

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Zvonimir Tomičević

Zagreb, 2008.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Voditelj rada:

Doc. dr. sc. Janoš Kodvanj

Zvonimir Tomičević

Zagreb, 2008.

Izjavljujem da sam rad radio samostalno koristeći se stečenim znanjem, navedenom literaturom i opremom Laboratorija za eksperimentalnu mehaniku.

Zahvaljujem mentoru doc. dr. sc. Janošu Kodvanju, na uloženom trudu, podršci, usmjeravanju u radu te ugodnoj suradnji pri izradi ovog rada.

Također zahvaljujem asistentu dipl. ing. Anti Bakiću na pomoći kod korištenja servohidrauličke kitalice te korisnim savjetima prilikom pripreme i provedbe ispitivanja.

Ispitne uzorke ustupila je tvrtka Instrumentaria d.d. na čemu im iskreno zahvaljujem kao i na susretljivosti i korisnim savjetima tijekom provedbe ispitivanja.

Posebno se zahvaljujem svojoj obitelji za cjelokupnu podršku tijekom studija.

Sadržaj:

Sažetak.....	I
Popis oznaka.....	II
Popis slika.....	III
Popis tablica.....	V
1. Uvod.....	1
2. Hipoteza.....	3
3. Zglob kuka.....	4
4. Endoproteza zgloba kuka.....	8
4.1 Dijelovi endoproteze zgloba kuka.....	8
4.2 Ugradnja endoproteze zgloba kuka.....	9
4.3 Vrsta endoproteze zgloba kuka.....	12
4.4 Tipovi endoproteza zgloba kuka s obzirom na tehnologiju izrade i vrstu materijala.....	14
5. Ispitivanje endoproteza zgloba kuka po normi ISO 7206-4.....	21
5.1 Domena norme ISO 7206-4.....	21
5.2 Princip test metode.....	21
5.3 Materijali.....	21
5.4 Instrumenti za provedbu ispitivanja.....	21
5.5 Procedura provedbe ispitne norme ISO 7206-4.....	22
6. Eksperimentalno dinamičko ispitivanje endoproteza zgloba kuka.....	26
6.1 Priprema ispitivanja endoproteze zgloba kuka.....	26
6.2 Provedba ispitivanja endoproteze zgloba kuka.....	31
7. Eksperimentalni rezultati ispitivanja.....	34
7.1 Rezultati ispitivanja cementnog odljevka endoproteze Müller izrađene iz slitine CoCrMo.....	34
7.2 Rezultati ispitivanja otkivka endoproteze Müller izrađene iz nehrđajućeg (CrNi) čelika.....	35
7.3 Rezultati ispitivanja otkivka endoproteze Müller izrađene iz slitine Ti ₆ Al ₄ V.....	36
7.4 Rezultati ispitivanja endoproteze Müller rezane iz ploče iz materijala Ti ₆ Al ₄ V.....	37
8. Ispitivanje endoproteze zgloba kuka metodom konačnih elemenata.....	39
8.1 Izrada modela i 3D dijelova.....	40
8.2 Parametri korišteni tijekom numeričke analize modela.....	42
8.3 Generiranje mreže konačnih elemenata.....	42
8.4 Zadavanje kontakata.....	44
8.5 Zadavanje rubnih uvjeta i opterećenja.....	45
8.6 Analiza rezultata dobivenih metodom konačnih elemenata.....	46

8.6.1 Analiza pomaka glave endoproteze zgloba kuka.....	46
8.6.2 Analiza deformacija i naprezanja na endoprotezi zgloba kuku.....	49
9. Zaključak.....	53
10. Literatura.....	54
Prilog.....	56

Sažetak

Sve veća životna dob stanovništva, način života, nepravilna ishrana, veća tjelesna težina i smanjena fizička aktivnost samo su neki od razloga koji dovode do učestalijih pojava artroze, smanjene pokretljivosti i povećanja boli zgloba kuka. Endoproteze predstavljaju kliničko rješenje koje bi trebalo u odgovarajućoj mjeri otkloniti navedene pojave. S biomehaničkog stanovišta osnovni uvjet endoproteze je zadržati funkcionalnost kroz cijelo vrijeme eksploatacije.

U ovom radu provedeno je dinamičko ispitivanje izdržljivosti endoproteze zgloba kuka u skladu sa normama ISO7206-1 do ISO7206-8. Odabrani su uzorci izrađeni od različitih medicinskih materijala te dobiveni različitim tehnologijama izrade koje se danas koriste u proizvodnji endoproteza. Dobiveni rezultati osim same verifikacije proizvoda koristit će se i u razvoju novog proizvoda.

Ključne riječi: dinamičko ispitivanje, endoproteza zgloba kuk, zamorna čvrstoća

Summary

The increasing life time expectancy, life style, irregular diet, the increasing body mass together with decreasing physical activity are some of the reasons that lead to frequent incurrence of the arthrosis, reduced mobility and increasing pain in the hip joint region. Hip joint prostheses are the clinical solution that should sufficiently overcome these problems. From the biomechanical point of view hip joint prostheses should maintain life time functionality.

In this paper dynamic determination of endurance properties of hip joint prostheses was carried out according to the international standards ISO7206-1 - ISO7206-8. Specimens used in the experiments were made from different medical materials and produced with different technologies which are currently used in the hip joint prostheses production. Beside product verification, the obtain results will be used in new product developments.

Keywords: cycle test, hip joint prosthesis, fatigue test

Popis oznaka

R_m	[MPa]	- vlačna čvrstoća
$R_{p0,2}$	[MPa]	- konvencionalna granica razvlačenja
A	[%]	- postotak produljenja nakon loma
(m_{el}/m_{uk})	[%]	- udio kemijskog elementa u slitini
E	[MPa]	- modul elastičnosti
CT	[mm]	- udaljenost između centra glave i najudaljenije točke trupa endoproteze
KL		- os koja spaja polovišta bočnog presjeka endoproteze na udaljenosti od $0,1 \times CT$ i $0,4 \times CT$
α	[°]	- kut torzije femura
β	[°]	- kut anteverzije femura
D	[mm]	- vertikalna udaljenost od centra glave ispitnog uzorka do razine medija za učvršćenje
f	[Hz]	- frekvencija
S_{min}	[mm]	- eksperimentalno dobiveni minimalni vertikalni pomak
S_{max}	[mm]	- eksperimentalno dobiveni maksimalni vertikalni pomak
ν		- Poissonov koeficijent
F	[N]	- sila
u_1	[mm]	- numerički dobiven pomak u x osi
u_2	[mm]	- numerički dobiven pomak u y osi
u_3	[mm]	- numerički dobiven pomak u z osi
ε		- deformacije
σ	[N/mm ²]	- naprezanja
σ_{ekv}	[N/mm ²]	- ekvivalentna naprezanja po Von Misesu

Popis slika

- Slika 1. Građa zgloba kuka
Slika 2. Kolodijafizarni kut ili CCD-kut
Slika 3. (A) Normalne vrijednosti CCD kuta, (B) coxa valga, (C) coxa vara
Slika 4. Kut torzije femura
Slika 5. PE-kut
Slika 6. Wibergov kut
Slika 7. Acetabularna komponenta endoproteze
Slika 8. Femuralna komponenta endoproteze
Slika 9. Odstranjivanje glave femura
Slika 10. Čišćenje acetabuluma
Slika 11. Umetanje ležišta acetabuluma
Slika 12. Oblikovanje ležišta u kosti femura
Slika 13. Umetanje trupa endoproteze
Slika 14. Umetanje metalne glave na vrat endoproteze
Slika 15. Završetak izmjene zgloba kuka
Slika 16. (A) parcijalna endoproteze, (B) totalna endoproteza
Slika 17. Cementna endoproteza zgloba kuka
Slika 18. Bescementna endoproteza zgloba kuka
Slika 19. Kovanje trupa endoproteza zgloba kuka
Slika 20. Električno taljenje
Slika 21. Električno lijevanje u kalup za izradu endoproteza
Slika 22. Endoproteza Müller izrađena iz slitine CoCrMo
Slika 23. Endoproteza Müller izrađena iz nehrđajućeg (CrNi) čelika
Slika 24. Endoproteza Müller izrađena iz slitine Ti₆ Al₄V
Slika 25. Endoproteza Müller izrađena rezanjem iz ploče iz slitine Ti₆ Al₄V
Slika 26. Glavne odredbe ispitnog uzorka za ispitivanja
Slika 27. Orijentacija ispitnog uzorka tijekom ispitivanja
Slika 28. Posuda za držanje ispitnog uzorka i medija za učvršćenje
Slika 29. Postolje posude
Slika 30. Konektor za opterećenje glave endoproteze
Slika 31. Metalni dio konektora za opterećenje glave endoproteze
Slika 32. Polietilenski dio konektora za opterećenje glave endoproteze
Slika 33. Pozicionirana endoproteza zgloba kuka na improviziranom stalku
Slika 34. A), B) Kolinearnost centra glave endoproteze i osi opterećenja dinamičke kidalice
Slika 35. Servohidraulička kidalica LFV 50-HH s upravljačkom jedinicom
Slika 36. A), B) Nalijeganje konektora na glavu endoproteze
Slika 37. Odljevka endoproteze Müller izrađene iz nehrđajućeg (CrNi) čelika i epoksidna smola nakon ispitivanja
Slika 38. Dijagram pomak–ciklusi za cementni odljevak endoproteze Müller izrađene iz slitine CoCrMo
Slika 39. Dijagram pomak–ciklusi za otkivak endoproteze Müller izrađene iz nehrđajućeg (CrNi) čelika
Slika 40. Dijagram pomak–ciklusi za otkivak endoproteze Müller izrađene iz slitine Ti₆ Al₄V
Slika 41. Dijagram pomak–ciklusi za endoprotezu Müller rezanu iz ploče izrađenu iz slitine Ti₆ Al₄V
Slika 42. 3D model endoproteze Müller
Slika 43. 3D model acetabuluma

Slika 44. 3D model acetabuluma

Slika 45. Žičani 3D model acetabuluma

Slika 46. 3D model ploče za prijenos opterećenja

Slika 47. Generirana mreža konačnih elemenata na endoprotezi

Slika 48. Generirana mreža konačnih elemenata na epoksidnoj smoli

Slika 49. Generirana mreža konačnih elemenata acetabuluma

Slika 50. Generirana mreža konačnih elemenata na ploči

Slika 51. Kontaktne površine

Slika 52. Rubni uvijeti i opterećenje prilikom numeričke analize

Slika 53. Vertikalni pomaci na endoprotezi zgloba kuka pri opterećenju od 1000 N

Slika 54. Horizontalni pomaci u smjeru osi x na endoprotezi zgloba kuka pri opterećenju od 1000 N

Slika 55. Horizontalni pomaci u smjeru osi z na endoprotezi zgloba kuka pri opterećenju od 1000 N

Slika 56. Dijagram ovisnosti pomaka o sili

Slika 57. Maksimalne deformacije pri opterećenju od 1000 N

Slika 58. Dijagram ovisnosti maksimalnih deformacija o sili

Slika 59. Naprezanje po Misesu pri opterećenju od 1000 N

Slika 60. Dijagram ovisnosti naprezanje o sili

Popis tablica

Tablica 1. Mehanička svojstva slitine CoCrMo

Tablica 2. Kemijski sastav slitine CoCrMo

Tablica 3. Mehanička svojstva nehrđajućeg (CrNi) čelika

Tablica 4. Kemijski sastav nehrđajućeg (CrNi) čelika

Tablica 5. Mehanička svojstva titanske slitine Ti₆Al₄V

Tablica 6. Kemijski sastav titanske slitine Ti₆Al₄V

Tablica 7. Parametri orijentacije ispitnog uzorka

Tablica 8. Očitane vrijednosti pomaka kod ispitivanja endoproteze Müller izrađene iz slitine CoCrMo

Tablica 9. Očitane vrijednosti pomaka kod ispitivanja endoproteze Müller izrađene iz nehrđajućeg (CrNi) čelika

Tablica 10. Očitane vrijednosti pomaka kod ispitivanja endoproteze Müller izrađene iz slitine Ti₆ Al₄V

Tablica 11. Očitane vrijednosti pomaka kod ispitivanja endoproteze Müller rezane iz ploče

Tablica 12. Mehanička svojstva materijala korištenih u numeričkoj analizi

Tablica 13. Očitane vrijednosti pomaka u odnosu na iznos sile

Tablica 14. Očitane vrijednosti maksimalnih deformacija u odnosu na iznos sile

Tablica 15. Očitane vrijednosti naprezanja u odnosu na iznos sile

1. Uvod

Ovisno o životnoj dobi, sve više ljudi pati od bolova i ograničenja kretanja u zglobovima kuka, što upućuje na to da su bolesti kukova danas vrlo česte i imaju više uzroka. Oštećenje zgloba kuka ne nastupa preko noći nego je posljedica dugotrajnih poremećaja biomehaničkih odnosa u funkciji zgloba. Način života, nepravilna ishrana, veća tjelesna težina i smanjena dnevna tjelesna mišićna aktivnost samo su neki od razloga koji dovode do poremećaja odnosa snaga između mišićnih grupa koje pokreću zglob kuka s jedne strane, a s druge uzrokuju preopterećenje zglobne hrskavice i ligamenata. Sve to dovodi do razvoja artroze i smanjenja pokretljivosti, uz povećavanje boli u zglobovima kuka.

Kuk je zglob koji obavlja, uvjetno rečeno, najjača mišićna masa u odnosu na cijeli organizam, pa je potpuno jasno da svaki poremećaj snage ove muskulature dovodi do snažna negativnog djelovanja na hrskavicu zgloba. Paralelno sa smanjenjem aktivnosti ljudski organizam instiktivno počinje štedjeti oštećeni zglob, što indirektno izaziva daljnje biomehaničke poremećaje statike zdjelice i kralježnice. To nadalje dovodi do daljnjeg oštećenja hrskavice zgloba i do postupna razvoja izražene artroze kuka. Konačno je stanje teška artroza kuka koja u kombinaciji s izraženom hipotrofijom muskulature kuka i natkoljenice, zbog smanjene aktivnosti, izaziva sve jače bolove, izrazito lošu pokretljivost te konačno dovodi do stanja kada je neizbježna ugradnja umjetnog kuka.

Ugradnjom endoproteze zamjenjuje se oštećeni i bolni zglob. Važnost kvalitetna operativnog zahvata, koji uključuje i pravilan izbor endoproteze za svakog pacijenta, ne treba osobito naglašavati, ali treba istaknuti da je uspješnom operacijom riješen samo dio problema, tj. uklonjen je bolan i mehanički nepokretan zglob, i zamijenjen neosjetljivim, pasivno pokretnim umjetnim materijalom.

Drugi je ključni dio problema vratiti pravilan pokret i stabilnost zglobovima operiranog kuka, ali i susjednim zglobovima, drugom kuku i koljenima kao glavnim nosiocima težine tijela i osposobiti pacijenta za normalnu funkciju, tj. vratiti punu snagu i sposobnost svih mišića da mogu ponovno držati konstrukciju tijela.

Iz ovog je jasno da pacijent koji je prije operacije imao ozbiljno ograničenje pokreta u zglobovima kuka ima i velik gubitak snage mišića koji taj zglob trebaju pokrenuti, te da se samom ugradnjom endoproteze neće bitno poboljšati i pokretljivost pacijenta, osim što će se, naravno, ukloniti bol.

U Laboratoriju za eksperimentalnu mehaniku Fakulteta strojarstva i brodogradnje provedena je simulacija opterećenja endoproteze zgloba kuka dinamičkim ispitivanjem. Ispitni uzorci zaprimljeni su od tvrtke Instrumentaria d.d. koja ima stoljetnu tradiciju izrade medicinske opreme. Prednost ovakvog tipa ispitivanja je u vremenu trajanja koje je puno kraće od promatranja ugrađene endoproteze u čovjekovom tijelu. Ispitivanje izdržljivosti endoproteza zgloba kuka određeno je normom ISO 7206-4, u kojoj su definirani svi uvjeti i parametri eksperimenta.

Predmet ovog rada je ispitivanje više različitih vrsta endoproteza zgloba kuka s obzirom na tehnologiju izrade i vrstu materijala od kojeg je ona izrađena. Dobiveni rezultati koristiti će se u razvoju novih proteza. Ispitivanje jedne endoproteze zgloba kuka traje u

prosijeku 5 dana. Endoprotezu je potrebno pravilno pozicionirati pod točno određenim kutovima koje propisuje norma, a koji odgovaraju orijentaciji zgloba kuka u čovjekovom tijelu. Pravilno pozicionirana endoproteza zgloba kuka zalijeva se s epoksidnom smolom koja služi kao medij za učvršćenje, a ima funkciju fiksacije i zadržavanja pravilne pozicije uzorka tijekom narinutog dinamičkog opterećenja. U unaprijed određenom vremenskom periodu na ispitni uzorak djeluje cikličko opterećenje kojem je poznato mjerno područje djelovanja sila te frekvencija. Po završetku eksperimenta ispitni uzorak i medij za ugradnju se pregledavaju ne bi li se uočila eventualno nastala napuknuća.

2. Hipoteza

Mehanička izdržljivost endoproteze nakon ugradnje u ljudski organizam može se simulirati u laboratorijskim uvjetima. Pri takvom ispitivanju koriste se relativno visoke frekvencije opterećenja kako bi se u vremenu od nekoliko dana mogao ostvariti broj ciklusa koji odgovara maksimalnom broju ciklusa u eksploatacijskim uvjetima. Parametre i uvjete ispitivanja izdržljivosti endoproteze određuju norme od ISO 7206-1 do ISO 7206-8. Takvim režimom eksperimenta mogu se ispitati endoproteze dobivene različitim tehnologijama izrade i od različitih vrsta materijala, a u svrhu njenog optimiranja.

3. Zglob kuka

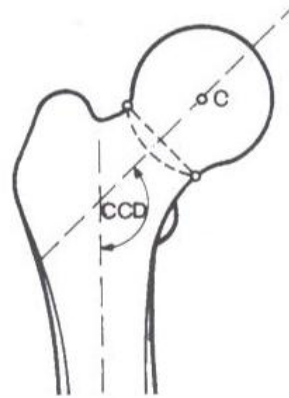
Zglob kuka je kuglasti zglob koji spaja zdjelicu i bedrenu kost. Čašica zgloba kuka zove se acetabulum i ima oblik duboke polukugle koja okružuje kuglasto zglobno tijelo gornjeg dijela bedrene kosti, koje zovemo glava femura (slika 1).



