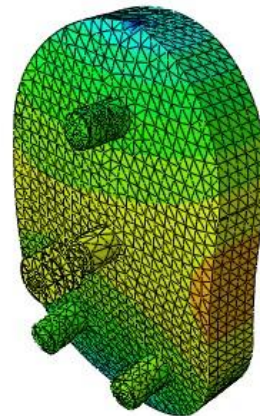
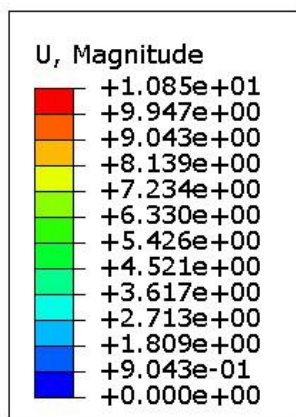
Slika 38. Raspodjela naprezanja implantata A prema Von Misesu u MPa - Proračunski model 2

Raspodjela pomaka po konstrukciji implantata A također je prikazana za oba proračunska modela.

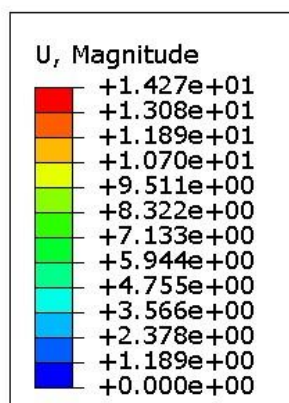
Raspodjela pomaka prilikom opterećenja implantata koncentriranom silom za sve tri različite gustoće mreže vidljiva je na slici 39.



a) 4637 konačnih elemenata



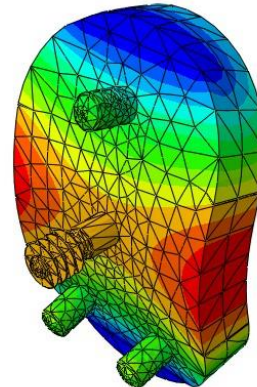
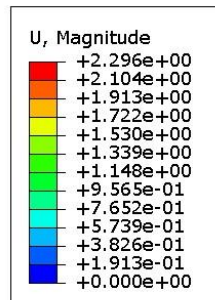
b) 28174 konačnih elemenata



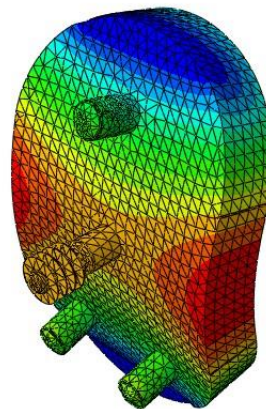
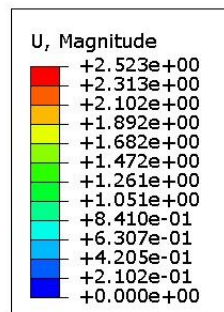
c) 107981 konačnih elemenata

Slika 39. Raspodjela pomaka implantata A u mm - Proračunski model 1

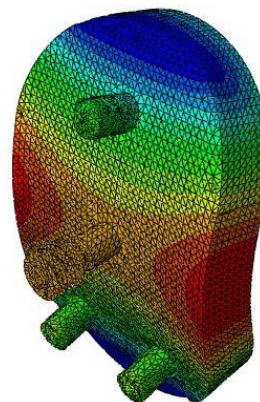
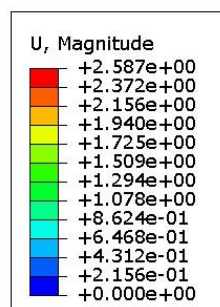
Slika 40. prikazuje raspodjelu pomaka po implantatu A za slučaj djelovanja tlaka na površinu.



