

Modeliranje i analiza dinamičke čvrstoće totalne endoproteze zgloba kuka

Babić, Milena

Undergraduate thesis / Završni rad

2017

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:235:156518>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-12-02**

Repository / Repozitorij:

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



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Milena Babić

Zagreb, 2017.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Mentor:

Prof. dr. sc. Željko Božić, dipl. ing.

Student:

Milena Babić

Zagreb, 2017.

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

Zahvaljujem se mentoru prof. dr. sc. Željku Božiću na dostupnosti, pomoći i stručnom usmjeravanju pri izradi ovog rada.

Zahvaljujem se tvrtci TEH-CUT d.o.o. na mogućnosti korištenja 3D skenera i pomoći pri izradi CAD modela.

Također se zahvaljujem svojoj obitelji i prijateljima na podršci tijekom studija.

Milena Babić



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	
Dan: 06. 09. 2017	Prilog
Klasa: 602-d/17-6/4	
Ur.broj: 15-1705-17-307	

ZAVRŠNI ZADATAK

Student: **Milena Babić** Mat. br.: 0035193108

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Modeliranje i analiza dinamičke čvrstoće totalne endoproteze zgloba kuka**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Modelling and analysis of fatigue strength of total hip endoprosthesis**

Opis zadatka:

Totalnom endoprotezom zgloba kuka zamjenjuju se oba zglobna dijela kuka. Femuralni dio endoproteze sastoji se od tijela i glave. Tijelo femuralnog dijela endoproteze se ugrađuje u bedrenu kost, a na glavu femuralnog dijela se postavljaju čašica i ljuska koje se zatim ugrađuju u kost zdjelice. Nakon uspješno obavljene ugradnje proteze kuka tijekom višegodišnjeg korištenja proteze uslijed promjenjivih opterećenja prilikom hoda i gibanja čovjeka, na mjestima geometrijskih diskontinuiteta u femuralnom dijelu endoproteze gdje se javlja koncentracija naprezanja može doći do inicijacije pukotine uslijed akumulacije oštećenja. Nastala pukotina može nadalje mehanizmom zamornog rasta pukotina dovesti do značajnog oštećenja i loma proteze.

U radu je potrebno za konkretni femuralni dio endoproteze postupkom povratnog inženjerstva, tj. 3D skeniranjem u kombinaciji s odgovarajućim CAD programom izraditi 3D CAD model proteze potreban za izradu modela konačnih elemenata. Za utvrđeni model femuralnog dijela endoproteze treba provesti linearnu analizu naprezanja i deformacija za jedan generalni slučaj opterećenja, tipičan za hod čovjeka. Provedenom analizom treba utvrditi mjesta koncentracije naprezanja za zadani slučaj opterećenja.

Proračun je potrebno provesti numerički primjenom metode konačnih elemenata koristeći programski paket *Abaqus*. Posebnu pažnju posvetiti kritičnim pozicijama na kojima dolazi do koncentracije naprezanja te prikazati konvergenciju rješenja.

U radu navesti korištenu literaturu i eventualno dobivenu pomoć.

Zadatak zadan:
30. studenog 2016.


Rok predaje rada:
1. rok: 24. veljače 2017.
2. rok (izvanredni): 28. lipnja 2017.
3. rok: 22. rujna 2017.

Predviđeni datumi obrane:
1. rok: 27.2. - 03.03. 2017.
2. rok (izvanredni): 30. 06. 2017.
3. rok: 25.9. - 29. 09. 2017.

Zadatak zadao:


Prof. dr. sc. Željko Božić

Predsjednik Povjerenstva:


Prof. dr. sc. Igor Balen

SADRŽAJ

SADRŽAJ	I
POPIS SLIKA	II
POPIS TABLICA.....	III
POPIS OZNAKA	IV
1. UVOD.....	1
2. ZGLOB KUKA	2
2.1. Biomehanika zgloba kuka.....	4
2.2. Najčešći uzroci boli u zglobu kuka	7
2.3. Operacija zgloba kuka.....	8
3. ENDOPROTEZA ZGLOBA KUKA	9
3.1. Podjela endoproteza zgloba kuka.....	9
3.1.1. Totalna endoproteza zgloba kuka	9
3.1.2. Parcijalna endoproteza zgloba kuka.....	12
3.1.3. Potpuna pokrovna proteza zgloba kuka	12
4. 3D SKENIRANJE UZORKA ENDOPROTEZE ZGLOBA KUKA	13
5. ANALIZA OPTEREĆENJA U PROGRAMSKOM PAKETU ABAQUS.....	18
6. ZAKLJUČAK.....	28
LITERATURA.....	29
PRILOZI.....	30

POPIS SLIKA

Slika 1.	Građa zgloba kuka [3].....	2
Slika 2.	Pokreti zgloba kuka [1]	3
Slika 3.	Q kut [8].....	3
Slika 4.	CCD kut: coxa vara (lijevo), normalan (sredina), coxa valga (desno) [9].....	4
Slika 5.	Opterećenje kuka pri normalnom hodu [2]	6
Slika 6.	Opterećenje kuka pri šepanju [2]	6
Slika 7.	Vertikalizacija rezultirajuće sile pri rasterećenju zgloba kuka [2].....	7
Slika 8.	Dijelovi totalne endoproteze kuka [4].....	10
Slika 9.	Endoproteza zgloba kuka	13
Slika 10.	Kalibracija 3D skenera.....	14
Slika 11.	Uzorak endoproteze s referentnim točkama.....	15
Slika 12.	Skeniranje uzorka endoproteze kuka	16
Slika 13.	Dobiveni oblak točaka	17
Slika 14.	Dobiveni model femuralne komponente endoproteze	17
Slika 15.	Element C3D10.....	18
Slika 16.	Obojana površina na kojoj su pomaci u svim smjerovima jednaki nuli	19
Slika 17.	Zadano opterećenje	20
Slika 18.	Sila prenesena na cijelu površinu glave	20
Slika 19.	Mreža konačnih elemenata na modelu.....	21
Slika 20.	Raspodjela pomaka s faktorom uvećanja 1	22
Slika 21.	Raspodjela pomaka s faktorom uvećanja 332.....	22
Slika 22.	Raspodjela ekvivalentnih naprezanja pri zadanim uvjetima s faktorom uvećanja 1.....	23
Slika 23.	Čvor za koji je prikazana konvergencija rješenja	24
Slika 24.	Mreža konačnih elemenata s jednim elementom na svakom rubu na zadanom radijusu.....	24
Slika 25.	Mreža konačnih elemenata s dva elementa na svakom rubu na zadanom radijusu	25
Slika 26.	Mreža s tri elementa na svakom rubu na zadanom radijusu	25
Slika 27.	Mreža s četiri elementa na svakom rubu na zadanom radijusu.....	26
Slika 28.	Mreža s pet elemenata na zadanom radijusu.....	26
Slika 29.	Dijagram konvergencije rješenja u čvoru 128	27

POPIS TABLICA

Tablica 1.	Svojstva titana	18
Tablica 2.	Konvergencija rješenja.....	27

POPIS OZNAKA

Oznaka	Jedinica	Opis
R	N	Rezultirajuća sila na zglob kuka pri hodu
R_z	N	Komponenta rezultirajuće sile u smjeru osi z
R_x	N	Komponenta rezultirajuće sile u smjeru osi x
T	N	Težina čovjeka
M	N	Mišićna sila
U	m	Pomaci
n	-	Broj elemenata
σ	Pa	Naprezanje u čvoru

SAŽETAK

Današnji način života koji uključuje smanjenu tjelesnu aktivnost i nepravilnu ishranu, dovodi do sve češćih bolesti i ozljeda zgloba kuka. Bolesti zgloba kuka se uglavnom očituju jakim boli i ukočenosti zgloba. Još od prve ugradnje endoproteze zgloba kuka, one se neprestano razvijaju i u današnje vrijeme je to postala rutinska operacija nakon koje je kvaliteta života pacijenta znatno poboljšana.

U ovom radu opisan je zglob kuka te endoproteze zgloba kuka, opisan je proces 3D skeniranja uzorka endoproteze kuka, pomoću čega je dobiven CAD model femuralne komponente uzorka. Na tom modelu je pomoću metode konačnih elemenata numeričkom simulacijom određena raspodjela naprezanja i pomaka za slučaj normalnog hoda čovjeka.

Ključne riječi: endoproteza zgloba kuka, naprezanje, 3D skeniranje, čvrstoća

SUMMARY

Today's way of life that includes reduced physical activity and irregular diet in an increasing manner causes hip joint illnesses and injuries. Hip joint illnesses are mostly manifested in severe pain and joint stiffness. Ever since the first hip arthroplasty, hip endoprostheses are continuously developing and in today's time hip replacement surgery is a routine procedure after which the quality of patient's life is considerably higher.

In this thesis hip joint and hip endoprostheses are described, as well as 3D scanning procedure and the way femoral component CAD model was obtained from 3D scans. Stress and strain distribution for a load case typical for walking were obtained by numerical simulation with finite element method and are shown on the same model.

Key words: hip endoprosthesis, stress, 3D scanning, strength

1. UVOD

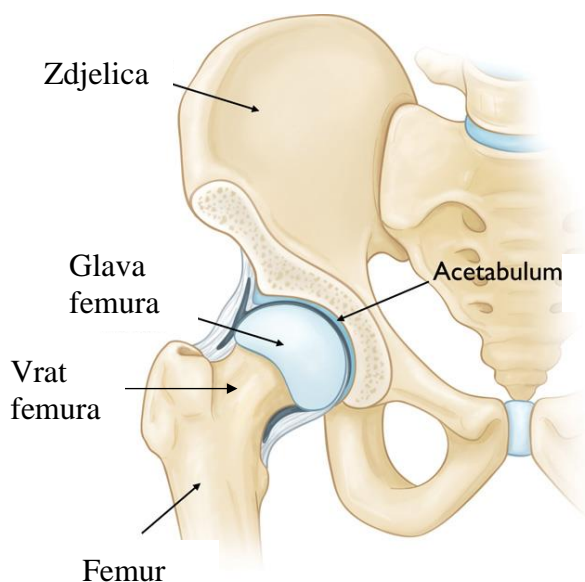
Današnji ubrzani način života, koji uključuje smanjenu tjelesnu aktivnost i nepravilnu ishranu, često dovodi do povećanja tjelesne mase i slabljenja muskulature koja je važan dio potpore zglobovima. Samim time dolazi do poremećaja biomehaničkih odnosa u kretanju čovjeka, uključujući i rad zgloba kuka, što danas u sve većoj mjeri predstavlja problem čak i kod mlađe populacije. Poremećaji biomehaničkih odnosa mogu dovesti do dugotrajnih oštećenja zgloba kuka, koja uzrokuju bol i nepokretljivost. Pacijentima s takvim oštećenjima se ugrađuju endoproteze zgloba kuka, čime se uklanja bol i poboljšava kvaliteta života.