Slika 1. Građa zgloba kuka

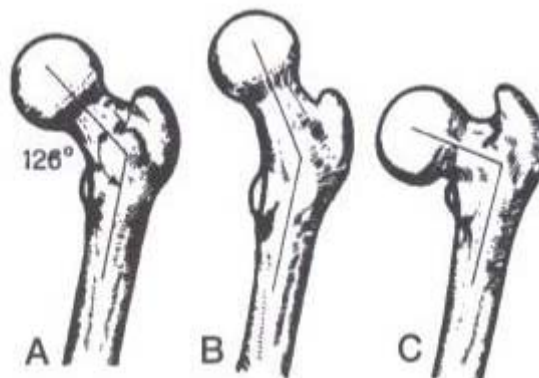
Ligamentarni sustav i snažni mišići bedra sa prednje i stražnje strane učvršćuju glavu femura u acetabulumu. Površina glave femura i unutrašnjost acetabuluma prekrivene su 6 mm debelom zglobnom hrskavicom. Zglobna hrskavica je čvrst i gladak materijal koji uz prisutnost sinovijalne tekućine (zglobno mazivo) omogućuje glatke pokrete u zglobu.

Temeljem oblika i građe zgloba kuka mogu se izvesti zaključci o njegovoj funkciji. Izvanredno su korisni suvremeni dijagnostički postupci koji nam omogućuju trodimenzionalni prikaz zgloba. Na osnovi klasičnih radioloških pretraga gornjeg okrajka bedrene kosti prikazuje se bedrena kost u frontalnoj i horizontalnoj ravnini. U frontalnoj ravnini prikazuje se i mjeri kut između središnje glave i uzdužne osi vrata bedrene kosti, te uzdužne osi dijafize femura koji nazivamo kolodijafizarnim kutom ili pravilnije CCD-kutom (centrum capitis femoris, collum femoris i diaphysis femoris) (slika 2).



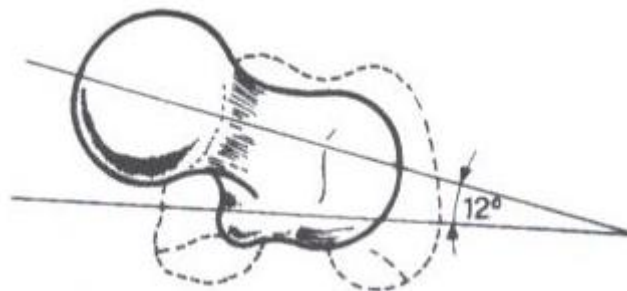
Slika 2. Kolodijafizarni kut ili CCD-kut

Obično CCD-kut u odraslih iznosi 126° - 133° (slika 3A). Kada je kut veći od rečenih vrijednosti, ta se promjena zove coxa valga (slika 3B), a kada je kut manji od gornjih vrijednosti to je coxa vara (slika 3C). Tijekom života CCD-kut se mijenja. Tako u prvoj godini života iznosi u prosjeku 148° , u trećoj 145° , petoj 142° , desetoj 138° , petnajstoj 133° , a u odrasloj se dobi smanjuje na oko 126° .



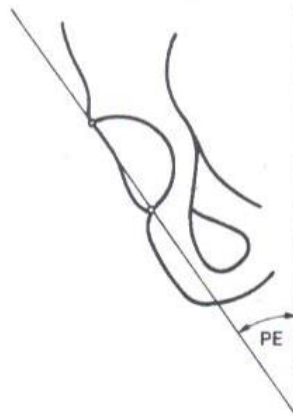
Slika 3. (A) Normalne vrijednosti CCD kuta, (B) coxa valga, (C) coxa vara

U horizontalnoj se ravnini mjeri kut što ga tvore os vrata femura s osi koljena, a kut je zaokrenut prema naprijed i iznosi u odraslih u prosjeku 10° (slika 4) i naziva se kutom torzije. Taj kut torzije ili anteverzije mijenja se tijekom života pa se intrauterino povećava, a nakon rođenja smanjuje.

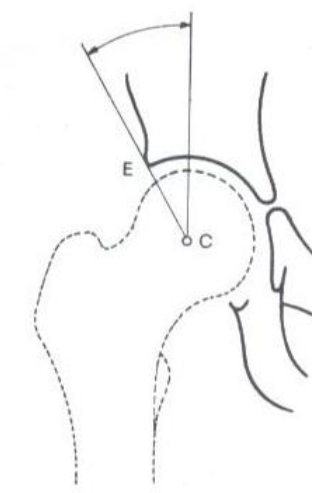


Slika 4. Kut torzije femura

Koštani dio čašice čini u odraslog polukuglu, a limbus acetabuluma povećava poprečni promjer te polukugle preko 180° . Zadaća je limbusa da spriječi udaranje vrata femura u koštani rub acetabuluma. U normalnim odnosima otvor udubine acetabula usmjeren je prema lateralno, naprijed i dolje, a odnosi se mijenjaju u tijeku života i ovisno o spolu. Projicirani otvor acetabula mjeri se PE-kutom (slika 5), a mjeri se također i Wibergov kut ili CE-kut (slika 6) čija je vrijednost manja od 20° . PE-kut tvore okomita linija i linija koja ide kroz gornji i donji rub koštanog dijela acetabuluma, dok CE-kut tvore okomita linija i linija koja prolazi iz središta glave femura kroz lateralni i gornji rub acetabuluma. U muškaraca zrele odrasle dobi PE-kut iznosi 28° do 47° , a u žena 33° do 53° . Nagib acetabuluma određuje se acetabularnim indeksom. To je kut što ga tvori tangenta rubova acetabula s horizontalnom linijom. Pri rođenju kut iznosi oko 30° , a u odraslih se smanjuje na 10° - 12° .



Slika 5. PE-kut



Slika 6. Wibergov kut

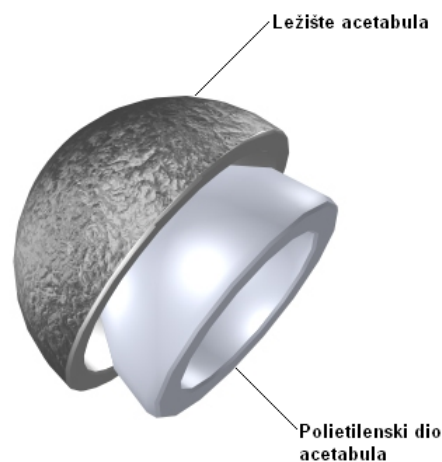
Zglob kuka po svojim anatomskim osobinama omogućava kretnje fleksije, ekstenzije, abdukcije i addukcije, rotacije i cirkumdukcije, te sve moguće kombinacije tih pokreta. Premda je kuk vrlo gibljiv zglob, njegova je pokretnost pri hodu i opterećenju relativno jednostavna. Glavna funkcija fleksije i ekstenzije kuka pri hodu odvija se sinergistički s abduktornim i adduktornim mišićima. Dok fleksori i ekstenzori kuka obavljaju pokrete pri hodu u smjeru naprijed i natrag, abduktorni mišići ima pritom zadaću stabilizacije zdjelice. Pri izvođenju pokreta zgloba kuka treba pažnju obratiti na funkcionalne segmente povezane s kukom, posebno na lumbosakralni dio kralježnice i koljena, te stopala.

4. Endoproteze zgloba kuka

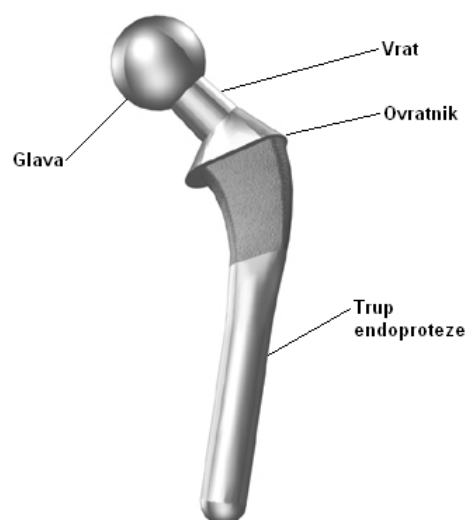
Ugradnja umjetnog zgloba ili endoproteze zgloba kuka jedno je od najvećih dostignuća ortopedске kirurgije. Razvoj ugradnje umjetnih zglobova pratio je i još uvijek prati nova dostignuća biomehanike, operacijske tehnike te tehnologije materijala za izradbu endoproteza. Primjenom stranih materijala (a to su najčešće nehrđajući ili medicinski čelik, slitine metala, visokomolekularni polietilen te medicinska keramika) izmjeni se ili nadomjesti oštećeni zglob.

4.1 Dijelovi endoproteze zgloba kuka

Endoproteza zgloba kuka sastoji se od dva dijela: acetabularne (slika 7), i femuralne komponente (slika 8). Acetabularna komponenta sastoji se od ležišta acetabuluma i polietilenskog dijela, dok se femuralna komponenta sastoji od: glave, vrata, ovratnika i trupa endoproteze.



Slika 7. Acetabularna komponenta endoproteze

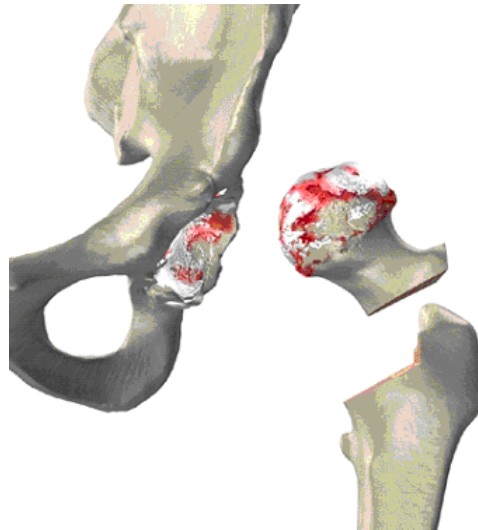


Slika 8. Femuralna komponenta endoproteze

4.2 Ugradnja endoproteze zgloba kuka

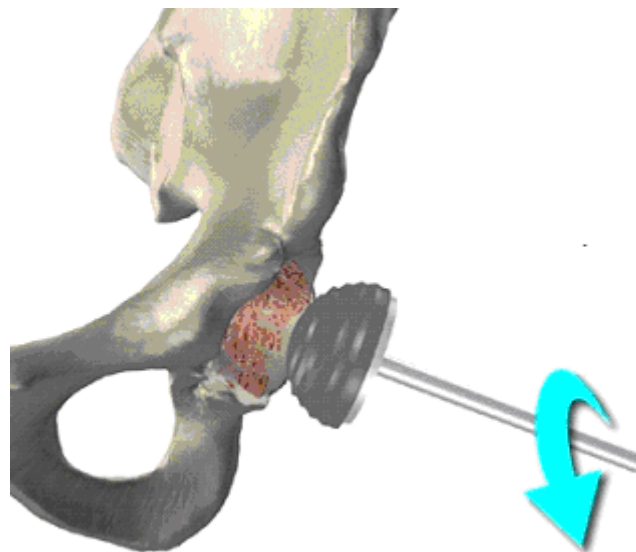
Operativni zahvat zamjene zgloba kuka započinje time da se napravi rez u području bedra pacijenta kako bi se moglo pristupiti zglobu kuka. Postoji više različitih pristupa gdje i kako napraviti rez no odabir je uobičajeno zasnovan na kirurgovoj iskustvenoj procjeni te njegovom načinu rada.

Kada se omogući pristup zglobu kuka, glava femura se vadi iz spoja s acetabulumom, te se resecira/izrezuje od oslonca femura (slika 9).



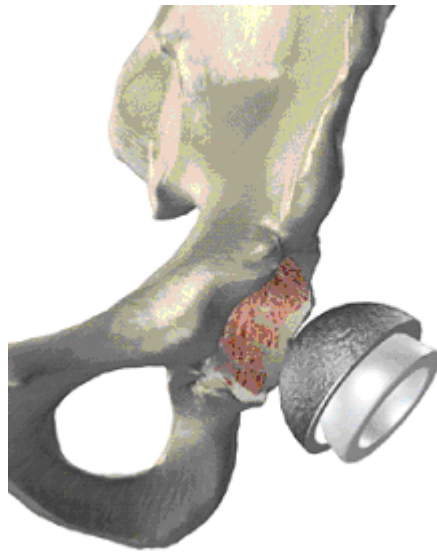
Slika 9. Odstranjivanje glave femura

Pažnja se zatim posvećuje pripremi acetabuluma, tj. zglobne plohe. Koristeći električnu bušilicu i posebno svrdlo (alat za rezanje koji proširuje i oblikuje acetabulum) (slika 10) odstranjuje se hrskavica iz acetabuluma.



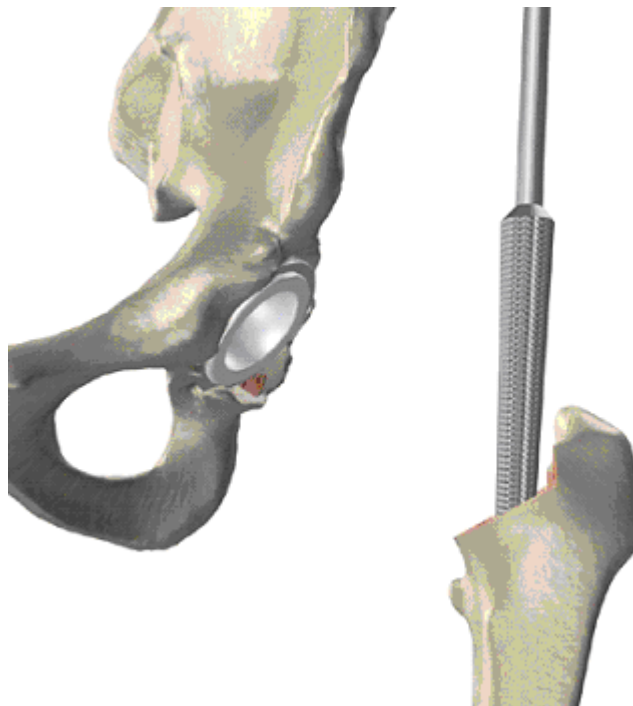
Slika 10. Čišćenje acetabuluma

Zatim slijedi modeliranje čašice u oblik polukugle, čime se osigurava idealno nalijevanje metalnog ležišta acetabularnog dijela. Nakon oblikovanja acetabula provjerava se da li nova komponenta koja se umeće odgovara pripremljenoj čašici (slika 11).



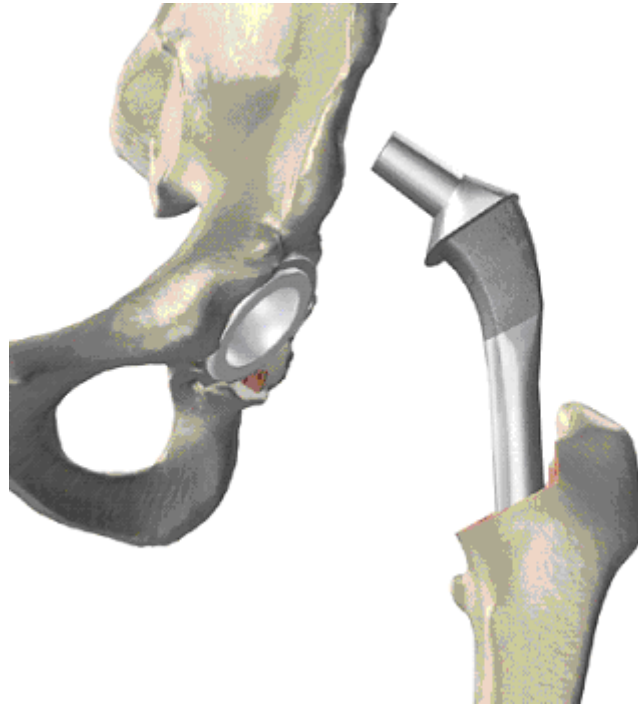
Slika 11. Umetanje ležišta acetabuluma

Prilikom zamjene femura koriste se posebne turpije za oblikovanje ležišta u kosti femura na točan oblik trupa metalne endoproteze (slika 12).



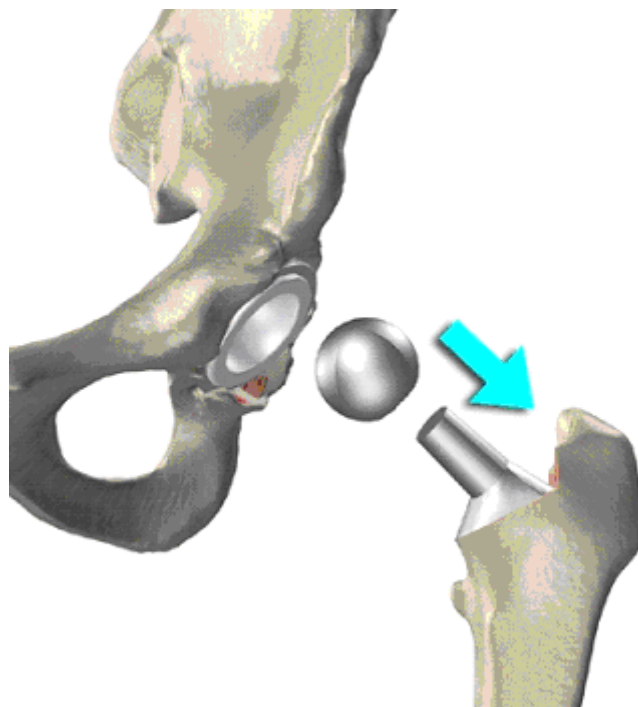
Slika 12. Oblikovanje ležišta u kosti femura

Nakon postizanja traženih dimenzija i oblika ležišta u kosti femura, trup endoproteze umeće se u femuralni kanal (slika 13).