a) 4637 konačnih elemenata



b) 28174 konačnih elemenata



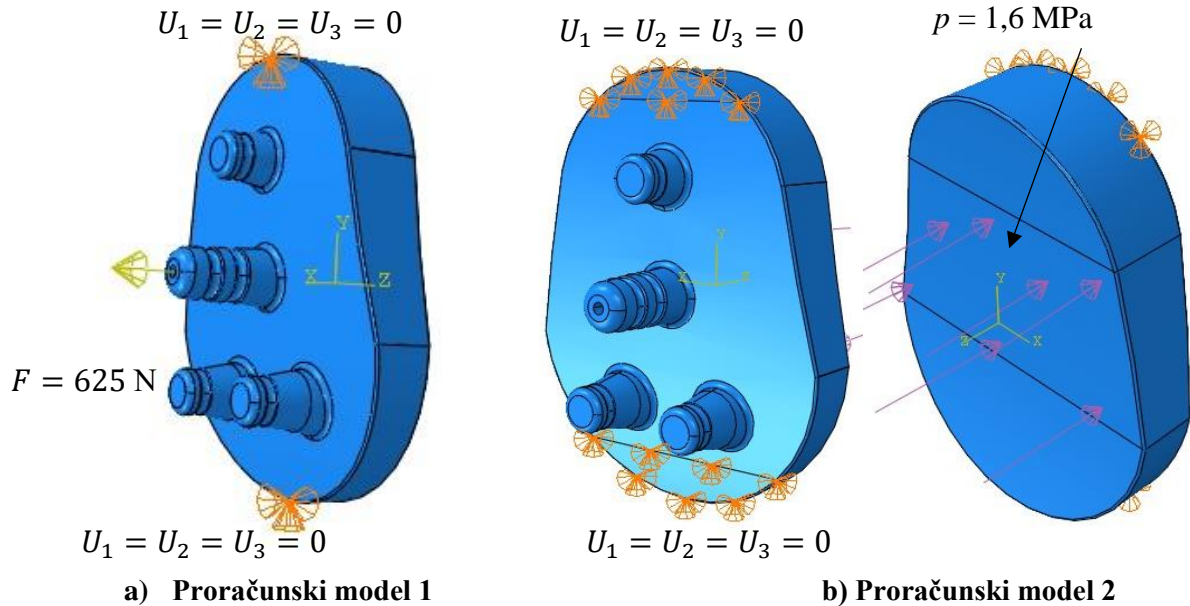
c) 107981 konačnih elemenata

Slika 40. Raspodjela pomaka implantata A u mm - Proračunski model 2

5.3. Numerička analiza implantata B

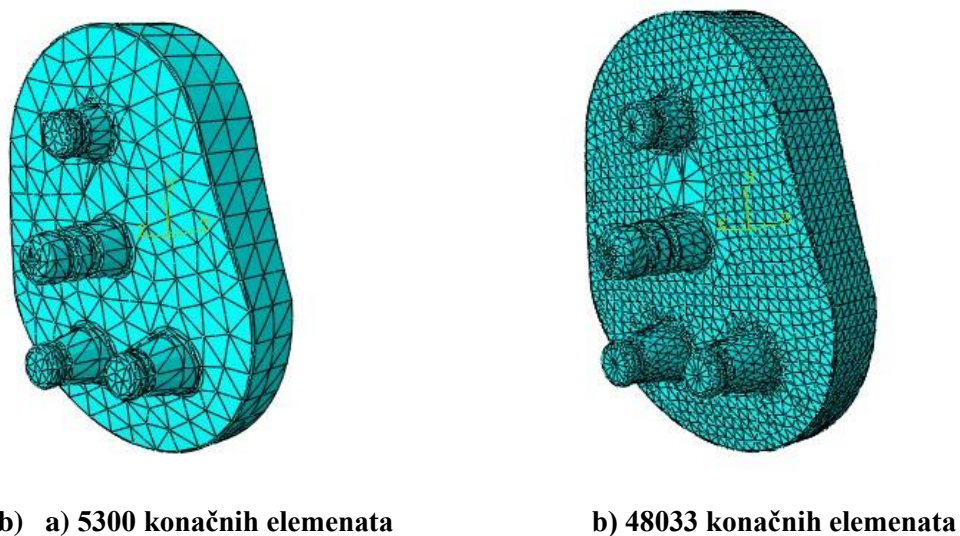
5.3.1. Proračunski modeli implantata B

Proračunski model 1 implantata B prikazan je na slici 41. a), dok slika 41. b) prikazuje proračunski model 2 istoga modela implantata.



Slika 41. Proračunski model implantata B - rubni uvjeti i opterećenja

U nastavku slijedi diskretizacija koja vrijedi za sve proračunske modele implantata B, a koja se koristila tijekom statičke analize. Kao i u prethodnom primjeru, razlog postavljanja tako guste mreže je složena geometrija i potreba za što preciznijim rezultatima. Slika 42. prikazuje diskretizaciju modela B s promjenjivom gustoćom mreže tetraedarskih konačnih elemenata.