Za izradu ovog rada je već postojeći uzorak endoproteze zgloba kuka u tvrtci TEH-CUT d.o.o. skeniran 3D skenerom, pomoću čega je dobiven CAD model tog uzorka. Zatim je provedena računalna simulacija opterećenja karakterističnog za hod čovjeka na dobiveni CAD model metodom konačnih elemenata, korištenjem programskog paketa *Abaqus*.

U drugom poglavlju riječ je općenito o zglobu kuka, njegovoj građi te najčešćim vrstama oštećenja zgloba kuka zbog kojih je potrebna ugradnja endoproteze. U trećem poglavlju je navedena podjela endoproteza zgloba kuka, dok je u četvrtom poglavlju opisan proces skeniranja ranije spomenutog uzorka endoproteze 3D skenerom i dobivanje CAD modela. U petom poglavlju opisana je provedena simulacija provedena metodom konačnih elemenata te su prikazani rezultati iste. Na temelju provedene simulacije na kraju je iznesen zaključak.

2. ZGLOB KUKA

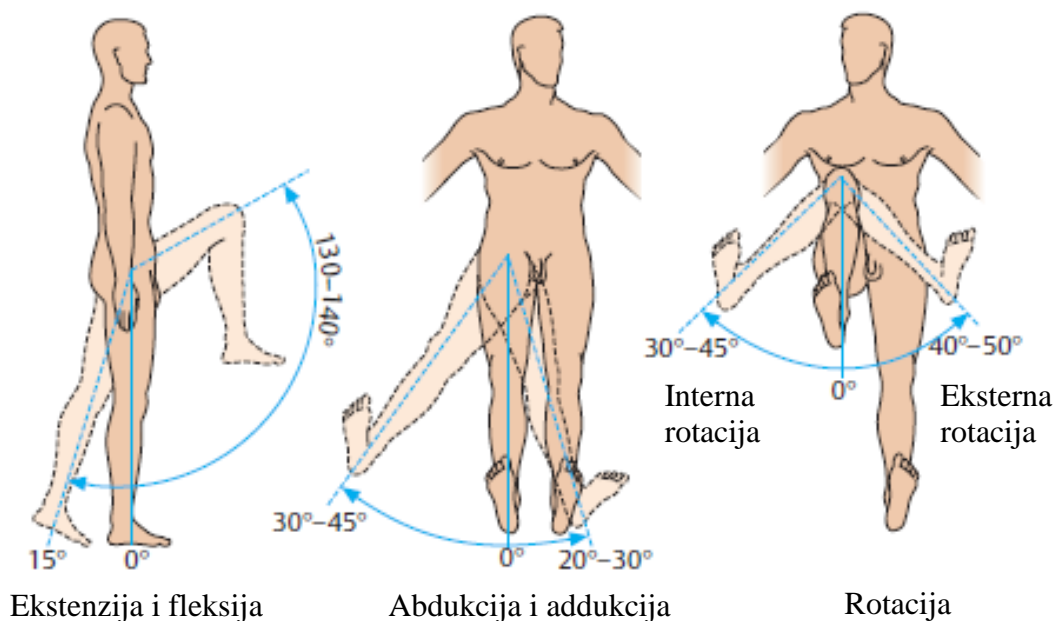
Zglob kuka je jedan od najvećih zglobova u ljudskom tijelu i kuglastog je oblika. Glava femura, tj. gornji dio bedrene kosti čini kuglasti izbočeni dio i ulazi u čašicu koju čini acetabulum zdjelice [Slika 1].



Slika 1. Građa zgloba kuka [3]

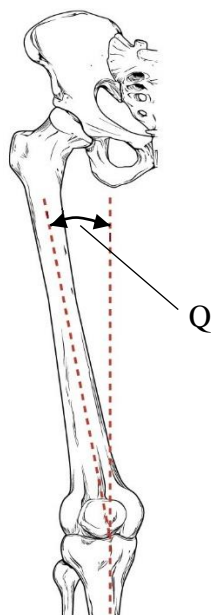
Površine kosti glave femura i acetabuluma prekrivene su debelom zglobnom hrskavicom koja je bijela, glatka i skliska te čija debljina ovisi o pritisku pri kretanju. Najveća debljina hrskavice je na mjestu gdje je veći pritisak pri hodaњу. Zglobna hrskavica nema krvnih žila ni živaca, a hrani je samo zglobna tekućina koja okružuje zglobnu površinu hrskavice. Hranjive tvari u zglobnu tekućinu dolaze iz kapilara u sinovijalnoj ovojnici. Rubna hrskavica (labrum) se nalazi na rubovima konkavnog dijela zglobnog tijela, u ovom slučaju acetabuluma zdjelice. Sastoji se od gustog vezivnog tkiva s mnogo hrskavičnih stanica. Uz njezin vanjski rub se veže zglobna ovojnica. Zglobna ovojnica obavija cijeli zglob, a sastoji se od dva sloja. To su fibrozna ovojnica i sinovijalna ovojnica. Fibrozna ovojnica je građena od gustog vezivnog tkiva i daje čvrstoću i elastičnost zglobnoj ovojnici te se veže za pokosnicu zglobnih tijela. Sinovijalna ovojnica je građena od rijetkog, ali bogato prokrvljenog vezivnog tkiva. Obavija unutarnju površinu fibrozne ovojnice i dijelove kosti koji nisu pokriveni zglobnom hrskavicom. Na unutarnjoj površini sinovijalne ovojnice se izlučuje bistra zglobna tekućina koja vlaži zglobne površine, čime se smanjuje faktor trenja i olakšava klizanje između zglobnih površina. Zglob

kuka okružuju snažni ligamenti i bedreni mišići koji ga drže na mjestu, osiguravaju stabilnost zgloba i sprječavaju iščašenje [1]. Kuglasti oblik i građa zgloba kuka omogućuju pokrete fleksije, ekstenzije, abdukcije, addukcije, rotacije te razne kombinacije tih pokreta [Slika 2].



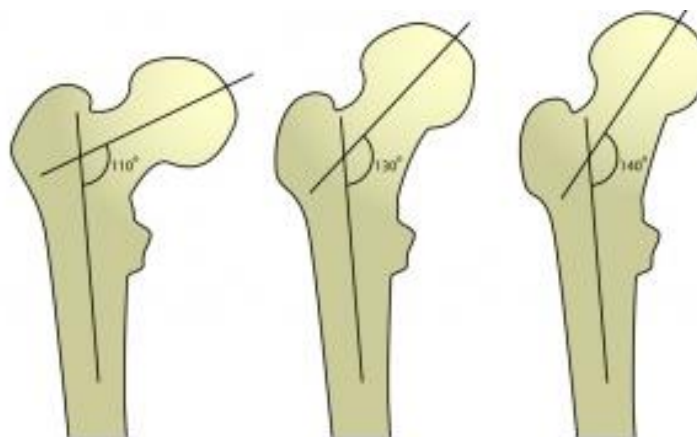
Slika 2. Pokreti zgloba kuka [1]

„Q kut“ [Slika 3] je kut koji uzdužna os dijafize femura zatvara s vertikalom i kod odraslih ljudi iznosi od 9° do 16°. Kod žena je nešto veći nego kod muškaraca jer žene imaju šire zdjelice.



Slika 3. Q kut [8]

Kolodijafizarni kut ili CCD kut je kut između uzdužne osi vrata femura i uzdužne osi dijafize femura. Kod odraslih zdravih osoba on iznosi između 126° i 133° . Coxa vara je stanje kada je CCD kut manji od navedenih vrijednosti, a coxa valga je stanje kada je CCD kut veći od navedenih vrijednosti [Slika 4].



Slika 4. CCD kut: coxa vara (lijevo), normalan (sredina), coxa valga (desno) [9]

2.1. Biomehanika zgloba kuka

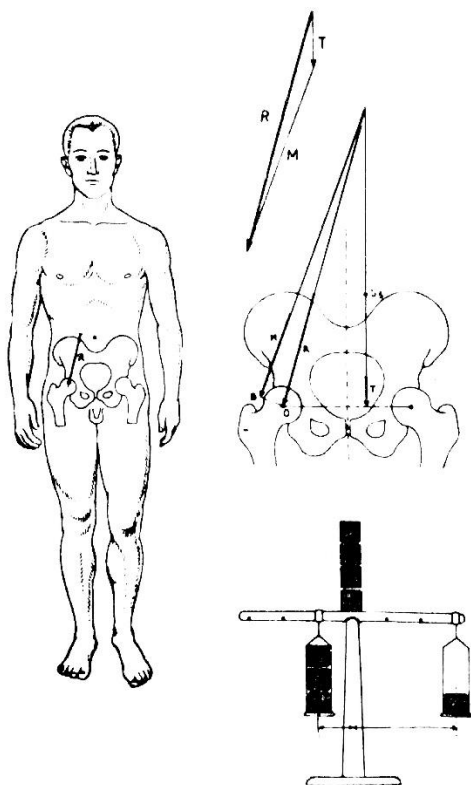
Zglob kuka je zbog mogućnosti izvođenja tolikog broja različitih pokreta neiscrpan izvor radova i projekata u području biomehanike, a najveći broj istraživanja bazira se na funkcijama zgloba kuka pri hodanju. Opterećenja na endoprotezu kuka su slična opterećenjima na prirodni zglob kuka, a učestala različita naprezanja mogu biti uzrok razlabavljenja, odnosno prijeloma endoproteze ili oštećenja ležišta. Kada se u obzir uzimaju svakodnevne aktivnosti, najveća opterećenja na zglob kuka nastaju pri hodanju te penjanju i spužtanju niz stepenice. Zbog toga su najznačajnija ispitivanja pri kojima su endoproteze opterećene takvim opterećenjima.