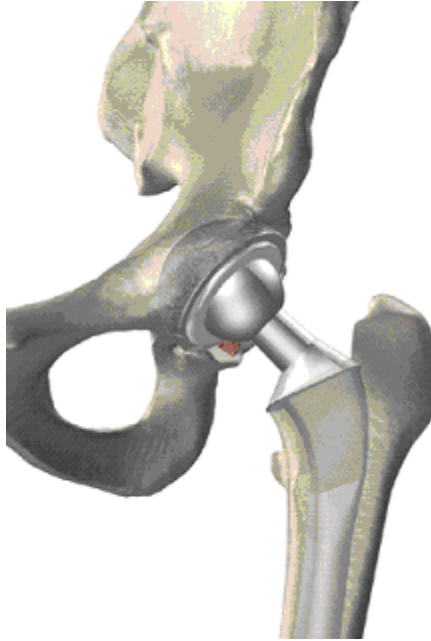
Slika 13. Umetanje trupa endoproteze

Zatim slijedi umetanje metalne kugle na vrat endoproteze, koja čini glavu femura (slika 14).



Slika 14. Umetanje metalne glave na vrat endoproteze

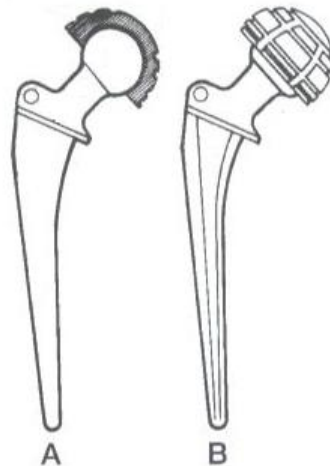
Na kraju operacije kirurg provjerava nalijeganje glave endoproteze sa acetabulom (slika 15), te ako sve odgovara zatvara rez šavovima što čini operativni zahvat završenim, a pacijenta čeka fizikalna rehabilitacija.



Slika 15. Završetak izmjene zgloba kuka

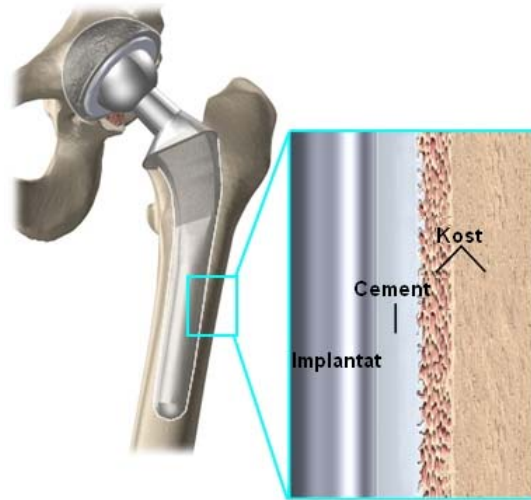
4.3 Vrste endoproteza zgloba kuka

Ovisno o području prijeloma zgloba kuka endoproteze zgloba kuka možemo podijeliti na: djelomične ili parcijalne endoproteze koje se najčešće ugrađuju kod prijeloma u području zgloba kuka, te na potpune ili totalne endoproteze (slika 16) koje se mogu učvrstiti u koštano ležište primjenom koštanog cementa ili bez njega.

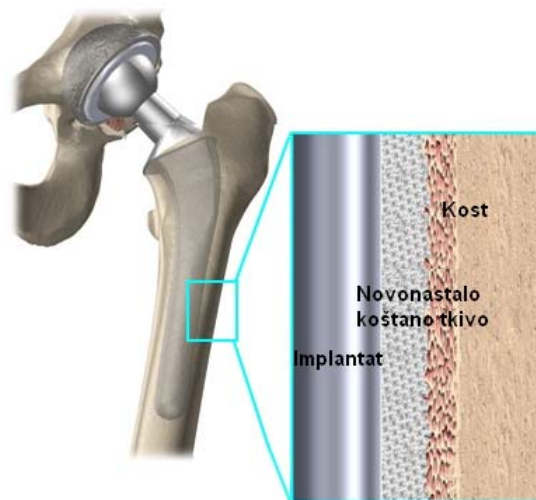


Slika 16. (A) parcijalna endoproteza, (B) totalna endoproteza

Sukladno tome endoproteze možemo podijeliti i po načinu ugradnje na cementirane (slika 17) i bescementne (slika 18), a moguće su i hibridne kombinacije, tj. ugradnja jednog dijela bez cementa, a drugog dijela primjenom koštanog cementa.



Slika 17. Cementna endoproteza zgloba kuka



Slika 18. Bescementna endoproteza zgloba kuka

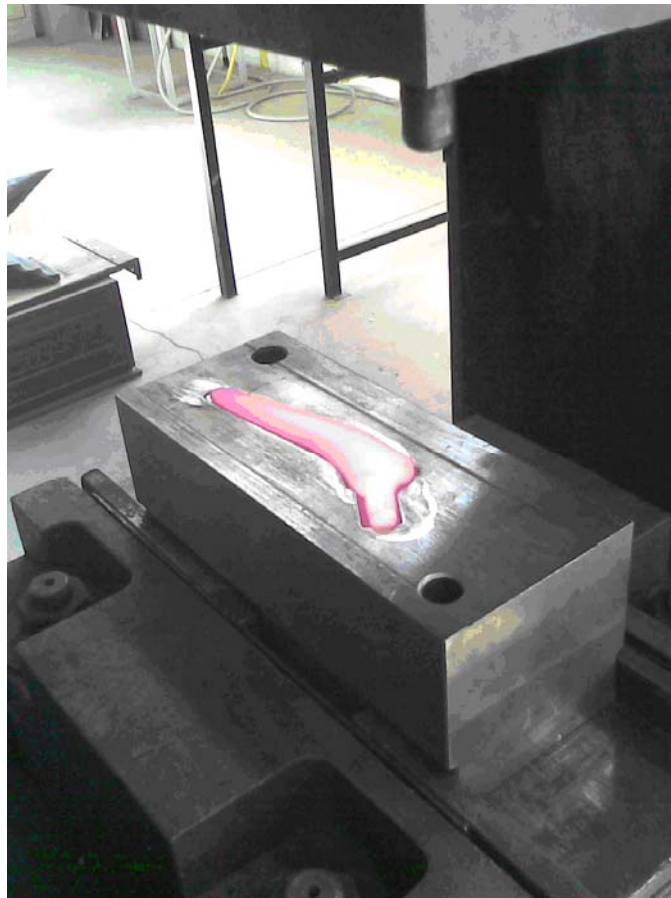
Koštani cement koji se rabi pri ugradnji cementiranih endoproteza jest plastična masa, metil-metakrilat, koja se u tijeku kirurškog zahvata umeće u koštano ležište. U mekani koštani cement se utisne trup endoproteze i zadržava mirnim do kraja polimerizacije i stvrdnjavanja cementa. Primarna je zadaća koštanog cementa da dodirna površina između same endoproteze i koštanog ležišta povećava oko 200 puta, čime se smanjuje opterećenje po jedinici kontaktne površine. Koliko god ima prednosti primjena koštanog cementa, toliko je koštani cement nakon dužeg niza godina uzrok pojave cementne bolesti, tj. oštećenja koštanog ležišta endoproteze. Dok u cementiranih endoproteza koštani cement ispunjava prostor između endoproteze i koštanog ležišta, u bescementnih endoproteza nalazimo izravni kontakt trupa

endoproteze i kosti. Bescementne endoproteze se ugrađuju uz primjenu specijalnog instrumentarija u osobito pripremljeno koštano ležište. Solidnom primarnom fiksacijom endoproteza miruje, a to je preduvjet da nakon određenog vremena nastane sekundarna trajna fiksacija stvaranjem koštanog tkiva oko endoproteze. Bescementne su endoproteze posebno oblikovane pa na njihovu hrapavu površinu urasta koštano tkivo te izravno fiksira umjetni zglob u kosti.

4.4 Tipovi endoproteza zgloba kuka s obzirom na tehnologiju izrade i vrstu materijala

Obzirom na tehnologiju izrade endoproteze zgloba kuka mogu biti kovane, lijevane i rezane iz ploča.

Tehnologija kovanja endoproteza zgloba kuka izvodi se u toplom stanju kao kovanje u ukovanju (slika 19). Rad pri povišenoj temperaturi omogućuje bolju plastičnost materijala pa su zbog toga potrebne i osjetno niže sile deformiranja. Negativna posljedica je određeni utrošak energije potrebne za zagrijavanje materijala te stvaranje sloja oksida koji uzrokuje onečišćenje materijala i mogući maseni gubitak koji kod izradaka velikih dimenzija može biti značajan.



Slika 19. Kovanje trupa endoproteza zgloba kuka

Kod kovanja u ukovnjima proces se vodi tako da materijal pod djelovanjem udaraca malja kovačkog bata ili pod pritiskom malja preše ispunjava profilirani prostor u ukovnju i širi se u granicama određenim gravurom.

Karakteristike kovanja su:

1. Vrlo visoka efektivnost
2. Velika točnost postignutih dimenzija
3. Dobra kvaliteta površine
4. Moguće je postizanje specifičnih fizikalnih i mehaničkih karakteristika te zahtjevane strukture.

Električno taljenje (slika 20) i lijevanje (slika 21) uključuje taljenje te prerađivanje metala i različitih slitina. Sirovina se tali na način da elektroni visokog napona udaraju površinu sirovine i time se oslobađa energija koja tali materijal.

Karakteristike električnog taljenja su:

1. Fleksibilnost i kontrola temperature taljenja, brzina i reakcija
2. Postoji mogućnost taljenja velikih količina sirovina u uvjetima za postizanje kvalitetnog odljevka, veličine i oblika
3. Moguće su različite metode procesiranja
4. Kvalitetni proizvod, veličina i količina



Slika 20. Električno taljenje



Slika 21. Električno lijevanje u kalup za izradu endoproteza

Materijali koji se koriste pri za izradu endoproteza zgloba kuka su slitine CoCrMo, nehrđajući (CrNi) čelici te titanske slitine čije se korištenje u izradi implantata povećalo zbog vrlo dobre biološke kompatibilnosti s ljudskim organizmom i male mase gotovih proizvoda.

Mehanička svojstva (tablica 1) i kemijski sastav (tablica 2) endoproteza zgloba kuka izrađenih iz slitine CoCrMo definirani su normom ISO 5832-4.

Tablica 1. Mehanička svojstva slitine CoCrMo

Vlačna čvrstoća	Konvencionalna granica razvlačenja	Postotak produljenja nakon loma
R_m min. [MPa]	$R_{p0,2}$ min. [MPa]	A Min. [%]
665	450	8

Tablica 2. Kemijski sastav slitine CoCrMo

Kemijski element	Udio kemijskog elementa u slitini % (m_{el}/m_{uk})
Krom (Cr)	26,5 – 30
Molibden (Mo)	4,5 – 7
Nikal (Ni)	1,0 max.
Željezo (Fe)	0,35 max.
Ugljik (C)	1,0 max.
Silicij (Si)	1,0 max.
Kobalt (Co)	Preostali dio

Mehanička svojstva (tablica 3) i kemijski sastav (tablica 4) endoproteza zgloba kuka izrađenih iz nehrđajućeg (CrNi) čelika definirani su normom ISO 5832-1.

Tablica 3. Mehanička svojstva nehrđajućeg (CrNi) čelika

Vlačna čvrstoća	Konvencionalna granica razvlačenja	Postotak produljenja nakon loma
R_m min. [MPa]	$R_{p0,2}$ min. [MPa]	A Min. [%]
665	450	8

Tablica 4. Kemijski sastav nehrđajućeg (CrNi) čelika

Kemijski element	Udio kemijskog elementa u slitini % (m_{el}/m_{uk})
Krom (Cr)	26,5 – 30
Molibden (Mo)	4,5 – 7
Nikal (Ni)	1,0 max.
Željezo (Fe)	0,35 max.
Ugljik (C)	1,0 max.
Silicij (Si)	1,0 max.
Kobalt (Co)	Preostali dio

Mehanička svojstva (tablica 5) i kemijski sastav (tablica 6) endoproteza zgloba kuka izrađenih iz titanske slitine (Ti_6Al_4V) definirani su normom ISO 5832-3.

Tablica 5. Mehanička svojstva titanske slitine Ti_6Al_4V

Vlačna čvrstoća	Konvencionalna granica razvlačenja	Postotak produljenja nakon loma
R_m	$R_{p0,2}$	A
min.	min.	Min.
[MPa]	[MPa]	[%]
860	780	8

Tablica 6. Kemijski sastav titanske slitine Ti_6Al_4V

Kemijski element	Udio kemijskog elementa u slitini % (m_{el}/m_{uk})
Aluminij (Al)	5,5 – 6,75
Vanadij (V)	3,5 - 4,5
Željezo (Fe)	0,3 max.
Kisik (O)	0,2 max.
Ugljik (C)	0,08 max.
Dušik (N)	0,05 max.
Vodik (H)	0,015 max.
Titan (Ti)	Preostali dio

U ovom radu ispitana su četiri različita uzorka endoproteza zgloba kuka tvrtke Instrumentaria d.d.: lijevana cementna endoproteza Müller izrađena iz slitine CoCrMo (slika 22), kovana endoproteza Müller izrađena iz nehrđajućeg (CrNi) čelika (slika 23), kovana endoproteza Müller izrađena iz slitine Ti_6Al_4V (slika 24), te endoproteza Müller rezana iz ploče iz. izrađena iz slitine Ti_6Al_4V (slika 25).



Slika 22. Endoproteza Müller izrađena iz slitine CoCrMo



Slika 23. Endoproteza Müller izrađena iz nehrđajućeg (CrNi) čelika



Slika 24. Endoproteza Müller izrađena kovanjem iz slitine $Ti_6 Al_4V$



Slika 25. Endoproteza Müller izrađena rezanjem iz ploče iz slitine $Ti_6 Al_4V$

5. Ispitivanje endoproteze zgloba kuka po normi ISO 7206-4

5.1 Domena norme ISO 7206-4

Norma ISO 7206-4 dio je norme ISO 7206 koja definira test metodu za određivanje svojstava izdržljivosti umjetnog zgloba kuka pod točno određenim laboratorijskim uvjetima sa ugrađenim dijelovima femura totalne i parcijalne endoproteze. Norma strogo definira uvjete ispitivanja tako da su ključni parametri koji utječu na dijelove endoproteze uzeti u obzir, te opisuju kako ispitni uzorak treba pozicionirati uoči eksperimenta.

Norma ISO 7206-4 primjenjuje se za endoproteze koje imaju ravninu simetrije; koje su nagnute za kut anteverzije; za endoproteze sa dvostruko zakrivljenim trupom; te za endoproteze konstruirane za revizijske operacije.

5.2 Princip test metode

Donji dio trupa endoproteze ugrađuje se u kruti medij. Na glavu ispitnog uzorka djeluje cikličko/dinamičko opterećenje uzrokujući dvoravninsko savijanje i torziju. Opterećenje se primjenjuje sve dok ne dođe do loma uzorka ili dok se ne izvrši zadani broj ciklusa. Nakon ispitivanja uzorak je potrebno pregledati zbog mogućih oštećenja koja su nastala tijekom režima opterećenja.

5.3 Materijali

Medij za učvršćenje je lijevani medij koji mora zadovoljiti određene uvjete da bi eksperiment bio valjan i vjerodostojan. Medij kojim učvršćujemo endoprotezu zgloba kuka ne smije ispucati ili puknuti pod primijenjenim opterećenjem tijekom ispitivanja jer u tom slučaju trup endoproteze nije bio idealno pričvršćen, a to ne odgovara stvarnom opterećenju endoproteze zgloba kuka u ljudskom organizmu. Prilikom opterećenja medij ne smije pokazati prevelike deformacije niti smije doći do puzanja. Medij za učvršćenje mora biti reproduciran u čvrstoći i u drugim karakteristikama. Odabrani medij mora zadovoljavati i određene tehničke karakteristike, kao što je modul elastičnosti E koji bi trebao iznositi od 3000 do 6000 MPa.

5.4 Instrumenti za provedbu ispitivanja

Uređaj za ispitivanje/dinamička kidalica; mora sadržavati slijedeće karakteristike:

- ne veću grešku primijenjene sile od $\pm 2\%$ maksimalne sile
- valni oblik sinusnog valnog opterećenja pri zadanoj frekvenciji
- instrumente za nadziranje vrijednosti maksimalnih i minimalnih sila,
- instrumente za nadzor otklona glave ispitnog uzorka do točnosti od 0,5 mm
- mogućnost zaustavljanja rada kidalice ako otklon glave premaši propisanu vrijednost

- konstantno zapisivanje broja ciklusa ili vrijeme trajanja ispitivanja u slučaju da ispitivanje ne može odraditi zadani broj ciklusa opterećenja.

Posuda za držanje ispitnog uzorka i medija za učvršćenje:

- potrebno je imati posudu čije dimenzije i dizajn odgovaraju ispitnom uzorku i mjernom uređaju (dinamičkoj kidalici).
-

Sredstva opterećenja ispitnog uzorka:

- zadržavanje i kontroliranje opterećenja kroz centar glave endoproteze zgloba kuka, a djelovanje uzduž osi mjernog uređaja
- uključuju također i mehanizam trenja koji smanjuje odstupanje sila koje se ne podudaraju s osi mjernog uređaja

Posebnu pažnju treba posvetiti pravilnom podmazivanju mehanizma opterećenja.

Uređaj za prihvat i pozicioniranje ispitnog uzorka:

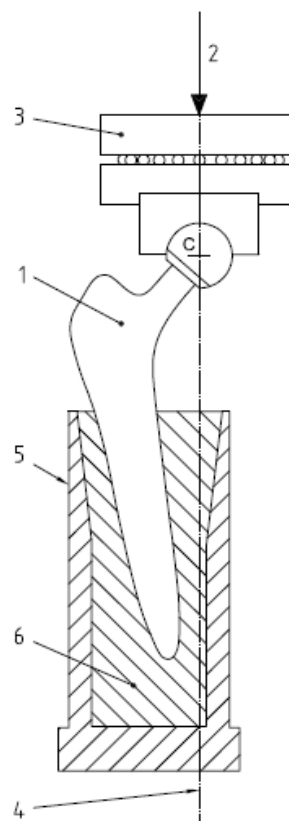
- potrebno je uzorak prihvatiti za glavu i/ili vrat te ga pozicionirati prema tablici 7.