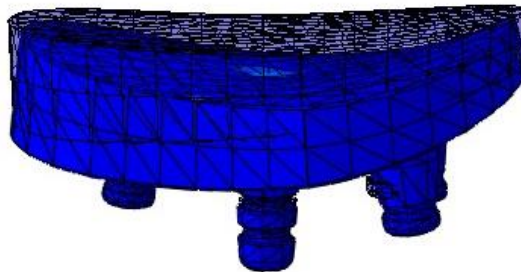


c) 161897 konačnih elemenata

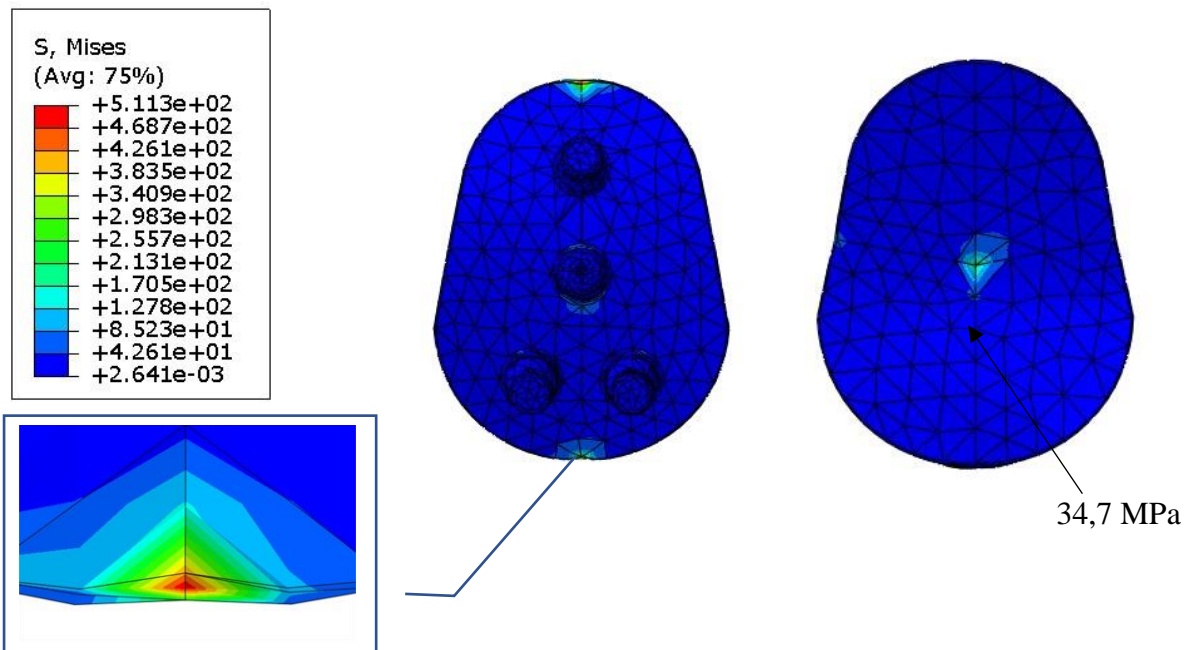
Slika 42. Diskretizacija proračunskih modela - Implantat B

5.3.2. Analiza naprežanja i deformacija - Implantat B

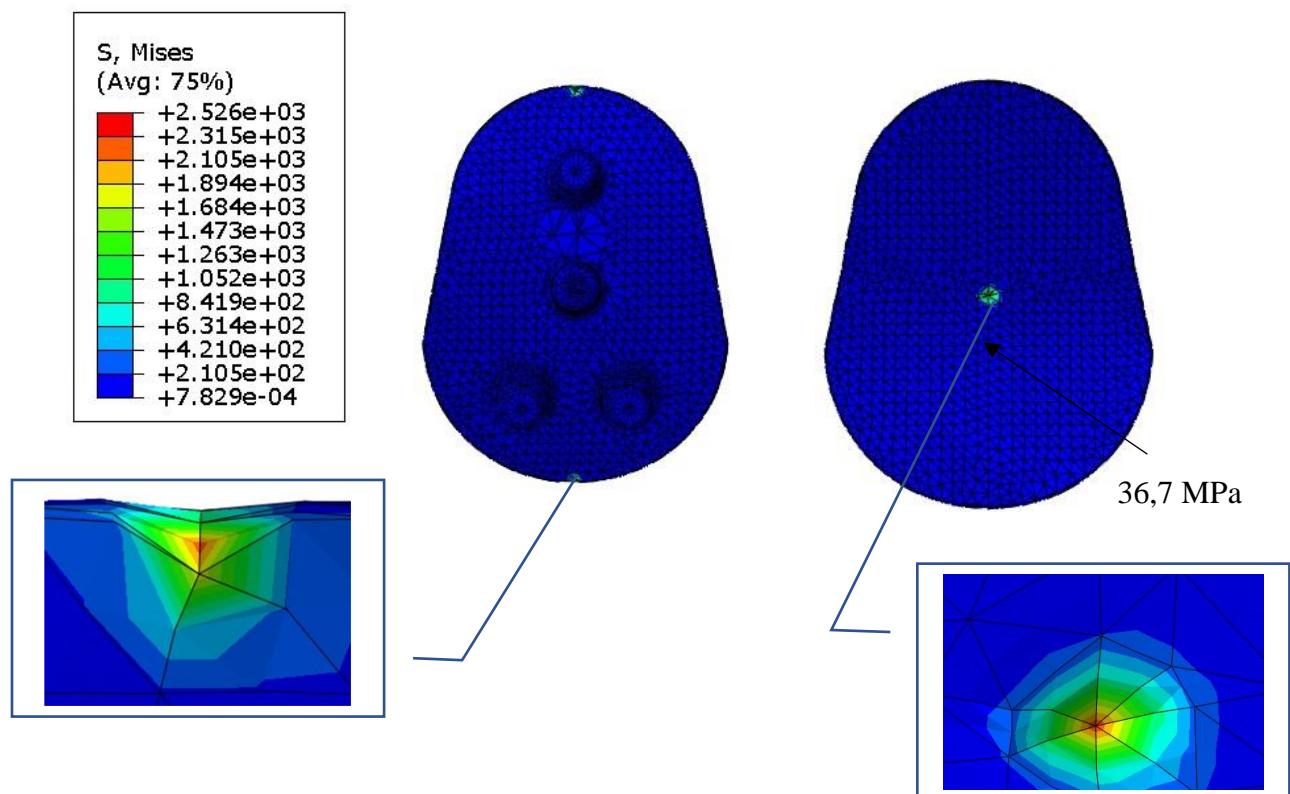
Deformirani i nedeformirani oblik konstrukcije B prilikom prvog proračunskog modela prikazan je na slici 43.

