

Utjecaj anteverzije femoralne komponente endoproteze kuka na primarnu stabilnost i periprostetički prijelom

Alerić, Andrija

Master's thesis / Diplomski rad

2019

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:235:938605>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2025-01-05**

Repository / Repozitorij:

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



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Andrija Alerić

Zagreb, 2019.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Mentori:

Prof. dr. sc. Janoš Kodvanj
Doc. prim. dr. sc. Srećko Sabalić

Student:

Andrija Alerić

Zagreb, 2019.

Izjavljujem da sam ovaj rad izradio samostalno koristeći znanja stečena tijekom studija i navedenu literaturu. Istraživanja provedena u okviru ovog rada su preliminarna i sastavni su dio doktorskog rada Tomislava Čengića, dr. med.

Zahvaljujem se prvenstveno mentorima Janošu Kodvanju prof. dr. sc. i Srećku Sabaliću doc. prim. dr. sc. na ukazanom povjerenju, strpljenju, uloženom vremenu i velikoj pomoći pri izradi ovog rada.

Nadalje, zahvaljujem se Tomislavu Čengiću dr. med. na pomoći pri izradi ispitnih modela, te cjelokupnoj pomoći pri izradi ovog rada korisnim savjetima i uložnim vremenom.

Zahvaljujem Petri Adamović mag. ing. mech. i Andriji Zaplatiću mag. ing. mech. te tehničkom suradniku Gordanu Plačku na pomoći pri izradi modela i provedbi ispitivanja.

Zahvaljujem se roditeljima i cjelokupnoj obitelji na pruženoj podršci i pomoći tijekom cijelog studija.

Andrija Alerić



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE



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

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

DIPLOMSKI ZADATAK

Student: **Andrija Alerić** Mat. br.: 0035196729

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Utjecaj anteverzije femoralne komponente endoproteze kuka na primarnu stabilnost i periprostetički prijelom**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Influence of stem anteversion on primary stability and periprosthetic fracture in total hip arthroplasty**

Opis zadatka:

Oštećenje zgloba kuka znatno smanjuje pokretljivost bolesnika. Ugradnja potpune endoproteze zgloba kuka podrazumijeva pravilnu orijentaciju acetabularne i femoralne komponente s kutom anteverzije od 25°-40° što osigurava funkcionalnost zgloba i poboljšava kvalitetu života bolesnika. Pri ugradnji endoproteze, zbog intraoperativno determiniranih razloga, često nije moguće postaviti acetabularnu komponentu u idealan stupanj anteverzije, što se kompenzira povećanom anteverzijom femoralne komponente.

U radu je potrebno ispitati primarnu stabilnost femoralne komponente s obzirom na stupanj anteverzije. Eksperimentalna ispitivanja provesti s modelima desnog femura, a kao femoralnu komponentu koristiti Zweymüller endoprotezu sa standardnim otklonom vrata izrađenu od legure titana. Modele kostiju s implantiranom endoprotezom ispitati pri statičkom aksijalnom tlačnom opterećenju. Za različite kutove anteverzije odrediti opterećenja koja dovode do periprostetičkog prijeloma.

Tijekom rada potrebno je

1. Upoznati se s radom statičke kidalice i optičkog mjernog sustava Aramis.
2. Za tri skupine modele s implantiranom endoprotezom pod kutom anteverzije 0°-4°, 13°-17° i 26°-30° odrediti iznose statičkog aksijalnog tlačnog opterećenja koja dovode do periprostetičkog prijeloma. Pomake tijekom ispitivanja mjeriti optičkim mjernim sustavom Aramis.
3. Za iste skupine modela kao pri eksperimentalnom statičkom ispitivanju, računalnim simulacijama metodom konačnih elemenata odrediti pomake i naprezanja u sklopu kost-implantat pri aksijalnom tlačnom opterećenju. Kost modelirati kao izotropno homogeno tijelo.

U radu navesti korištenu literaturu i eventualno dobivenu pomoć.

Zadatak zadan:

26. rujna 2019.


Datum predaje rada:

28. studenoga 2019.

Predviđeni datum obrane:

2. – 6. prosinca 2019.

Zadatak zadao:

Prof. dr. sc. Janoš Kodvanj 

Doc. prim. dr. sc. Srećko Sabalić 

Predsjednica Povjerenstva:


 Prof. dr. sc. Tanja Jurčević Lulić

SADRŽAJ

SADRŽAJ	II
POPIS SLIKA	III
POPIS TABLICA.....	V
POPIS OZNAKA	VI
SAŽETAK.....	VII
SUMMARY	VIII
1. UVOD.....	1
2. ZGLOB KUKA	3
2.1. Femur	4
3. ENDOPROTEZA ZGLOBA KUKA	7
3.1. Vrste endoproteza	8
3.2. Ugradnja endoproteze zgloba kuka.....	8
3.3. Periprostetički prijelom.....	10
4. MATERIJALI I METODE.....	12
4.1. Eksperimentalno ispitivanje	12
4.1.1. Korelacija digitalne slike	12
4.1.2. Priprema ispitnih uzoraka	14
4.1.3. Provedba eksperimenta	18
4.2. Numeričko ispitivanje računalnim simulacijama.....	20
4.2.1. Izrada CAD modela femura	20
4.2.2. Pozicioniranje endoproteze	22
4.2.3. Definiranje numeričkog modela.....	25
5. REZULTATI I DISKUSIJA.....	31
5.1. Rezultati eksperimentalnog ispitivanja	31
5.2. Rezultati računalnih simulacija.....	36
6. ZAKLJUČAK.....	44
LITERATURA.....	46
PRILOZI.....	48

POPIS SLIKA

Slika 1. Zglob kuka [1].....	3
Slika 2. Femur [2].....	4
Slika 3. Makroskopska građa femura [3]	5
Slika 4. CCD kut [2].....	5
Slika 5. Kut anteverzije femura [2]	6
Slika 6. Endoproteza zgloba kuka [5]	7
Slika 7. Linija osteotomije vrata femura [6]	8
Slika 8. Utor u području vrata [6]	9
Slika 9. Priprema medularnog kanala [6].....	9
Slika 10. Ugradnja trupa endoproteze [6]	10
Slika 11. Postavljanje glave endoproteze [6]	10
Slika 12. Podjela periprostetičkih prijeloma prema Vancouveru [7].....	11
Slika 13. Karakteristični stohastički uzorak [9]	13
Slika 14. Faseta i mjerna točka [9].....	13
Slika 15. Postav kamera za Stereo DIC metodu [9].....	13
Slika 16. Mjerni sustav <i>Aramis</i> [10].....	14
Slika 17. Osteotomija vrata na modelu umjetnog femura	14
Slika 18. Trup endoproteze tipa „Zweymüller“ veličine 4.....	15
Slika 19. Rendgenska snimka modela.....	15
Slika 20. Kutovi anteverzije po ispitnim skupinama.....	15
Slika 21. Položaj femura u frontalnoj ravnini	16
Slika 22. Položaj femura u sagitalnoj ravnini	16
Slika 23. Ravnina zalijeivanja ispitnog modela	17
Slika 24. Pozicioniranje trupa endoproteze u modelu.....	17
Slika 25. Stohastički uzorak na ispitnom modelu	18
Slika 26. Eksperimentalni postav	19
Slika 27. Snimanje modela umjetne kosti CT uređajem	20
Slika 28. Rekonstrukcija geometrije femura u programskom paketu <i>Mimics</i>	21
Slika 29. CAD modeli umjetnog femura: a) kortikalna kost i b) spongiozna kost	21
Slika 30. Definiranje osi vrata femura [12].....	22
Slika 31. Definiranje pravca u frontalnoj ravnini [12]	22
Slika 32. Kut anteverzije na modelu umjetnog femura.....	23
Slika 33. Točka na sredini lateralne strane femura	23
Slika 34. Ravnine definirane s obzirom na kutove anteverzije	23
Slika 35. Pozicioniranje glave endoproteze	24
Slika 36. Modeli s implantiranom endoprotezom: a) model TCA, b) model TCB i c) model TCC	24
Slika 37. Računalni model TCB.....	25
Slika 38. Rubni uvjeti i opterećenje	26
Slika 39. Veze između dodirnih površina kod računalnih modela.....	27
Slika 40. Tetraedarski element drugog reda [17]	28
Slika 41. Rubni uvjeti modela za analizu konvergenciju	28
Slika 42. Dijagram konvergencije za pomake.....	29
Slika 43. Dijagram konvergencije za von Mises naprezanja	29
Slika 44. Mreža konačnih elemenata modela TCA: a) trupa endoproteze, b) kortikalne i c) spongiozne kosti	30

Slika 45. Dijagram sila-pomak za uzorke TCA	31
Slika 46. Dijagram sila-pomak za uzorke TCB.....	32
Slika 47. Dijagram sila-pomak za uzorke TCC.....	32
Slika 48. Dijagram sila-pomak za sve ispitane uzorke.....	33
Slika 49. Sučelje mjernog sustava <i>Aramis</i>	34
Slika 50. Karakteristična odabrana točka za usporedbu pomaka na ispitnim uzorcima: a) TCA St2, b) TCB St3 i c) TCC St1	34
Slika 51. Apsolutni pomaci karakteristične točke tijekom ispitivanja snimljeni <i>Aramisom</i>	35
Slika 52. Periprostetički prijelom tipa B1	35
Slika 53. Periprostetički prijelom tipa B2	35
Slika 54. Apsolutni pomak odabrane točke modela TCA	37
Slika 55. Apsolutni pomak odabrane točke modela TCB	37
Slika 56. Apsolutni pomak odabrane točke modela TCC	38
Slika 57. Raspodjela apsolutnih pomaka za model TCA	39
Slika 58. Raspodjela apsolutnih pomaka za model TCB	40
Slika 59. Raspodjela apsolutnih pomaka za model TCC	40
Slika 60. Maksimalni pomaci kod skupine TCA: a) model 1 i b) model 2.....	41
Slika 61. Kontaktna naprezanja na modelu TCA (model 1)	42
Slika 62. Naprezanja na modelu TCA.....	43
Slika 63. Naprezanja na modelu TCB	43
Slika 64. Naprezanja na modelu TCC.....	43

POPIS TABLICA

Tablica 1. Podjela periprostetičkih prijeloma prema Vancouveru	11
Tablica 2. Skupine ispitnih uzoraka	12
Tablica 3. Parametri optičkog mjernog sustava <i>Aramis</i>	19
Tablica 4. Mehanička svojstva materijala	26
Tablica 5. Broj konačnih elemenata kod pojedinih modela	30
Tablica 6. Vrijednosti sila i pomaka pri kojima dolazi do periprostetičkog loma	31
Tablica 7. Podjela tipa nastalih prijeloma prema Vancouveru	36
Tablica 8. Vrijednosti pomaka odabrane točke modela TCA	37
Tablica 9. Vrijednosti pomaka odabrane točke modela TCB	38
Tablica 10. Vrijednosti pomaka odabrane točke modela TCC	38

POPIS OZNAKA

Oznaka	Jedinica	Opis
E	MPa	Modul elastičnosti
ν		Poissonov omjer
F_a	N	Aksijalna sila
w	mm	Aksijalni pomak
σ_{ekv}	MPa	Von Mises naprezanje
U	mm	Apsolutni pomak

SAŽETAK

Produljenje životnog vijeka, ali i drugi faktori doprinose sve češćoj pojavi oštećenja zgloba kuka koje za posljedicu ima smanjenje pokretljivosti bolesnika. Ugradnja endoproteze zgloba kuka je kliničko rješenje za vraćanje funkcionalnosti zgloba i poboljšanje kvalitete života bolesnika. Ugradnja endoproteze podrazumijeva pravilnu orijentaciju acetabularne i femoralne komponente s ukupnim kutom anteverzije 25° - 40° .

U radu je ispitana primarna stabilnost femoralne komponente s obzirom na kut anteverzije. U eksperimentalnom dijelu ispitivanja određeni su iznosi statičkog aksijalnog tlačnog opterećenja koja dovode do periprostetičkog prijeloma za tri skupine modela s endoprotezom implantiranom pod kutom anteverzije 0° - 4° , 13° - 17° , 26° - 30° . Pomaci su tijekom ispitivanja mjereni optičkim mjernim sustavom *Aramis*. Za iste skupine modela provedene su računalne simulacije metodom konačnih elemenata.

Rezultati dobiveni eksperimentalnim i numeričkim ispitivanjem ukazuju na trend povećanja iznosa sile pri kojoj dolazi do loma uzorka s povećanjem kuta anteverzije. Iz rezultata računalnih simulacija vidljiv je značajan utjecaj manje vrijednosti kuta anteverzije na povećanje vrijednosti apsolutnog pomaka. Najveća kontaktna naprezanja između trupa endoproteze i kosti pojavljuju se na distalnom kraju trupa što potvrđuju mjesta lomova uzoraka kod eksperimentalnog ispitivanja.

Ključne riječi: kut anteverzije, periprostetički prijelom, femur, aksijalno tlačno opterećenje

SUMMARY

The increasing lifetime expectancy, in combination with some other factors, causes hip diseases which result in lesser mobility and hip pain. Hip endoprosthesis is a clinical solution for regaining hip mobility and increasing the quality of life. Hip endoprosthesis implantation implies appropriate orientation of acetabular and femoral component with the total anteversion angle of 25°-40°.

In this paper the primary stability of femoral component, in regard to the anteversion angle, was tested. Axial static compression loads leading to periprosthetic fractures were determined in the experimental part of the testing. The test was run for the three sets of models in which endoprosthesis were placed with anteversion angles of 0°-4°, 13°-17°, 26°-30°. During the test the displacements were measured using the optical measuring system *Aramis*. Computer simulation using Finite Element Method was run for the same sets of models.

The results of the experimental and numerical tests indicate that the load value at which periprosthetic fracture of the sample occurs when the anteversion angle is increased tend to raise. The results of the computer simulations show the significant influence that lower degrees of anteversion have on total displacement value. Maximum contact stress between the endoprosthesis stem and the femur bone occurs at the distal part of the stem which correlates with the location of fractures determined in the experimental test.

Key words: anteversion angle, periprosthetic fracture, femur, axial compression load

1. UVOD

Produljenje životnog vijeka, ali i drugi faktori kao što su nepravilna ishrana, ubrzan način života, povećana tjelesna težina kao i smanjena fizička aktivnost uvelike doprinose sve češćoj pojavi degenerativnih bolesti zgloba kuka. Artroza kuka uzrokuje smanjenu pokretljivost zgloba uz bol koja onemogućava čovjeka u izvršavanju svakodnevnih aktivnosti. Uz jačanje boli instinktivna reakcija ljudskog organizma je da štedi oštećeni zglob što može uzrokovati biomehaničke poremećaje koljena, zdjelice i kralježnice. To sve dovodi do daljnjeg razvoja artroze i intenziviranja boli uz izrazito lošu pokretljivost zgloba te na kraju do stadija u kojem je neizbježna ugradnja umjetnog kuka.

Operacija ugradnje endoproteze zgloba kuka proglašena je operacijskim zahvatom stoljeća. Šezdesetih godina prošlog stoljeća ugradnja endoproteze bila je rezervirana za stariju populaciju, u slučajevima kada nije bilo druge alternative za liječenje artroze ili prijeloma vrata femura. Razvojem tehnologije i uvođenjem novih materijala ugradnja endoproteze postaje rutinski i najčešći endoprotetski zahvat. Danas se i mlađim pacijentima ugrađuje endoproteza kuka, ne samo kako bi se otklonila bol nego i vratila pokretljivost zgloba i omogućilo izvršavanje fizički zahtjevnih aktivnosti.

Sama ugradnja endoproteze zgloba kuka podrazumijeva pravilnu orijentaciju acetabularne i femoralne komponente s ukupnim kutom anteverzije 25° - 40° . Zbog intraoperativno determiniranih razloga često nije moguće postaviti acetabularnu komponentu pod idealnim kutom anteverzije, što se kompenzira povećanim kutom anteverzije femoralne komponente.

U Laboratoriju za eksperimentalnu mehaniku Fakulteta strojarstva i brodogradnje ispitana je stabilnost femoralne komponente endoproteze tipa Zweymüller s obzirom na kut anteverzije pod kojim je ugrađena u umjetnu kost. Modeli su podijeljeni u tri skupine ovisno o kutu anteverzije (13° - 17° , 0° - 4° , 26° - 30°). Radi jednostavnosti prihvata tijekom ispitivanja, modeli su zaliveni u medij za učvršćivanje u položaju koji odgovara položaju zgloba u ljudskom organizmu. Modeli su opterećeni aksijalnom tlačnom silom na statičkoj kidalici do loma. Tijekom ispitivanja, metodom korelacije digitalne slike, snimana je raspodjela pomaka ispitnih modela. Po završetku ispitivanja izrađeni su numerički modeli te su na njima provedene računalne simulacije metodom konačnih elemenata kako bi se dobio bolji uvid u raspodjelu pomaka i njihovih razlika između ispitnih skupina.

U drugom poglavlju opisana je građa zgloba kuka. Vrste endoproteze zgloba kuka i ugradnja opisani su u trećem poglavlju. U četvrtom poglavlju prikazani su materijali i metode korišteni u provođenju eksperimentalnog i numeričkog ispitivanja. Rezultati eksperimentalnog kao i numeričkog dijela ispitivanja prikazani su u petom poglavlju. Na temelju dobivenih rezultata eksperimentalnog i numeričkog ispitivanja u šestom poglavlju iznesen je zaključak.