Pri uspravnom stajanju oba zgloba kuka jednako su opterećena, što znači da je svaki kuk potpora polovici težine tijela. S obzirom na lokaciju kukova u tijelu, svaki od njih nosi polovicu težine gornjeg dijela tijela pa tako je tako sila koja djeluje na kuk jednaka polovici sile opterećenja gornjeg dijela tijela i djeluje vertikalno na glavu femura, a težište se nalazi na spojnici središnjica kukova. Tako su kukovi najmanje opterećeni, a zdjelica je najstabilnija. U bilo kojoj drugoj pozi smjer i iznos rezultirajuće sile koja djeluje na kuk se mijenjaju pa je, na primjer, kod stajanja na jednoj nozi sila znatno veća jer mora nositi cijelu težinu gornjeg dijela tijela.

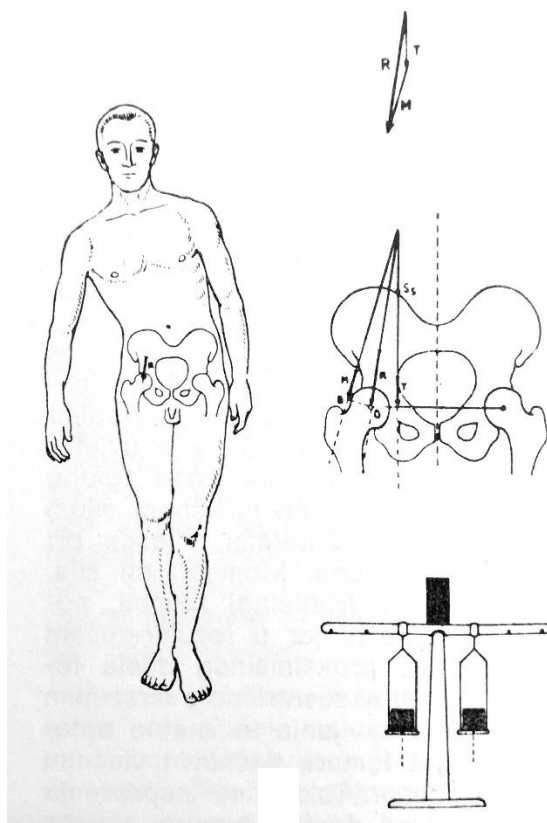
Iako se normalan hod najviše temelji na pokretima fleksije i ekstenzije, sile u prostoru koje djeluju na zglob kuka pri hodu je teško odrediti. Najpogodnija je pojednostavljena analiza hoda prema Fischeru i ona se najviše upotrebljava kao model u određivanju sile opterećenja kuka pri hodu. Opterećenje zgloba kuka ovisi o statičkoj rezultirajućoj sili. Prema Fisheru, ona pri normalnom hodu zatvara kut od 16° s vertikalom [Slika 5]. Rezultirajuća sila R uvjetovana je težinom tijela (T) iznad zgloba kuka i abduktornom mišićnom silom (M) koja održava ravnotežu zdjelice pri opterećenju noge. Momenti tih sila, promatrani u frontalnoj ravnini, posebno su važni jer djeluju ekscentrično s izraženim momentom savijanja te znatno opterećuju vrat femura tlačnim i vlačnim naprezanjima. Takva se opterećenja prenose i na dijafizu femura [2].

Mehanički odnosi pri opterećenju endoproteze su slični mehaničkim odnosima pri fiziološkim opterećenjima zgloba – sva opterećenja se prenose na femur preko femuralnog dijela endoproteze. Ekscentrično opterećenje femuralnog dijela endoproteze dovodi do povećanih naprezanja na ležištu ovratnika endoproteze i vrata femuralnog dijela, što uzrokuje i popuštanje koštane strukture kanala femura u koji je endoproteza ugrađena te dolazi do labavljenja endoproteze [2]. Do labavljenja, odnosno do slabljenja veze između endoproteze i koštanog tkiva dolazi uslijed cikličkog ili ponovljivog opterećenja koje nastaje uslijed gibanja čovjeka.

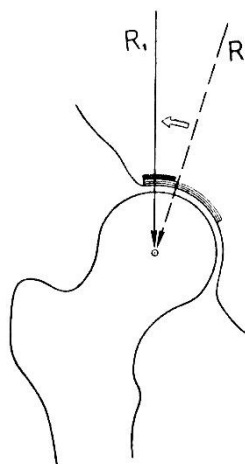
Nakon ugradnje endoproteze, pacijenti često šepaju. Do toga dolazi zbog slabljenja abduktorne muskulature ili pacijenti šepaju kako bi umanjili bol. U tom slučaju dolazi do vertikalizacije rezultirajuće sile R [Slika 4], [Slika 5], što djeluje nepovoljno jer se time povećava moment savijanja na endoprotezu [2]. Što je vertikalnija rezultirajuća sila R , odnosno, što je manji kut koji sila R zatvara s okomicom, kuk je rasterećeniji, ali je i moment savijanja veći.



Slika 5. Opterećenje kuka pri normalnom hodu [2]



Slika 6. Opterećenje kuka pri španju [2]



Slika 7. Vertikalizacija rezultirajuće sile pri rasterećenju zgloba kuka [2]

Napomena: na Slici 7 rezultirajuća sila R predstavlja silu u normalnim uvjetima hoda, a rezultirajuća sila R_1 predstavlja silu kojoj teži sila pri šepanju.

Rezultati in vivo ispitivanja opterećenja na zglob kuka u četiri pacijenta pokazala su kako je pri normalnom hodu brzinom 4 km/h prosječna rezultirajuća sila koja djeluje na zglob kuka jednaka 238% tjelesne težine pacijenta, prilikom penjanja uz stube ona iznosi 251% tjelesne težine, a prilikom spuštanja niz stube iznosi 260% tjelesne težine [3].

2.2. Najčešći uzroci boli u zglobu kuka

Najčešći uzrok kronične boli i smanjene pokretljivosti kuka je artritis. Osteoartritis, reumatski artritis i post-traumatski artritis najčešće su vrste ove bolesti.

Osteoartritis je vezan za godine i to je vrsta artritisa kod koje je došlo do „trošenja“ zglobne hrskavice zbog čega se kosti počinju trljati jedna o drugu. Reumatski artritis je autoimuna bolest kod koje sinovijalna ovojnica postaje upaljena i zadebljala, što dovodi do oštećenja hrskavice. Post-traumatski artritis može biti uzrokovan nizom ozljeda zgloba ili lomom kosti zgloba, što opet oštećuje hrskavicu.

Avaskularna nekroza ili osteonekroza kuka nastaje zbog ozljede kuka, poput iščašenja ili loma, čime se smanjuje opskrba femuralne glave krvlju. Smanjena opskrba krvlju dalje uzrokuje smrt koštanog tkiva i uništavanje zglobne površine [4].

Sve vrste ove bolesti dovode do boli i ukrućenosti zgloba kuka, zbog čega čak i uobičajene aktivnosti poput sjedanja/ustajanja ili hodanja postaju bolne i teške. Ako lijekovi i korištenje štaka ne pomažu pri smanjenju boli ili kada dođe do loma kosti zgloba kuka, najefektivnije rješenje je operacija. Nakon operacije kuka obično dolazi do znatnog smanjenja boli, veće pokretljivosti i mogućnosti ponovnog obavljanja svakodnevnih aktivnosti te se znatno poboljšava kvaliteta života pacijenta.

2.3. Operacija zgloba kuka

Danas se pri operaciji zgloba kuka najčešće koristi minimalno invazivan pristup kojim se oštećivanje mekog tkiva kroz koje se dolazi do zgloba kuka svodi na minimum. Koristi se jedan rez duljine manje od 10 cm, čime se smanjuje i gubitak krvi tijekom operacije. Ovakav pristup omogućuje brži oporavak i kraći ostanak u bolnici. Međutim, postavlja se pitanje povećava li ovakav pristup mogućnosti za loše namještanje komponenti proteze kuka. Upravo zbog toga, uz ovakav pristup se preporučuje i uporaba računalno potpomognute opreme tijekom operacije. CAS (engl. Computer-assisted surgery) tehnologije pomažu kirurzima da povećaju točnost namještanja dijelova proteze kako bi se smanjila mogućnost iščašenja zgloba nakon ugradnje proteze kuka te smanjuju vrijeme operacije. Omogućuju prikaz lokacije kirurškog instrumenta te tako „navigiraju“ kirurga. Ovakvi sustavi su iznimno korisni, međutim, i oni imaju svoje nedostatke. Najveći nedostatak ovakvih sustava je njihova cijena, uz koju je nezgodna i njihova veličina [5].

3. ENDOPROTEZA ZGLOBA KUKA

Prvi pokušaji ugradnje endoproteze zgloba kuka zabilježeni su još 1891. kada je upotrijebljena slonovača kako bi se zamijenila glava femura pacijenta. 1925. godine je proizvedena parcijalna endoproteza od stakla koja je postavljena na glavu femura, ali je dolazilo do loma jer nije podnosila tako velika ciklička opterećenja kakva se pojavljuju u zglobu kuka. Tek 1953. je proizvedena prva metal-metal totalna endoproteza kuka, ali je 1970-ih godina povučena iz uporabe jer ni ona nije podnosila opterećenja kuka. Prvu uspješnu širu primjenu endoproteze kuka doživjele su 1960-ih godina, kada je proizvedena totalna endoproteza slična današnjima: imala je metalnu femuralnu komponentu, polietilensku acetabularnu komponentu i ugrađivala se pomoću koštanog cementa [5]. Od tada je na području operacija zamjene zglobova došlo do velikog napretka s obzirom na poboljšanje tehnike operacije, tehnologije, materijala i opreme.