**Slika 43. Deformirani i nedeformirani oblik implantata B - Proračunski model 1**

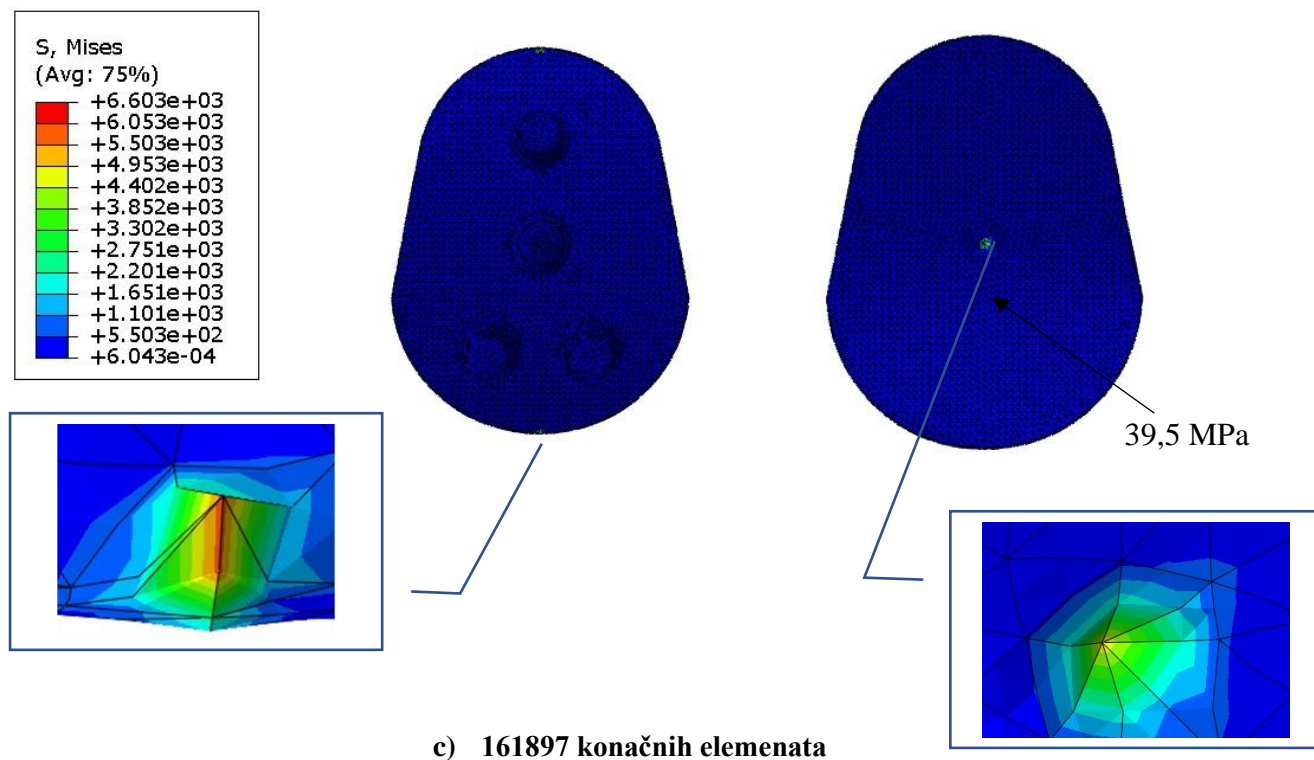
Rezultati ekvivalentnih naprežanja prema von Misesu za proračunski model 1 implantata B prikazani su na slici 44. Kao što je bio slučaj u prethodnim primjerima, maksimalna naprežanja navedena u legendama pored slika javljaju se na mjestima koncentracije naprežanja i prikazane su uvećano. No, strelicom i posebno istaknutim vrijednostima sa strane prikazani su iznosi naprežanja koji su relevantni i na temelju kojih će se izvesti zaključak. Rješenja su također prikazana redom od najrjeđe do najgušće mreže konačnih elemenata.