5.5 Procedura provedbe ispitne norme ISO 7206-4

Procedura ispitne norme ISO 7206-4 može se podijeliti u 12 točaka.

1. Izmjeriti udaljenost između centra glave i najudaljenije točke trupa endoproteze (dužina *CT*, slika 25).

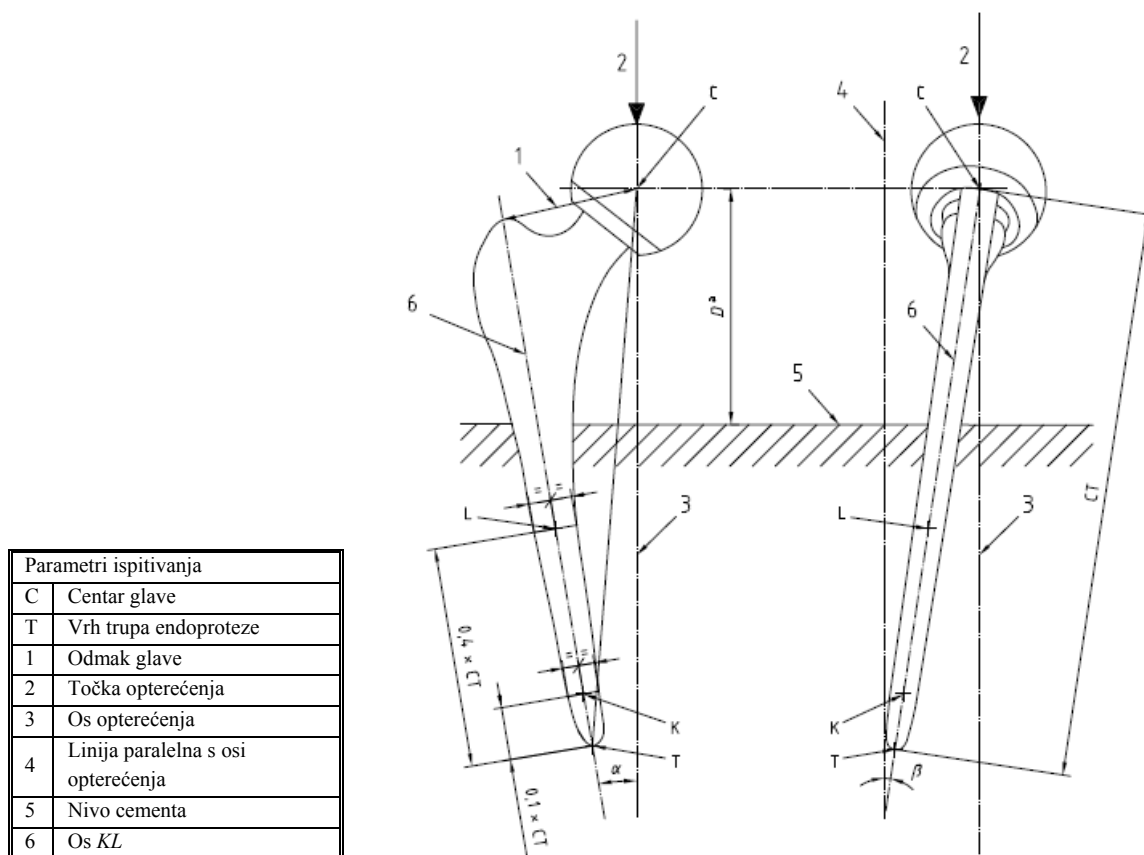
Legenda:	
1	Ispitni uzorak
2	Sila
3	Mehanizam opterećenja
4	Os djelovanja sile
5	Posuda za držanje ispitnog uzorka i medija za učvršćenje
6	Medija za učvršćenje



Slika 26. Glavne odredbe ispitnog uzorka za ispitivanja

Definirati os trupa endoproteze tako da definiramo liniju KL . Os KL spaja polovišta bočnog presjeka endoproteze na udaljenosti od $0,1 \times CT$ i $0,4 \times CT$ presjeka udaljenosti od kraja trupa endoproteze zgloba kuka (slika 26).

2. Držati glavu i/ili vrat endoproteze prije spomenutim načelima uređaja za prihvat i pozicioniranje ispitnog uzorka. Potrebno je orijentirati uzorak tako da je os KL trupa endoproteze zakrenuta za kut α i β kao što je prikazano na slici 26 za ravan trup endoproteze bez anteverzije. Vrijednosti zakreta kutova α i β navedeni su u tablici 1.



Slika 27. Orijentacija ispitnog uzorka tijekom ispitivanja

3. Posudu za držanje ispitnog uzorka i medija za učvršćenje potrebno je smjestiti na postolje mjernog uređaja tako da linija opterećenja mjernog uređaja prolazi kroz centar glave endoproteze zgloba kuka, točkom C (određeno normom 7206-1). Pričvrstiti posudu na odgovarajuću poziciju te osigurati da je zadržana pravilna orijentacija uzorka. Izmjeriti i zabilježiti odmak glave endoproteze, te anteverzijski zakret. Kutovi α i β trebali bi se izmjeriti s obzirom na liniju opterećenja mjernog uređaja.
4. Postaviti pravilno pozicioniran uzorak orijentiran uređajem za prihvat i pozicioniranje uzorak u posudu, te zaliti sa medijem za učvršćenje; tako da je gornja površina medija na udaljenosti D od centra glave endoproteze, tablica 1.

Tablica 7. Parametri orijentacije ispitnog uzorka

CT [mm]	D ± 2 [mm]	α ± 2 Stupnjevi [°]	β ± 2 Stupnjevi [°]
< 200	$0,4 \times CT$	10	9
> 200	$CT - 100$	0	4
CT udaljenost između točaka C i T ispitnog uzorka			
D vertikalna udaljenost od centra glave ispitnog uzorka do razine medija za učvršćenje			
α kut u stupnjevima određen na slici 26			
β kut u stupnjevima određen na slici 26			

5. Ispitni uzorak ne smije se pomicati sve dok se medij za učvršćenje ne stvrdne dovoljno da može samostalno, bez pridržavanja uređaja za prihvat i pozicioniranje ispitnog uzorka osigurati trajno mjesto endoproteze zgloba kuka. Ispitivanje ne smije započeti sve dok medij za učvršćenje ne polimerizira u potpunosti.
Vrlo je bitno da vrat endoproteze nije oštećen tijekom ovog procesa, zbog toga što oštećenje utječe na svojstva izdržljivosti koja se mjere. Oštećenja glave endoproteze također trebaju biti izbjegnuta, pošto ona tijekom ispitivanja mogu povećati trenje između glave i mehanizma opterećenja.
6. Pokrenuti uređaj za ispitivanje, te ga prilagoditi tako da se traženo područje sila primjeni na ispitni uzorak preko mehanizma opterećenja.
Minimalna potrebna sila koja mora biti primijenjena da bi se zadovoljio rad ispitnog uređaja je između 200 i 300 N.
7. Uređaj za ispitivanje trebao bi raditi sa frekvencijom f između 1 i 30 Hz ovisno koja frekvencija najbolje odgovara traženoj sili do točnosti od $\pm 2\%$ raspona sila. Frekvencija od 1 Hz preporuča se za ispitivanje nemetalnih ispitnih uzoraka, dok se frekvencija od 4 do 30 Hz preporuča za ispitivanje metalnih uzoraka.
8. Tijekom ispitivanja potrebno je mjeriti vertikalnu komponentu otklona glave (f). Ispitivanje mora biti prekinuto ako otklon glave premaši $1,25 \times f$ ili ako se dosegne otklon od 5 mm ovisno o tome koje je povećanje veće. U takvom slučaju potrebno je prekinuti ispitivanje, te pregledati medij za učvršćenje i endoprotezu zgloba kuka kako bi se ustanovilo da li se uzorak odvojio od medija ili je došlo do popuštanja materijala uzorka.
9. Ispitivanje se provodi sve dok ne nastupi jedan od slijedećih uzroka:
 - prekoračenje otklona uzorka kao što je već prije spomenuto
 - lom uzorka
 - nakon što se odradi zadani broj ciklusa

- kod nemogućnosti uređaja za ispitivanje da zadrži potrebnu vrijednost sile
Za bilo koji od ovih slučajeva potrebno je zabilježiti broj odrađenih ciklusa.

10. Ukloniti ispitni uzorak iz medija za učvršćenje.

11. Pregledati ispitni uzorak.

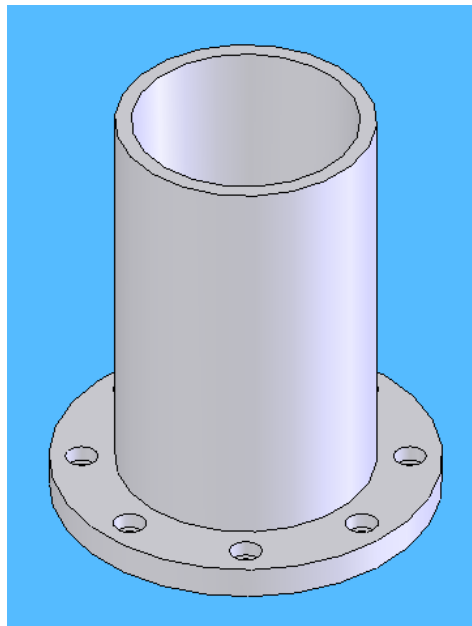
6. Dinamičko ispitivanje endoproteza zgloba kuka

Ispitivanje endoproteze zgloba kuka podijeljeno je na pripremu i provedbu eksperimenta. U dio pripreme spadaju svi potrebni postupci od zaprimanja uzorka pa do trenutka kada je ispitni uzorak spreman da ga se može pravilno postaviti na dinamičku kidalicu i podvrgnuti opterećenju. Provedba eksperimenta je dio u kojem je bilo potrebno podesiti tražene parametre na dinamičkoj kidalici, te praćenje i kontroliranje opterećenja endoproteze zgloba kuka.

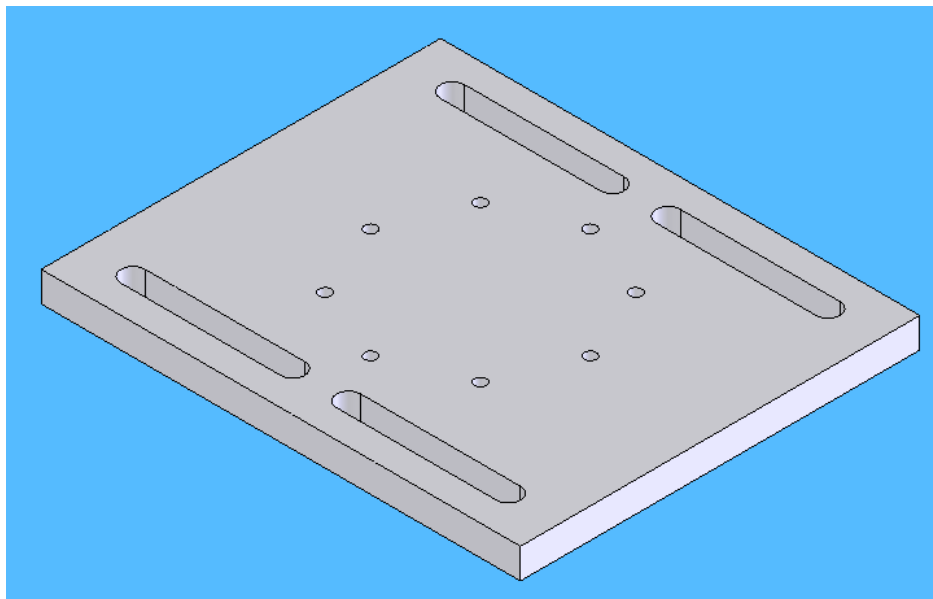
6.1 Priprema ispitivanja endoproteza zgloba kuka

Priprema ispitivanja endoproteza zgloba kuka započinje izradom dijelova koji su neophodni za provedbu eksperimenta. Zahtjevi ispitivanja te dizajn radnog stola kidalice uvjetovali su konstrukcijsko rješenje izrade posude za držanje ispitnog uzorka i medija za učvršćenje sa postoljem, te konektora kojim će se opterećivati endoproteza zgloba kuka. Konstrukcija i dizajn traženih dijelova napravljeni su u 3D softverskom paketu SolidWorks u kojem je izvršeno i optimiranje dimenzija s obzirom na veličinu uzorka te same dinamičke kidalice.

Iz punog profila okrugle cijevi $\varnothing 120$ finom obradom tokarenjem napravljena je posuda (slika 27) sa unutrašnjim konusom. Konus služi za prihvaćanje vertikalne sile, a nakon ispitivanja olakšava vađenje uzorka iz posude. Na posudi je također izrađena prirubnica koja sadrži osam rupa jednoliko raspoređenih po obodu. Posuda je pričvršćena za postolje sa osam M8 vijaka. Postolje posude (slika 28) ima 4 utora koji omogućuju planarno gibanje endoproteze po stolu kidalice uz jednostavno pozicioniranje glave endoproteze tako da centar glave prolazi kroz os opterećenja. Spoj stola kidalice i postolja posude izveden je uz pomoć četiri vijka i matice M12.

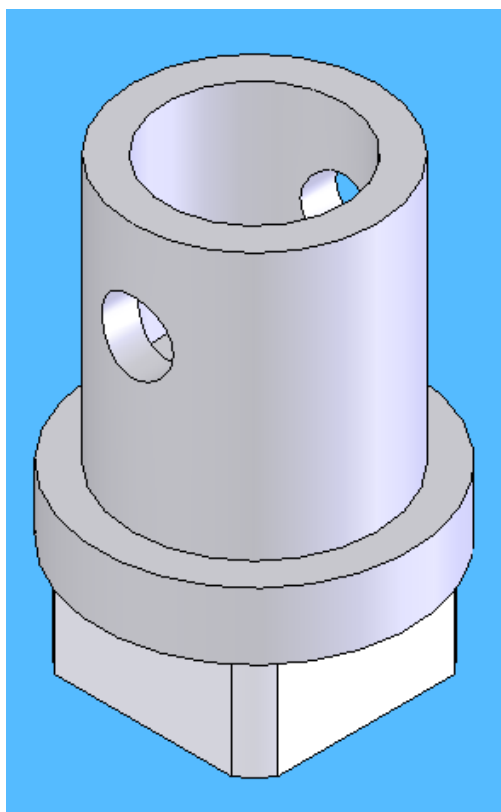


Slika 28. Posuda za držanje ispitnog uzorka i medija za učvršćenje

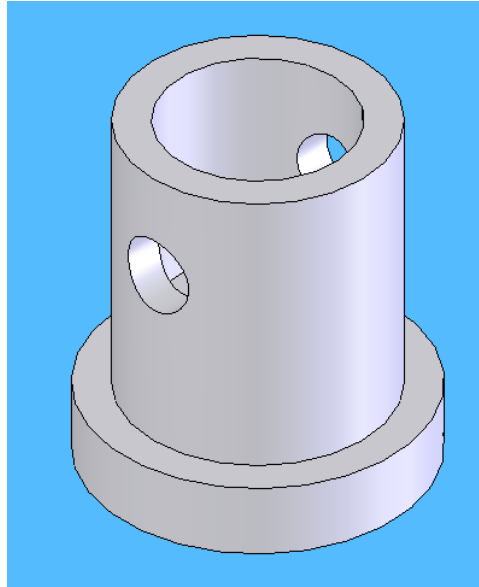


Slika 29. Postolje posude

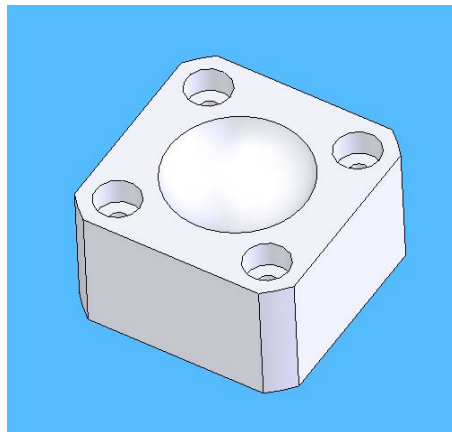
Konektor za opterećenje glave endoproteze (slika 29) sastoji se iz dva dijela: metalnog dijela (slika 30) kojim se spaja na mehanizam opterećenja dinamičke kidalice, i polietilenskog dijela (slika 31) koji se prislanja na glavu endoproteze i izravno je opterećuje. Polietilenski dio je isti onaj materijal koji se koristi pri ugradnji umjetnog acetabuluma prilikom operacije zgloba kuka. U prilogu se nalazi tehnička dokumentacija izrađenih dijelova.



Slika 30. Konektor za opterećenje glave endoproteze



Slika 31. Metalni dio konektora za opterećenje glave endoproteze



Slika 32. Polietilenski dio konektora za opterećenje glave endoproteze

Da bi ispitivanje zadovoljilo svoju svrhu bilo je potrebo pažljivo odabrati medij za očvršćenje. Glavni kriterij za odabir medija za očvršćenje je zadovoljavanje njegovih tehničkih karakteristika, tj. da mu modul elastičnosti u krutom agregatnom stanju iznosi između 3000 i 6000 MPa prema propisu norme. Također je vrlo važan faktor da se proces polimerizacije odvija na sobnoj temperaturi te u relativno kratkom vremenskom periodu. Cijena i dostupnost medija za učvršćenje na tržištu utjecali su na odabir. Za ovakav tip ispitivanja endoproteza zgloba kuka odabrana je dvokomponentna epoksibna smola koja se sastoji od komponente A- matrice araldita 793 i komponente B- otvrđivača aradura 46s. Modul elastičnosti ove dvokomponentne epoksidne smole iznosi 3500 MPa, a proces polimerizacije odvija se pri sobnoj temperaturi i traje 72 sata.

Tri zaprimljena uzorka endoproteza zgloba kuka bili su istih dimenzija, tj. duljina dužine CT im je iznosila 160 mm. Dužina CT uvjetuje parametre ugradnje i orijentaciju endoproteze u prostoru u odnosu na os opterećenja. U tablici 7 definirani su kutevi α i β , koji

iznose $\alpha=10^\circ$ i $\beta=9^\circ$. Dubina na koju treba uroniti trup endoproteze u medij za očvršćenje također je određena vrijednošću D koja određuje udaljenost centra glave endoproteze od gornje razine medija. Vrijednost parametra D iznosi 64 mm.