3.1. Podjela endoproteza zgloba kuka

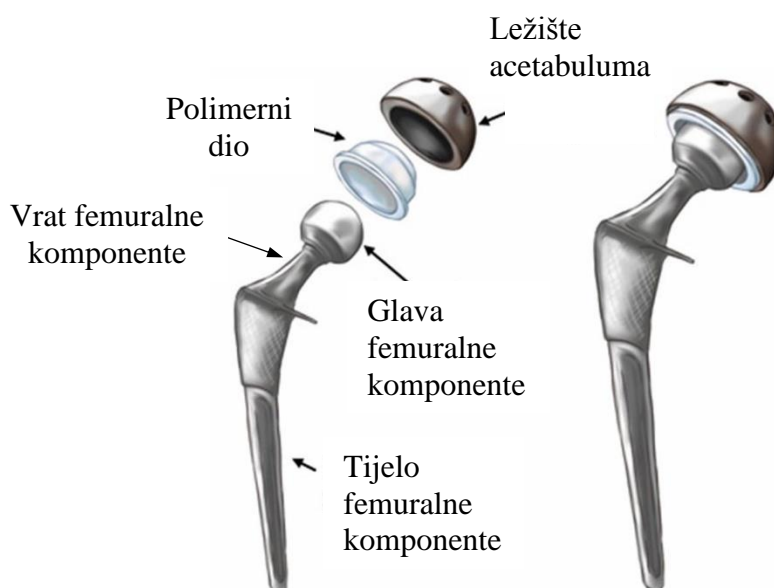
Ovisno o pacijentu i vrsti oštećenja zgloba kuka, određuje se koja će se vrsta endoproteze ugrađivati. Glavna podjela endoproteza zgloba kuka je na potpune ili totalne te djelomične ili parcijalne endoproteze. Parcijalne endoproteze zamjenjuju samo oštećeni dio zgloba, što je najčešće glava femura i to je obično slučaj kod prijeloma kosti u zglobu kuka, dok totalne endoproteze zamjenjuju oba zglobna tijela kuka: glavu femura i acetabularnu čašicu.

Proteze također mogu biti monolitne, što znači da su izrađene iz jednog dijela, te modularne, što znači da se sastoje od više dijelova i potrebno je njihovo sklapanje tijekom operacije.

Monolitne komponente su često jeftinije i manje su sklone koroziji i rastavljanju, ali modularne komponente omogućavaju podešavanje implantata tijekom operacije ili budućih revizijskih operacija jer je moguće, na primjer, zamijeniti samo dio koji predstavlja glavu femura [6].

3.1.1. Totalna endoproteza zgloba kuka

Totalna endoproteza kuka zamjenjuje oba zglobna tijela kuka pa su tako njezine dvije glavne komponente femuralna i acetabularna komponenta. Femuralna komponenta ima glavu, vrat i tijelo, dok se acetabularna komponenta najčešće sastoji od ležišta acetabuluma i čašice, koja je najčešće od polietilena [Slika 8].



Slika 8. Dijelovi totalne endoproteze kuka [4]

Iako se danas najčešće koriste metalna femuralna glava u kombinaciji s polietilenskom acetabularnom čašicom, u uporabi su i druge kombinacije materijala za endoprotezu kuka:

- Keramika-polietilen: glava femuralne komponente izrađena je od keramike, a čašica je od polietilena ili ima prevlaku od polietilena, najčešće UHMWPE-a (engl. ultra-high-molecular-weight-polyethylene).
- Metal-metal: glava femuralne komponente i čašica su izrađene od metala. Iako se 1970-ih odustalo od uporabe ovakvih proteza zbog alergijskih reakcija i olabavljenja, danas se misli da je to bilo uzrokovano lošom konstrukcijom proteza pa se i ova kombinacija materijala vratila u uporabu [5].
- Keramika-metal: glava femuralne komponente je izrađena od keramike, a čašica acetabularne komponente od metala.
- Keramika-keramika: glava femuralne komponente i čašica acetabularne komponente izrađene su od keramike. Ovakve proteze imaju visoku tvrdoću i iznimno mali faktor trenja, ali moraju imati manje promjere glave femuralne komponente, nego što je to slučaj kod uporabe ostalih materijala, što povećava mogućnost iščašenja zgloba [5].

Trup femuralne komponente endoproteze je obično izrađen od legure titana ili legure na bazi kobalta i kroma. Ti materijali su se pokazali najprikladnijima za izradu endoproteza zbog

iznimne biokompatibilnosti, niskog stupnja toksičnosti te svojstava najbližnjih svojstvima kosti. Najzastupljenije tehnologije za izradu endoproteza kuka su lijevanje, kovanje i rezanje iz ploča.

3.1.1.1. Podjela totalnih endoproteza zgloba kuka prema načinu fiksacije

Prema načinu fiksacije, totalne endoproteze možemo podijeliti na cementne, bescementne i hibridne.

Cementne endoproteze fiksiraju se za kost korištenjem koštanog cementa. Koštani cement je masa koja se sastoji od polimetil-metakrilata (PMMA) te se kirurzima isporučuje u obliku tekućine u zapečaćenoj staklenoj ampuli i praha u vrećici. Kada se tekućina i prah smiješaju, započinje brzi proces polimerizacije. Tekućina i prah se stoga miješaju tijekom same operacije te se stavljaju u kanal u bedrenoj kosti koji predstavlja ležište tijela endoproteze. Zatim se u tu smjesu utisne trup endoproteze, nakon čega se smjesa stvrdne i tako se endoproteza fiksira. Koštani cement povećava dodirnu površinu između endoproteze i ležišta oblikovanog u bedrenoj kosti te se opterećenje raspoređuje po većoj površini. Najveći nedostatak endoproteza fiksiranih na ovaj način je oštećenje ležišta nakon određenog broja godina korištenja endoproteze [7]. Zbog toga se ovaj način fiksacije upotrebljava kod starijih i manje aktivnih osoba sa slabijom kvalitetom kosti, kod kojih postoji opasnost prijeloma tijekom ugradnje trupa endoproteze.

Bescementne endoproteze imaju izravan kontakt između trupa endoproteze i ležišta u bedrenoj kosti. Endoproteza se u ovom slučaju fiksira urastanjem koštanog tkiva na površinu endoproteze. To je omogućeno time što bescementne endoproteze imaju hrapavu i poroznu površinu koja oponaša površinu kosti. Ovakve endoproteze su obično duže i veće od cementnih te se lakše i brže ugrađuju. Revizija ovakvih endoproteza je lakša od revizije cementnih endoproteza, ali oporavak nakon ugradnje traje duže.

Kod ugradnje hibridnih endoproteza, jedna komponenta (obično femuralna) se fiksira pomoću koštanog cementa, dok se druga komponenta (obično acetabularna) fiksira bescementno. Ova vrsta fiksacije se najčešće primjenjuje kod mladih i aktivnijih pacijenata jer je manji gubitak kosti acetabuluma zdjelice.

3.1.2. *Parcijalna endoproteza zgloba kuka*

Parcijalna ili djelomična endoproteza zamjenjuje samo oštećeni ili bolesni dio zgloba. To je obično slučaj kod prijeloma u zglobu kuka, a najčešće se zamjenjuje glava femura. Nakon ugradnje takve proteze zgloba kuka, umjetna femuralna glava rotira unutar prirodnog acetabuluma zdjelice. Najveći problem pri tome je to što prirodna hrskavica teško ostaje zdrava kada je pritisnuta na metalnu površinu, što je ovdje slučaj. Jedini pacijenti koji imaju mogućnost ugradnje ovakve endoproteze su oni koji nemaju artritis i koji imaju zdravu acetabularnu hrskavicu. Glavna prednost parcijalnih nad totalnim endoprotezama je veća stabilnost. Uz to, operacija traje kraće i manji su gubici krvi tijekom operacije.

3.1.3. *Potpuna pokrovna proteza zgloba kuka*

Kod potpune pokrovne proteze zgloba kuka (engl. hip resurfacing) mijenja se samo istrošeni dio zgloba kuka. Odstranjuje se zglobna hrskavica, a zglobne plohe femuralne glave i acetabularne čašice se presvlače metalnom protezom. Proteza se sastoji od metalne kape koja se stavlja na glavu femura i od metalne čašice koja se stavlja u acetabulum zdjelice. Obično se ugrađuje mlađim pacijentima koji imaju zdravo koštano tkivo. S obzirom na to da se uklanja jako malo koštanog tkiva, na kraju su glava femura i čašica acetabuluma gotovo jednake veličine kao i prirodne pa je kod ovakvih endoproteza najmanja mogućnost iščašenja zgloba. Međutim, veća je mogućnost loma vrata femura, što znači da će pacijenti s ovakvom protezom naposljetku protezu morati zamijeniti totalnom endoprotezom.

4. 3D SKENIRANJE UZORKA ENDOPROTEZE ZGLOBA KUKA

Već postojeći primjerak endoproteze kuka [Slika 9] bilo je potrebno skenirati 3D skenerom kako bi se iz snimke dobio CAD model femuralne komponente endoproteze te odgovarajuća geometrija na kojoj je moguće provesti analizu opterećenja u programskom paketu *Abaqus*.



Slika 9. Endoproteza zgloba kuka

Skeniranje i izrada CAD modela femuralne komponente provedeni su u tvrtci TEH-CUT d.o.o.. Skeniranje je provedeno pomoću ATOS uređaja te je oblak točaka obrađen u softveru GOM Inspect 2016. CAD model je izrađen u softveru Geomagic Design X.

Prije početka skeniranja, potrebno je provesti kalibraciju (umjeravanje) 3D skenera kako bi dobiveni rezultati bili točni te pripremiti uzorak za skeniranje. Kalibracija se provodi pomoću kalibracijske ploče poznatih karakteristika [Slika 10]. Najprije je potrebno izmjeriti temperaturu kalibracijske ploče te taj podatak unijeti u softver, nakon čega može započeti kalibracija. Postupak kalibracije se provodi pomoću snimanja 18 karakterističnih pozicija kroz koje vodi softver. Kada je kalibracija završena i zadovoljavajuća, skener je spreman za uporabu.