a) 5300 konačnih elemenata

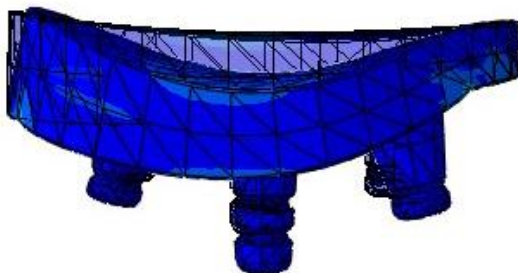


b) 48033 konačnih elemenata



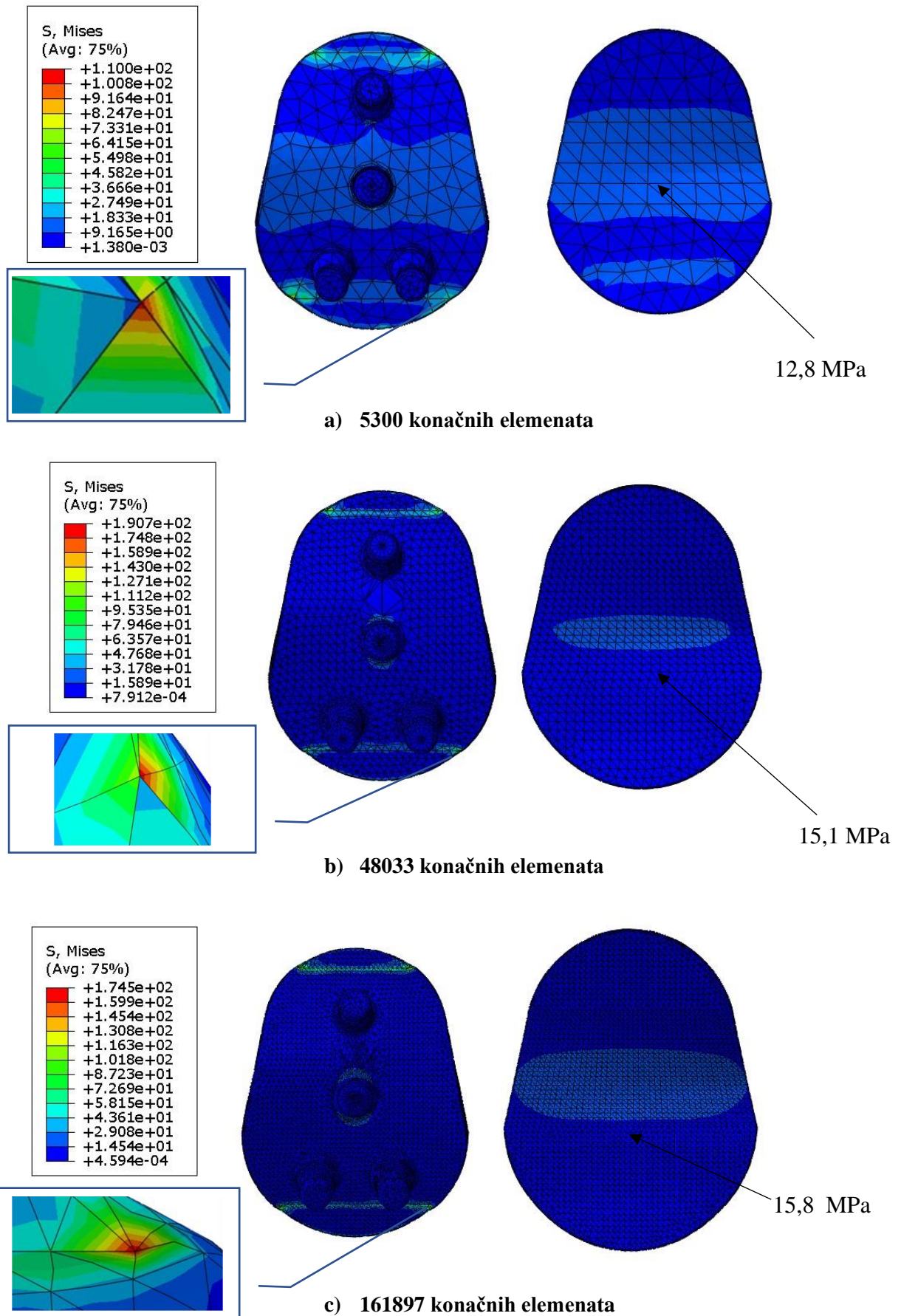
Slika 44. Raspodjela napreznja implantata B prema Von Misesu u MPa - Proračunski model 1