2. ZGLOB KUKA

Zglob kuka najveći je zglob u ljudskom tijelu. To je zdjelčasti zglob u kojem konveksno zglobno tijelo tvori glava femura (bedrene kosti), a konkavno zglobno tijelo acetabulum (čašica zdjelične kosti). Acetabulum je dodatno produbljen rubnom hrskavicom. Zglobna čahura veže se oko rubne hrskavice, a na glavi bedrene kosti zglobna se čahura kružno veže na gotovo jednakoj udaljenosti od hrskavičnoga ruba i tako osigurava njezino zadržavanje unutar zglobne šupljine [Slika 1] [1].

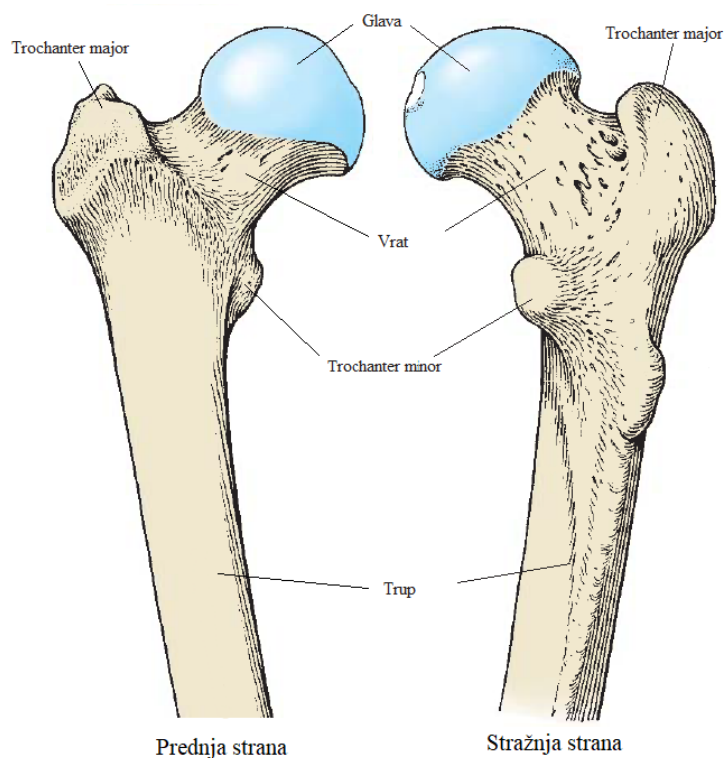


Slika 1. Zglob kuka [1]

U zdjelčastom zglobu su prema mehanici moguće sve kretnje kao i u kuglastom zglobu ali je njihov opseg znatno ograničen. Opseg kretnji smanjuju čvrsta zglobna čahura i duboko konkavno zglobno tijelo. Površine acetabuluma i glave femura prekrivene su zglobnom hrskavicom koja uz prisustvo zglobne tekućine omogućuje glatke pokrete u zglobu [2].

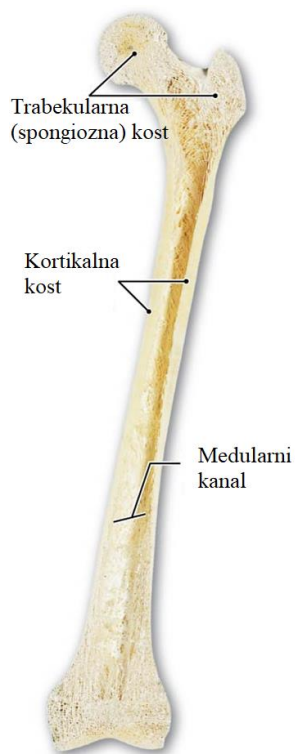
2.1. Femur

Bedrena kost, femur, najveća je cjevasta kost u tijelu, nalazi se između zgloba kuka i zgloba koljena. Sastoji se od trupa (corpus femoris), vrata (collum femoris) i glave (caput femoris) [Slika 2].



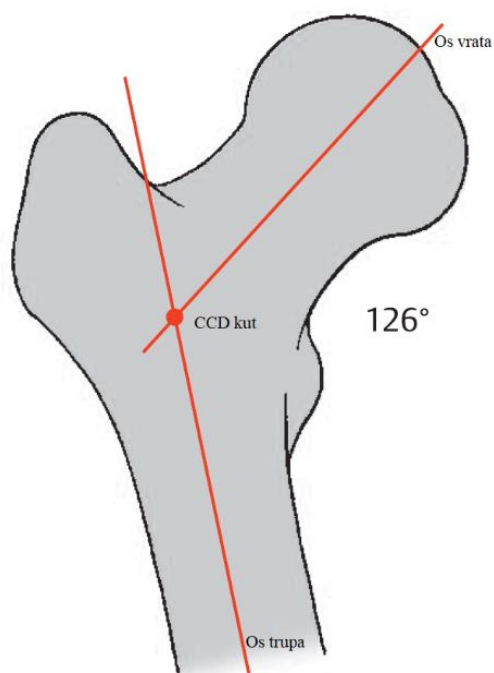
Slika 2. Femur [2]

Na prijelaznom području između glave i vrata femura nalaze se koštane izbočine, veliki i mali trohanter, koje služe kao hvatišta mišićima. Veliki trohanter (Trochanter major) je četvrtastog oblika i to je najizbočeniji dio bedrene kosti. Najviša točka velikog trohantera nalazi se u ravnini sa središtem glave femura. Mali trohanter (Trochanter minor) je konusni produžetak donjeg dijela vrata femura. Dva trohantera povezana su intertrohanternim grebenom na stražnjoj strani i intertrohanternom linijom na prednjoj strani femura [2]. Na makroskopskoj razini femur je građen od kortikalnog i trabekularnog (spužvastog) koštanog tkiva [Slika 3]. Kortikalna kost gusta je i kompaktna koštana tvar koja izgrađuje površinski sloj kostiju i u cijelosti trup dugih kostiju. Trabekularna ili spongiozna kost sastoji se od međusobno povezanih gredica koštanog tkiva, između kojih je koštana srž. Zbog takve strukture spongiozna kost ima relativno visoku čvrstoću s obzirom na malu gustoću. Spongiozna kost izgrađuje kratke kosti te okrajke dugih kostiju [3].



Slika 3. Makroskopska građa femura [3]

Femur se u dijagnostici prikazuje u frontalnoj i horizontalnoj ravnini. U frontalnoj ravnini mjeri se kut između osi vrata i trupa (dijafize) femura koji se zove kolo-dijafizarni kut ili CCD kut [Slika 4] [2].

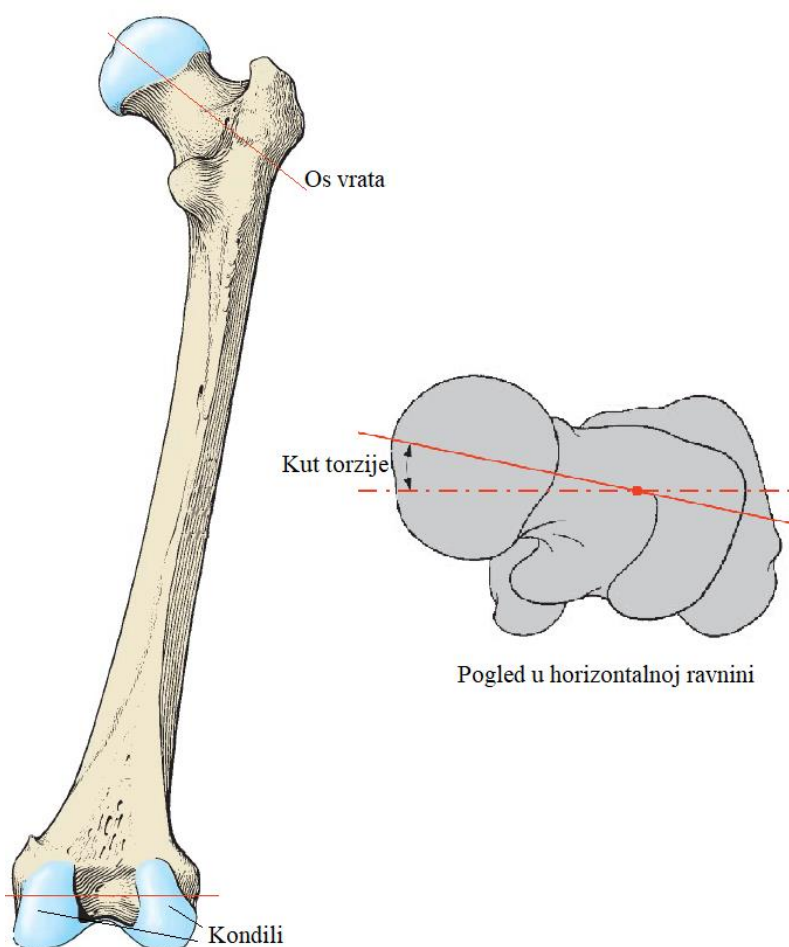


Slika 4. CCD kut [2]

CCD kut utječe na položaj trupa bedrene kosti ovisno o smjeru opterećenja. Smjer opterećenja zdrave noge prolazi od sredine glave bedrene kosti do sredine petne kosti. Ovisno o dobi čovjeka CCD kut se mijenja, tako kod novorođenčeta iznosi oko 150° , trogodišnjeg djeteta 145° , a kod odraslog čovjeka u prosjeku 126° [Slika 4]. Patološke promjene CCD kuta odražavaju se i na zglob koljena i uzrokuju nepravilan položaj nogu [2].

U horizontalnoj ravnini mjeri se kut anteverzije vrata femura, to je kut kojeg zatvaraju os vrata femura i pravac koji prolazi poprijeko kroz kondile femura [Slika 5], kreće se u rasponu od 4° do 20° . Kut anteverzije ili kut torzije omogućuje prijenos pokreta fleksije (uz rotaciju zdjelice) u kretanju torzije u zglobu kuka.

Neprirodne vrijednosti kuta anteverzije mogu uzrokovati nepravilne položaje nogu. Ako je kut veći od prirodnog noge su okrenute prema unutra, a ako je kut manji noge su okrenute prema van, istodobno je ograničen opseg pokreta [2].

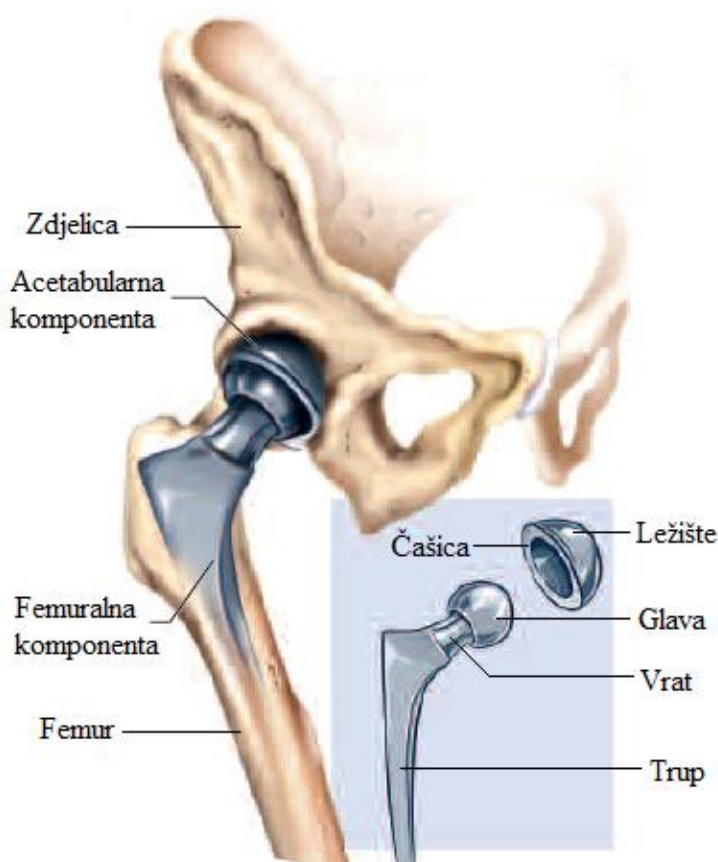


Slika 5. Kut anteverzije femura [2]

3. ENDOPROTEZA ZGLOBA KUKA

Ideju o endoprotezi zgloba kuka revolucionarizirao je britanski ortoped John Charnley uvođenjem novih materijala niskog faktora trenja, akrilnog koštanog cementa za fiksaciju implantata u kosti te razvojem polietilenske čašice. Šezdesetih godina prošlog stoljeća ugradnja endoproteze zgloba kuka bila je namijenjena liječenju starijih pacijenata koji boluju od artritisa ili liječenju prijeloma vrata bedrene kosti. Razvojem tehnologije i implementacijom novih materijala ugradnja potpune endoproteze kuka postala je rutinski i najčešći endoprotetski zahvat. Danas se i na mlađim pacijentima provodi operacija zamjene zgloba kuka, ne samo kako bi se otklonila bol, nego kako bi im se popravila kvaliteta života i omogućilo nesmetano izvršavanje fizički zahtjevnih aktivnosti. Minimalno invazivna operacija smanjuje oštećenje mekih tkiva i olakšava ubrzani oporavak i rehabilitaciju [4].

Endoproteze se dijele na dvije glavne komponente, acetabularnu i femoralnu. Acetabularna se sastoji od ležišta i čašice, a femoralna od trupa, vrata i glave [Slika 6] [5].



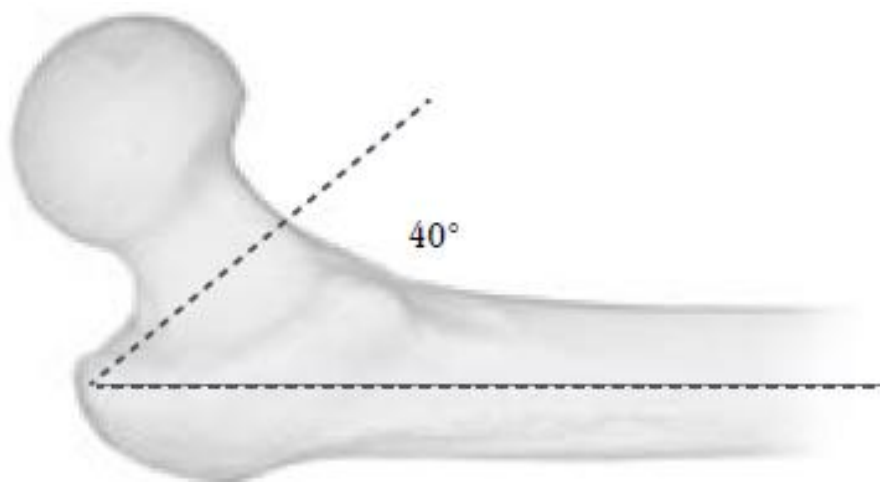
Slika 6. Endoproteza zgloba kuka [5]

3.1. Vrste endoproteza

Prilikom izbora vrste endoproteze potreban je individualan pristup pacijentu i u obzir se uzimaju dob, stupanj oštećenja zgloba i očekivana tjelesna aktivnost nakon operacije. Endoproteze se dijele na djelomične i potpune. Potpuna endoproteza sadrži obje komponente, acetabularnu i femoralnu, dok djelomična zamjenjuje samo oštećeni dio femura. Prema načinu fiksacije endoproteze kuka dijele se na cementne i bescementne endoproteze. Zbog problema koji su se pojavili u prvoj generaciji cementnih proteza (lokalne upale uzrokovane česticama koštanog cementa) došlo je do razvoja bescementnih endoproteza. Komponente bescementne endoproteze dizajnirane su tako da osiguraju adekvatnu inicijalnu stabilnost i da omogućе koštano urastanje u površinu implantata. Jednom kada je proces urastanja završio, što može potrajati nekoliko mjeseci, femoralna komponenta omogućuje normalan prijenos biomehaničkih sila u zglobu. Provedene su brojne studije koje uspoređuju prednosti i mane načina fiksacije endoproteze. Iako je dokazano da cementne i bescementne proteze mogu osigurati jednako dobru fiksaciju sa zadovoljavajućim dugotrajnim rezultatima, bescementne proteze se danas ugrađuju puno češće na globalnoj razini [4].

3.2. Ugradnja endoproteze zgloba kuka

U prvom koraku se prema rendgenskoj snimci femura i zdjelice određuje odgovarajuća veličina implantata. Sama operacija započinje rezom u predjelu bedra. Glava femura vadi se iz zgloba i rezanjem odvaja od femura. Linija osteotomije je 1-2 cm iznad malog trohantera pod kutem 40° u odnosu na neutralnu os femura [Slika 7] [6].



Slika 7. Linija osteotomije vrata femura [6]

Noga se postavlja u položaj koji kirurgu omogućuje pristup površini reza. Zatim se dlijetom pravokutnog presjeka izrađuje utor u trohanternoj regiji [Slika 8]. Priprema medularnog kanala započinje korištenjem najmanje rašpe u kirurškom setu uz održavanje željenog kuta anteverzije (oko 15°), a završava s rašpom čija veličina odgovara veličini odabranog implantata [Slika 9].