Za pozicioniranje i orijentaciju endoproteze zgloba kuka korišten je improvizirani stalak (slika 32), na kojem je jednostavno odrediti kuteve zakreta α i β , te dubinu urona trupa endoproteze u medij.



Slika 33. Pozicionirana endoproteza zgloba kuka na improviziranom stalku

Nakon definiranja položaja endoproteze zgloba kuka u prostoru potrebno je u posudu uliti izmiješanu dvokomponentnu epoksidnu smolu. Kada medij za učvršćenje u potpunosti polimerizira moguće je otpustiti ispitni uzorak sa stakla te započeti konačno pozicioniranje uzorka na radnom stolu. Kada se postigne kolinearnost između centra glave endoproteze i osi opterećenja dinamičke kidalice (slika 33 A, B), postolje sa posudom steže se za stol kidalice. Ovim postupkom endoproteza zgloba kuka spremna je za provedbu eksperimenta.



Slika 34. (A) Kolinearost centra glave endoproteze i osi opterećenja dinamičke kidalice



Slika 34. (B) Kolinearost centra glave endoproteze i osi opterećenja dinamičke kidalice

6.2 Provedba ispitivanja endoproteza zgloba kuka

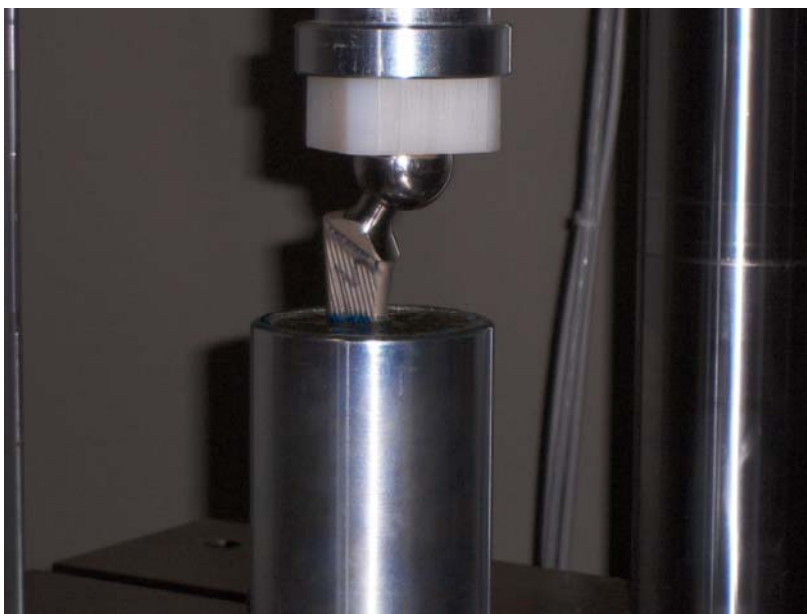
Svojstva izdržljivosti endoproteza zgloba kuka ispitivala su se na servohidrauličkoj kidalici LFV 50-HH, Walter+Bai Švicarska (slika 34).



Slika 35. Servohidraulička kidalica LFV 50-HH s upravljačkom jedinicom

Parametri opterećenja endoproteze zgloba kuka definirani su u normi ISO 7206-4, a potrebno je bilo napraviti programski kod u softveru dinamičke kidalice Dion-Pro koji simulira cikličko opterećenje. Dinamičko opterećenje kojim se djelovalo na endoprotezu ima oblik sinusoide, koja s vršnim vrijednosti od 200 do 1000 N, pri frekvenciji od 10 Hz. Vrijeme ispitivanja određeno je brojem ciklusa, a u ovim ispitivanjima traje do 10^6 ciklusa. Programski kod nalazi se u prilogu.

Nakon programiranja slijedi spuštanje konektora, koji mora nalijegati na površinu glave endoproteze (slika 35 A, B). Pokretanjem programa za dinamičko ispitivanje započinje ispitivanje izdržljivosti endoproteze zgloba kuka. Unutar softverskog paketa Dion-Pro postoji komponenta koja nadzire eksperiment kako sile opterećenja ne bi prelazile dopuštenu toleranciju. Odabrana frekvencija od 10 Hz davala je pravilan oblik sinusoide sa relativno dobrim vršnim vrijednostima zadanih sila. Ispitivanje od 10^6 ciklusa, pri frekvenciji traje oko 27 sati ako se ne nastupi jedan od uvjeta zbog kojih se mora prekinuti ispitivanje.



Slika 36.(A) Nalijeganje konektora na glavu endoproteze



Slika 36.(B) Nalijeganje konektora na glavu endoproteze

Nakon što se izvršio zadani broj ciklusa, uzorak je potrebno izvaditi iz posude te pregledati vrat endoproteze i medij za učvršćenje da nije nastalo oštećenje prilikom ispitivanja.

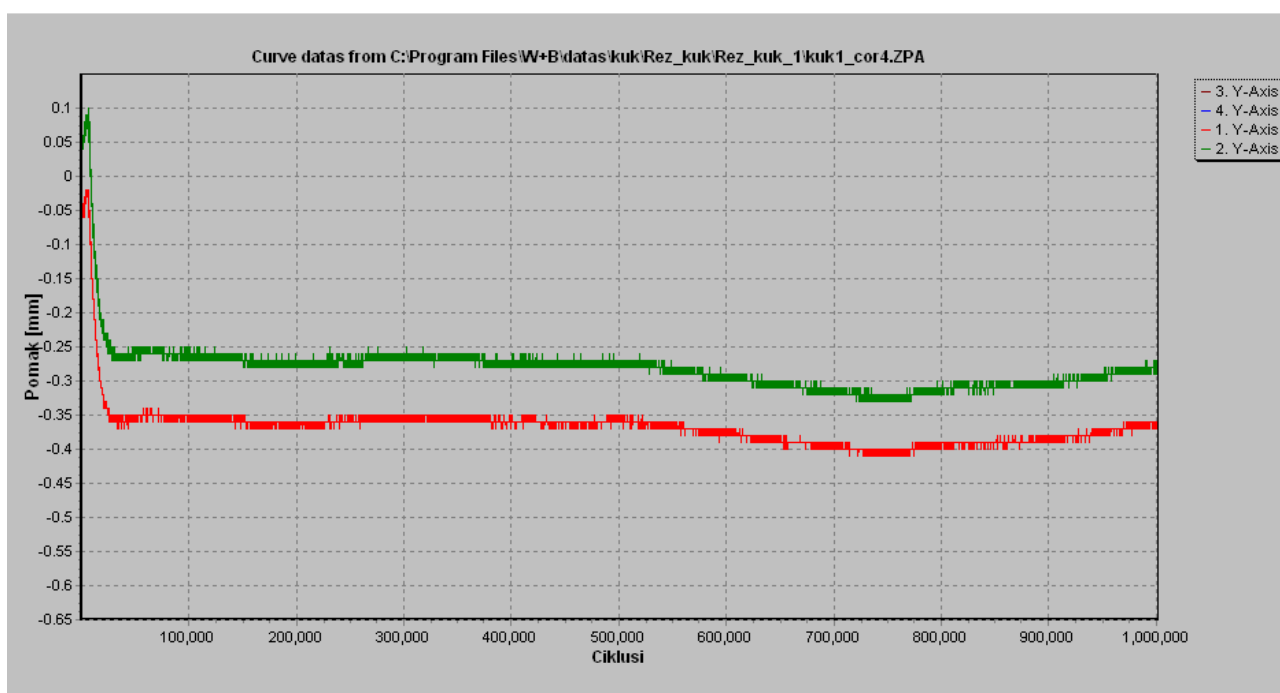


Slika 37. Odljevak endoproteze Müller izrađene iz nehrđajućeg (CrNi) čelika i epoksidna smola nakon ispitivanja

7. Rezultati ispitivanja

7.1 Rezultati ispitivanja cementnog odljevka endoproteze Müller izrađene iz slitine CoCrMo

Izdržljivosti endoproteze definira se dijagramom pomak–ciklusi (slika 37). U prvih 10^4 ciklusa dolazi do stabilizacije pomaka prilikom opterećenja. Na dijagramu su iscrtane dvije krivulje: zelena i crvena. Zelena krivulja označava donje vršne vrijednosti, a crvena gornje vrijednosti pomaka tijekom narinutog opterećenja.



Slika 38. Dijagram pomak–ciklusi za cementni odljevak endoproteze Müller izrađene iz slitine CoCrMo

Vrijednosti izmjerenih pomaka (tablica 8) nakon ispitivanja imaju negativan predznak, zbog tlačnog dinamičkog opterećenja na glavu endoproteze. Iz dijagrama je vidljivo da se pomaci s povećavanjem broja ciklusa relativno malo povećavaju.

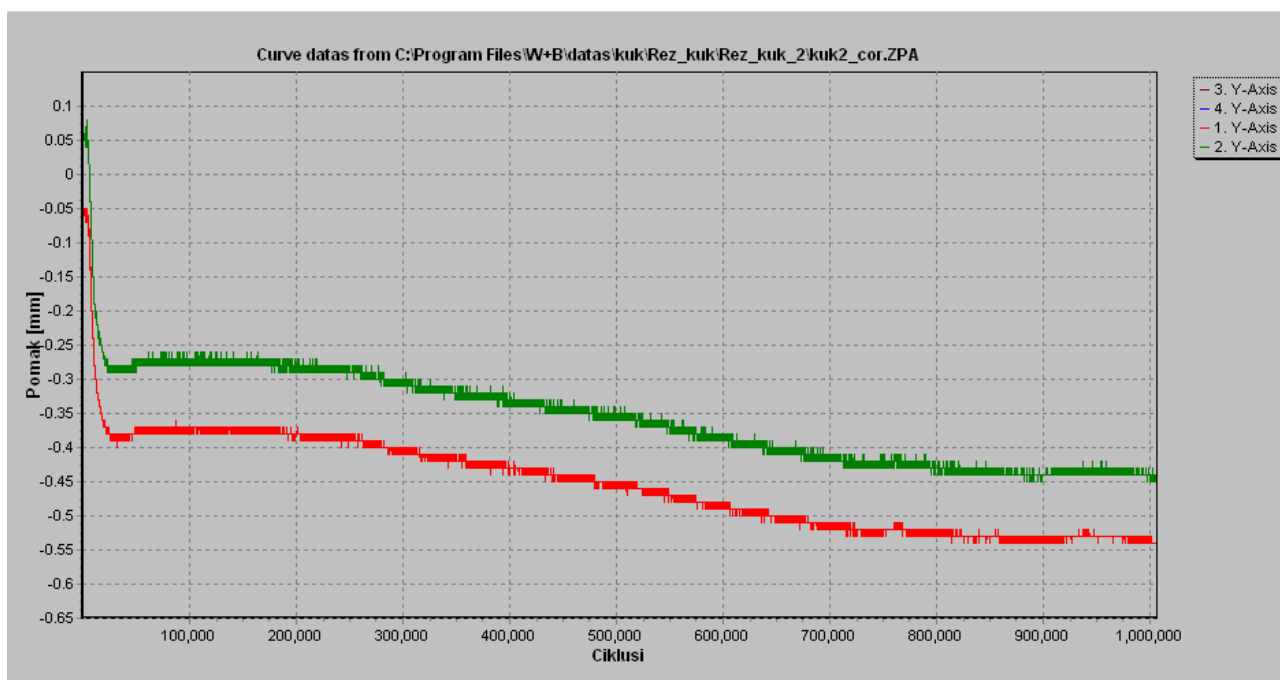
Tablica 8. Očitane vrijednosti pomaka kod ispitivanja endoproteze Müller izrađene iz slitine CoCrMo

Pom. [mm]	10^5 cikl.	$2 \cdot 10^5$ cikl.	$3 \cdot 10^5$ cikl.	$4 \cdot 10^5$ cikl.	$5 \cdot 10^5$ cikl.	$6 \cdot 10^5$ cikl.	$7 \cdot 10^5$ cikl.	$8 \cdot 10^5$ cikl.	$9 \cdot 10^5$ cikl.	10^6 cikl.
S_{\min}	-0.26	-0.27	-0.27	-0.28	-0.28	-0.29	-0.31	-0.31	-0.31	-0.28
S_{\max}	-0.35	-0.36	-0.35	-0.36	-0.36	-0.38	-0.40	-0.39	-0.38	-0.37

Ispitni uzorak endoproteze zgloba kuka izdržao je zadano vrijeme od 10^6 ciklusa. Nakon ispitivanja endoproteza je izvađena zajedno sa epoksidnom smolom iz posude. Nakon vizualnog pregleda, na endoprotezi zgloba kuka te na mediju za učvršćenje nisu vidljiva nikakva nastala oštećenja.

7.2 Rezultati ispitivanja otkivka endoproteze Müller izradene iz nehrđajućeg (CrNi) čelika

Izdržljivosti endoproteze definira se dijagramom pomak–ciklusi (slika 38). U prvih 15^4 ciklusa dolazi do stabilizacije pomaka prilikom opterećenja. Na dijagramu su iscrtane dvije krivulje: zelena i crvena. Zelena krivulja označava donje vršne vrijednosti, a crvena gornje vrijednosti pomaka tijekom narinutog opterećenja.



Slika 39. Dijagram pomak–ciklusi za cementni otkivka endoproteze Müller izradene iz nehrđajućeg (CrNi) čelika

Vrijednosti izmjerenih pomaka (tablica 9) nakon ispitivanja imaju negativan predznak, zbog tlačnog dinamičkog opterećenja na glavu endoproteze. Iz dijagrama je vidljivo da se pomaci s povećavanjem broja ciklusa znatno povećavaju, tako da je razlika pomaka između 10^5 ciklusa i 10^6 iznosi 0,17 mm. Od $3 \cdot 10^5$ ciklusa do $7 \cdot 10^5$ ciklusa dolazi do linearne propagacije pomaka.

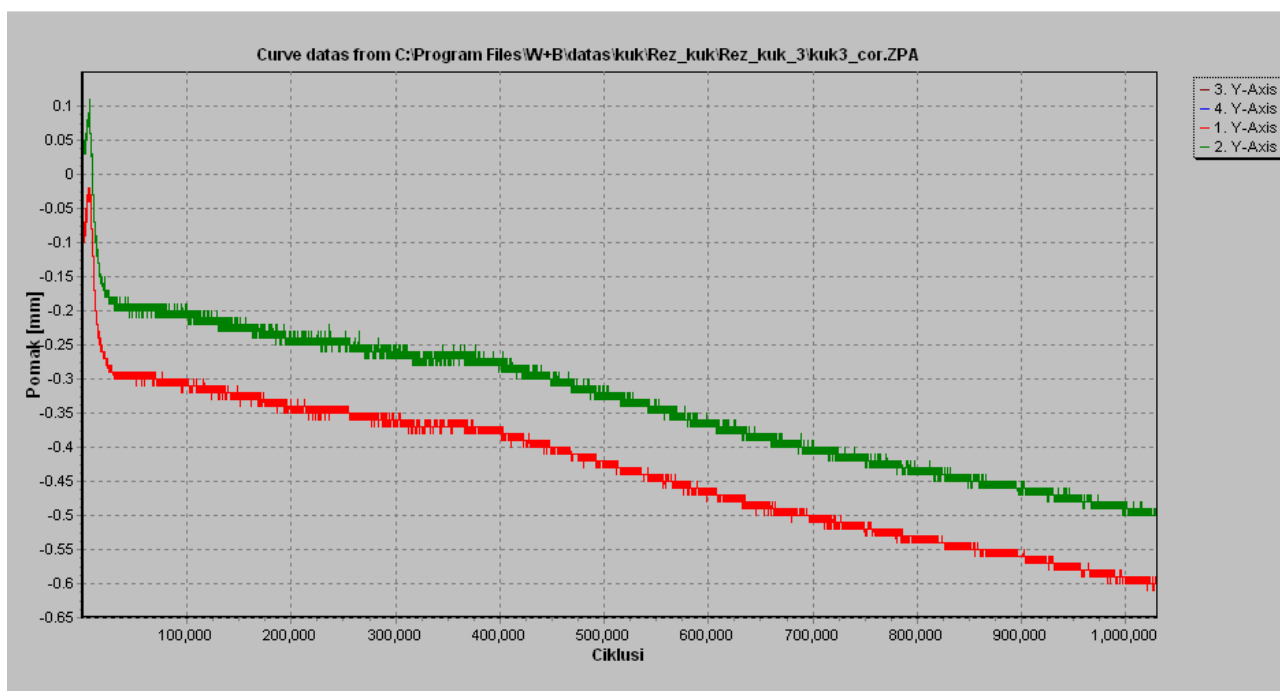
Tablica 9. Tablica 9. Očitane vrijednosti pomaka kod ispitivanja endoproteze Müller izrađene iz nehrđajućeg (CrNi) čelika

Pom. [mm]	10 ⁵ cikl.	2·10 ⁵ cikl.	3·10 ⁵ cikl.	4·10 ⁵ cikl.	5·10 ⁵ cikl.	6·10 ⁵ cikl.	7·10 ⁵ cikl.	8·10 ⁵ cikl.	9·10 ⁵ cikl.	10 ⁶ cikl.
S_{\min}	-0.27	-0.28	-0.31	-0.33	-0.35	-0.39	-0.41	-0.43	-0.44	-0.44
S_{\max}	-0.37	-0.38	-0.40	-0.43	-0.45	-0.49	-0.52	-0.53	-0.53	-0.54

Ispitni uzorak endoproteze zgloba kuka izdržao je zadano vrijeme od 10⁶ ciklusa. Nakon ispitivanja endoproteza je izvađena zajedno sa epoksidnom smolom iz posude. Nakon vizualnog pregleda, na endoprotezi zgloba kuka te na mediju za učvršćenje nisu vidljiva nikakva nastala oštećenja.

7.3 Rezultati ispitivanja otkivka endoproteze Müller izrađene iz slitine Ti₆ Al₄V

Izdržljivosti endoproteze definira se dijagramom pomak–ciklusi (slika 39). U prvih 15⁴ ciklusa dolazi do stabilizacije pomaka prilikom opterećenja. Na dijagramu su iscrtane dvije krivulje: zelena i crvena. Zelena krivulja označava donje vršne vrijednosti, a crvena gornje vrijednosti pomaka tijekom narinutog opterećenja.