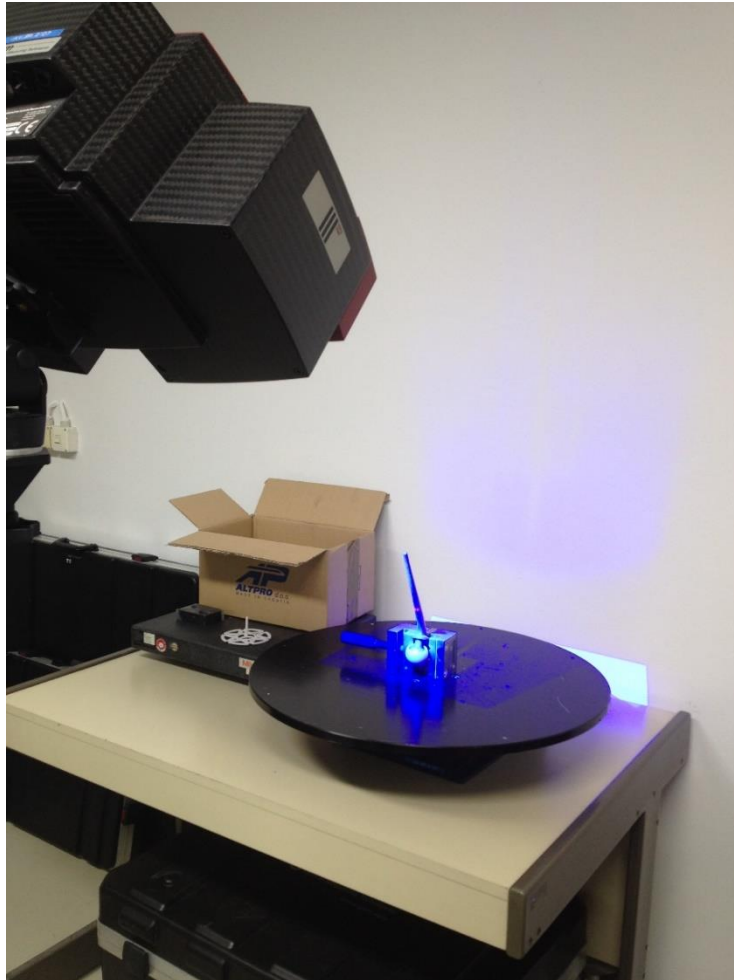
Slika 10. Kalibracija 3D skenera

Prvi korak u pripremi uzorka čini čišćenje uzorka kako na njemu ne bi bilo nečistoća i stranih tijela. Nakon toga se na uzorak pincetom lijepe referentne točke [Slika 11]. Pomoću referentnih točaka uređaj se referencira u prostoru te nakon skeniranja uzorka iz više pozicija, softver automatski prepoznaje referentne točke i preko njih povezuje, odnosno spaja pojedine skenove, iz čega se dobije jedinstveni oblak točaka i geometrija uzorka. Isto tako je potrebno matirati sve sjajne površine na uzorku, što je u ovom slučaju bila glava femuralnog dijela jer snimanjem sjajnih površina dolazi do dvostruke refleksije svjetlosti od površine te dobiveni rezultati nisu zadovoljavajući. Za matiranje se koristi sprej otopine titanovog dioksida u alkoholu koji je bijele boje. Nakon matiranja moramo očistiti referentne točke kako bi bile vidljive uređaju.



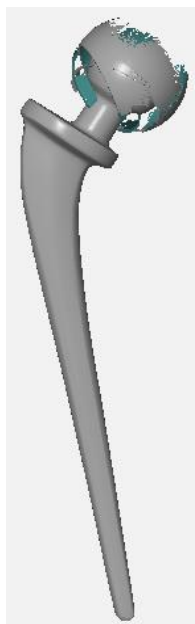
Slika 11. Uzorak endoproteze s referentnim točkama

Uzorak je zatim potrebno pričvrstiti na rotacijski stol uređaja kako bi bio fiksiran i kako se ne bi pomicao tijekom snimanja. Uzorak je pričvršćen jednostavnom steznom napravom, nakon čega je skeniran [Slika 12]. S obzirom da nije bilo moguće skinuti polietilensku čašicu koja se nalazi na glavi femuralne komponente, geometrija glave je dobivena tako što je izmjeren radijus kugle na dijelu koji je bio vidljiv skeneru.



Slika 12. Skeniranje uzorka endoproteze kuka

Kada se snimanje pokrene, kamere snime prvu snimku u prvom položaju rotacijskog stola, nakon čega se stol zakreće za 45° i tada kamere snimaju iduću snimku i tako sve dok rotacijski stol ne napravi puni krug. Skenovi se međusobno spajaju spajanjem istih referentnih točaka na dvije različite snimke. Za to su potrebne četiri referentne točke koje se vide iz različitih pozicija. Od toga se tri točke odabiru ručno, a ostale softver sam prepozna. Kada se sve potrebne snimke spoje, iz njih se može dobiti potrebni oblak točaka na temelju kojeg se dolazi do STL datoteke [Slika 13], iz koje se dalje može izraditi CAD model [Slika 14].



Slika 13. Dobiveni oblak točaka

STL datoteka se može učitati u softver Geomagic Design X, gdje se iz površina dobivenih 3D skeniranjem stvaraju površine koje im odgovaraju te kada je model gotov, dalje se može učitati u programski paket *Abaqus* te izvršiti statička analiza za zadano opterećenje.

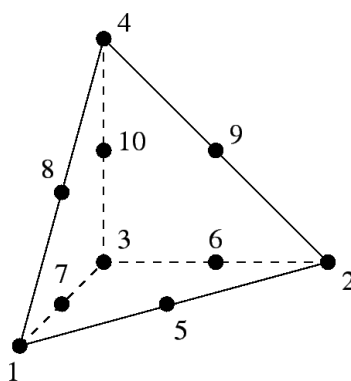


Slika 14. Dobiveni model femuralne komponente endoproteze

5. ANALIZA OPTEREĆENJA U PROGRAMSKOM PAKETU ABAQUS

Provedena je statička analiza za zadano opterećenje na femuralnu komponentu endoproteze, karakteristično za hod čovjeka. Iz rezultata analize može se odrediti mjesto najveće koncentracije naprezanja na endoprotezi.

U analizi su korišteni tetraedarski elementi drugog reda C3D10 [Slika 15] s deset čvorova i 30 stupnjeva slobode (tri stupnja slobode u svakom čvoru). Više o korištenom elementu može se pronaći u *Abaqus* tutorialu.



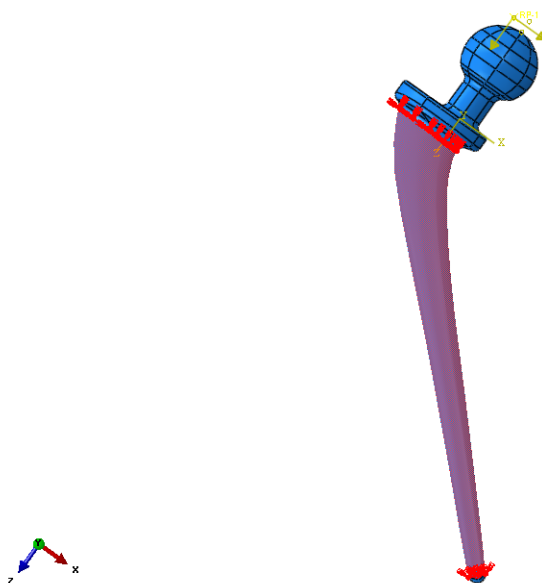
Slika 15. Element C3D10

Analiza je provedena tako da se u programski paket *Abaqus* učitao dobiveni model femuralne komponente endoproteze u STL formatu, nakon čega mu je dodijeljen materijal. Izabrani materijal je titan s obzirom da se titan i titanove legure, uz legure na bazi kobalta i kroma, najčešće koriste za izradu endoproteza. Karakteristike materijala potrebne za proračun prikazane su u tablici [Tablica 1].

Tablica 1. Svojstva titana

Youngov modul elastičnosti [GPa]	110,3
Poissonov faktor [-]	0,32

Zatim su definirani sklop i korak opterećenja, nakon čega je potrebno definirati rubne uvjete [Slika 16] i opterećenje [Slika 17].



Slika 16. Obojana površina na kojoj su pomaci u svim smjerovima jednaki nuli

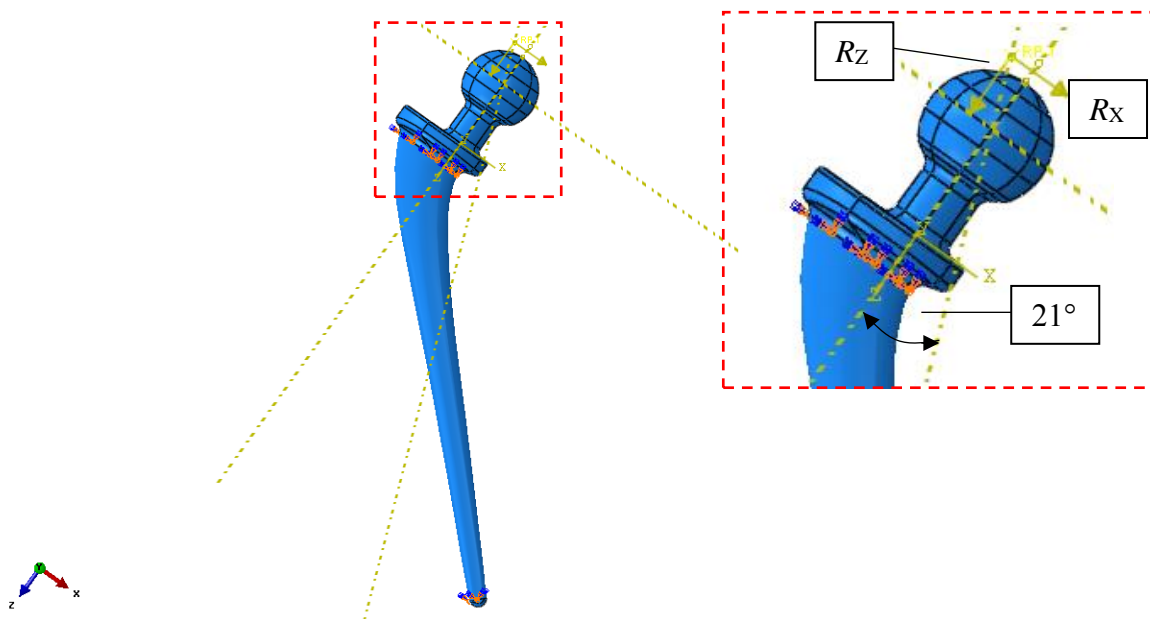
Za rubne uvjete spriječeni su svi pomaci na površini tijela femuralne komponente s obzirom da se taj dio nalazi unutar femura, vezan za kost koštanim cementom ili samom kosti i spriječeno je njegovo pomicanje. Površina koja je na slici ružičaste boje je površina na kojoj su svi pomaci svih čvorova jednaki nuli, što će se kasnije vidjeti u raspodjeli pomaka.