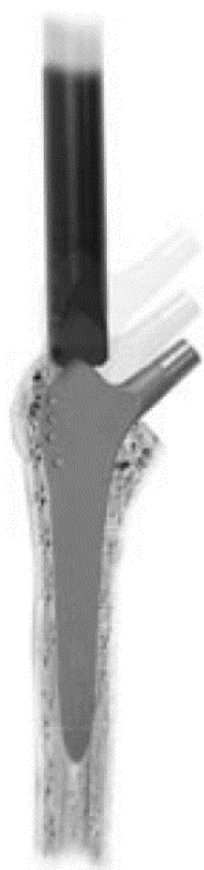


Slika 8. Utor u području vrata [6]



Slika 9. Priprema medularnog kanala [6]

U pripremljeni kanal ugrađuje se trup endoproteze pomoću posebnog alata [Slika 10], kada je trup pozicioniran uklanja se alat za ugradnju i na vrat se postavlja glava [Slika 11]. Na kraju se provjerava nalijeganje glave i acetabuluma i ako je ono zadovoljavajuće rez se zatvara šavovima [6].



Slika 10. Ugradnja trupa endoproteze [6]



Slika 11. Postavljanje glave endoproteze [6]

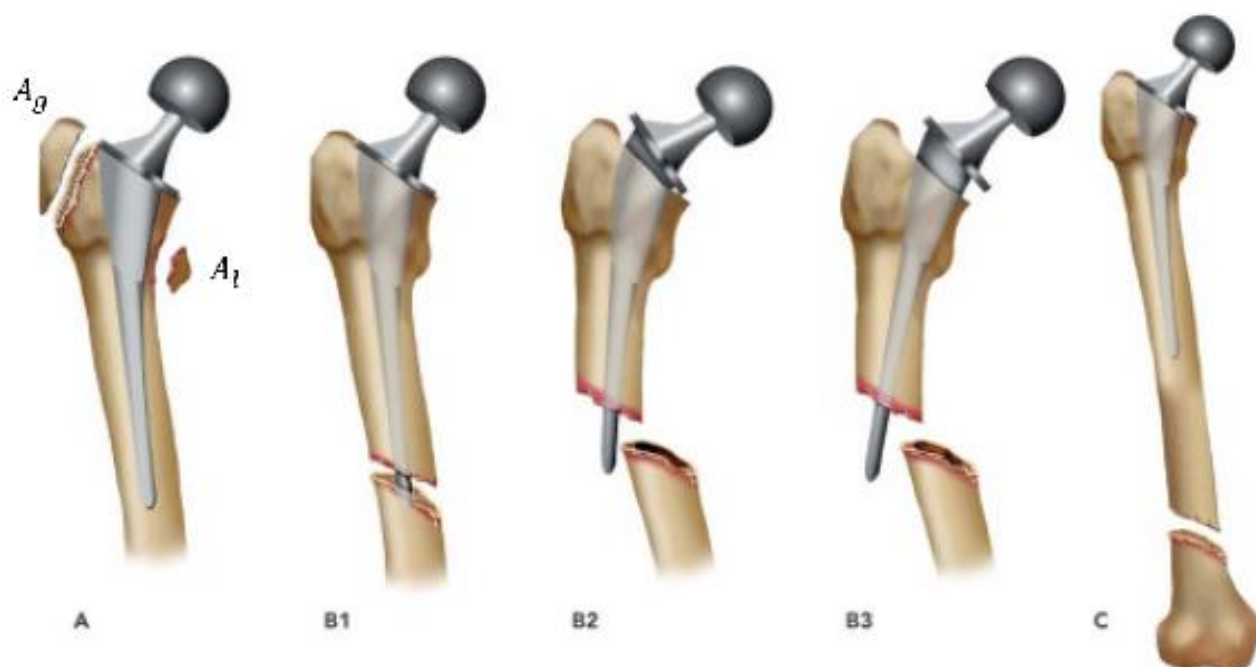
3.3. Periprostetički prijelom

Do većine periprostetičkih prijeloma dolazi oko područja trupa endoproteze. Stupanj prijeloma ovisi o kvaliteti same kosti u koji je ugrađena proteza i sili koja je uzrokovala ozljedu. Nekoliko je faktora koji povećavaju vjerojatnost nastanka periprostetičkog loma, neki od najčešćih su osteoporozna, prekomjerna tjelesna masa i olabavljeni trup endoproteze uzrokovan svakodnevnim aktivnostima.

Prema Vancouverovoj podjeli periprostetički lomovi dijele se u tri skupine prema anatomskim regijama u kojima dolazi do loma: Tip A - prijelom u trohanternoj regiji; Tip B - do prijeloma dolazi u području trupa femura oko vrha ili distalno od vrha trupa endoproteze; Tip C - distalni dio trupa daleko od vrha trupa endoproteze [Tablica 1] [Slika 12] [7].

Tablica 1. Podjela periprostetičkih prijeloma prema Vancouveru

Tip A	Prijelome dijelimo na A_g -prijelom velikog trohantera i A_l -prijelom malog trohantera.
Tip B	Prijelomi se dijele prema stabilnosti implantata i kvalitete okolne kosti. Do B1 tipa prijeloma dolazi kada je implantat stabilan, kod tipa B2 implantat nije stabilan, a kod tipa B3 implantat nije stabilan a okolna kost je oslabljena gubitkom koštane mase.
Tip C	Do prijeloma dolazi distalno od vrha trupa implantata.



Slika 12. Podjela periprostetičkih prijeloma prema Vancouveru [7]

4. MATERIJALI I METODE

4.1. Eksperimentalno ispitivanje

Cilj eksperimentalnog ispitivanja je utvrditi iznose aksijalnog opterećenja pri kojima dolazi do periprostetičkog prijeloma femura ovisno o kutu anteverzije pod kojim je ugrađena femoralna komponenta endoproteze. Femoralna komponenta korištena u istraživanju je Zweymüller endoproteza izrađena od titanske legure proizvođača Lima ltd. (Italija). Kao model kosti u eksperimentu korišten je desni umjetni femur proizvođača Synbone (Švicarska). Ispitni uzorci podijeljeni su u tri skupine ovisno o kutu anteverzije ugrađene endoproteze. Svaka skupina sadrži tri ispitna modela [Tablica 2].

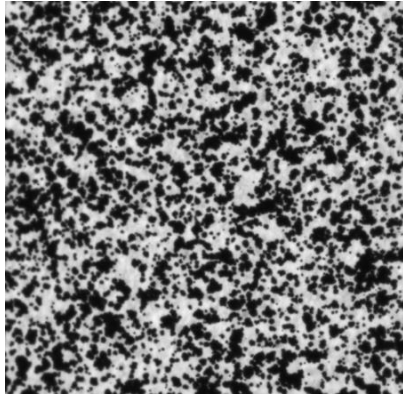
Tablica 2. Skupine ispitnih uzoraka

Ispitna skupina (kut anteverzije trupa endoproteze)	TCA (13°-17°)	TCB (0°-4°)	TCC (26°-30°)
Oznaka modela	TCA-St1	TCB-St1	TCC-St1
	TCA-St2	TCB-St2	TCC-St2
	TCA-St3	TCB-St3	TCC-St3

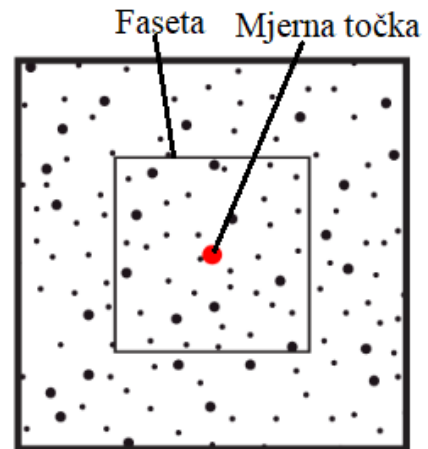
4.1.1. Korelacija digitalne slike

Korelacija digitalne slike (DIC) je optička beskontaktna metoda za mjerenje polja pomaka. DIC metoda radi na principu diskretiziranja slike na manje podskupove piksela, tj. fasete. Ako se na površini promatranog predmeta pojavljuju ponavljajuće strukture poput linija, mreža točaka ili bilo koji ponavljajući uzorak, algoritam ne može diskretizirati model. Navedeni problem rješava se nanošenjem karakterističnog stohastičkog uzorka [Slika 13] na površinu modela [8]. U ovom radu korišten je optički sustav *Aramis* čiji se algoritam temelji na lokalnom pristupu korelacije digitalne slike. Kod lokalnog pristupa u središtu svake fasete nalazi se mjerna točka [Slika 14], uspoređivanjem položaja mjernih točaka s položajem na referentnoj slici (model u nedeformiranom stanju) u različitim stadijima deformacije dobiva se polje pomaka. S obzirom na oblik uzorka koriste se dvodimenzionalna DIC metoda za snimanje dvodimenzionalnih pomaka na ravnim plohama (koristi jednu kameru), te metoda Stereo DIC

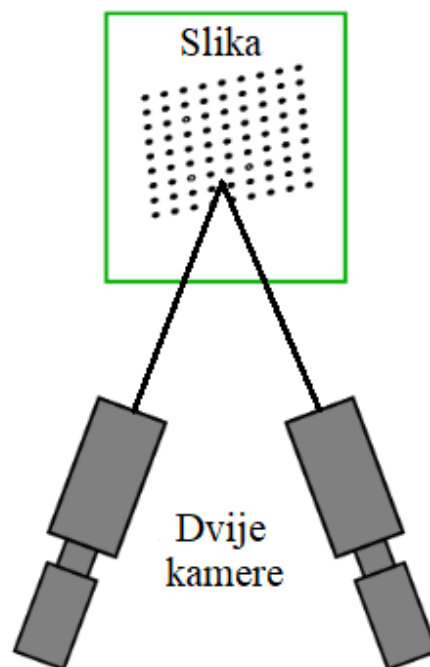
[Slika 15] (koristi dvije kamere) za mjerenje pomaka u prostoru na ravnim i zakrivljenim plohama [9].



Slika 13. Karakteristični stohastički uzorak [9]



Slika 14. Faseta i mjerna točka [9]



Slika 15. Postav kamera za Stereo DIC metodu [9]

Aramis je beskontaktni optički mjerni sustav koji se temelji na lokalnom pristupu korelacije digitalne slike. Koristi se za određivanje polja pomaka i deformacija na mjernom objektu, najčešće se koristi za određivanje parametara materijala, validaciju numeričkih proračuna i

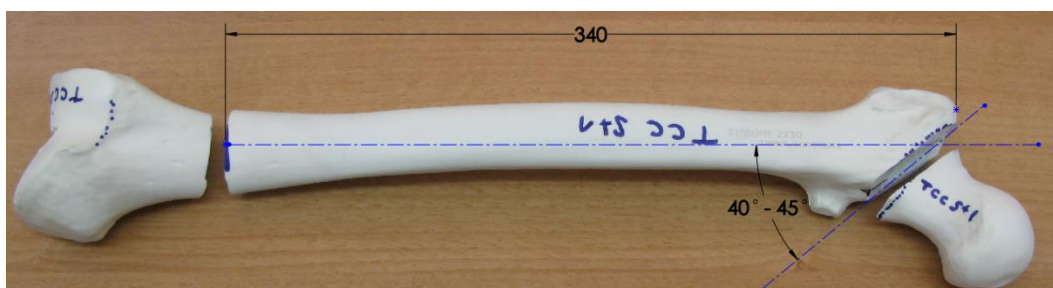
slične primjene. Ako se pri snimanju koristi samo jedna kamera moguće je snimati samo ravninske pomake, u ovom radu korištene su dvije kamere za snimanje prostornih pomaka Stereo DIC metodom. Postav optičkog mjernog sustava prikazan je na Slika 16 [10].



Slika 16. Mjerni sustav *Aramis* [10]

4.1.2. Priprema ispitnih uzoraka

Umjetne kosti korištene u eksperimentu imaju kut anteverzije 15° , prema tom kutu su definirane oznake na modelu kasnije korištene za određivanje kuta anteverzije pri ugradnji endoproteze. U prvom koraku je napravljena osteotomija vrata pod kutom od 45° u odnosu na neutralnu os femura. Nakon toga je napravljen rez na udaljenosti 340 mm [Slika 17] od vrha velikog trohantera radi kasnijeg fiksiranja samog uzorka.

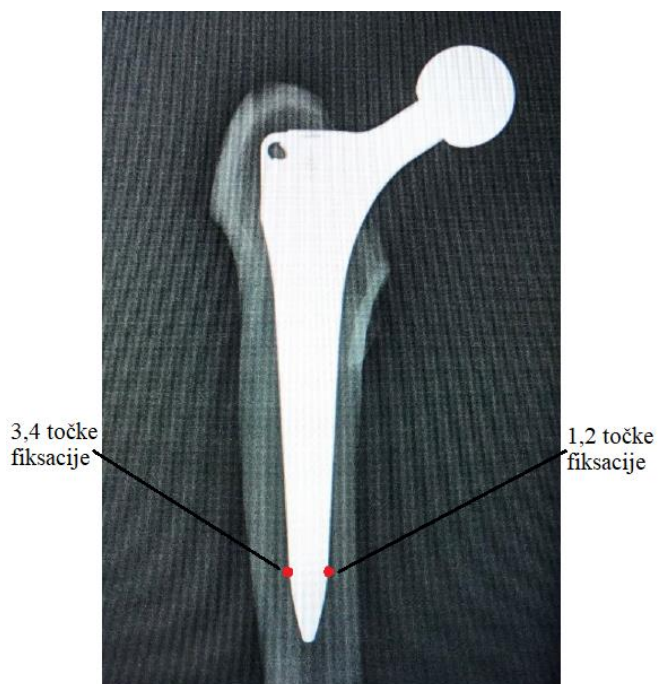


Slika 17. Osteotomija vrata na modelu umjetnog femura

Ispitivanja su provedena s pravokutnom koničnom „press-fit“ femoralnom komponentom endoproteze tipa „Zweymüller“ [Slika 18] koja se fiksira u metafiznoj i dijafiznoj regiji femura u četiri točke. Prema rendgenskoj snimci modela kosti odabrana je veličina 4 endoproteze za ugradnju [Slika 19].

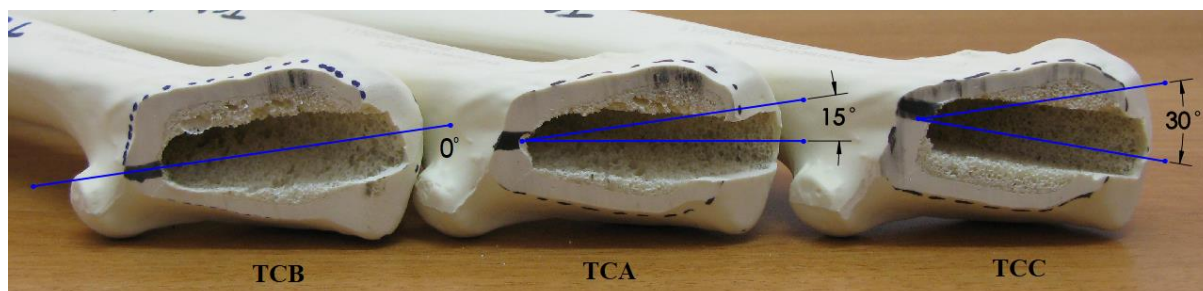


Slika 18. Trup endoproteze tipa „Zweymüller“ veličine 4



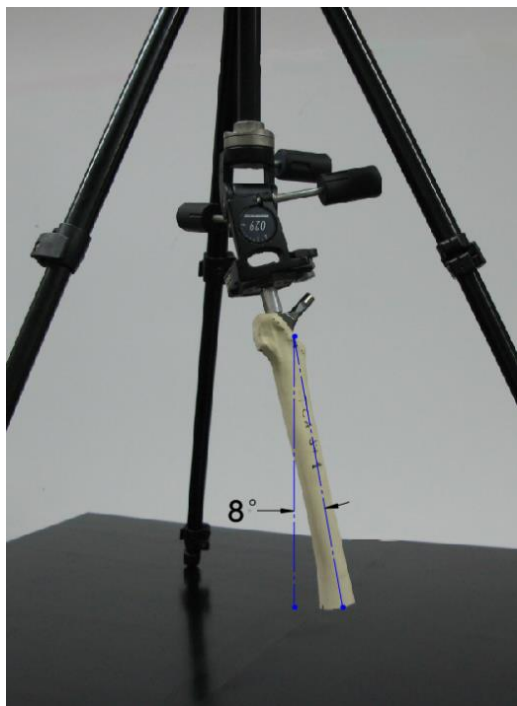
Slika 19. Rendgenska snimka modela

Iskusan kirurg pripremio je kanale za ugradnju endoproteze pod različitim kutovima anteverzije ovisno o skupini kojoj pripada model, prema koracima opisanima u poglavlju 3.2. Modeli s različitim kutovima anteverzije prikazani su na slici 20.

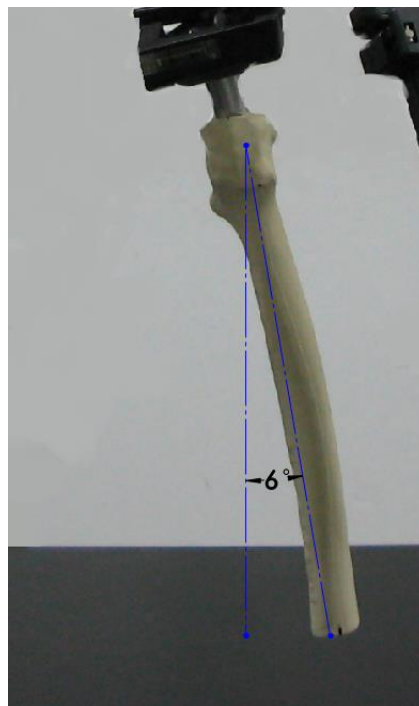


Slika 20. Kutovi anteverzije po ispitnim skupinama

Nakon ugradnje endoproteze u pripremljene kanale potrebno je modele pozicionirati u prostoru kako bi njihov položaj prilikom opterećenja odgovarao stvarnom položaju femura prilikom hoda. U frontalnoj ravnini femur je potrebno postaviti pod kutom od 8° u lateralnom smjeru [Slika 21], a u sagitalnoj ravnini pod kutom od 6° u dorzalnom smjeru kao što je opisano u radu [11] [Slika 22].