Slika 40. Dijagram pomak–ciklusi za otkivak endoproteze Müller izrađene iz slitine Ti₆ Al₄V

Vrijednosti izmjerenih pomaka (tablica 10) nakon ispitivanja imaju negativan predznak, zbog tlačnog dinamičkog opterećenja na glavu endoproteze. Iz dijagrama je vidljivo

da se pomaci s povećavanjem broja ciklusa znatno povećavaju, tako da je razlika pomaka između 10^5 ciklusa i 10^6 iznosi 0,29 mm. Od $4 \cdot 10^5$ ciklusa do 10^6 ciklusa dolazi do linearne propagacije pomaka.

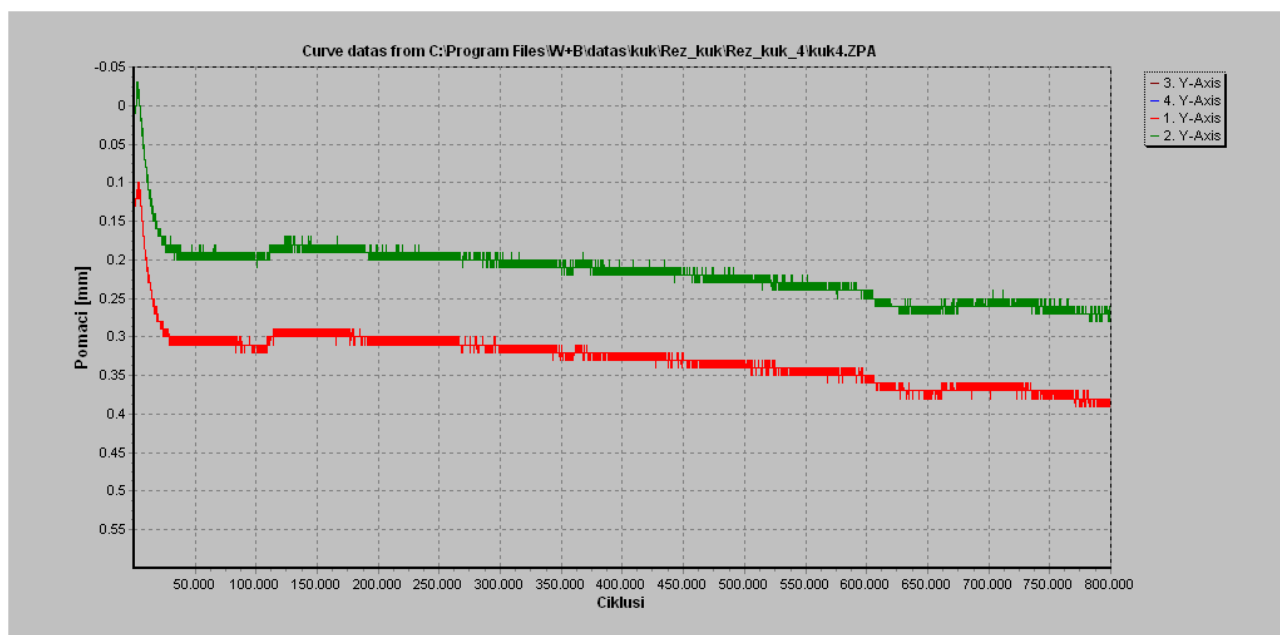
Tablica 10. Očitane vrijednosti pomaka kod ispitivanja endoproteze Müller izrađene iz slitine $Ti_6 Al_4V$

Pom. [mm]	10^5 cikl.	$2 \cdot 10^5$ cikl.	$3 \cdot 10^5$ cikl.	$4 \cdot 10^5$ cikl.	$5 \cdot 10^5$ cikl.	$6 \cdot 10^5$ cikl.	$7 \cdot 10^5$ cikl.	$8 \cdot 10^5$ cikl.	$9 \cdot 10^5$ cikl.	10^6 cikl.
S_{min}	-0.21	-0.24	-0.26	-0.28	-0.32	-0.37	-0.40	-0.43	-0.46	-0.49
S_{max}	-0.30	-0.34	-0.36	-0.38	-0.43	-0.47	-0.51	-0.54	-0.56	-0.59

Ispitni uzorak endoproteze zgloba kuka izdržao je zadano vrijeme od 10^6 ciklusa. Nakon ispitivanja endoproteza je izvađena zajedno sa epoksidnom smolom iz posude. Nakon vizualnog pregleda, na endoprotezi zgloba kuka te na mediju za učvršćenje nisu vidljiva nikakva nastala oštećenja.

7.4 Rezultati ispitivanja endoproteze Müller rezane iz ploče iz materijala $Ti_6 Al_4V$

Izdržljivosti endoproteze definira se dijagramom pomak–ciklusi (slika 40). U prvih 15^4 ciklusa dolazi do stabilizacije pomaka prilikom opterećenja. Na dijagramu su iscrtane dvije krivulje: zelena i crvena. Zelena krivulja označava donje vršne vrijednosti, a crvena gornje vrijednosti pomaka tijekom narinutog opterećenja.



Slika 41. Dijagram pomak–ciklusi za endoprotezu Müller rezanu iz ploče izrađenu iz slitine $Ti_6 Al_4V$

Vrijednosti izmjerenih pomaka (tablica 10) nakon ispitivanja imaju negativan predznak, zbog tlačnog dinamičkog opterećenja na glavu endoproteze. Iz dijagrama je vidljivo da se pomaci s povećavanjem broja ciklusa relativno malo povećavaju te da je razlika pomaka između 10^5 ciklusa i $8 \cdot 10^5$ iznosi samo 0,08 mm.

Tablica 11. Očitane vrijednosti pomaka kod ispitivanja endoproteze Müller rezane iz ploče, izrađene iz slitine Ti₆Al₄V

Pom. [mm]	10^5 cikl.	$2 \cdot 10^5$ cikl.	$3 \cdot 10^5$ cikl.	$4 \cdot 10^5$ cikl.	$5 \cdot 10^5$ cikl.	$6 \cdot 10^5$ cikl.	$7 \cdot 10^5$ cikl.	$8 \cdot 10^5$ cikl.	$9 \cdot 10^5$ cikl.	10^6 cikl.
S_{\min}	-0.20	-0.19	-0.21	-0.22	-0.22	-0.24	-0.26	-0.27	-	-
S_{\max}	-0.31	-0.30	-0.32	-0.32	-0.34	-0.35	-0.36	-0.39	-	-

Ispitni uzorak endoproteze zgloba kuka nije ispitan za na zadano vrijeme od 10^6 ciklusa, već je ispitivanje prekinuto nakon $8 \cdot 10^5$ ciklusa zbog tehničkog problema nestanka električne energije tijekom eksperimenta. Nakon ispitivanja endoproteza je izvađena zajedno sa epoksidnom smolom iz posude. Nakon vizualnog pregleda, na endoprotezi zgloba kuka te na mediju za učvršćenje nisu vidljiva nikakva nastala oštećenja.

8. Ispitivanje endoproteze zgloba kuka metodom konačnih elemenata

Metoda konačnih elemenata je numerička metoda koja se temelji na fizičkoj diskretizaciji kontinuuma. Razmatrani kontinuum s beskonačnim brojem stupnjeva slobode zamjenjuje se s diskretnim modelom međusobno povezanih elemenata s ograničenim brojem stupnjeva slobode. Područja kontinuuma dijeli se na konačna potpodručja koja se nazivaju konačni elementi, odnosno razmatrani kontinuum postaje mreža konačnih elemenata. Konačni su elementi međusobno povezani u točkama koji se nazivaju čvorovi. Stanje u svakom elementu, kao što je npr. polje pomaka, deformacije, naprezanja te ostalih veličina u problemu polja, opisuje se pomoću interpolacijskih funkcija, a te funkcije moraju zadovoljiti odgovarajuće rubne uvjete, da bi diskretizirani model odgovarao stvarnom stanju. Uz pravilnu formulaciju konačnih elemenata, približavanje točnom rješenju raste s povećavanjem broja elemenata. Prilikom izvođenja algebarskih jednadžbi polazi se od diferencijalnih jednadžbi koje opisuju stanje u elementu. Složene konstrukcije zahtijevaju diskretizaciju s velikim brojem elemenata te valja riješiti sustav algebarskih jednadžbi s velikim brojem nepoznanica, što je bez korištenja računala vrlo teško postići. Metoda konačnih elemenata primjenjuje se u mehanici deformabilnih tijela za rješavanje statičkih i dinamičkih problema, i jednako tako za rješavanje općih problema polja kao što su proračun temperaturnih polja, proračun strujanja te analiza elektromagnetnih polja [18].

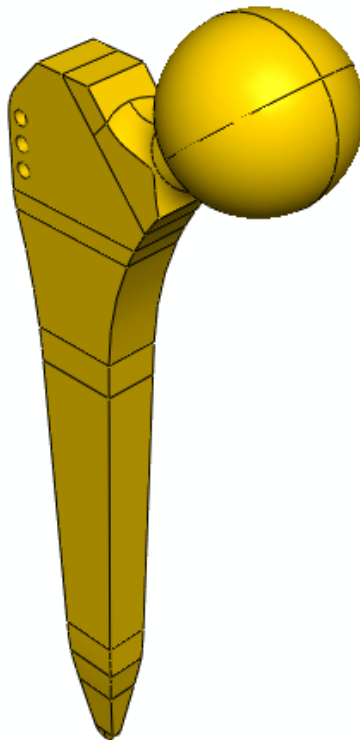
Za rješavanje problema metodom konačnih elemenata razvijen je veliki broj programa za računala. U ovom radu korišten je softverski paket Abaqus 6.7.1 u kojem su modelirani 3D dijelovi kuka, medij za učvršćenje i acetabularna komponenta endoproteze zgloba kuka, generirana je mreža konačnih elemenata te izvršena analiza pomaka glave endoproteze zgloba kuka, naprezanja i deformacija uslijed statičkog opterećenja modela.

Pošto servohidraulička kidalica ne mjeri horizontalni pomak glave endoproteze zgloba kuka, a zbog složenosti mjerenja tenzometrima, metoda konačnih elemenata omogućava nam jednostavnu analizu horizontalnih pomaka uslijed opterećenja glave endoproteze zgloba kuka. Eksperimentalnim ispitivanjem izdržljivosti endoproteze zgloba kuka također nije moguće odrediti deformacije i naprezanja u pojedinim dijelovima umjetnog kuku.

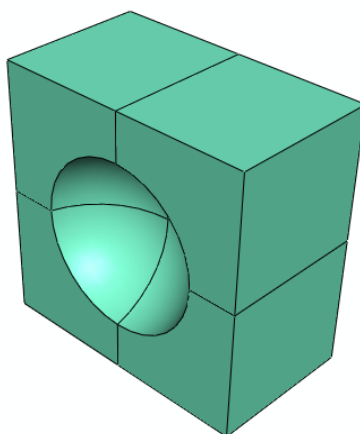
Endoproteza zgloba kuka izrađena po mjeri spada u posebnu vrstu proteza. Takva endoproteza proizvodi se kao pojedinačan uzorak i odgovara samo jednom pacijent kome je prilagođena. Takva rješenja primjenjuju se kada je anatomija zgloba kuka nepravilna. Njihov dizajn određen je tako da odgovara medularnom kanalu specifičnog femura. Vremenski interval koji je dopušten između izrade takve proteze i ugradnje često je ograničen. Iz tih razloga ispitivnja izdržljivosti endoproteza zgloba kuka prema normi ISO 7206-4 ne mogu se provesti. No pošto proizvođači takvih proteza žele biti sigurni kvalitetu i pouzdanost svojih proizvoda izraženih po mjeri prema zahtjevima pojedinačnih problema pacijenata, metodom konačnih elmeneta pruža mogućnost provjere njihove izdržljivosti još u fazi razvoja.

8.1 Izrada modela i 3D dijelova

Na osnovi tehničke dokumentacije zaprimljene od tvrtke Instrumentaria d.d. izrađeni su svi potrebni objekti modela za numeričku analizu: endoproteza Müller izrađena rezanjem iz ploče (slika 42), kugla koja predstavlja glavu endoproteze te acetabulum (slika 43).

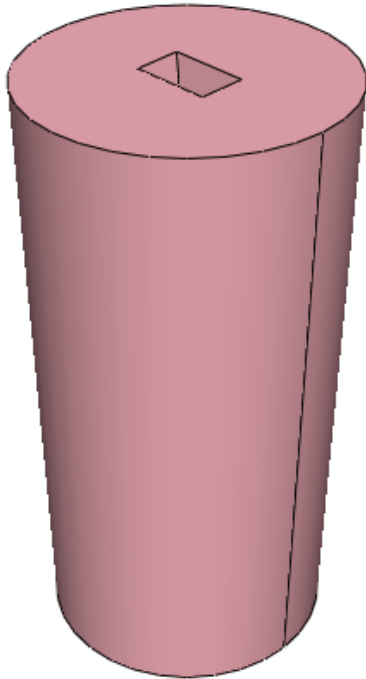


Slika 42. 3D model endoproteze Müller

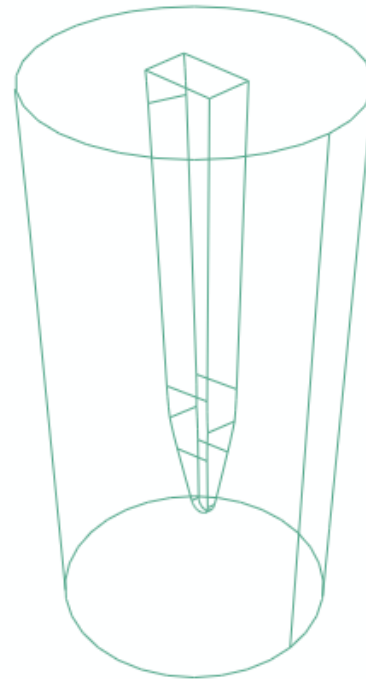


Slika 43. 3D model acetabuluma

Epoksidna smola (slika 44) koja služi kao medij za učvršćenje po dimenzijama odgovara modelu koji je nastao ulijevanjem u posudu prilikom provedbe eksperimenta po normi ISO 7206-4. Radi ispravnosti analize bilo je potrebno oduzeti materijal točno pozicionirane endoproteze zgloba kuka od epoksidne smole pod dva kuta $\alpha=10^\circ$ i $\beta=9^\circ$. Novo dobiveni oblik epoksidne smola (slika 45) sa utorom za endoprotezu poslužiti će i za analizu udjela deformacija tijekom statičkog opterećenja glave endoproteze kuka; trup, vrat endoproteze te medij za učvršćenje u ukupnoj deformaciji tijekom statičkog opterećenja.

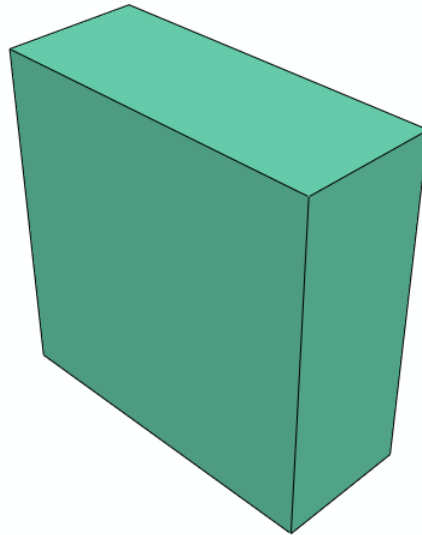


Slika 44. 3D model acetabuluma



Slika 45. Žičani 3D model acetabuluma

Prilikom eksperimentalnog ispitivanja endoproteze zgloba kuka acetabulum prenosi opterećenje na glavu. Opterećenje se vrši mehanizmom koji je na jednom kraju spojen za servohidrauličku kidalicu a na drugom za acetabulum. Kako bi se oponašali uvjeti prilikom eksperimenta izmodelirana je ploča (slika 46) dimenzija 50x50x20 koji naliježe na ravnu plohu acetabuluma. Izuzimanjem ploče iz numeričkog modela na bi se acetabulum direktno narinulo opterećenje. U tom slučaju bi se javile velike deformacije na acetabulumu, a prijenos opterećenja ne bi bio vjerodostojan onom u eksperimentu. Iz ovoga se može zaključiti da ploča ima svrhu zadržavanja oblika acetabuluma, te u ovom modelu ona se smatra mehanizmom opterećenja.



Slika 46. 3D model ploče za prijenos opterećenja

8.2 Parametri korišteni tijekom numeričke analize modela

Za materijale dijelova endoproteze pretpostavlja se da su linearno elastični, a njihova mehanička svojstva koja su korištena pri numeričkoj analizi statičkog opterećenja glave endoproteze zgloba kuka nalaze se u tablici 12.

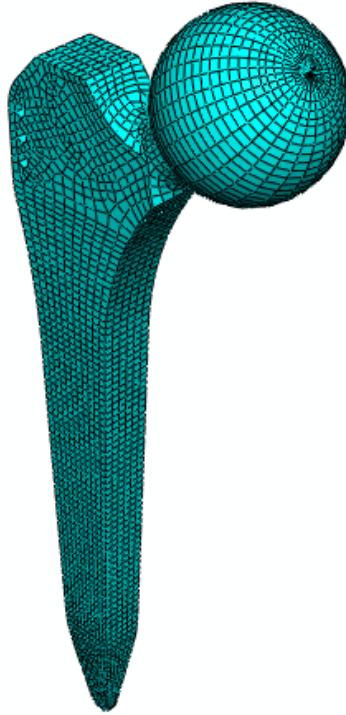
Tablica 12. Mehanička svojstva materijala korištenih u numeričkoj analizi

Objekt	Materijal	Modul elastičnosti E [Mpa]	Poissonov koeficijent ν
Endoproteza zgloba kuka	Ti ₆ Al ₄ V	107 000	0.3
Medij za učvršćenje	Epoksidna smola	3580	0.38
Acetabulum	UHMWPE*	1000	0.4
Mehanizam opterećenja	Čelik	210 000	0.3

UHMWPE* - Ultra-high molecular weight polyethylene

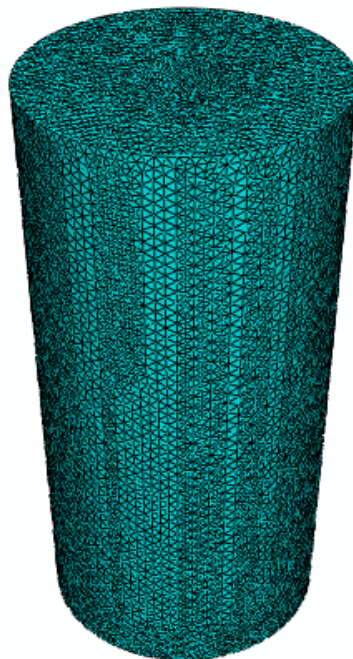
8.3 Generiranje mreže konačnih elemenata

U analizi statičkog opterećenja endoproteze korišteni su tetraedarski i prizmatični elementi. Endoproteza zgloba kuka generirana je sa 15 534 prizmatična elementa (slika 47), kako bi se postigla veća točnost rješenja. Zbog složenosti geometrije trupa i vrata endoproteze nije moguće generirati strukturiranu mrežu elemenata, tako da je potrebno podijeliti objekt na manje dijelove (particije).