Za opterećenje je postavljena koncentrirana sila u referentnu točku koja se nalazi iznad glave femuralne komponente na pravcu u čijem smjeru sila djeluje. Funkcijom *Coupling* koncentrirana sila je prenesena na cijelu površinu glave femuralne komponente [Slika 18]. Koncentrirana sila je jednaka rezultirajućoj sili R koja djeluje na zglob kuka pri hodanju te djeluje pod 16° u odnosu na vertikalnu. Kada se taj kut zbroji s Q kutom koji iznosi 13° , dobije se ukupni kut od 29° . Pod tim kutem rezultirajuća sila djeluje u odnosu na uzdužnu os tijela femuralne komponente. Uzdužna os vrata (koja prolazi i središtem glave) i uzdužna os tijela femuralne komponente su međusobno pod kutem od 130° . Oduzimanjem dobivenih 29° od 50° (koji se dobiju kada se od 180° oduzme 130°), dobije se kut pod kojim rezultirajuća sila R djeluje u odnosu na uzdužnu os vrata. Upravo se na toj osi nalazi središte glave, kroz koje rezultirajuća sila R prolazi [Slika 17] i ta os odgovara osi z u modelu. Kao što je već spomenuto, iznos sile pri normalnom hodu odgovara iznosu 238% težine čovjeka. Pretpostavlja se da čovjek ima masu 90 kg. Rezultirajuća sila stoga iznosi 1765,8 N (1). Preko geometrije se rezultirajuća sila R rastavlja na vertikalnu (R_z) i horizontalnu (R_x) komponentu (2), (3).

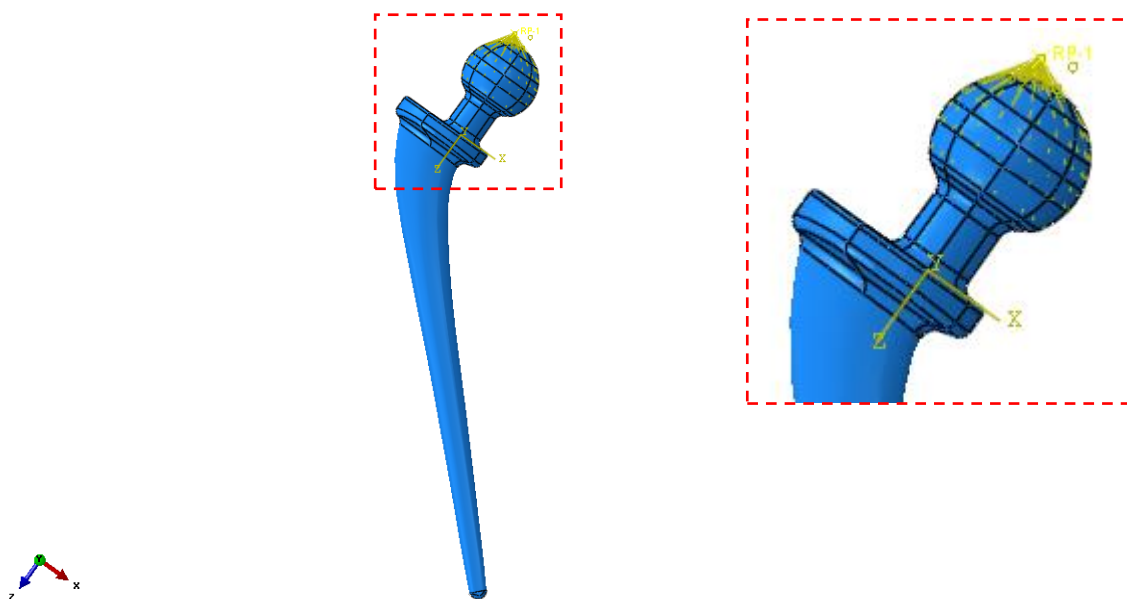
$$R = 2,38 \cdot T = 2,38 \cdot 90 \cdot 9,81 = 1765,8 \text{ N} \quad (1)$$

$$R_Z = R \cdot \cos(21^\circ) = 1648,5163 \text{ N} \quad (2)$$

$$R_X = R \cdot \sin(21^\circ) = 632,8061 \text{ N} \quad (3)$$



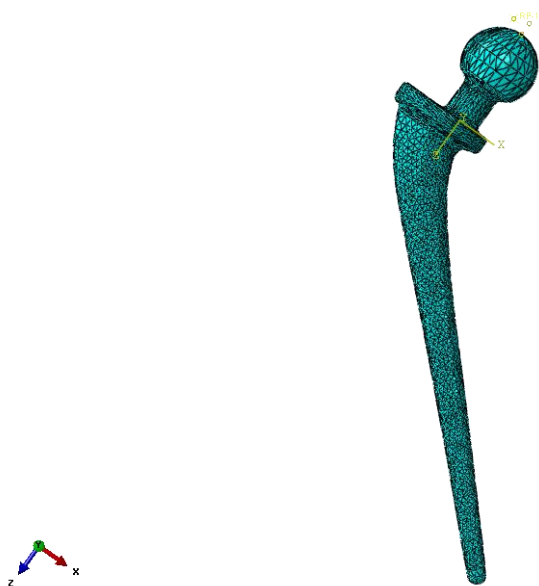
Slika 17. Zadano opterećenje



Slika 18. Sila prenesena na cijelu površinu glave

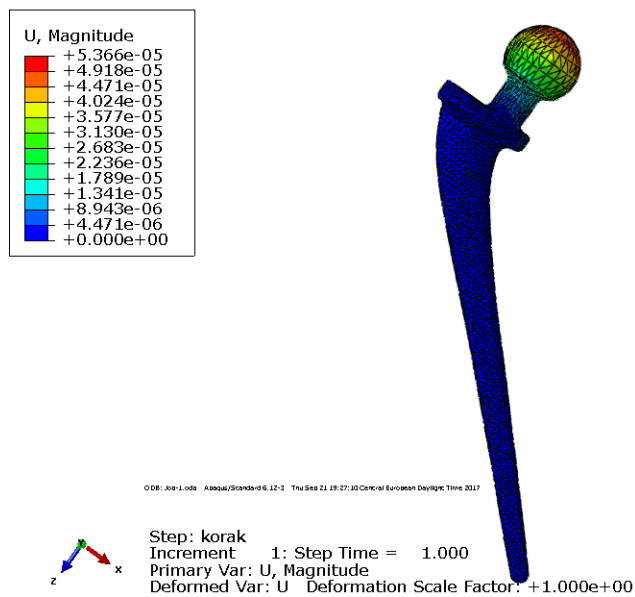
Na prikazanim slikama se vidi kako su neke površine modela particionirane, odnosno ravninama podijeljene na više površina zbog bolje raspodjele konačnih elemenata na tim dijelovima.

Kada su postavljeni rubni uvjeti i opterećenje, stvara se mreža konačnih elemenata na modelu (*Mesh*) [Slika 19].