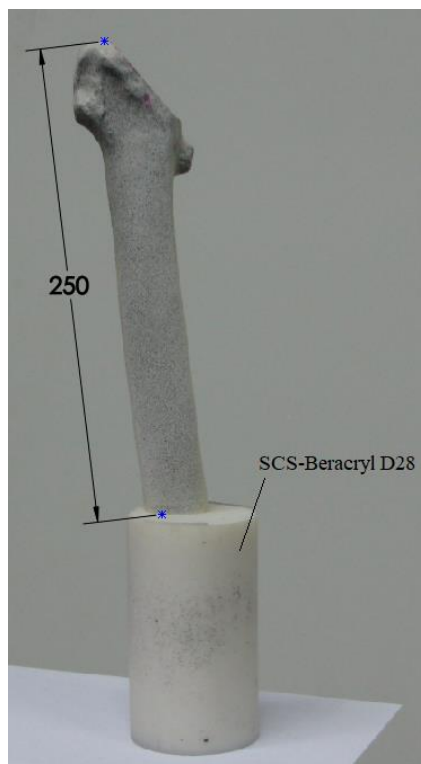
Slika 21. Položaj femura u frontalnoj ravnini



Slika 22. Položaj femura u sagitalnoj ravnini

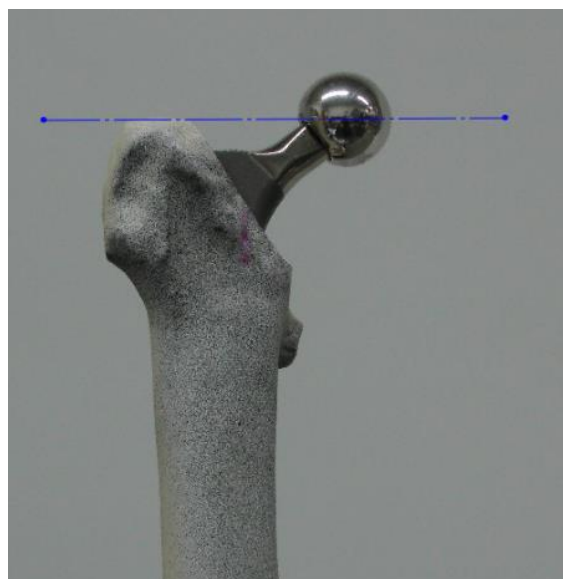
Kada je model pozicioniran, distalni dio femura potrebno je zaliti u medij SCS-Beracryl D28 (Suter Kunststoffe AG, Švicarska) kako bi prihvat samog modela na stolu kicalice tijekom ispitivanja bio što jednostavniji i pouzdaniji. Ravnina do koje je model zaliven u medij za učvršćivanje nalazi se na udaljenosti 250 mm od vrha velikog trohantera [Slika 23].

Udaljenost 250 mm je određena kako bi spoj između medija i femura bio dovoljno čvrst da izdrži naprezanja prilikom ispitivanja, a mjesto uklještenja dovoljno udaljeno od mjesta na kojem se opterećenje prenosi s endoproteze na kost da nema utjecaj na rezultate ispitivanje.



Slika 23. Ravnina zalijevanja ispitnog modela

Trup endoproteze potrebno je pozicionirati tako da središte glave endoproteze bude u ravnini koja prolazi kroz vrh velikog trohantera i paralelna je s gornjom plohom trupa endoproteze [Slika 24].



Slika 24. Pozicioniranje trupa endoproteze u modelu

Na kraju je potrebno na model nanijeti stohastički uzorak bojom prema opisu iz poglavlja 4.1.1, kako bi optičkim mjernim sustavom *Aramis* bilo moguće snimiti prostornu raspodjelu pomaka za vrijeme ispitivanja [Slika 25].



Slika 25. Stohastički uzorak na ispitnom modelu

4.1.3. Provedba eksperimenta

Ispitivanje je provedeno na statičkoj kidalici Beta 50-5 (Messphysik, Austrija). Na stol kidalice postavljena je stezna glava koja model steže u četiri točke i osigurava poziciju modela za vrijeme ispitivanja. Glava endoproteze se opterećuje preko čahure sa sfernom udubinom koja je čvrsto vezana s mehanizmom kidalice. Uzorak je potrebno pozicionirati tako da os opterećenja kidalice prolazi kroz središte glave endoproteze. Nakon pozicioniranja stezna glava se vijcima priteže za stol kidalice. Optički mjerni sustav *Aramis* postavlja se na propisanu udaljenost 480 mm (udaljenost za koju je izvršena kalibracija prije snimanja) od modela kako bi mogao snimiti raspodjelu pomaka u zoni interesa. Eksperimentalni postav prikazan je na slici 26. Prilikom testiranja probnog modela određena je brzina opterećivanja i iznosila je 10 mm/min. Svi uzorci su opterećeni aksijalnim tlačnim opterećenjem i ispitivani su do loma.



Slika 26. Eksperimentalni postav

Parametri optičkog mjernog sustava *Aramis* s kojima su provedena mjerenja tijekom ispitivanja prikazani su u tablici 3.

Tablica 3. Parametri optičkog mjernog sustava *Aramis*

Objektiv	50 mm
Mjerni volumen	125 x 90 mm
Mjerna udaljenost	475 mm
Međusobna udaljenost kamera	184 mm
Kut kamere	25°
Frekvencija slikanja	2 slike/s

4.2. Numeričko ispitivanje računalnim simulacijama

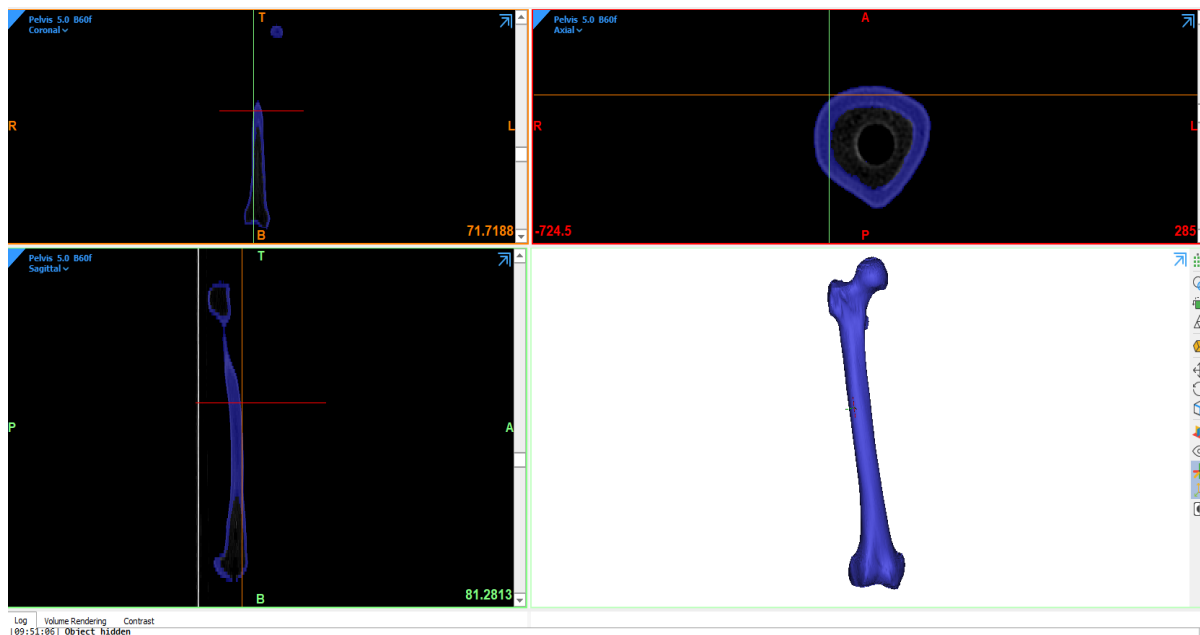
Kako bi se dobio bolji uvid u raspodjelu naprezanja i pomaka u kosti i endoprotezi izrađeni su računalni modeli za sva tri kuta anteverzije te je provedena numerička simulacija metodom konačnih elemenata u programskom paketu Abaqus 6-14-5 (Dassault Systemes, Francuska).

4.2.1. Izrada CAD modela femura

Model umjetne kosti snimljen je CT uređajem Somatom Definition AS (Siemens, Njemačka) prikazanim na slici 27, a za rekonstrukciju geometrije modela iz snimaka korišten je programski paket Mimics (Materialise, Leuven, Belgija). U prvom koraku snimke s CT-a učitavaju se u program. Na temelju velikog broja dvodimenzionalnih snimaka na kojima su različiti dijelovi kosti označeni različitim nijansama sive boje izrađuju se maske za kortikalnu kost, spongioznu kost i medularni kanal te se pomoću njih dobiva CAD model za provedbu računalnih simulacija. Na slici 28 prikazan je postupak izrade maske kortikalne kosti.

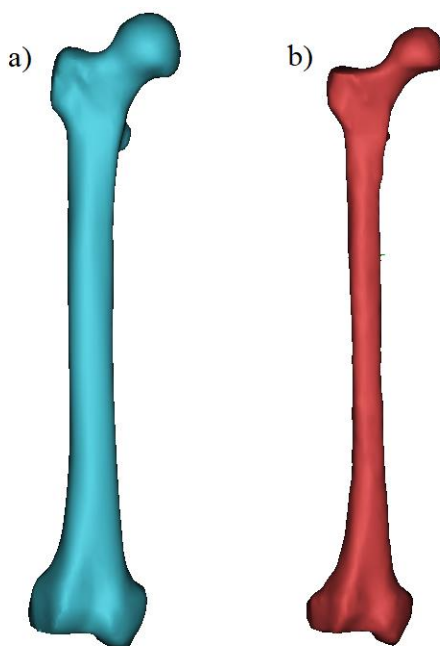


Slika 27. Snimanje modela umjetne kosti CT uređajem



Slika 28. Rekonstrukcija geometrije femura u programskom paketu Mimics

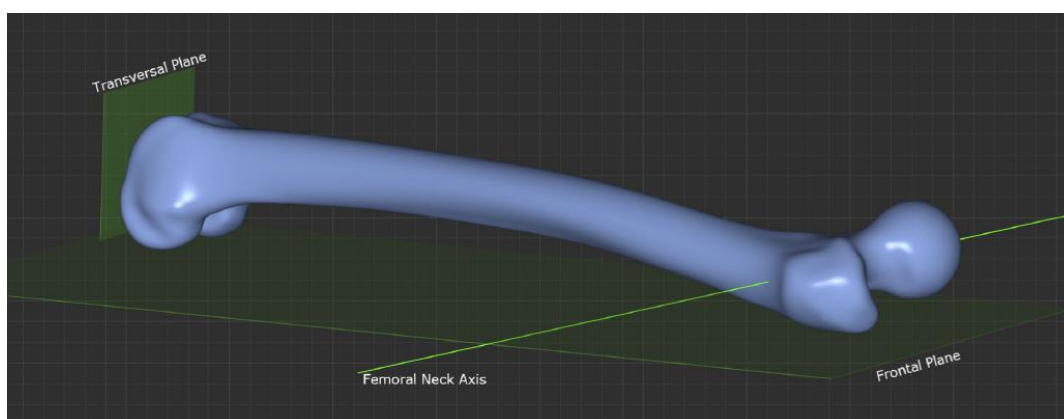
Nakon izrade maske funkcijama *Smooth* i *Wrap* dobiveni modeli se uređuju kako bi se dobila glatka tekstura površine. Modeli kortikalne i spongiozne kosti nakon uređivanja prikazani su na slici 29. Gotovi modeli su pohranjeni u STEP formatu kako bi mogli biti korišteni u daljnjim koracima pripreme računalnih modela.



Slika 29. CAD modeli umjetnog femura: a) kortikalna kost i b) spongiozna kost

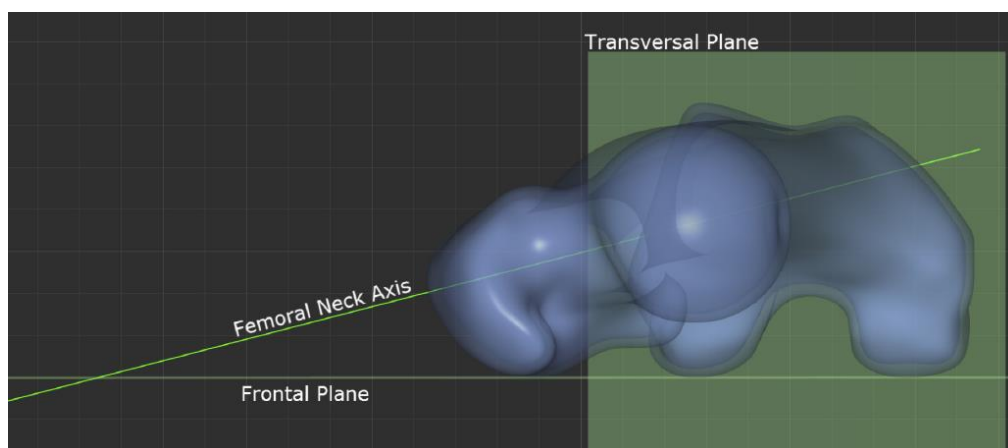
4.2.2. Pozicioniranje endoproteze

Endoproteza je pozicionirana u femuru u programskom paketu Solidworks (Dassault Systemes, Francuska). Modeli kortikalne, spongiozne kosti i medularnog kanala učitani su u STEP formatu iz Mimcsa, a CAD model trupa endoproteze dobiven je od proizvođača (Instrumentaria d.d., Hrvatska). Kako bi se trup endoproteze pravilno pozicionirao, u prvom koraku određen je kut anteverzije. Ravnina pod kutom 15° definirana je na temelju modela umjetne kosti prema uputama iz rada [12]. Prema slici 30 definirana je os vrata femura.

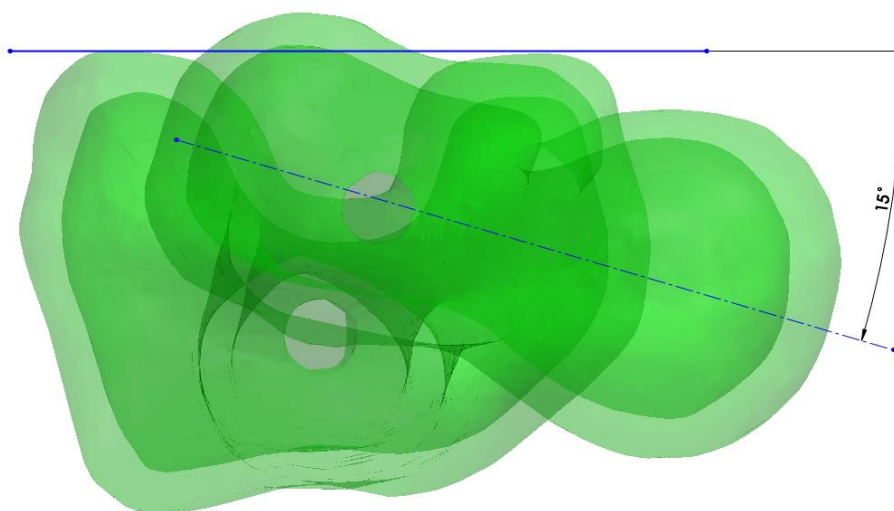


Slika 30. Definiranje osi vrata femura [12]

U frontalnoj ravnini definiran je pravac koji tangira kondile femura prema slici 31. Kut koji zatvaraju os vrata femura i definirani pravac koji tangira kondile femura u frontalnoj ravnini je kut anteverzije femura. Kut anteverzije modela umjetne kosti prikazan je na slici 32. Kutovi anteverzije 0° i 30° definirani su u odnosu na os vrata femura.

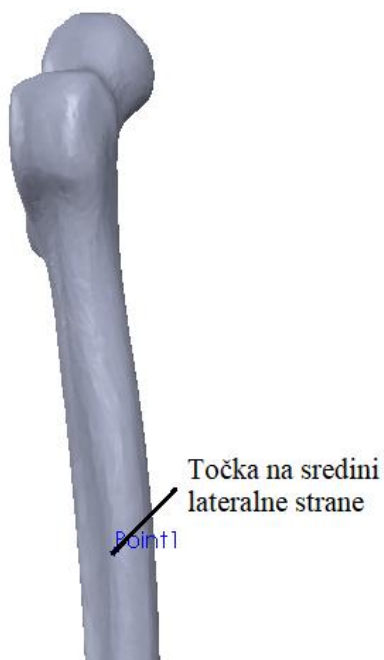


Slika 31. Definiranje pravca u frontalnoj ravnini [12]

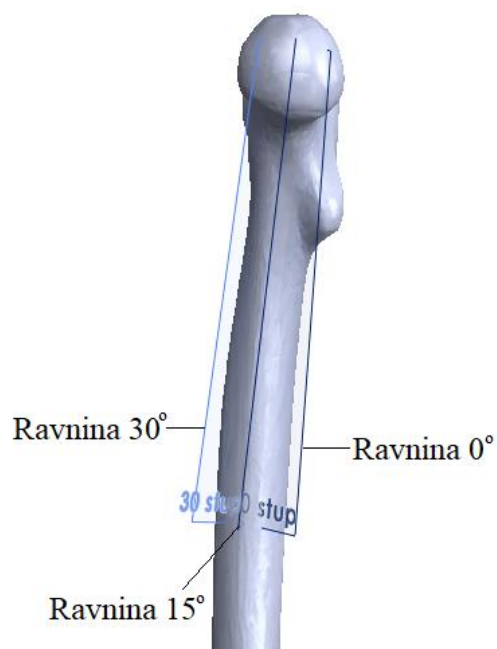


Slika 32. Kut anteverzije na modelu umjetnog femura

Ravnine za pozicioniranje endoproteze ovisno o kutu ugradnje definirane su osima iz prethodnog koraka i točkom definiranom na sredini lateralne strane femura [Slika 33]. Na slici 34 prikazane su definirane ravnine za različite iznose kuta anteverzije.