Na isti način je prevedena analiza rezultata napreznja korištenjem proračunskog model 2 čiji deformirani i nedeformirani oblik implantata B je prikazan na slici 45.



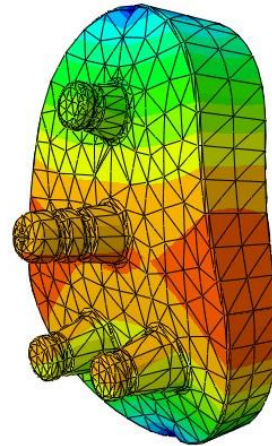
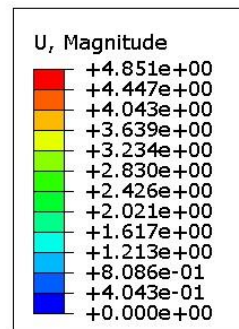
Slika 45. Deformirani i nedeformirani oblik implantata B - Proračunski model 2

Rezultati ekvivalentnih napreznja prema von Misesu za proračunski model 2 implantata B grafički su prikazani u nastavku na slici 46.

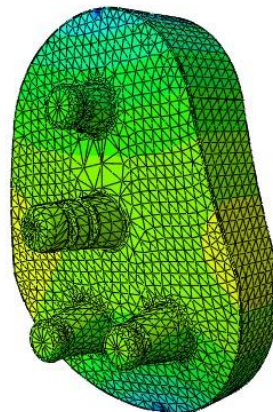
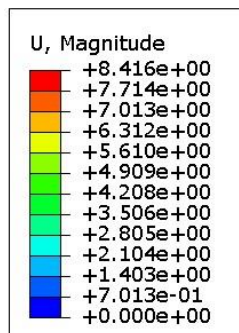


Slika 46. Raspodjela naprezanja implantata B prema Von Misesu u MPa - Proračunski model 2

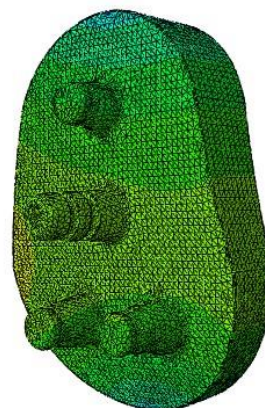
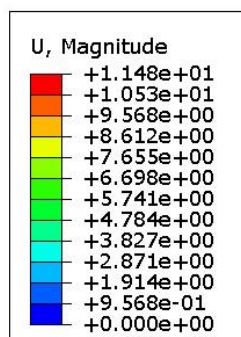
Raspodjela pomaka po konstrukciji u smjeru djelovanja koncentrirane sile za implantat B vidljiva je na slici 47.