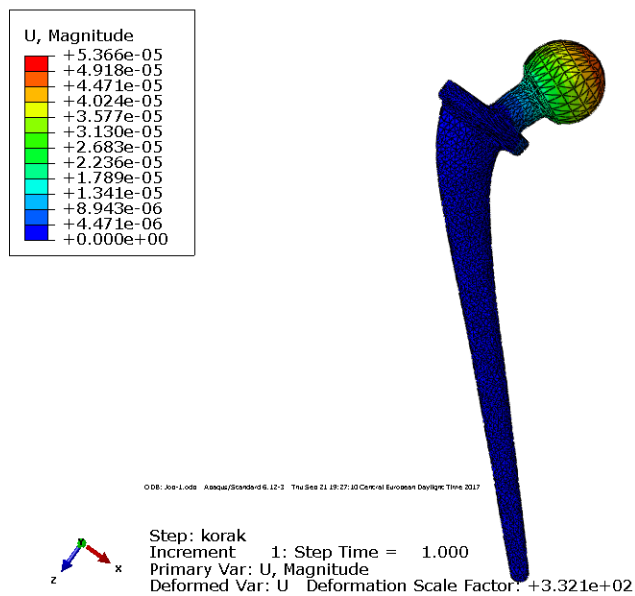


Slika 19. Mreža konačnih elemenata na modelu

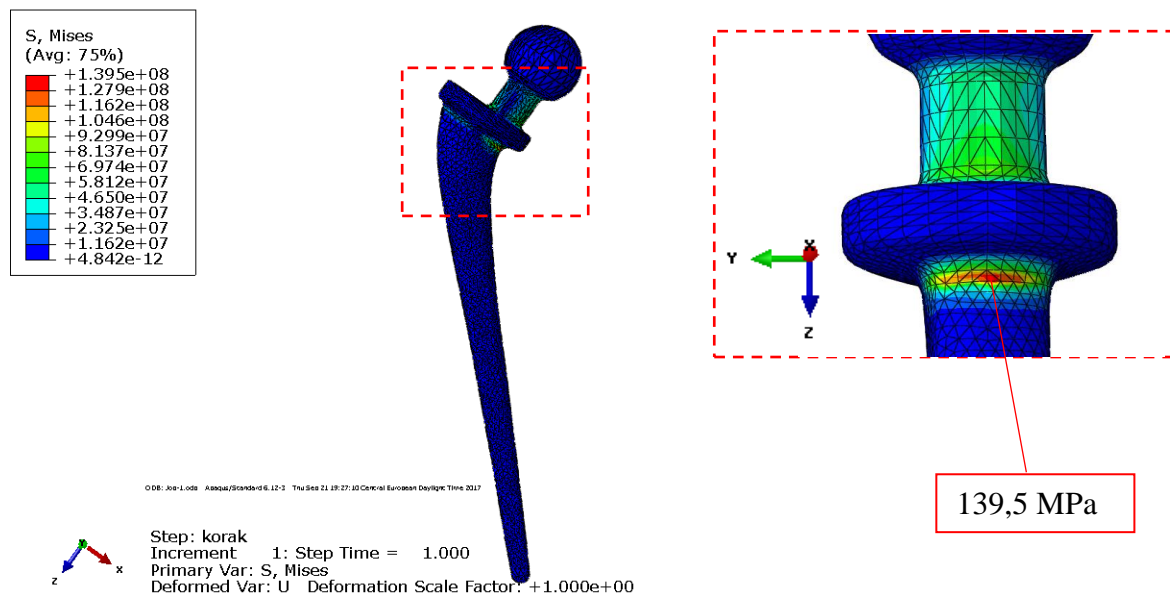
Nakon što je proračun proveden, iz rezultata se mogu iščitati pomaci i naprezanja. Raspodjela pomaka U je prikazana u stvarnom omjeru [Slika 20] te s faktorom uvećanja 332 [Slika 21] zbog lakše vizualizacije pomaka. Vidi se da su pomaci na tijelu endoproteze jednaki nuli jer su tako zadani rubni uvjeti, a najveći pomaci se javljaju na glavi femuralne komponente. Iz raspodjele naprezanja [Slika 22] se može vidjeti da do koncentracije naprezanja dolazi ispod ovratnika endoproteze. Mjesto s najvećom koncentracijom naprezanja je najvjerojatnije mjesto inicijacije pukotine u slučaju da se ona ne olabavi. Zbog koncentracije naprezanja ispod tog dijela najčešće dolazi do gubitka koštanog tkiva. Gubitak koštanog tkiva može dovesti do olabavljenja endoproteze, odnosno do slabljenja veze između endoproteze i koštanog tkiva.



Slika 20. Raspodjela pomaka s faktorom uvećanja 1

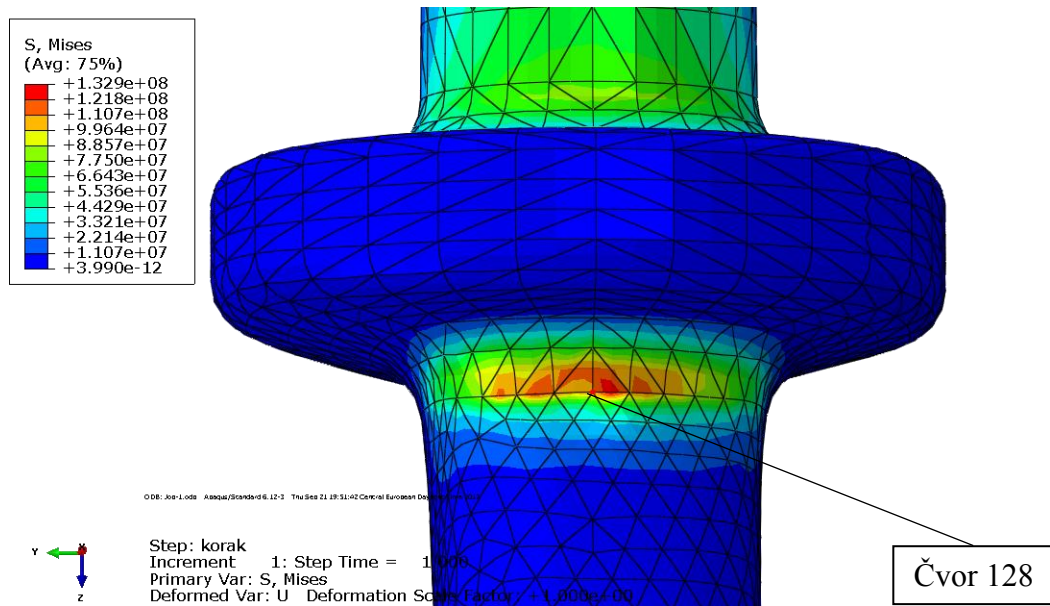


Slika 21. Raspodjela pomaka s faktorom uvećanja 332

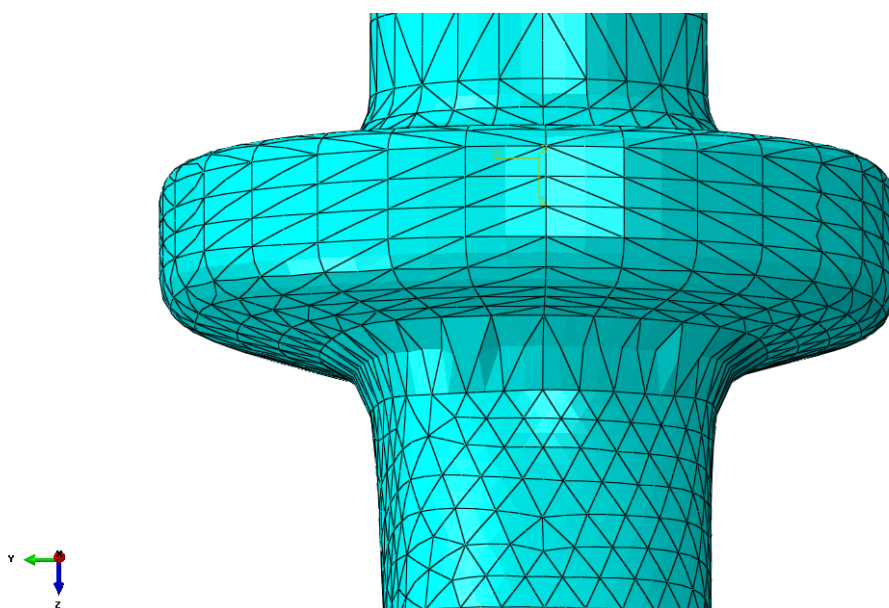


Slika 22. Raspodjela ekvivalentnih napreznja pri zadanim uvjetima s faktorom uvećanja 1

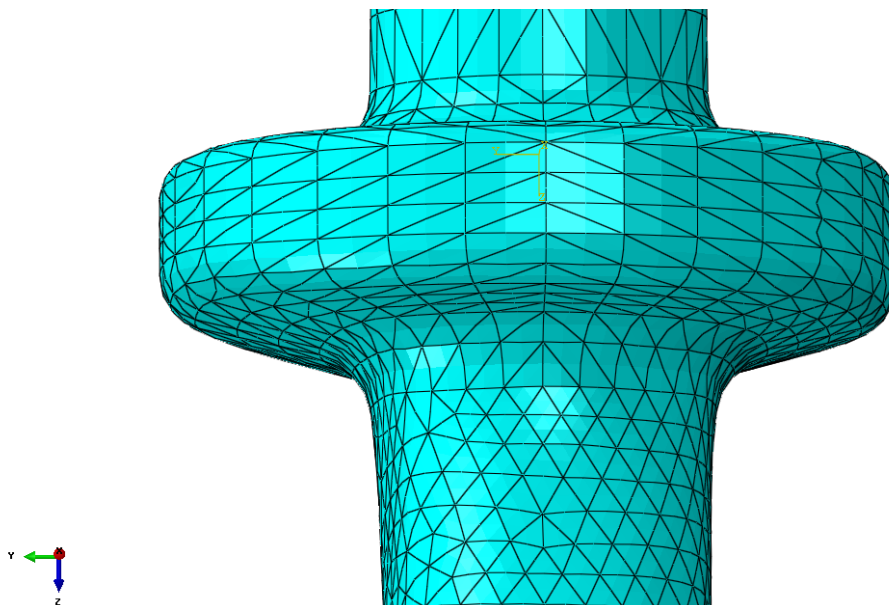
Konvergencija rješenja za čvor na području endoproteze s maksimalnom koncentracijom napreznja [Slika 23] prikazana je u tablici [Tablica 2] i u dijagramu [Slika 29]. Konvergencija rješenja napravljena je profinjenjem mreže konačnih elemenata na radijusu ispod ovratnika endoproteze gdje dolazi do koncentracije napreznja. Profinjenje mreže je ostvareno povećavanjem broja elemenata po svim rubovima na unutar tog radijusa, što je prikazano na slikama [Slika 24], [Slika 25], [Slika 26], [Slika 27], [Slika 28]. Pokazalo se da rješenje konvergira već nakon trećeg profinjenja mreže, što znači da je zadovoljavajuć broj elemenata po rubovima na tom radijusu tri.