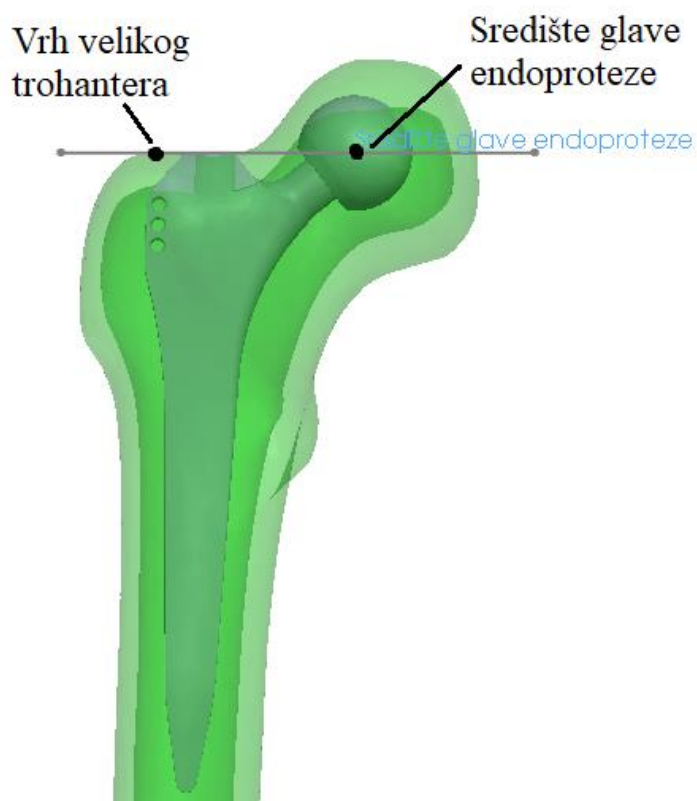


Slika 33. Točka na sredini lateralne strane femura



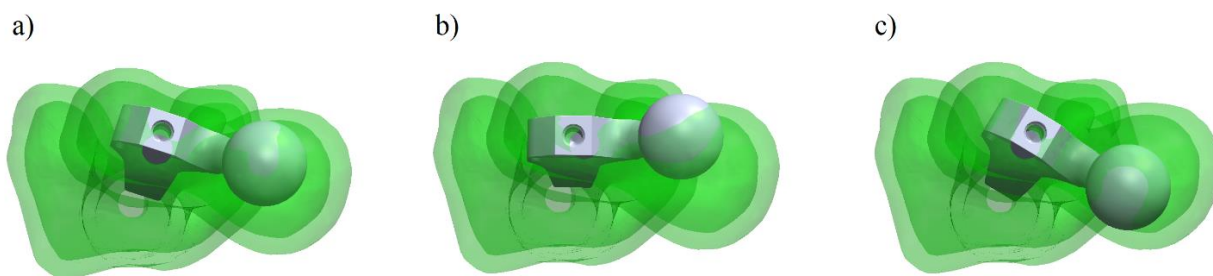
Slika 34. Ravnine definirane s obzirom na kutove anteverzije

Trup endoproteze potrebno je pozicionirati tako da središte glave bude u ravnini koja prolazi vrhom velikog trohantera i paralelna je s gornjom plohom trupa endoproteze kao što je već opisano pri izradi modela u poglavlju 4.1.2 [Slika 35].



Slika 35. Pozicioniranje glave endoproteze

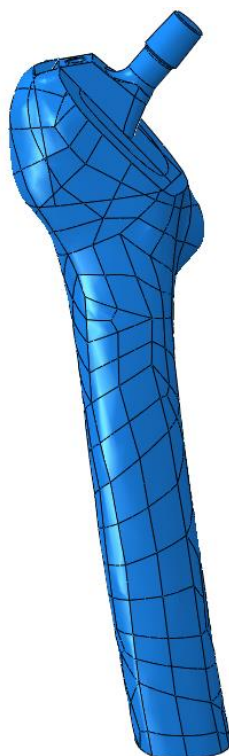
Endoproteze su postavljene na isti način za sva tri kuta anteverzije, a modeli TCA, TCB i TCC su pohranjeni u STEP formatu. Modeli sve tri skupine uzoraka nakon ugradnje endoproteze prikazani su u horizontalnoj ravnini na slici 36.



Slika 36. Modeli s implantiranom endoprotezom: a) model TCA, b) model TCB i c) model TCC

4.2.3. Definiranje numeričkog modela

U programskom paketu Abaqus učitane su STEP datoteke modela kreiranih u programu Solidworks. Zatim je izvršeno particioniranje kosti kako bi se uklonili dijelovi koji su na fizičkom modelu odrezani. Kugla endoproteze je uklonjena a distalni dio femura odrezan je na udaljenosti 250 mm od vrha velikog trohantera, ravnina do koje je model zaliven u medij za učvršćivanje u eksperimentu [Slika 23]. Računalni model s pozicioniranim trupom endoproteze pod kutom 0° prikazan je na slici 37.



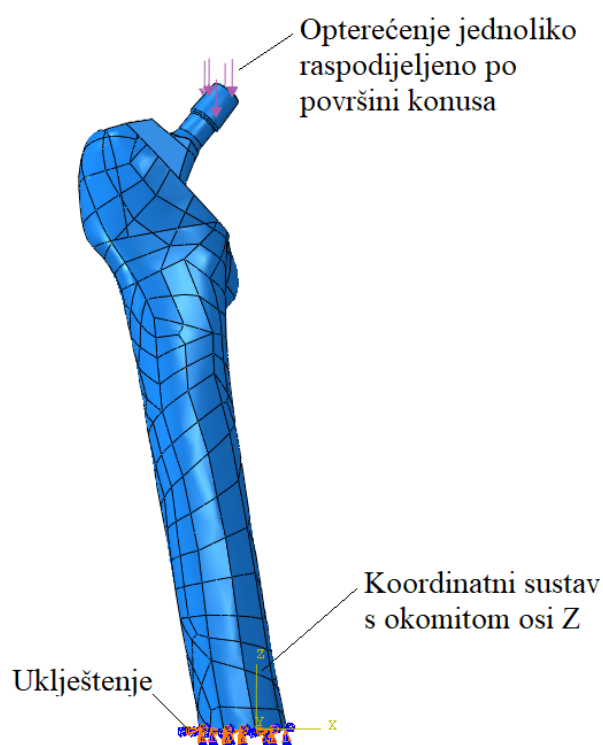
Slika 37. Računalni model TCB

Trup endoproteze izrađen je od legure titana ISO 5832-3, a umjetni femur se sastoji od kortikalnog i trabekularnog dijela s različitim mehaničkim svojstvima. Za sve materijale je pretpostavljeno da su linearno elastični, homogeni i izotropni. Mehanička svojstva materijala u sklopu kost-implantat dana su u tablici 4 [13] [14] [15].

Tablica 4. Mehanička svojstva materijala

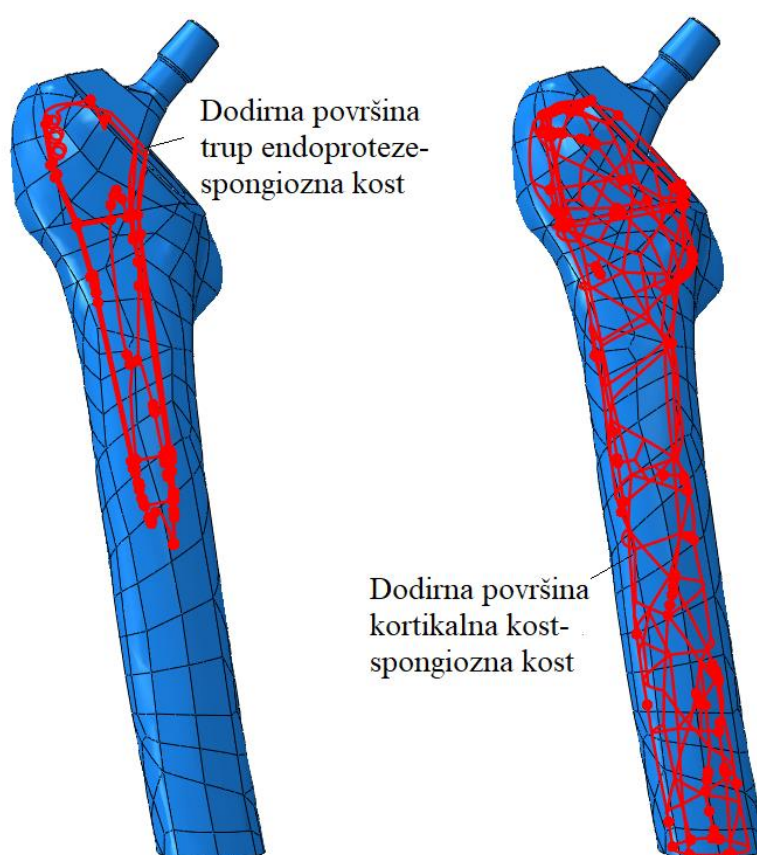
Dio sklopa kost-implantat	Materijal	Modul elastičnosti E [MPa]	Poissonov omjer ν
Trup endoproteze	ISO 5832-3	110 000	0,3
Kortikalna kost	Polimer	17 000	0,3
Spongiozna kost	Polimer	1300	0,3

Rubni uvjeti i opterećenja modela za numeričku analizu definirani su kako bi što bolje opisali stvarne uvjete i opterećenje iz eksperimenta. Modeli su kao i kod eksperimentalnog ispitivanja uklješteni na udaljenosti 250 mm od vrha velikog trohantera. Kako bi se izbjegle pojave plastičnih deformacija u modelu, za aksijalno tlačno opterećenje odabrana je sila iznosa 350 N, koja približno odgovara opterećenju femura kod stajanja na dvije noge osoba prosječne tjelesne težine. Opterećenje je narinuto na model preko površine konusa koji predstavlja mjesto spoja trupa i glave endoproteze. Smjer djelovanja sile definiran je pomoću osi z koordinatnog sustava definiranog na površini uklještenja. Model s definiranim rubnim uvjetima i opterećenjem prikazan je na slici 38.



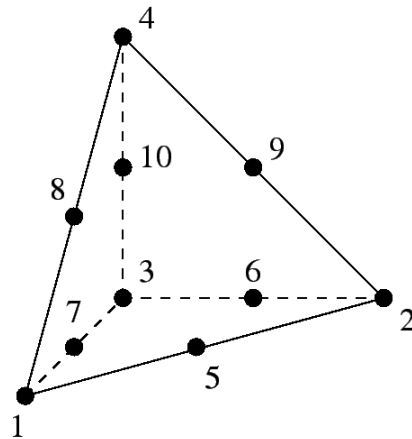
Slika 38. Rubni uvjeti i opterećenje

S ciljem da se utvrdi postoji li razlika u pomacima i naprezanjima u sklopu kost-implantat neposredno nakon ugradnje (model 1) i nakon završetka procesa cijeljenja (model 2) računalne simulacije su za sva tri kuta anteverzije provedene sa ta dva modela. Kod modela 1 između trupa endoproteze i spongiozne kosti definiran je kontakt „surface to surface“ s „finite sliding“ i faktorom trenja iznosa 0,3 [15] [16]. Između kortikalne kosti i spongiozne kosti definirana je čvrsta veza (engl. tie). Kod modela 2 koji simulira uvjete nakon procesa cijeljenja između svih dodirnih površina definirana je čvrsta veza. Definirane veze između površina u računalnom modelu prikazane su na slici 39.



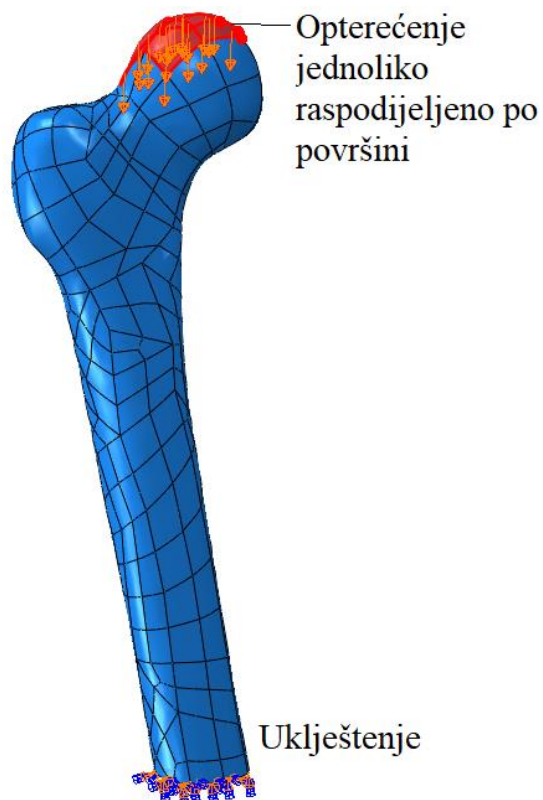
Slika 39. Veze između dodirnih površina kod računalnih modela

Kod svih modela generirana je mreža tetraedarskih elemenata drugog reda C3D10 zbog boljeg opisivanja složene geometrije modela [Slika 40]. Element se sastoji od 10 čvorova od kojih su četiri u vrhovima tetraedra, a šest čvorova na polovici svakog brida. Svaki čvor ima tri stupnja slobode [17].



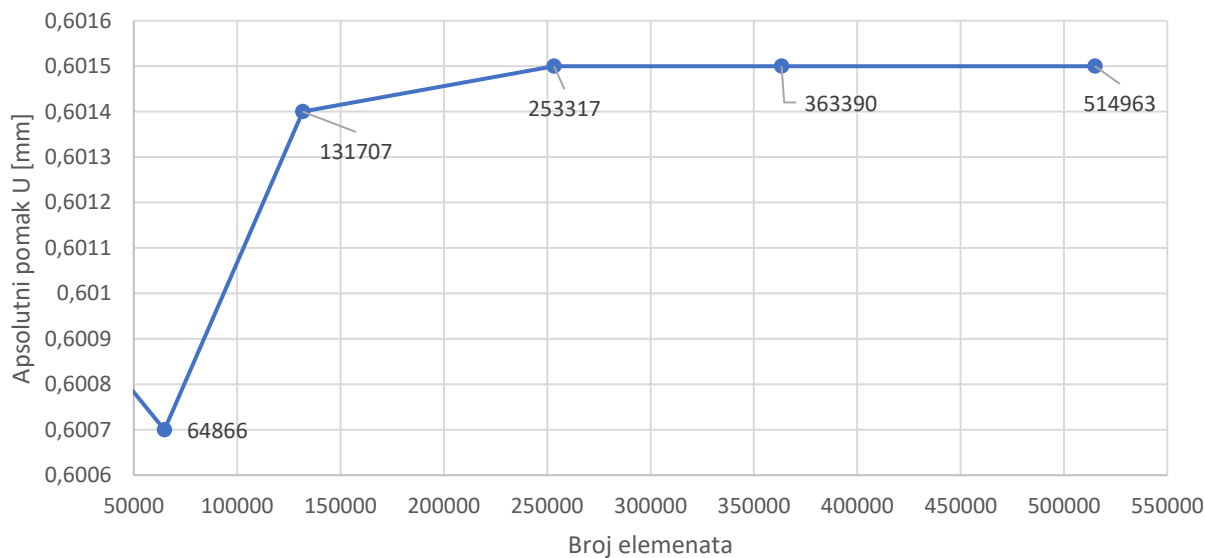
Slika 40. Tetraedarski element drugog reda [17]

Veličina konačnih elemenata je odabrana na temelju analize konvergencije rezultata za pomake i von Mises naprezanja na modelu kostikalne kosti umjetnog intaktnog femura. Rubni uvjeti modela kortikalne kosti za analizu konvergencije prikazani su na slici 41. Sila koja je raspodijeljena po odgovarajućoj površini femura iznosila je 350 N kao i kod proračuna sklopa kost-implantat.