a) 5300 konačnih elemenata



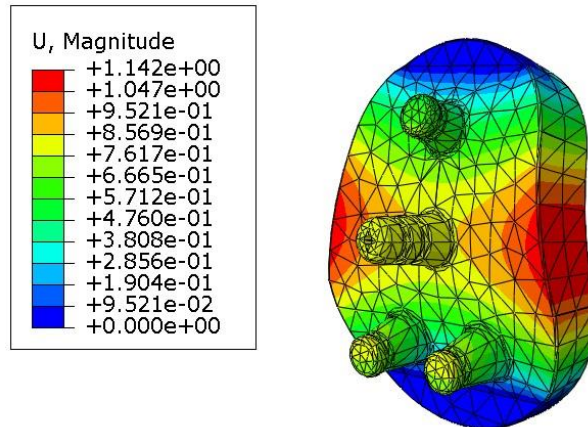
b) 48033 konačnih elemenata



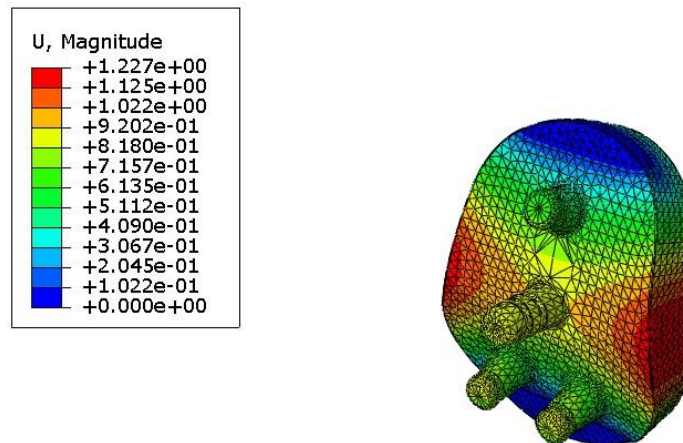
c) 161897 konačnih elemenata

Slika 47. Raspodjela pomaka implantata B u mm - Proračunski model 1

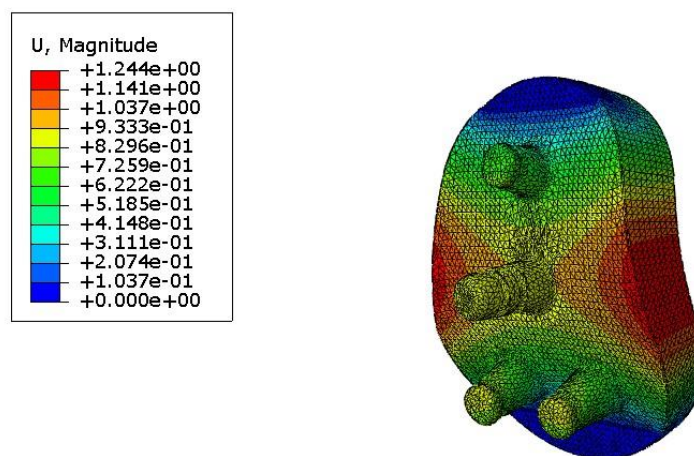
Slika 48. prikazuje raspodjelu pomaka po konstrukciji implantata B za slučaj djelovanja tlaka na površinu konkavne plohe.



a) 4637 konačnih elemenata



b) 28174 konačnih elemenata



c) 107981 konačnih elemenata

Slika 48. Raspodjela pomaka implantata B u mm - Proračunski model 2

Tablicom 9. objedinili su se rezultati dobiveni numeričkom analizom za oba modela implantata i oba proračunska modela. U obzir su uzete vrijednosti naprezanja i pomaka za slučaj diskretizacije modela najgušćom mrežom. Usporedba geometrijski različitih implantata provedena je na temelju činjenice, da su oba modela za svaki proračunski model pojedinačno podvrgnuta jednakom opterećenju i jednakim rubnim uvjetima.

Tablica 9. Usporedba rezultata analize

		Maksimalna naprezanja / $\frac{N}{mm^2}$	Pomaci / mm
Implantat A	Proračunski model 1	70,3	14,27
	Proračunski model 2	31,5	2,587
Implantat B	Proračunski model 1	39,5	11,48
	Proračunski model 2	15,8	1,244

U svim provedenim statičkim analizama za oba implantata, naprezanja dana u tablici, kao što je prethodno u radu naznačeno, očitana su na mjestima dovoljno daleko od mjesta nastanka koncentriranih naprezanja. S obzirom na rezultate analize inicijacije olabavljena spoja koštanog tkiva i modela glenoida uslijed djelovanja opterećenja iznosa 625 N prije bi se javile kod modela implantata A. Također, kao bolji proračunski model pokazao se proračunski model 2 u kojemu je sila raspodijeljena po dijelu konkavne površine implantata, kao što bi se u stvarnosti humeralna glava naslonila na glenoid. S obzirom na geometriju izrađenih modela iz rezultata se zaključuje da grebenasti cementirani model implantata B postiže manje iznose naprezanja i pomake. Manji iznosi naprezanja i pomaka osiguravaju dugotrajnost cijele endoproteze, te smanjuju mogućnost popuštanja glenoidne komponente koja je jedna je od najčešćih indikacija postoperativne boli i ograničenja funkcije zgloba ramena.