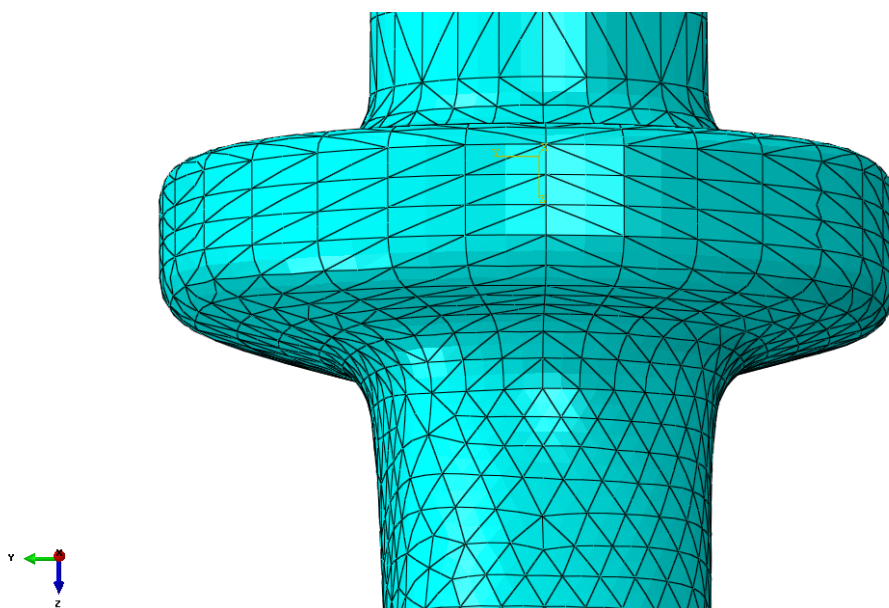
Slika 23. Čvor za koji je prikazana konvergencija rješenja



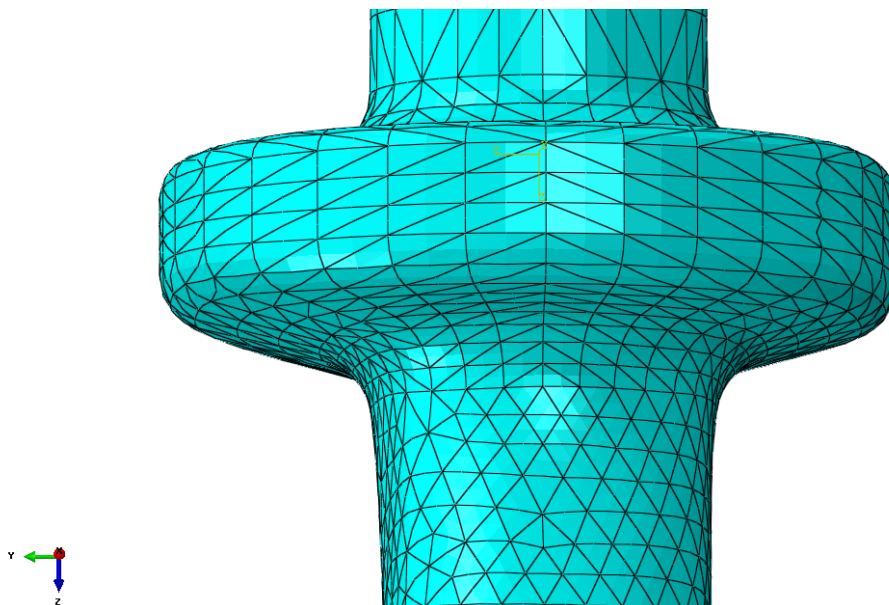
Slika 24. Mreža konačnih elemenata s jednim elementom na svakom rubu na zadanom radijusu



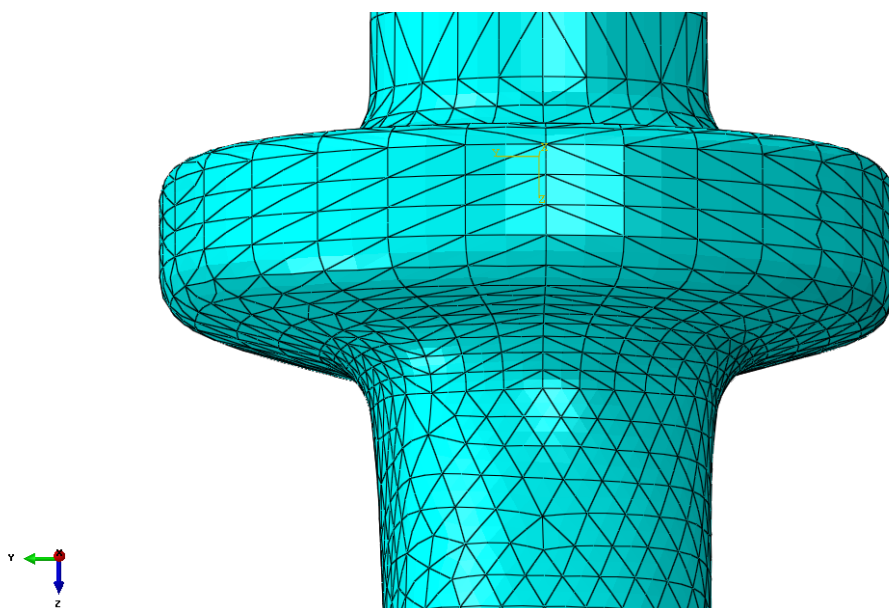
Slika 25. Mreža konačnih elemenata s dva elementa na svakom rubu na zadanom radijusu



Slika 26. Mreža s tri elementa na svakom rubu na zadanom radijusu



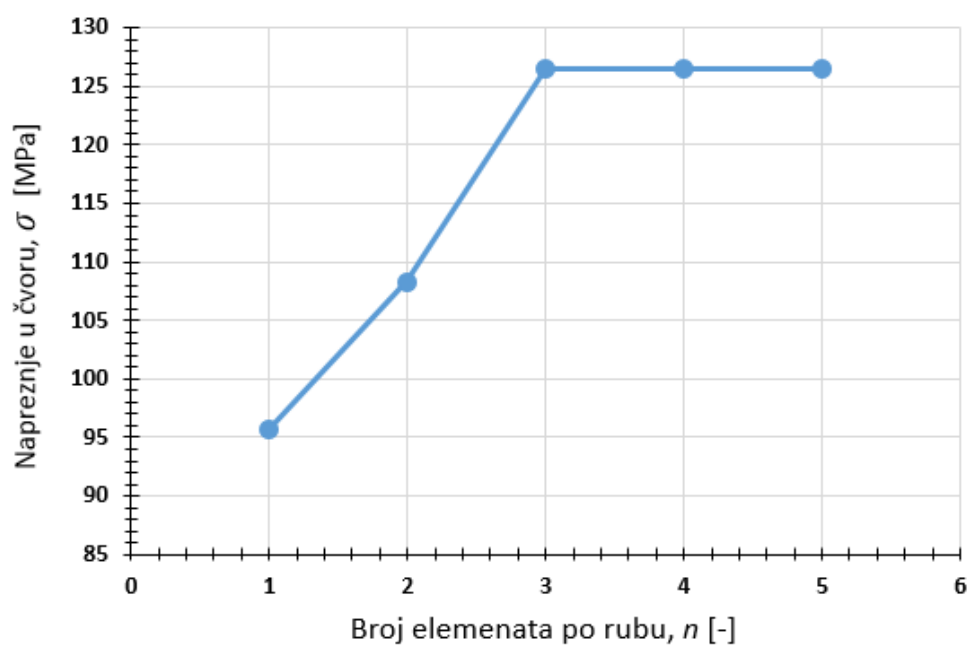
Slika 27. Mreža s četiri elementa na svakom rubu na zadanom radijusu



Slika 28. Mreža s pet elemenata na zadanom radijusu

Tablica 2. Konvergencija rješenja

Broj elemenata po rubovima	Iznos naprezanja [MPa]
1	95,741
2	108,833
3	126,430
4	126,500
5	126,509



Slika 29. Dijagram konvergencije rješenja u čvoru 128

Iz tablice i dijagrama konvergencije jasno se vidi da je konvergencija postignuta već nakon trećeg profinjenja mreže.

6. ZAKLJUČAK

Endoproteze zgloba kuka se neprestano razvijaju i provode se mnogobrojna istraživanja na tu temu. S obzirom da se nakon operacije kuka većina pacijenata bavi tek svakodnevnim aktivnostima, od kojih zglob kuka najviše opterećuju hodanje te penjanje i spuštanje niz stepenice, najviše se ispitivanja bavi upravo time.

Za izradu ovog rada već postojeći uzorak endoproteze kuka je skeniran 3D skenerom, iz čega je dobiven CAD model na kojem je provedena numerička simulacija metodom konačnih elemenata.

Nakon prilagodbe dobivene geometrije, provedena je statička analiza za zadano opterećenje, karakteristično za normalan hod čovjeka, na femuralnu komponentu endoproteze. Cilj analize bio je odrediti mjesto koncentracije naprezanja na femuralnoj komponenti endoproteze. Iz dobivene raspodjele naprezanja, vidljivo je da se najveća naprezanja pojavljuju ispod ovratnika s unutarnje strane endoproteze te se zaključuje da bi u slučaju loma endoproteze upravo to bilo mjesto inicijacije pukotine.

Osim raspodjele naprezanja, prikazana je i dobivena raspodjela pomaka femuralne komponente u tim uvjetima opterećenja. Također je prikazana i konvergencija rješenja za čvor koji se nalazi na mjestu koncentracije naprezanja, a iz tog prikaza se vidi da je konvergencija postignuta.

LITERATURA

- [1] Faller, A., Schuenke, M.: The Human Body, Thieme, Stuttgart, 2004.
- [2] Ruszkowski, I., Orlić, D., Muftić, O.: Endoproteza zgloba kuka, Jugoslavenska medicinska naklada, Zagreb, 1985.
- [3] Hip contact forces and gait patterns from routine activities,
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929001000409>
Zadnje pristupano: 16.09.2017.
- [4] Total Hip Replacement
<http://orthoinfo.aaos.org/topic.cfm?topic=A00377>
Zadnje pristupano: 16.09.2017.
- [5] Total Hip Arthroplasty
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3257425/>
Zadnje pristupano: 17.09.2017.
- [6] Custom and Modular Components in Primary Total Hip Replacement
https://www.researchgate.net/publication/13856716_Custom_and_Modular_Components_in_Primary_Total_Hip_Replacement
Zadnje pristupano: 17.09.2017.
- [7] Shanbhag, A., Rubash, H.E., Jacobs, J.J.: Joint Replacement and Bone Resorption, Taylor & Francis, New York, 2006.
- [8] https://en.wikipedia.org/wiki/Genu_valgum
- [9] https://en.wikipedia.org/wiki/Coxa_valga
- [10] Sorić, J.: Metoda konačnih elemenata, Golden Marketing, Zagreb, 2004.

PRILOZI

I. CD-R disc