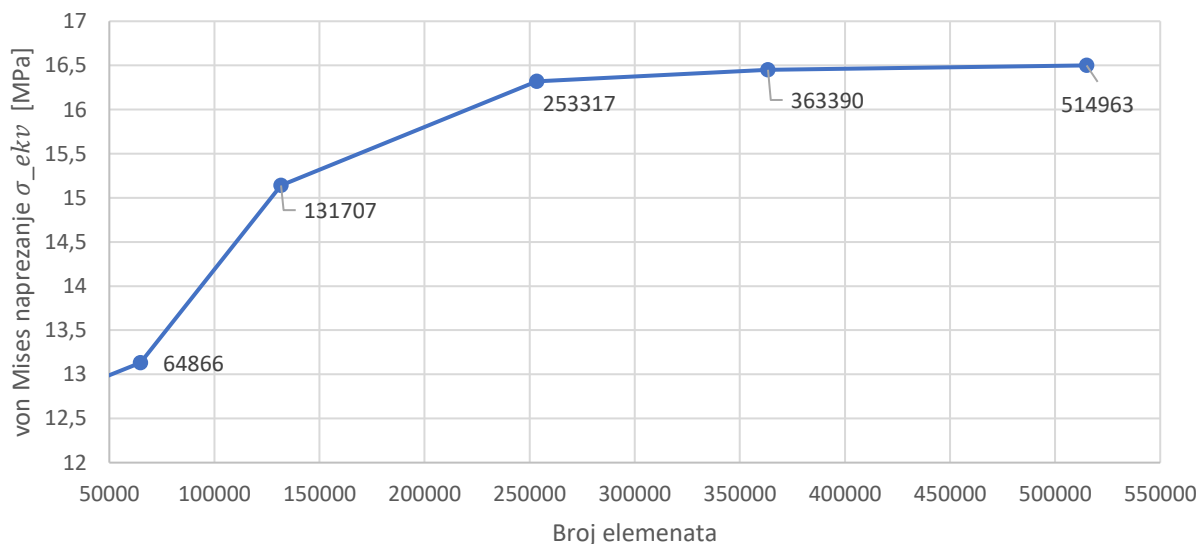


Slika 41. Rubni uvjeti modela za analizu konvergenciju

Rezultati analize konvergencije prikazani su dijagramom na slikama 42 i 43 iz kojih je vidljivo da je mreža s 253317 konačnih elemenata za pomak osigurava istu, a za naprezanje neznatno manju vrijednost u usporedbi sa znatno gušćim mrežama.



Slika 42. Dijagram konvergencije za pomake



Slika 43. Dijagram konvergencije za von Mises naprezanja

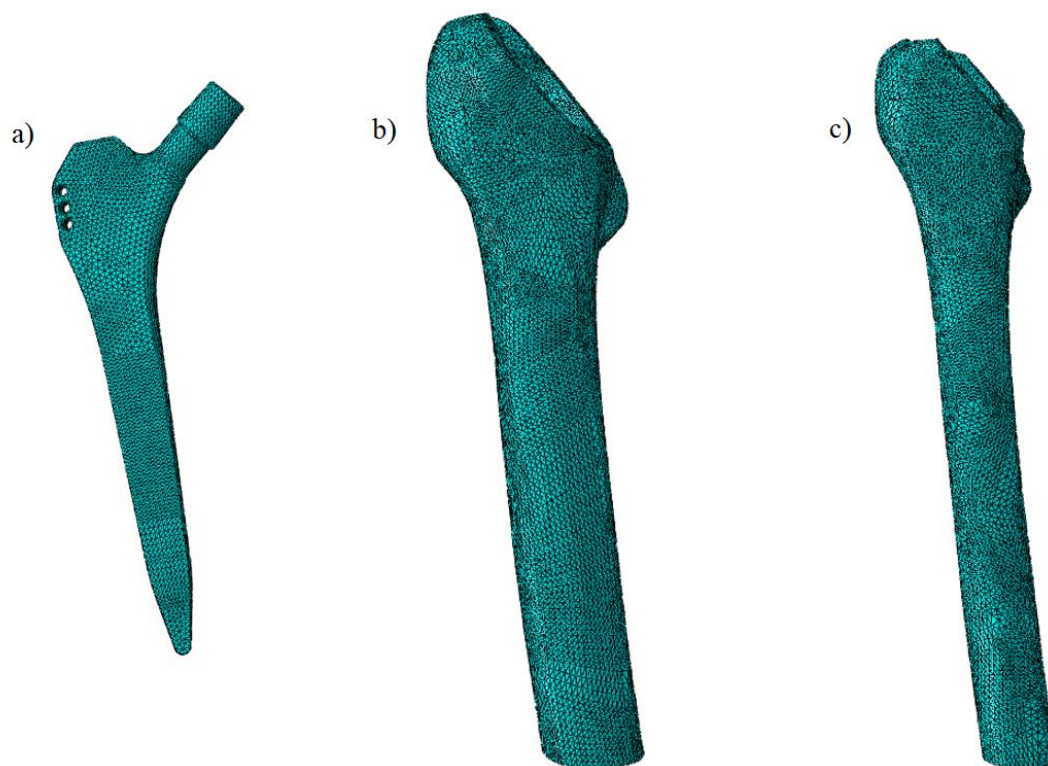
Veličina konačnih elemenata na ostala dva dijela sklopa (trup endoproteze i spongiozna kost) određena je kako bi njihova mreža bila kompatibilna s mrežom kortikalne kosti.

Broj konačnih elemenata kod pojedinih modela iznosio je oko 500 000 ovisno o kutu anteverzije odnosno položaju trupa endoproteze u kosti. Broj čvorova i elemenata za svaki od modela prikazan je u tablici 5.

Tablica 5. Broj konačnih elemenata kod pojedinih modela

Model	Broj elemenata	Broj čvorova
TCA	549814	820256
TCB	510888	764794
TCC	466208	699205

Mreža konačnih elemenata dijelova sklopa kost-implantat modela ispitne skupine TCA prikazana je na slici 44. Mreža modela druge dvije skupine ima sličan raspored elemenata uz razliku u broju elemenata.



Slika 44. Mreža konačnih elemenata modela TCA: a) trupa endoproteze, b) kortikalne i c) spongiozne kosti

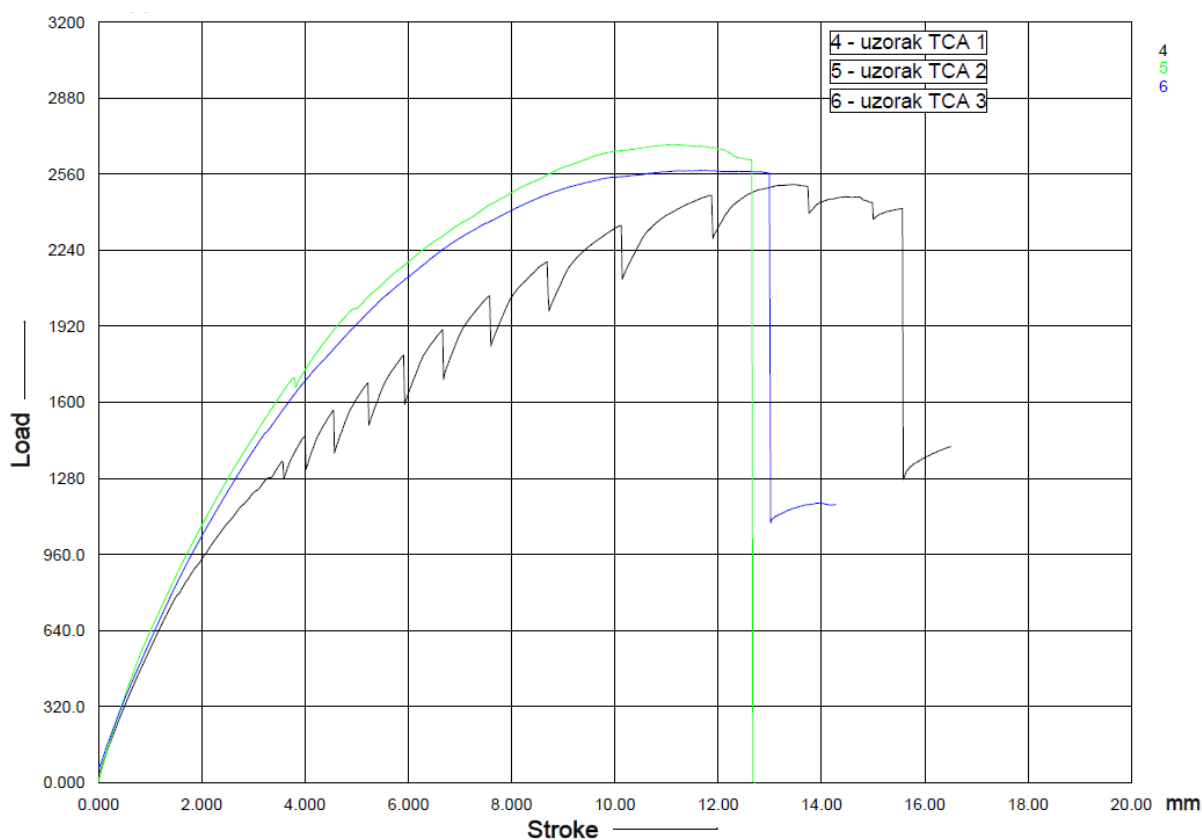
5. REZULTATI I DISKUSIJA

5.1. Rezultati eksperimentalnog ispitivanja

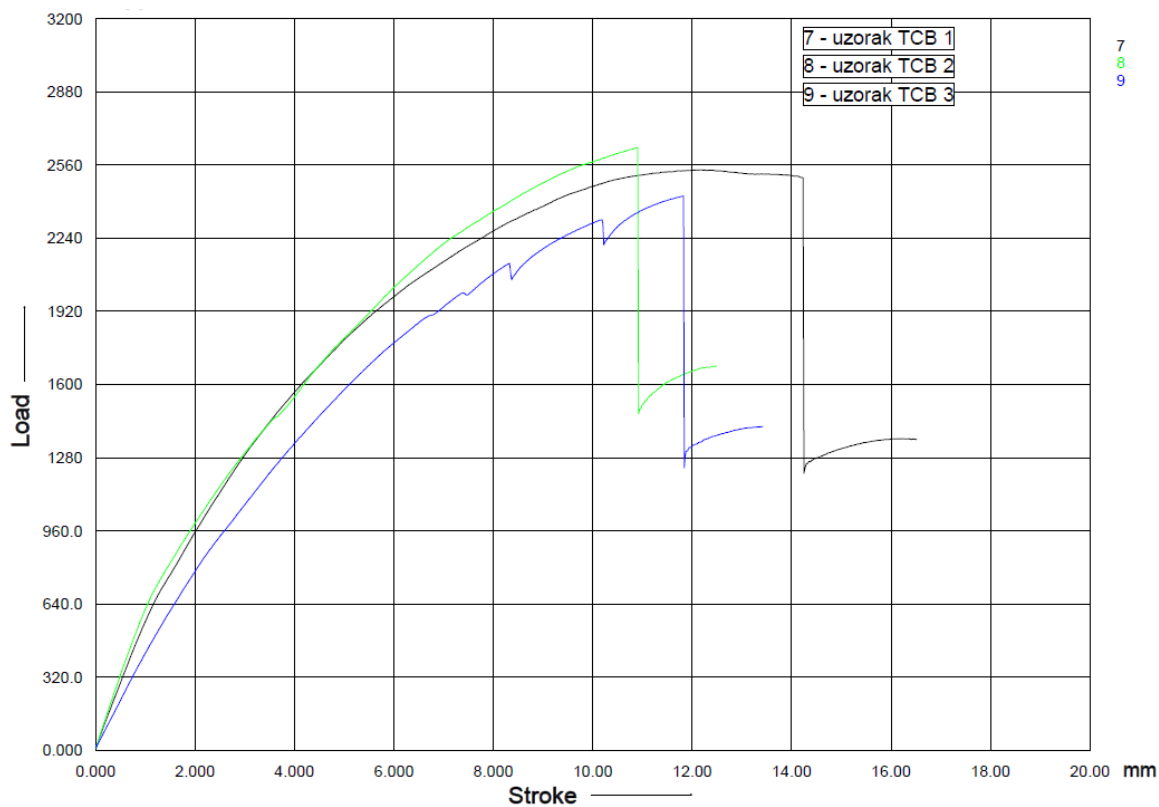
Vrijednosti aksijalne tlačne sile pri kojima dolazi do periprostetičkog loma femura po ispitnim skupinama prikazane su u tablici 6. Dijagrami ovisnosti aksijalnog pomaka glave o aksijalnoj sili očitani na kidalici prikazani su na slikama 45 do 48.

Tablica 6. Vrijednosti sila i pomaka pri kojima dolazi do periprostetičkog loma

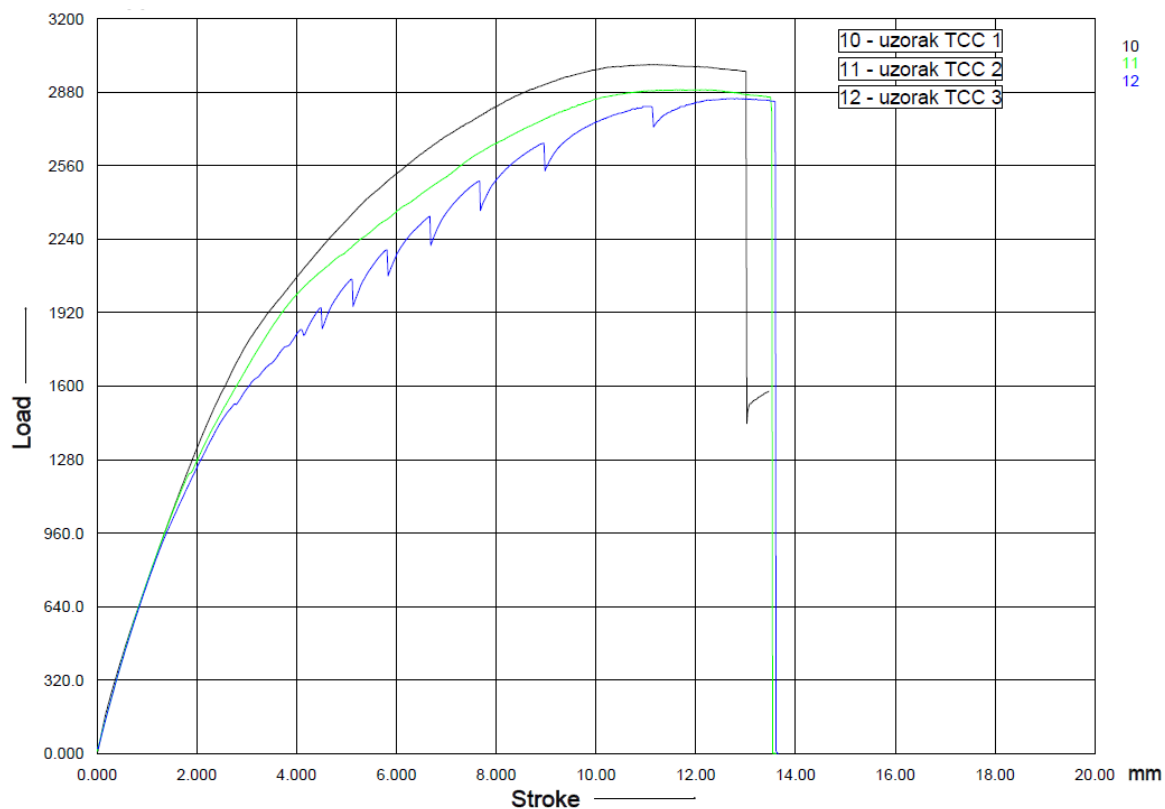
Ispitni uzorak	TCA (13°-17°)		TCB (0°-4°)		TCC (26°-30°)	
	F_a [N]	w [mm]	F_a [N]	w [mm]	F_a [N]	w [mm]
St 1	2516	13.48	2538	12.26	3001	11.23
St 2	2684	11.23	2636	10.89	2891	12.20
St 3	2576	11.73	2424	11.82	2853	12.81
Srednja vrijednost	2592	12.15	2533	11.66	2915	12.08
Standardna devijacija	85.14	1.181	106.1	0.669	76.86	0.797