6. ZAKLJUČAK

Glenohumeralni osteoartritis najčešći je indikator ugradnje potpune proteze ramenog zgloba. Jedno od najčešćih problema koje se javlja prilikom ugradnje endoproteze ramena je popuštanje i deformacija glenoidne komponente koja se ugrađuje u skapularnu šupljinu. Uslijed različitih opterećenja koja djeluju u smjeru humeralne komponente na glenoid prilikom velikog opsega pokreta dolazi do zamora materijala i deformacija ugrađenih implantata. Provedenom numeričkom analizom za slučaj opterećenja implantata A i B uspoređena su maksimalna naprezanja i pomaci koji se javljaju u pojedinim glenoidnim komponentama. Iznos opterećenja kojima su bili podvrgnuti oba modela implantata jednak je djelovanju humerusa na glenoid u položaju nadlaktične kosti pod kutem od 90° u skapularnoj ravnini. U ovom radu nakon provedbe i rezultata numeričke analize utvrđeno je da se primjenom standardnih glenoidnih implantata kao što je implantat A javljaju veći iznosi naprezanja. Uslijed većih naprezanja koja djeluju na površinu kortikalne kosti dolazi do većih oštećenja implantata. Ukoliko dođe do popuštanja ili oštećenja implantata indirektno se produljuje i vijek zacjeljivanja kosti nakon operativnog zahvata i usporava vrijeme oporavka. Također, možemo zaključiti da dizajn i površina grebena utječe i na vijek trajanja same endoproteze. Iz rezultata numeričkih analiza korištenjem metode konačnih elemenata zaključili smo da model implantata B postiže bolju fiksaciju i manje vrijednosti naprezanja i pomaka, pa u ovom slučaju prednost za ugradnju glenoidnih implantata unutar glenoidne šupljine prilikom potpune proteze ramena upućuje na ugradnju modela B s oblom konstrukcijom središnjih grebena. Pri tome, treba imati na umu da se numerički rezultati dobiveni u radu trebaju uzeti sa rezervom s obzirom da su modeli na kojima je provedena statička analiza teoretski. Također za postizanje boljih rezultata studije, rezultate bi bilo potrebno potvrditi in vitro validacijom. Primjenom inovativnog računalnog modeliranja i mogućnostima integracije fizioloških opterećenja u skladu s različitim kliničkim ishodima u budućnosti zasigurno će dovesti do optimalnijih dizajna i modela implantata glenoida, te možda i u potpunosti ukloniti mogućnost razaranja navedenih implantata unutar kosti.

LITERATURA

- [1] <http://www.oneillssportstherapy.co.uk/?p=2356> [Online]; dostupno: 7.1.2021.
- [2] Anatomy and Human Movement, Palastanga N., Soames R., https://www.academia.edu/43020803/Anatomy_and_Human_Movement, [Online]; 7.1.2021.
- [3] Towards a combined statistical shape and musculoskeletal modeling framework for pediatric shoulder joint, Salhi A., <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-02414431/document> [Online]; 18.1.2021.
- [4] Fundamentals of the Biomechanical Characteristics Related to the Loading of Reverse Total Shoulder Arthroplasty Implants and the Development of a Wear Simulation Strategy, Gordon D., Langohr G., <https://core.ac.uk/download/pdf/61680895.pdf> [Online]; 18.1.2021.
- [5] <https://clevelandshoulder.com/total-shoulder-outcomes/> [Online]; 19.1.2021.
- [6] Total Shoulder Replacement Arthroplasty for Shoulder Arthritis <https://orthop.washington.edu/MatsenTSA.pdf> [Online]; 10.2.2021.
- [7] The glenoid in shoulder arthroplasty, Strauss E., Roche C., Flurin P., Wright T., Zuckerman J., <https://studylib.net/doc/8862943/the-glenoid-in-shoulder-arthroplasty> [Online]; 9.2.2021.
- [8] Biomechanical Response of Glenoid Prostheses During the Use of Mobility Aids - A Finite Element Analysis, Kroenung P., <https://our.oakland.edu/bitstream/handle/10323/4548/FINAL%20THESIS%2002%3A15%3A17.pdf?sequence=1&isAllowed=y> [Online]; 2.2.2021.
- [9] ABAQUS, Abaqus Software: Version 6.13. 2013, Dassault Systemes: 3DS Paris Campus, 10 rue Marcel Dassault, 78140 Vélizy-Villacoublay, France
- [10] Posterior augmented glenoid implants require less bone removal and generate lower stresses: a finite element analysis, Allred J., Flores-Hernandez C., Hoenecke Jr. H., D'Lima
- [11] Zienkiewicz, O.C. and Taylor, R.L., *The finite element method*. McGraw-Hill Book Company, 1989
- [12] Pustaić, P.; Tonković, Z.; Wolf, H.: *Mehanika deformabilnih tijela*, FSB, Zagreb 2014.
- [13] Alfirević, I.: *Nauka o čvrstoći I*, Tehnička knjiga, Zagreb, 1995.
- [14] Sorić, J., *Metoda konačnih elemenata*, Golden marketing, Zagreb, 2004.

PRILOZI

- I. CD - R disc