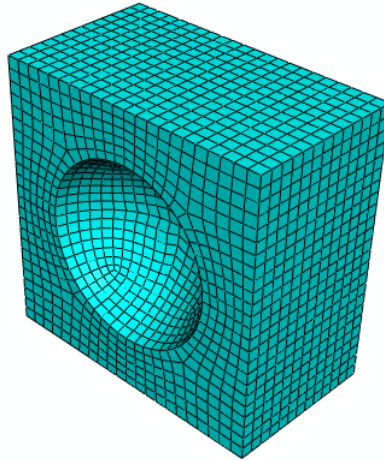
Slika 47. Generirana mreža konačnih elemenata na endoprotezi

Epoksidna smola generirana je s 218 261 tetraedarskim elementom (slika 48) iz razloga što ni podjelom na manje dijelove nije bilo moguće dobiti strukturiranu mrežu prizmatičnih elemenata. Mreža tetraedarskih elemenata usitnjena je na mjestima koncentracije naprezanja, kod bridova i površina na koje naliže trup endoproteze dok se širenjem prema vanjskom plaštu smole elementi povećavaju. Ovako generirana mreža daje zadovoljavajuće točne rezultate, a smanjuje vrijeme numeričkog proračuna.

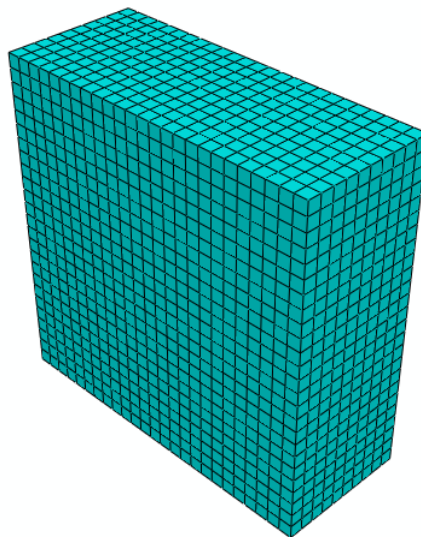


Slika 48. Generirana mreža konačnih elemenata na epoksidnoj smoli

Zbog jednostavnosti geometrije acetabulum te ploče koja prenosi opterećenje generirani su strukturalni prizmatični elementi. Kod acetabuluma je generirano 6 452 prizmatičnih elemenata (slika 49), dok je kod ploče generirano 6250 elemenata (slika 50).



Slika 49. Generirana mreža konačnih elemenata acetabuluma

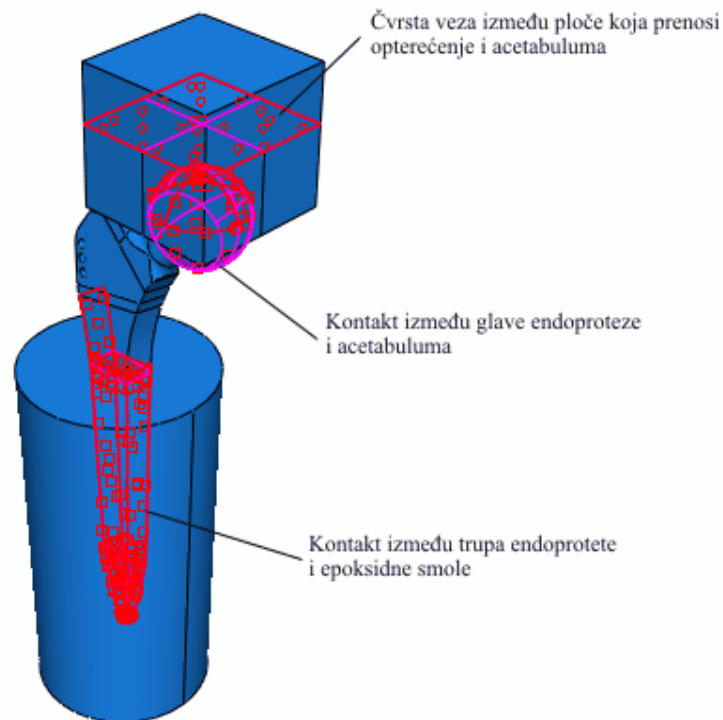


Slika 50. Generirana mreža konačnih elemenata na ploči

8.4 Zadavanje kontakata

Na ovom modelu statičkog opterećenja endoproteze zgloba kuka zadana su dva kontakta (slika 51). Prvi kontakt zadan je između epoksidne smole i trupa endoproteze koji je određen kao kontakt koji je ostvaren između čvorova koji se nalaze na površini endoproteze i površine utora u epoksidnoj smoli. Kontakt je definiran tako da ne postoji trenje između površina koje međusobno naliježu. Drugi kontakt je između acetabuluma i glave endoproteze.

On je modeliran kao kontakt sfernih površina glave kuka i acetabuluma. Iz medicinske prakse poznato je da koeficijent trenja između ovih površina zanemarivo mali, tako da je i ovaj kontakt opisan kao kontakt bez trenja. Veza između acetabuluma i ploče definirana je kao čvrsta veza kako bi se opterećenje u potpunosti prenijelo na glavu endoproteze.

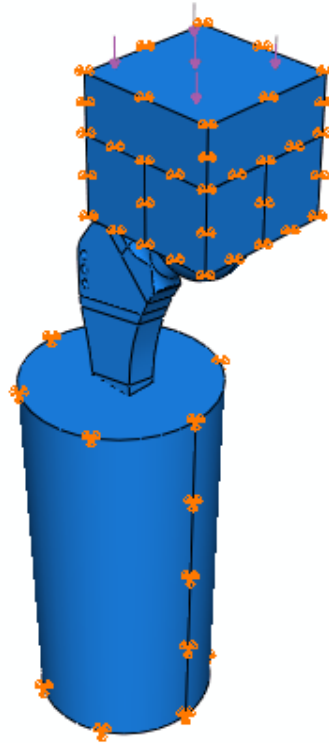


Slika 51. Kontaktne površine

8.5 Zadavanje rubnih uvjeta i opterećenja

Da bi rezultati dobiveni numeričkim proračunom bili usporedivi s eksperimentom potrebno je uspostaviti slijedivost rubnih uvjeta koji odgovaraju stvarnom modelu. Epoksidna smola (slika 52) ukliještena je u sva tri smjera pošto se u eksperimentu nalazi u posudi za koju je čvrsto vezana. Rubni uvjeti su zadani i za acetabulum te ploču koja predstavlja mehanizam opterećenja. Njima je dopušten samo vertikalni pomak u smjeru y osi, dok su im pomaci u smjeru osi x i z onemogućeni.

Glava endoproteze zgloba kuka opterećena je preko acetabuluma kontinuiranim opterećenjem od $F=1000$ N (slika 52).



Slika 52. Rubni uvijeti i opterećenje prilikom numeričke analize

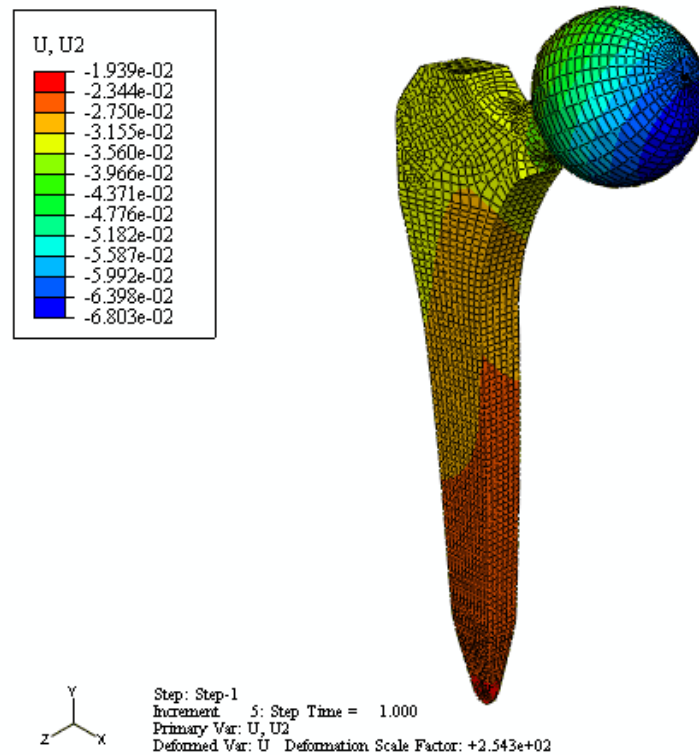
8.6 Analiza rezultata dobivenih metodom konačnih elemenata

8.6.1 Analiza pomaka glave endoproteze zgloba kuka

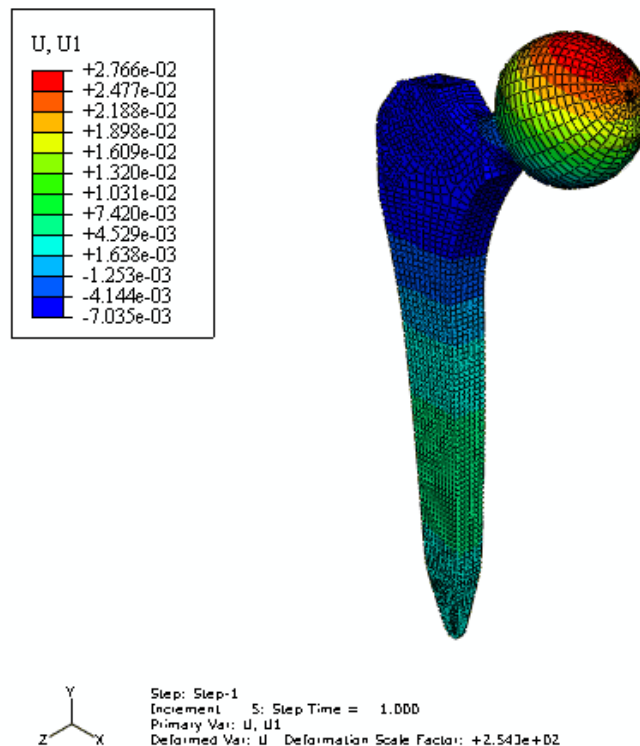
Numeričkim proračunom pri statičkom opterećenju dobiveni su vertikalni pomaci koji su mjereni i u eksperimentu. Maksimalni pomak koji je glavu endoproteze zgloba kuka pri opterećenju od $F=1000$ N iznosi $6.803 \cdot 10^{-2}$ mm (slika 53). Odstupanja između eksperimenta i numeričkog rezultata iznose $3.917 \cdot 10^{-2}$ mm. Pretpostavlja se da je do odstupanja u rezultatima došlo zbog nepoznavanja točnog modula elastičnosti korištene epoksidne smole, odnosno pri numeričkom proračunu uzeta je vrijednost koja odgovara prosječnoj vrijednosti modula elastičnosti epoksidnih smola. Osim toga, odstupanja u pomacima mogu se djelomično pripisati i vrijednostima sile opterećenja tijekom eksperimenta. Naime maksimalna sila kidalice iznosi 50 000 N, a maksimalna narinuta sila iznosila je 1 000 N i za tu vrijednost bi bila primjerenija osjetljivija mjerna doza kidalice.

Maksimalni vertikalni pomaci koji se javljaju prilikom statičkog opterećenja nalaze se na predjelu glave endoproteze zgloba kuka. Horizontalni pomaci dobiveni numeričkim proračunom prikazani su na slici 54 i 55 i iznose $2.726 \cdot 10^{-3}$ mm u smjeru osi x i $6.34 \cdot 10^{-3}$ mm u smjeru osi z.

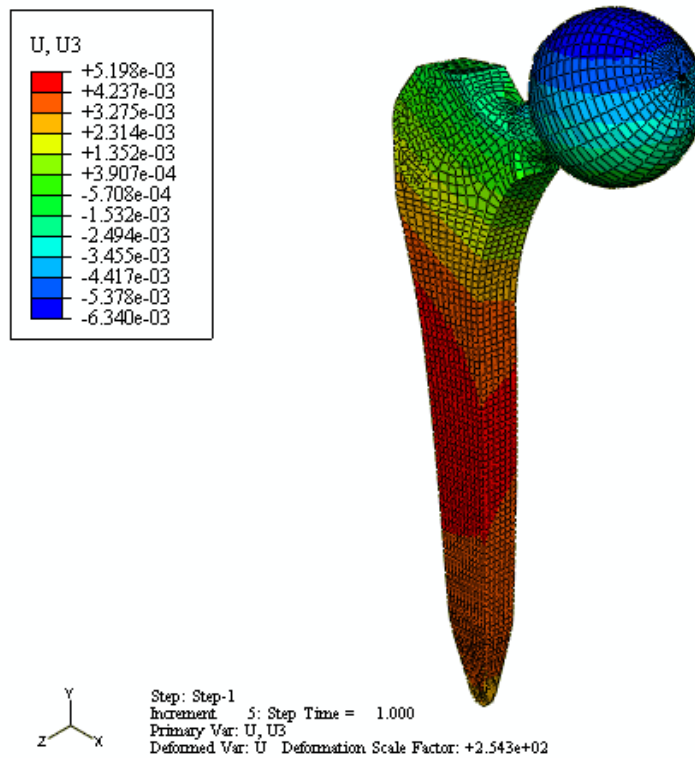
Mjerenje ovih pomaka tijekom eksperimenta moguće je samo pomoću mjernih traka koje se lijepe na mjesta očekivanih maksimalnih pomaka. Zbog složenosti postupaka mjerenja ovi horizontalni pomaci nisu obuhvaćeni mjerenjima u okviru ovog rada.



Slika 53. Vertikalni pomaci na endoprotezi zgloba kuka pri opterećenju od 1000 N



Slika 54. Horizontalni pomaci u smjeru osi x na endoprotezi zgloba kuka pri opterećenju od 1000 N

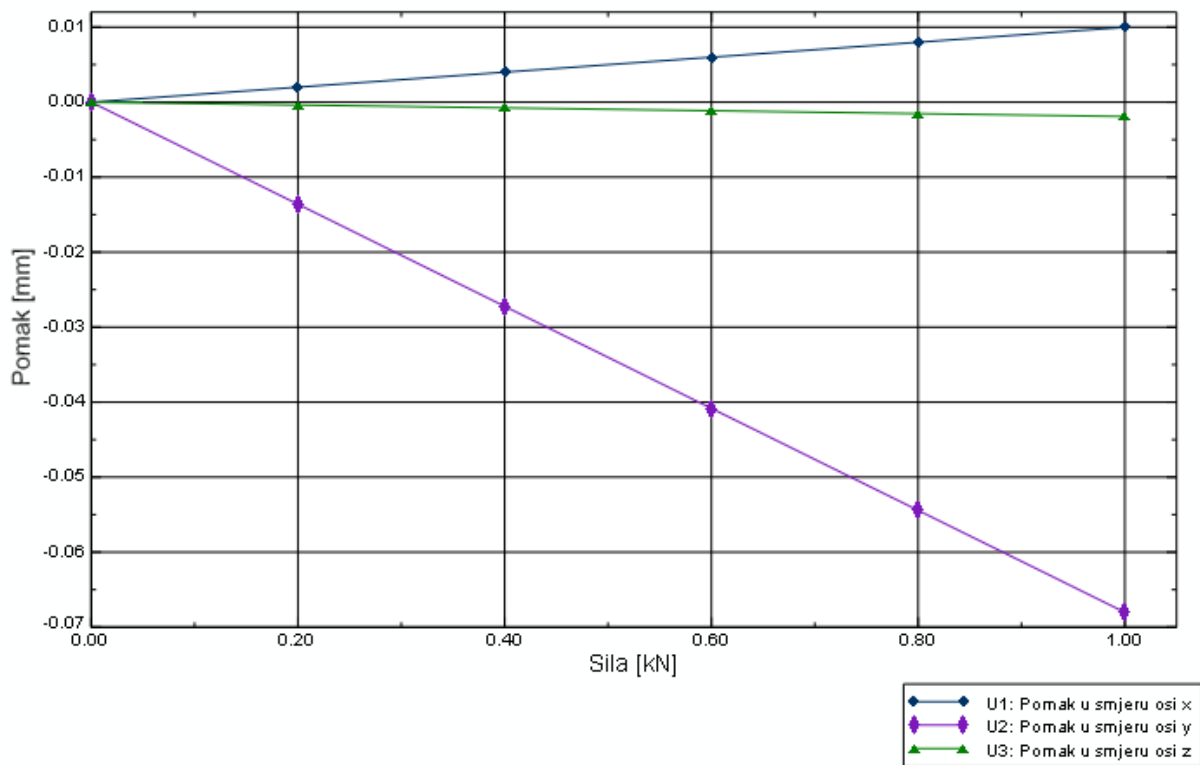


Slika 55. Horizontalni pomaci u smjeru osi z na endoprotezi zgloba kuka pri opterećenju od 1000 N

U tablici 13. nalaze se vrijednosti pomaka u ovisnosti o promjeni sile, a rezultati su također prikazani i dijagramom na slici 56.