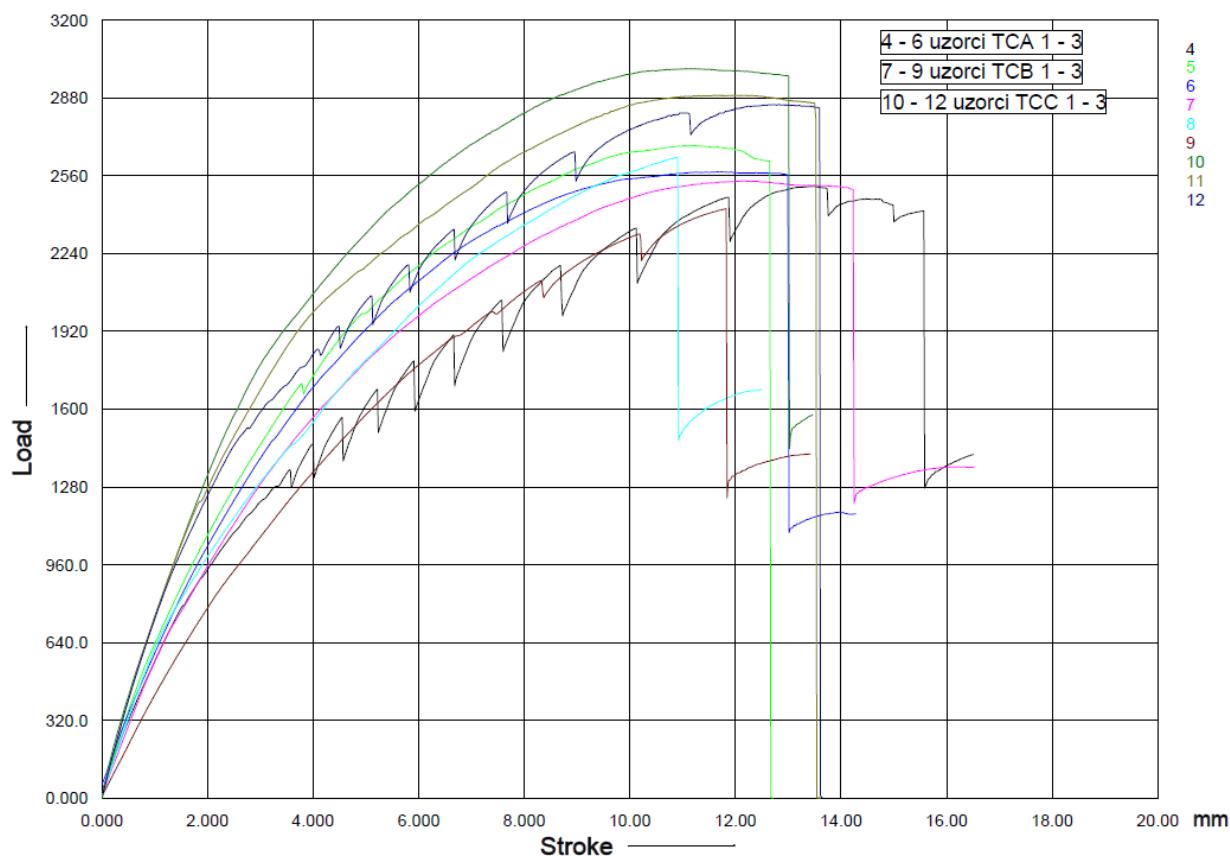
Slika 45. Dijagram sila-pomak za uzorke TCA



Slika 46. Dijagram sila-pomak za uzorke TCB

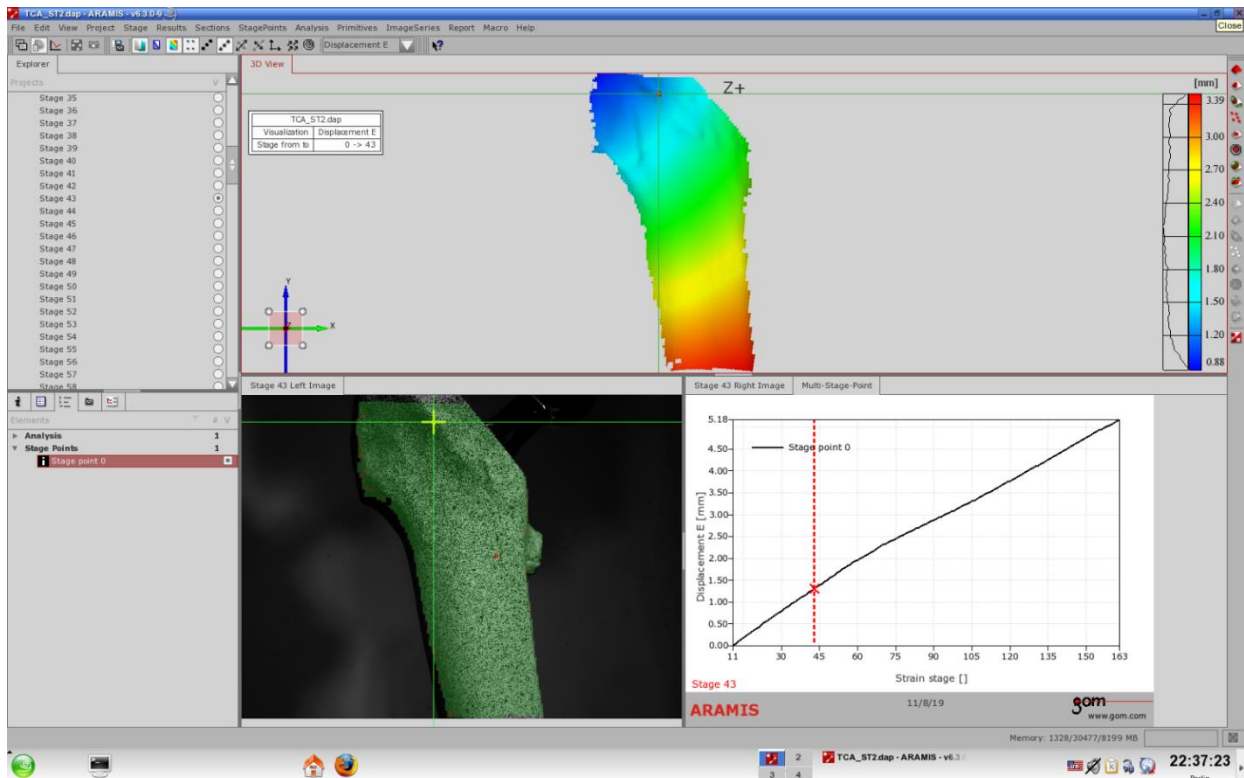


Slika 47. Dijagram sila-pomak za uzorke TCC



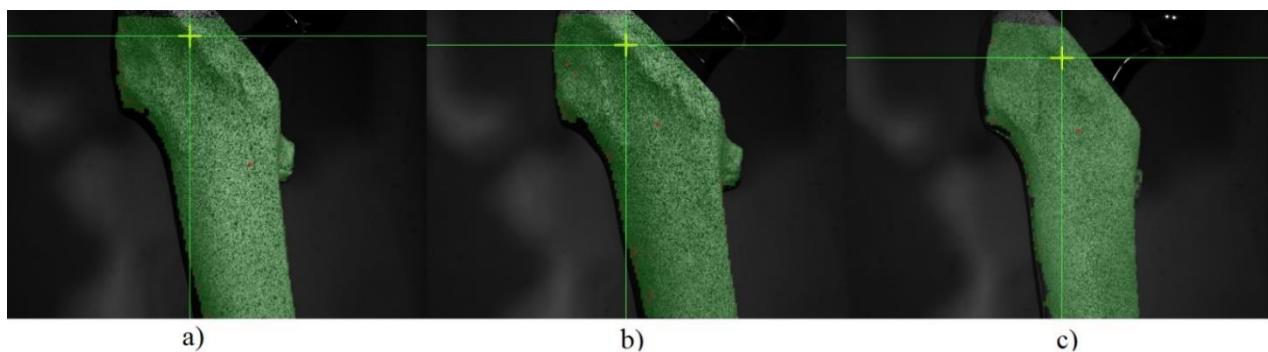
Slika 48. Dijagram sila-pomak za sve ispitane uzorke

Najmanja srednja vrijednost sile pri lomu (2533 N) zabilježena je kod skupine TCB (endoproteze ugrađene pod kutom anteverzije 0°), u skupini TCA (endoproteze ugrađene pod kutom anteverzije 15°) srednja vrijednost sile pri lomu iznosi 2592 N, a značajno veća srednja vrijednost sile (2915 N) zabilježena je u skupini TCC (endoproteze ugrađene pod kutom anteverzije 30°). U iznosima vertikalnog pomaka glave endoproteze pri lomu nije zabilježena značajnija razlika po skupinama. Iz rezultata je vidljivo da s povećanjem kuta anteverzije ugrađene endoproteze (u rasponu od 0° - 30°) raste iznos sile pri kojem dolazi do periprostetičkog prijeloma. Iz rezultata je također vidljivo da se pomaci smanjuju za isti iznos sile s povećanjem kuta anteverzije. Optičkim mjernim sustavom *Aramis* snimljeni su pomaci tijekom ispitivanja. Na svakom uzorku odabrana je karakteristična točka čiji će pomaci kasnije biti uspoređeni s pomacima dobivenim metodom konačnih elemenata te će poslužiti za validaciju numeričkih modela. Na slici 49 prikazano je sučelje programa mjernog sustava *Aramis* kod određivanja pomaka uzorka TCA St2 iz slika snimljenih tijekom eksperimenta.



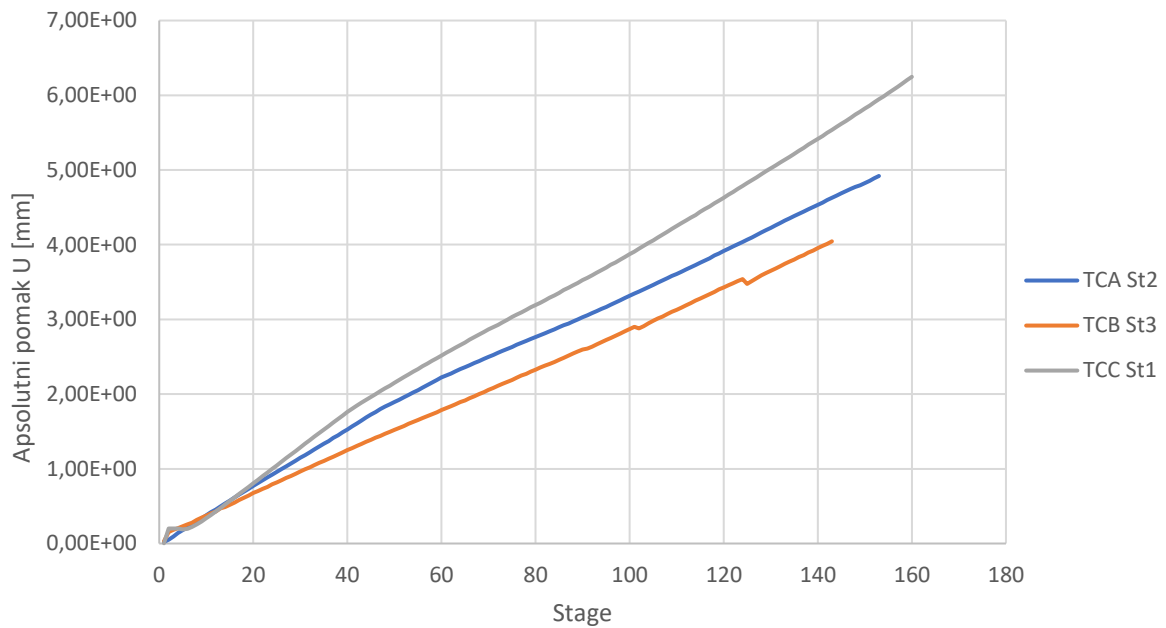
Slika 49. Sučelje mjernog sustava Aramis

Na slici 50 prikazana je odabrana karakteristična točka za usporedbu pomaka na jednom uzorku iz sve tri ispitne skupine, TCA St2, TCB St3 i TCC St1.



Slika 50. Karakteristična odabrana točka za usporedbu pomaka na ispitnim uzorcima: a) TCA St2, b) TCB St3 i c) TCC St1

Dijagramom na slici 51 prikazani su apsolutni pomaci karakterističnih točaka po slikama snimljeni tijekom ispitivanja do loma ispitnih uzoraka sa slike 50. Pomaci kod ostalih modela dobiveni mjernim sustavom Aramis dani su i uspoređeni s pomacima dobivenim računalnom simulacijom u poglavlju 5.2.



Slika 51. Apsolutni pomaci karakteristične točke tijekom ispitivanja snimljeni Aramisom

Lomovi nastali u eksperimentalnom ispitivanju okarakterizirani su tipom B1, primjer je prikazan na slici 52 za ispitni uzorak TCB St2, i tipom B2, primjer je prikazan na slici 53 za ispitni uzorak TCC St2, prema Vancouverovoj podjeli periprostetičkih prijeloma. Tip prijeloma koji je nastao za sve uzorke prikazan je u tablici 7.



Slika 52. Periprostetički prijelom tipa B1



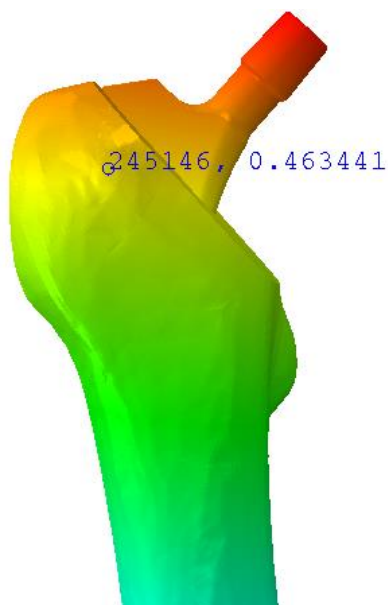
Slika 53. Periprostetički prijelom tipa B2

Tablica 7. Podjela tipa nastalih prijeloma prema Vancouveru

Ispitni uzorak	Tip prijeloma koji je nastao
TCA St1	B1
TCA St2	B2
TCA St3	B2
TCB St1	B1
TCB St2	B1
TCB St3	B1
TCC St1	B1
TCC St2	B2
TCC St3	B2

5.2. Rezultati računalnih simulacija

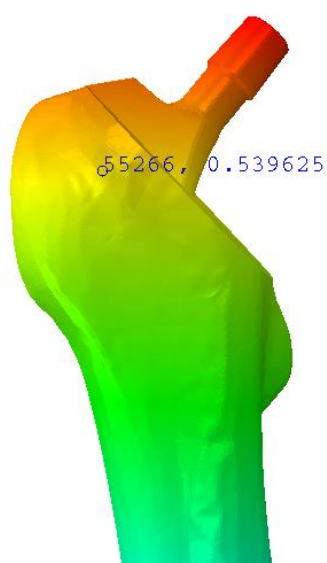
Rezultati numeričke analize daju podatak o raspodjeli pomaka, deformacija i naprezanja u modelima koja se ne mogu odrediti eksperimentalnim ispitivanjem. U svrhu validacije numeričkih modela uspoređeni su iznosi apsolutnog pomaka karakteristične točke u intertrohanternoj regiji snimljeni optičkim sustavom *Aramis* pri sili od 350 N i iznosi dobiveni numeričkom analizom. Iako su odstupanja vrijednosti pomaka u skupini TCA modela relativno velika, što se može pripisati pogreškama pri mjerenju uzrokovanih relativno malim pomacima kao i odstupanjima u položaju endoproteze nakon ugradnje, vrijednosti pomaka dobivenih numeričkom analizom istog su reda veličine kao i vrijednosti pomaka dobivene eksperimentom. Također je vidljiv trend povećanja pomaka dobivenih numeričkom analizom s obzirom na smanjenje kuta anteverzije. Ista pojava uočena i pri eksperimentalnom ispitivanju uzoraka izraženija je pri silama većim od 350 N. Najmanji pomak zabilježen je na modelu TCC (0,346 mm) [Slika 56], zatim na modelu TCA (0,463 mm) [Slika 54], a najveći pomak dobiven je na modelu TCB (0,544 mm) [Slika 55]. Apsolutni pomaci dobiveni eksperimentalno i računalnim simulacijama prikazani su u tablici 8 za uzorke TCA, tablici 9 za uzorke TCB i tablici 10 za uzorke TCC.



Slika 54. Apsolutni pomak odabrane točke modela TCA

Tablica 8. Vrijednosti pomaka odabrane točke modela TCA

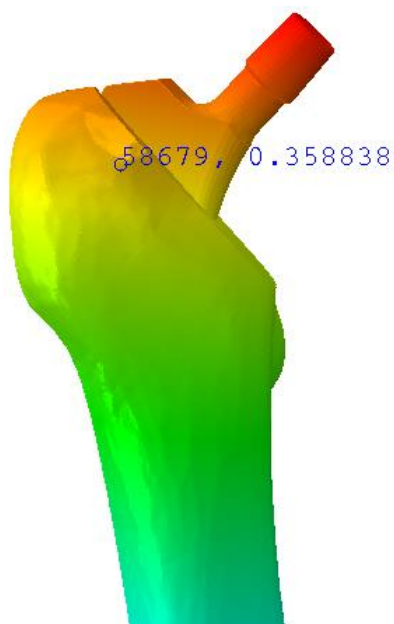
Model	Apsolutni pomak U [mm]
TCA St1	0,754
TCA St2	0,339
TCA St3	1,005
Srednja vrijednost apsolutnog pomaka	0,699
Numerički model TCA	0,463



Slika 55. Apsolutni pomak odabrane točke modela TCB

Tablica 9. Vrijednosti pomaka odabrane točke modela TCB

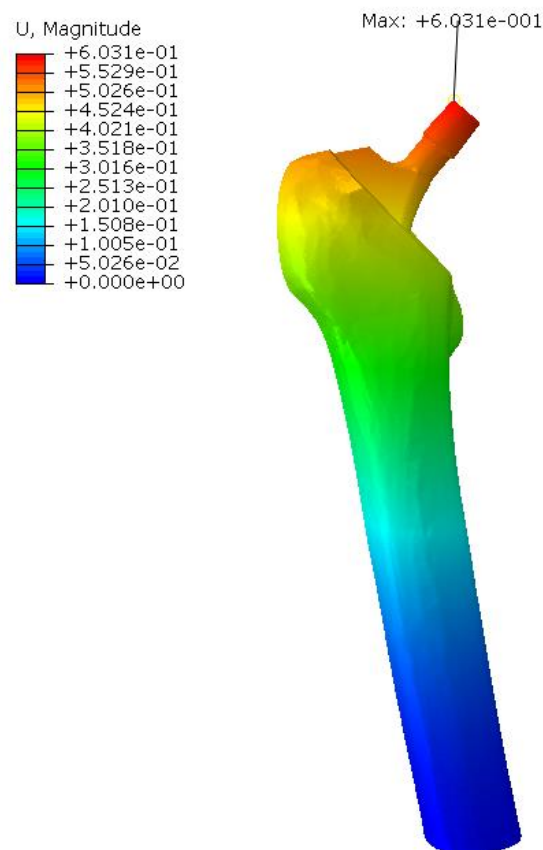
Model	Apsolutni pomak U [mm]
TCB St1	0,316
TCB St2	0,469
TCB St3	0,427
Srednja vrijednost apsolutnog pomaka	0,404
Numerički model TCB	0,540

**Slika 56. Apsolutni pomak odabrane točke modela TCC****Tablica 10. Vrijednosti pomaka odabrane točke modela TCC**

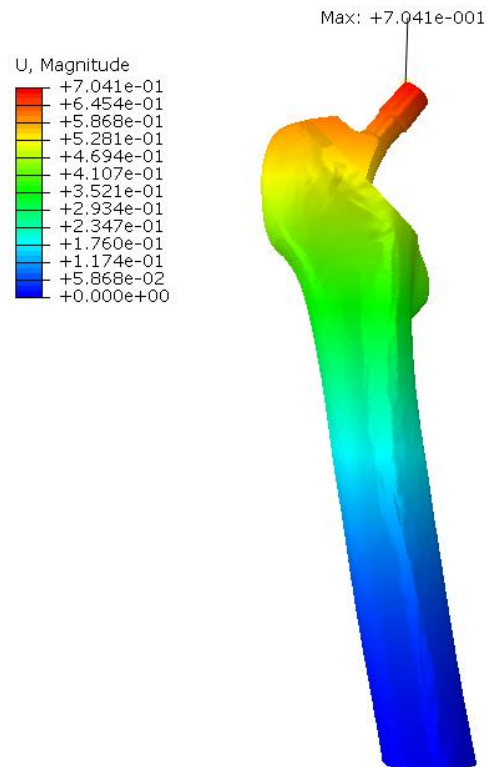
Model	Apsolutni pomak U [mm]
TCC St1	0,196
TCC St2	0,158
TCC St3	0,303
Srednja vrijednost apsolutnog pomaka	0,219
Numerički model TCC	0,360

Iz usporedbe vrijednosti apsolutnih pomaka karakteristične točke dobivenih numeričkom analizom i eksperimentom može se zaključiti da odabrani parametri numeričke analize dovoljno dobro opisuju polja pomaka sklopa kost-implantat.

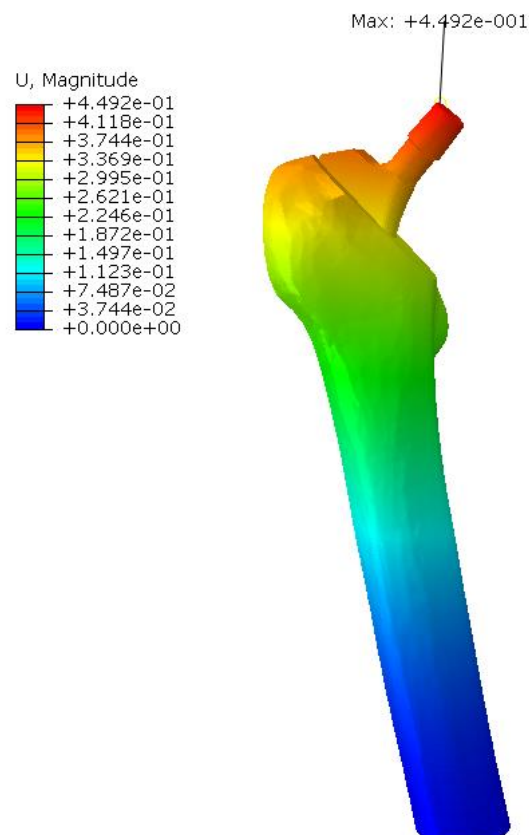
Maksimalni pomaci prema očekivanju javljaju se na vrhu konusa trupa endoproteze. Raspodjele apsolutnih pomaka za svaki model prikazane su na slikama 57 do 59. Najveći pomak zabilježen je na modelu TCB i iznosi približno 0,7 mm, što je 56% više od pomaka zabilježenog na modelu TCC koji iznosi 0,449 mm.



Slika 57. Raspodjela apsolutnih pomaka za model TCA

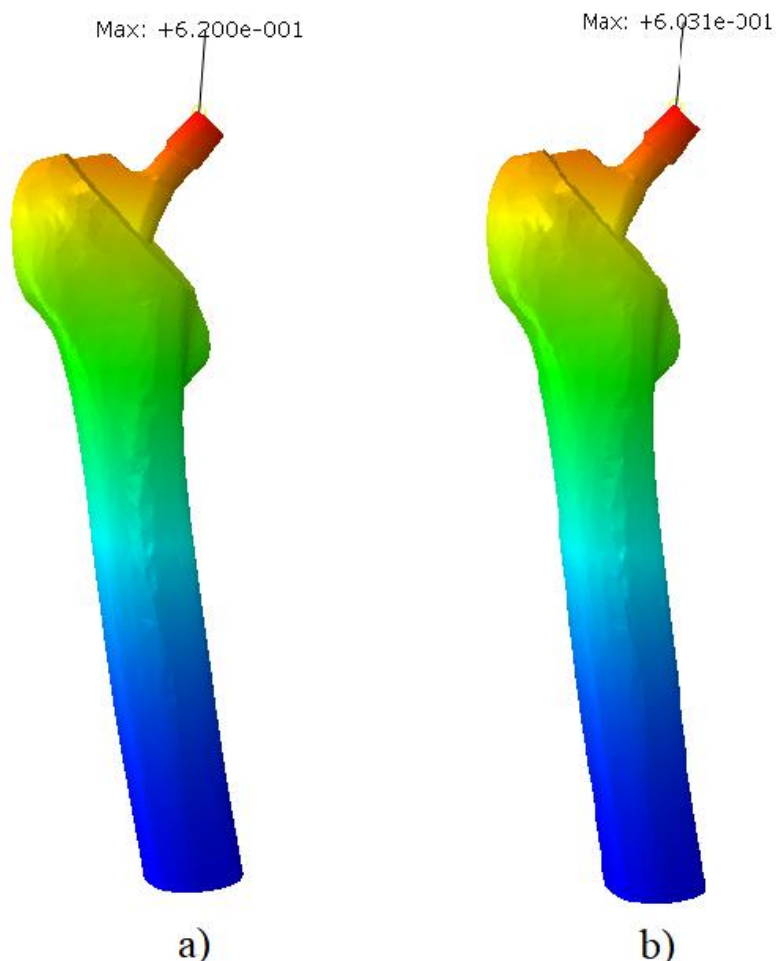


Slika 58. Raspodjela apsolutnih pomaka za model TCB



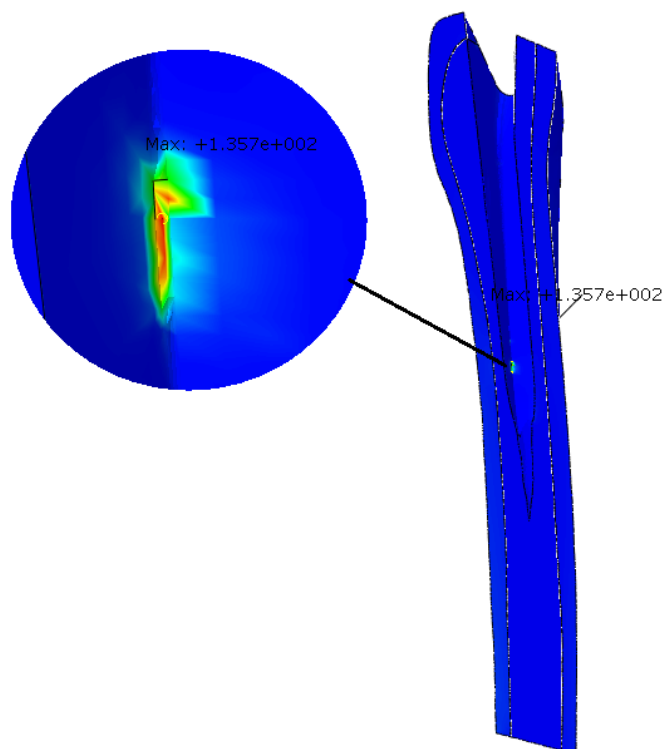
Slika 59. Raspodjela apsolutnih pomaka za model TCC

Usporedbom maksimalnog apsolutnog pomaka na modelu 1 (nakon ugradnje) i modelu 2 (nakon procesa cijeljenja) skupine TCA uočena je razlika od 2,8%. Oba modela prikazana su na slici 60.



Slika 60. Maksimalni pomaci kod skupine TCA: a) model 1 i b) model 2

Na mjestu kontakta trup endoproteze-kost javljaju se velika površinska kontaktna naprezanja [Slika 61], što se podudara s eksperimentalnim dijelom ispitivanja jer je na tom mjestu došlo do loma svih ispitnih uzoraka. Uz pretpostavke prilikom zadavanja parametara numeričkih analiza provedenih u ovom radu, nije moguće dovoljno dobro opisati raspodjelu naprezanja na tim mjestima, stoga naprezanja na kontaktnoj površini endoproteza-kost neće biti uzeta u razmatranje.



Slika 61. Kontaktna naprežanja na modelu TCA (model 1)

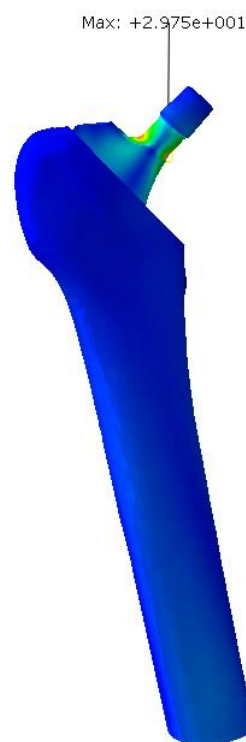
U većini literature vrat se navodi kao kritično mjesto na trupu endoproteze pa su iz tog razloga vrijednosti naprežanja uspoređena na tom mjestu [18]. Iako su vidljive razlike između skupina modela koje prate trend iz eksperimenta, s povećanjem kuta anteverzije vidljivo je smanjenje naprežanja za isto opterećenje. Te razlike su znatno manje u odnosu na zabilježene razlike u pomacima. Najveće von Mises naprežanje (σ_{ekv}) zabilježeno je na vratu modela TCB i iznosi 31,4 MPa, najmanje naprežanje, 5,7% manje, zabilježeno je na vratu modela TCC i iznosi 29,7 MPa. Usporedbom modela 1 i modela 2 ni za jedan kut anteverzije nisu zabilježene značajnije razlike u iznosima naprežanja na vratu endoproteze. Na slikama 62 do 64 prikazane su vrijednosti naprežanja na modelu 2 za sva tri kuta anteverzije.



Slika 62. Naprezanja na modelu TCA



Slika 63. Naprezanja na modelu TCB



Slika 64. Naprezanja na modelu TCC

6. ZAKLJUČAK

Cilj ovog rada bilo je utvrditi utjecaj kuta anteverzije ugradnje na stabilnost femoralne komponente zgloba kuka. Eksperimentalno ispitivanje provedeno je na umjetnim femurima u koje je ugrađen trup endoproteze tipa Zweymüller. Ispitni uzorci podijeljeni su u tri skupine prema kutu anteverzije. Ispitivanje je provedeno na statičkoj kidalici konstantnom brzinom do loma uzoraka.

Iz rezultata eksperimentalnog ispitivanja uočen je trend povećanja iznosa sile pri kojoj dolazi do periprostetičkog prijeloma femura s povećanjem kuta anteverzije (u rasponu od 0° do 30°). Također je vidljivo da se pomaci smanjuju za isti iznos sile s povećanjem kuta anteverzije.

Radi boljeg uvida u raspodjelu pomaka i naprezanja na cijelom ispitnom modelu, provedena je računalna simulacija metodom konačnih elemenata. Simulirano je statičko opterećenje koje približno odgovara opterećenju femura pri stajanju na dvije noge čovjeka prosječne tjelesne težine. Rekonstrukcijom geometrije iz CT snimaka dobiven je 3D model femura, a model endoproteze ustupio je proizvođač. Parametri korišteni u računalnim simulacijama validirani su usporedbom dobivenih pomaka s pomacima snimljenim optičkim mjernim sustavom *Aramis* tijekom eksperimentalnog ispitivanja. Najveći apsolutni pomaci javljaju se na konusu vrata endoproteze, kao i u eksperimentalnom ispitivanju vidljiv je trend smanjenja pomaka s povećanjem kuta anteverzije. Na modelu s kutom anteverzije 0° zabilježen je 56% veći pomak u odnosu na model s kutom anteverzije 30°. Provedena je i usporedba pomaka modela endoproteza-kost prije i nakon procesa cijeljenja te nisu uočene značajnije razlike u pomacima između skupina uzoraka. Kontaktna naprezanja koja nastaju na mjestu kontakta endoproteza-kost nisu uzeta u razmatranje u ovom radu. Usporedbom naprezanja na vratu, koji se u literaturi navodi kao kritično mjesto na trupu endoproteze, nisu uočene značajnije razlike po skupinama modela.

Rezultati dobiveni eksperimentalnim i numeričkim ispitivanjem potvrđuju trend povećanja iznosa sile pri kojoj dolazi do loma uzorka s povećanjem kuta anteverzije, samim time i trend smanjenja pomaka za isti iznos sile s povećanjem kuta anteverzije. Iz rezultata numeričke analize vidljivo je da smanjenje kuta anteverzije ugradnje endoproteze u velikoj mjeri doprinosi povećanju maksimalnog apsolutnog pomaka pri statičkom opterećenju, a samim time povećanja rizika od iščašenja glave femoralne komponente iz acetabuluma zdjelice. U daljnjem istraživanju planira se provedba eksperimenta s cikličkim opterećenjem s

ciljem određivanja stabilnosti trupa endoproteze u ovisnosti o kutu anteverzije tijekom cijeljenja kosti.

LITERATURA

- [1] “Sports Surgery Clinic.” [Online]. Available: <https://www.sportssurgeryclinic.com/services/orthopaedics/the-hip/>.
- [2] W. . Platzer, “Priručni anatomski atlas, Prvi svezak: Sustav organa za pokretanje, Medicinska naklada,” 2003.
- [3] “Modeling Bone Strength Using Isotropic and Anisotropic Materials.” [Online]. Available: <https://www.comsol.com/blogs/modeling-bone-strength-using-isotropic-anisotropic-materials/>.
- [4] I. D. Learmonth, C. Young, and C. Rorabeck, “The operation of the century: total hip replacement,” *Lancet*, vol. 370, no. 9597, pp. 1508–1519, 2007.
- [5] P. G. Passias and J. V. Bono, “Total hip arthroplasty in the older population,” *Geriatr. Aging*, vol. 9, no. 8, pp. 535–543, 2006.
- [6] Zimmer, “Alloclassic ® hip system,” 2013.
- [7] “Musculoskeletal Key.” [Online]. Available: <https://musculoskeletalkey.com/periprosthetic-fractures-of-the-femur-associated-with-hip-arthroplasty/>.
- [8] A. Zaplatic, “Razvoj mehaničkog i optičkog eksperimentalnog postava za ispitivanje tankih limova opterećenih na smicanje, Diplomski rad,” Fakultet strojarstva i brodogradnje, Zagreb, 2019.
- [9] “Digital image correlation.” [Online]. Available: <https://digitalimagecorrelation.org/>.
- [10] M. Surjak, “Validacija numeričkih modela mehaničkoga ponašanja životinjskih i ljudskih kostiju, Doktorski rad,” Fakultet strojarstva i brodogradnje, 2015.
- [11] R. Bieger, T. Freitag, A. Ignatius, H. Reichel, and L. Dürselen, “Primary stability of a shoulderless Zweymüller hip stem: A comparative in vitro micromotion study,” *J. Orthop. Surg. Res.*, vol. 11, no. 1, pp. 10–15, 2016.
- [12] M. J. Hartel *et al.*, “Determination of femoral neck angle and torsion angle utilizing a novel three-dimensional modeling and analytical technology based on CT datasets,” *PLoS One*, vol. 11, no. 3, pp. 1–10, 2016.
- [13] B. R. Wieding J, Souffrant R, Fritsche A, Mittelmeier W, “Finite element analysis of osteosynthesis screw fixation in the bone stock: an appropriate method for automatic

- screw modelling,” *PLoS One*, vol. 7(3):e3377, 2012.
- [14] O. T. Plausinis D, Greaves C, Regan WD, “Ipsilateral shoulder and elbow replacements: On the risk of periprosthetic fracture,” *Clin. Biomech.*, vol. 20:1055–10, 2005.
- [15] C. A. Cheng HY, Lin CL, Lin YH, “Biomechanical evaluation of the modified double-plating fixation for the distal radius fracture,” *Clin. Biomech.*, vol. 22:510–7, 2007.
- [16] X. Zhang *et al.*, “Inferomedial cortical bone contact and fixation with calcar screws on the dynamic and static mechanical stability of proximal humerus fractures,” *J. Orthop. Surg. Res.*, vol. 14, no. 1, pp. 1–8, 2019.
- [17] J. Sorić, *Metoda konačnih elemenata, Golden marketing-tehnička knjiga, Zagreb.* 2004.
- [18] M. Vorih, “Dinamička izdržljivost endoproteze zgloba kuka, Završni rad,” Fakultet strojarstva i brodogradnje, Zagreb, 2013.

PRILOZI

I. CD-R disc