Tablica 13. Očitane vrijednosti pomaka u odnosu na iznos sile

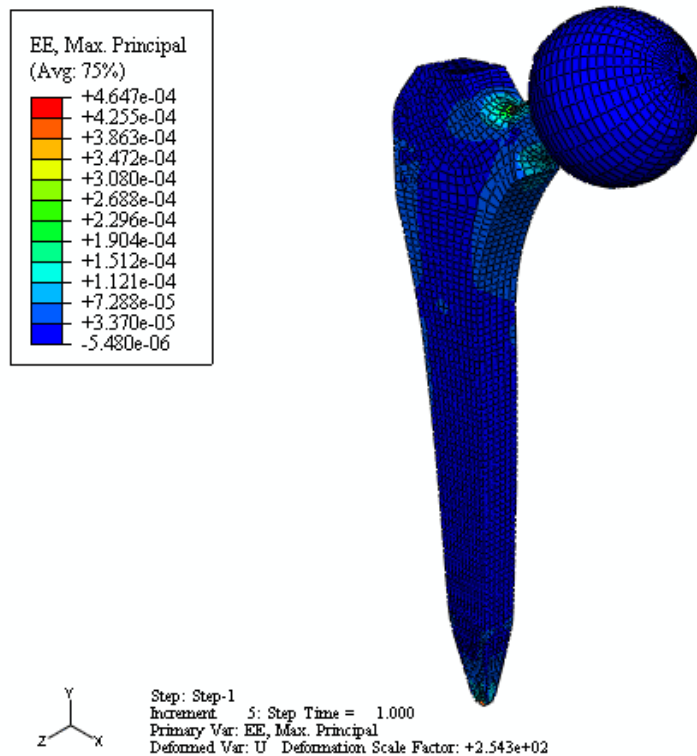
Sila F [N]	Pomaci u x osi u_1 [mm]	Pomaci u y osi u_2 [mm]	Pomaci u z osi u_3 [mm]
0	0	0	0
200	0.00235707	-0.0136025	-0.000443081
400	0.00471431	-0.0271995	-0.000886622
600	0.00707152	-0.0407907	-0.00133063
800	0.00942839	-0.0543757	-0.00177517
1000	0.0117845	-0.0679542	-0.00222043



Slika 56. Dijagram ovisnosti pomaka o sili

8.6.2 Analiza deformacija i naprezanja na endoprotezi zgloba kuku

Maksimalne deformacije javljaju se na vršku endoproteze a iznose $4.647 \cdot 10^{-4}$, no one nisu kritične pošto se nalaze u elastičnom području. Kritično mjesto koje je karakteristično kao najosjetljiviji dio endoproteze je vrat. Najčešći slučajevi pucanja endoproteze su upravo i na tom mjestu (slika 57).

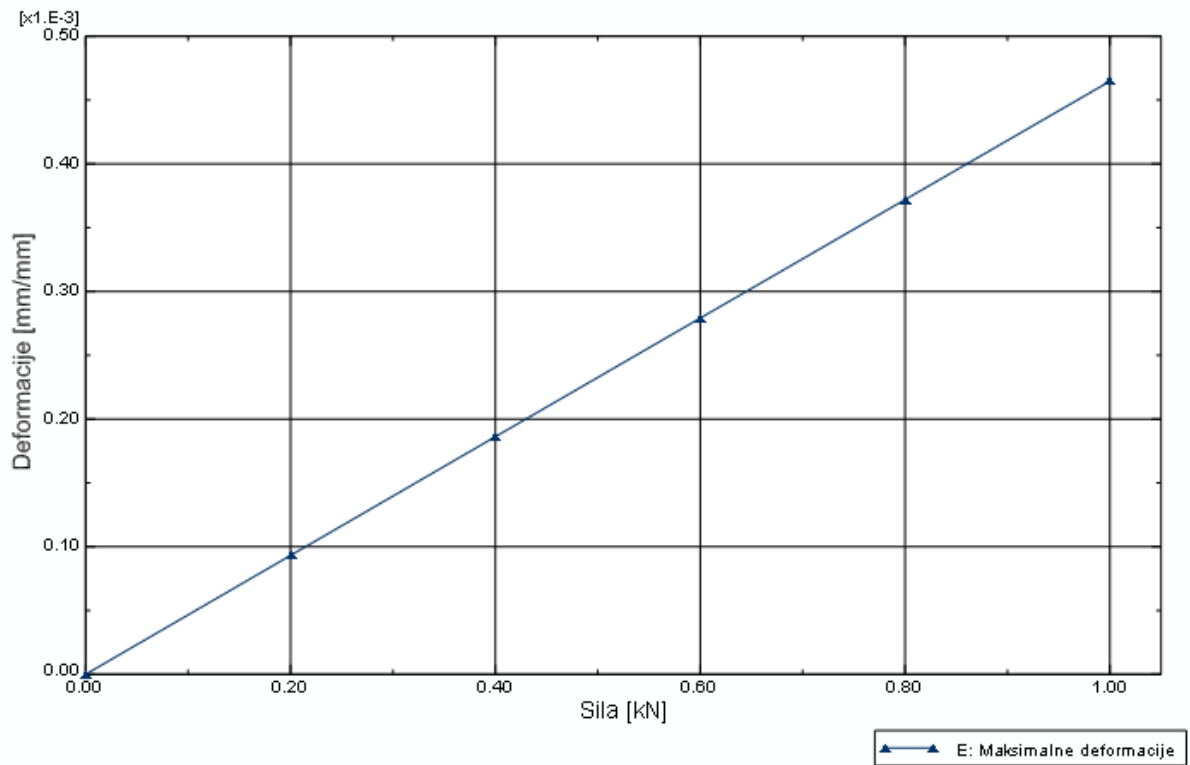


Slika 57. Maksimalne deformacije pri opterećenju od 1000 N

U tablici 14. i u dijagramu na slici 58 prikazane su vrijednosti deformacija u ovisnosti o promjeni sile. Linearna veza između deformacija i narinute sile ukazuju na to da se radi o deformacijama u elastičnom području te da sila od 1 000 N pri statičkom opterećenju ne predstavlja kritično opterećenje za endoprotezu zgloba kuka što ne vrijedi za cikličko opterećenje pri nekoliko milijuna ciklusa.

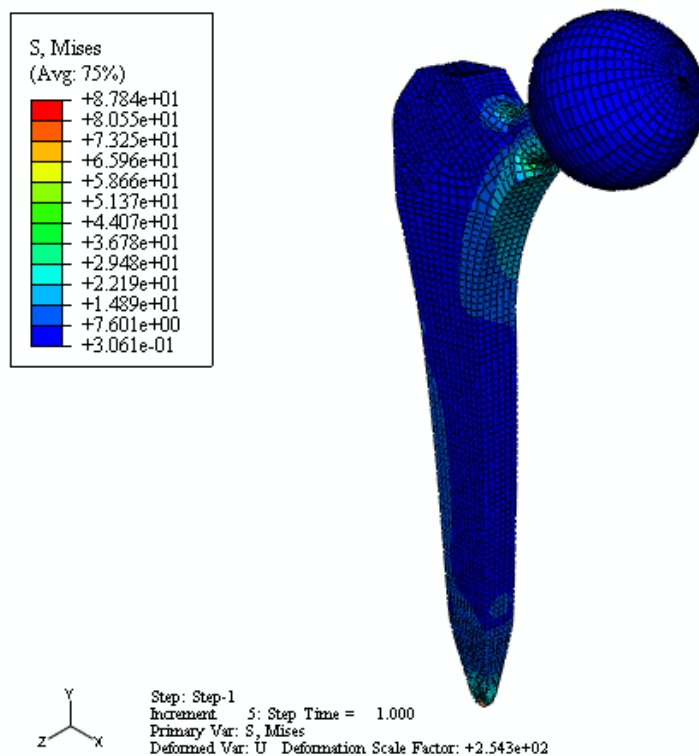
Tablica 14. Očitane vrijednosti maksimalnih deformacija u odnosu na iznos sile

Sila F [N]	Deformacije ε
0	0
200	$9.3124 \cdot 10^{-5}$
400	0.000186152
600	0.000279086
800	0.000371933
1000	0.000464694



Slika 58. Dijagram ovisnosti maksimalnih deformacija o sili

Maksimalna naprezanja javljaju se na vršku endoproteze a iznose 87.84 N/mm^2 , no ona su s obzirom na dopušteno naprezanje za titanovu slitinu $\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$ zanemariva (slika 59).

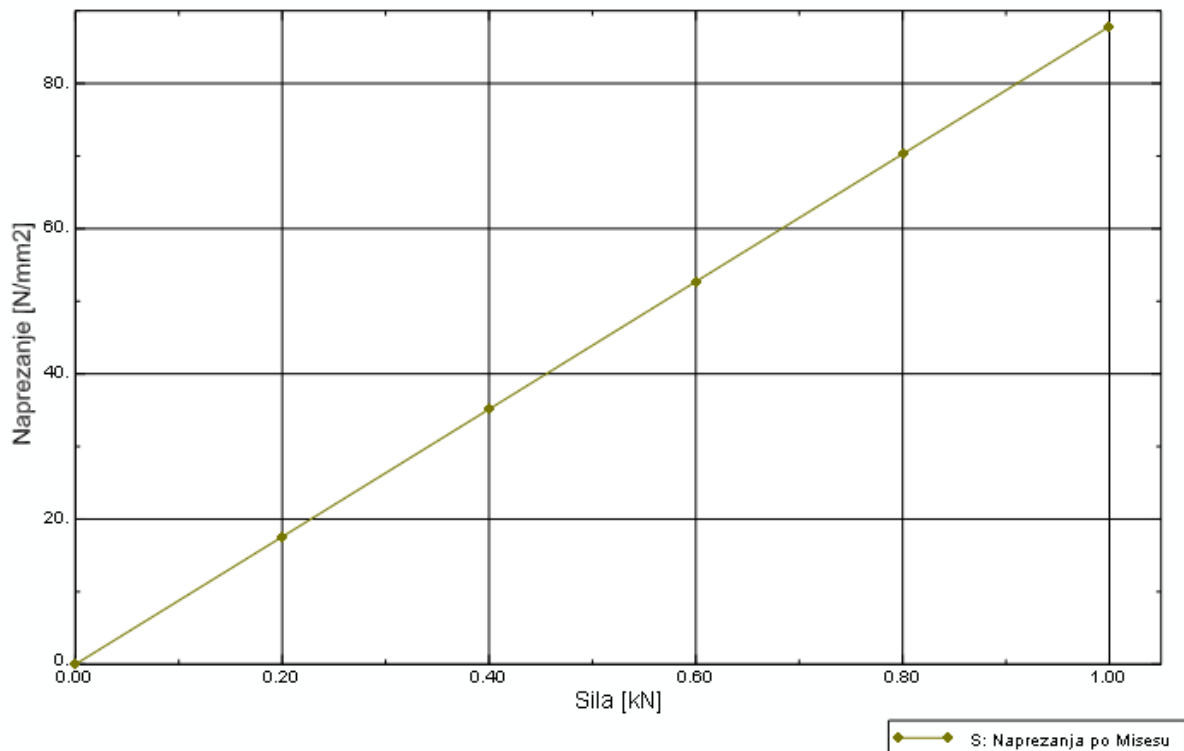


Slika 59. Naprezanje po Misesu pri opterećenju od 1000 N

Vrijednosti maksimalnih naprezanja po Von Misesovoj teoriji najveće distorzijske energije u ovisnosti o sili opterećenja prikazani su u tablici 15 i dijagramom na slici 60.

Tablica 15. Očitane vrijednosti naprezanja u odnosu na iznos sile

Sila F [N]	Ekvivalentno naprezanje po Missesu σ_{ekv} [N/mm ²]
0	0
200	17.5608
400	35.1274
600	52.6979
800	70.2699
1000	87.8395



Slika 60. Dijagram ovisnosti naprezanje o sili

9. Zaključak

Cilj ovog rada bila je provjera ponašanja endoproteza zgloba kuka pri cikličkom opterećenju prema zahtjevima norme ISO 7206-1 do ISO 7206-8.

Ispitivanja su provedena na četiri proteze. Dvije su izrađene kovanjem i to jedna iz nehrđajućeg CrNi čelika, a druga iz titanske legure, jedna izrezana iz gotove titanske ploče, a jedna je dobivena lijevanjem CoCrMo slitine.

Ispitivanja su pokazala da sve četiri endoproteze zadovoljavaju zahtjeve propisane normama, odnosno niti kod jedne vizualnim pregledom nakon cikličkog opterećenja sa silom do 1000 N u trajanju od 10^6 ciklusa nisu uočena vidljiva trajna oštećenja. Također su zadovoljile uvjet da otklon glave endoproteze tijekom ispitivanja ne smije biti veći od 5 mm. Iz rezultata je vidljivo da su vertikalni pomaci nakon 10^6 ciklusa uz odabranu frekvenciju od 10 Hz najveći kod proteze dobivene kovanjem iz titanske legure i iznosi 0,59 mm, a najmanji pomaci od 0,37 mm izmjereni su kod proteze lijevane iz CoCrMo slitine.

Na dijagramima pomaka može se primijetiti da kod kovanih endoproteza nakon određenog broja ciklusa dolazi do linearne propagacije pomaka, dok kod lijevanih endoproteza ista pojava nije uočena.

Potrebno je napomenuti da je normom predviđeno i mjerenje horizontalnog otklona glave endoproteze tijekom ispitivanja, međutim ta mjerenja zbog složenosti nisu provedena u ovom radu. S ciljem provjere iznosa i udjela horizontalnih pomaka u ukupnom pomaku glave endoproteze numerički je simulirano statičko opterećenje sa silom iznosa 1000 N.

Usporedba rezultata za vertikalne pomake dobivenih eksperimentom i numeričkim proračunom nakon prvoga ciklusa opterećenja pokazuje da pomak dobiven numerički iznosi 70% pomaka koji je dobiven eksperimentalno. Ovo odstupanje u rezultatima može se pripisati nepoznavanju točnog modula elastičnosti korištene epoksidne smole, odnosno pri numeričkom proračunu uzeta je vrijednost koja odgovara prosječnoj vrijednosti modula elastičnosti epoksidnih smola.

Rezultati za horizontalne pomake glava endoproteze zgloba kuka pokazuju da su ona u usporedbi s vertikalnim pomacima zanemarivo mali, pa se može pretpostaviti da isto vrijedi i za pomake dobivene eksperimentalno.

Koncentracija naprezanja dobivena numeričkim proračunom uočene je na kraju trupa endoproteze zgloba kuka, no to nije karakteristično mjesto na kojem dolazi do loma. Do lom obično dolazi na području vrata što potvrđuje i stručna literatura. Ova pojava može se objasniti činjenicom da je kontakt između trupa i medija za učvršćenje radi pojednostavljenja numeričkog proračuna definiran bez trenja.

Zahtjeve norme osim samih proteza zadovoljava i epoksidna smola koja je korištena kao medij za učvršćenje tijekom ispitivanja. Vizualnim pregledom nakon ispitivanja nisu uočene pukotine, niti rezultati za pomake ukazuju na znatnije puzanje materijala tijekom ispitivanja.

U daljnjem istraživanju planira se provedba numeričkih simulacija eksperimenta sa cikličkim opterećenjem s ciljem određivanja horizontalnih pomaka nakon zadanog broja ciklusa.

10. Literatura

- [1] Pećina, Marko i suradnici: Ortopedija, Naklada Ljevak, Zagreb 2004
- [2] Orlić, Dubravko: Život s umjetnim zglobovom kuka, vlastita naklada, Zagreb 1993
- [3] Norma ISO 5832-1: 1997 Implants for surgery – Metallic materials – Part 1: Wrought stainless steel
- [4] Norma ISO 5832-3: 1996 Implants for surgery – Metallic materials – Part 3: Wrought titanium 6-aluminium 4-vanadium alloy
- [5] Norma ISO 5832-4 Implants for surgery – Metallic materials – Part 4: Cobalt-chromium-molybdenum casting alloy
- [6] Math, Miljenko: Uvod u tehnologiju oblikovanja deformiranjem, Fakultet Strojарstva i brodogradnje, Zagreb 1999
- [7] Budić, Ivan: Posebni ljevački postupci, Strojarski fakultet, Osijek 2006
- [8] Norma ISO 7206-1: 1995 Implants for surgery – Partial and total hip joint prostheses – Part 1: Classification and designation of dimensions
- [9] Norma ISO 7206-4: 2002 Implants for surgery – Partial and total hip joint prostheses – Part 4: Determination of endurance properties of stemmed femoral components
- [10] Instruction manual, Servohydraulic fatigue testing machine, type LFE 50 HH, walter+bai, 2006
- [11] <http://www.medimet.de>
- [12] Parnell Keeling, Alexander B. Lennon, Peter O'Reilly, John R. Britton, Patrick J. Prendergast, Patrick J. Kenny, Biomechanical investigation of cement-in-cement revision hip arthroplasty, 2007
- [14] Lutz Claes, Stefan Fiedler, Michael Ohnmacht, Georg N. Duda, Initial stability of fully and partially cemented femoral stems, 2000
- [15] <http://www.engin.umich.edu/class/bme456/artjoint/artjoint.htm>
- [16] Massimiliano Baleani, Marco Viceconti, Aldo Toni, The Effect of Sandblasting Treatment of Titanium Alloy Hip Prostheses, 2000

-
- [17] Massimiliano Baleani, Marco Viceconti, Roberto Muccini, Mauro Ansaloni, Endurance verification of custom-made hip prostheses, 2000
- [18] Sorić, Jurica: Metoda konačnih elemenata, Golden marketing-tehnička knjiga, Zagreb 2004
- [19] Alfiravić, Ivo: Nauka o čvrstoći I, Tehnička knjiga – Zagreb, 1989
- [20] Abaqus/CAE User's Manual Version 6.1, 2000
- [21] Martin J. Mathias, Kamran Tebeshfar, Deesign and development of new acetabular cup prosthesis, 2005
- [22] Norma ISO 5834-1: 1998 Implants for surgery — Ultra-high molecular weight polyethylene - Part 2: Moulded forms
- [23] Oguz Kayabasi, Fehmi Erzincanali, Finite element modelling and analysis of a new cemented hip prosthesis, 2005

Prilog

1. Programski kod za rad dinamičke kidalice
2. Tehnička dokumentacija novoizrađenih dijelova neophodnih za provedbu eksperimenta
3. Tehnička dokumentacija zaprimljena od tvrtke Instrumentaria d.d.