

Utjecaj anteverzije bescementne femoralne komponente Zweymüllerove endoproteze kuka na primarnu stabilnost i sklonost periprostetičkom prijelomu - biomehanička studija na modelu umjetne kosti

Čengić, Tomislav

Doctoral thesis / Disertacija

2021

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Zagreb, School of Medicine / Sveučilište u Zagrebu, Medicinski fakultet**

Permanent link / Trajna poveznica: <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:105:793266>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-04-19**



Repository / Repozitorij:

[Dr Med - University of Zagreb School of Medicine Digital Repository](#)



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
MEDICINSKI FAKULTET

Tomislav Čengić

**Utjecaj anteverzije bescementne femoralne komponente
Zweymüllerove endoproteze kuka na primarnu stabilnost i
sklonost periprostetičkom prijelomu – biomehanička studija
na modelu umjetne kosti**

DISERTACIJA



Zagreb, 2021.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
MEDICINSKI FAKULTET

Tomislav Čengić

**Utjecaj anteverzije bescementne femoralne komponente
Zweymüllerove endoproteze kuka na primarnu stabilnost i
sklonost periprostetičkom prijelomu - biomehanička studija
na modelu umjetne kosti**

DISERTACIJA

Zagreb, 2021.

Ova disertacija načinjena je u Klinici za ortopediju Kliničkoga bolničkog centra Zagreb i Medicinskog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu te Laboratoriju za eksperimentalnu mehaniku Fakulteta strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu.

Mentor: **prof. dr. sc. Domagoj Delimar, dr. med.**

Sumentor: **prof. dr. sc. Janoš Kodvanj, dipl. ing.**

Zahvaljujem:

mentorima **prof. dr. sc. Domagoju Delimaru** te **prof. dr. sc. Janošu Kodvanju** na pomoći pri izradi ove disertacije;

članovima povjerenstva za ocjenu disertacije te posebno **izv. prof. dr. sc. Tomislavu Smoljanoviću** na korisnim savjetima i korekcijama;

prof. dr. sc. Krešimiru Rotimu, **dr. sc. Ivanu Bohačeku** i **prof. dr. sc. Ivanu Bojaniću** na pomoći u dizajnu istraživanja;

izv. prof. dr. sc. Milanu Miloševiću na pomoći pri statističkoj obradi podataka

studentima **Hani Hajsok**, **Petri Adamović** i **Andriji Aleriću** na pomoći u provođenju istraživanja;

djelatnicima Laboratorija za eksperimentalnu mehaniku Fakulteta strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu i Katedre za ortopediju Medicinskog fakulteta u Zagrebu.

Velika hvala i mojoj obitelji na nesebičnoj potpori i žrtvi.

Disertaciju posvećujem Matei, Filipi i Danici.

Sadržaj

1. UVOD	1
1.1. Zglob kuka, anatomija i biomehanika	1
1.2. Osteoartritis kuka i njegovo značenje	4
1.3. Liječenje osteoartritisa kuka	5
1.4. Aloartroplastika kuka.....	6
1.5. Bescementne endoproteze kuka.....	9
1.5.1. Pravila ugradnje bescementne acetabularne komponente	11
1.5.2. Pravila ugradnje bescementne femoralne komponente	12
1.6. Femoralni stemovi bescementnih endoproteza kuka	13
1.7. Zweymüllerov femoralni stem.....	16
1.8. Pristupi na kuk	17
1.8.1. Prednji pristup	17
1.8.2. Anterolateralni pristup.....	18
1.8.3. Direktni lateralni pristup	18
1.8.4. Stražnji pristup	19
1.9. Komplikacije pri liječenju bescementnom totalnom endoprotezom kuka	20
1.9.1. Nestabilnost femoralne komponente	20
1.9.2. Dislokacija endoproteze kuka	20
1.9.3. Periprostetički prijelom	21
1.10. Određivanje kuta anteverzije	24
1.11. Metoda konačnih elemenata.....	26
2. HIPOTEZA	28
3. CILJEVI ISTRAŽIVANJA	29
4. MATERIJALI I METODE	30
4.1. Oblikovanje istraživanja	30
4.2. Etički aspekti istraživanja	30
4.3. Materijali.....	30
4.3.1. Modeli umjetne kosti Synbone	30
4.3.2. Femoralna komponenta endoproteze kuka tipa Zweymüller	30
4.4. Metode	31
4.4.1. Računalne simulacije	31
4.4.2. Eksperimentalno ispitivanje	42
5. REZULTATI.....	54

5.1 Statističke metode	54
5.2. Rezultati računalnih simulacija.....	55
5.3. Rezultati mehaničkih ispitivanja.....	69
6. RASPRAVA	87
6.1. Komentar rezultata računalnih simulacija	89
6.2. Komentar rezultata eksperimentalnih ispitivanja	92
7. ZAKLJUČCI.....	94
8. SAŽETAK	95
9. SUMMARY	96
10. POPIS LITERATURE	97
11. ŽIVOTOPIS	106

POPIS KORIŠTENIH KRATICA

2D – dvodimenzionalni

3D – trodimenzionalni

AVN – avaskularna nekroza glave bedrene kosti

BMI – indeks tjelesne mase (engl. *body mass index*)

CAD – konstruiranje s pomoću računala (engl. *computer aided desin*)

CCD – kolodijafizarni kut (engl. *Caput-Collum-Diaphyseal angle*)

CT – kopjutorizirana tomografija (engl. *computerized tomography*)

DIC – korelacija digitalne slike (engl. *digital image correlation*)

DICOM – identifikator digitalnih objekata slike (engl. *digital object image identifier*)

F – sila

FSB – Fakultet strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu

maks. – maksimum

min. – minimum

MPa – megapascal

MSCT – višeslojna kompjutorizirana tomografija (engl. *Multislice Computed Tomography*)

N – newton

NIH – Nacionalni institut zdravlja (engl. *National Institute of Health*)

p – pomak

P – razina značajnosti

PMMA – polimetilmatakrilat

PPFx – periprostetički prijelom (engl. *periprosthetic fracture*)

SD – standardna devijacija

μm – mikrometar

1. UVOD

1.1. Zglob kuka, anatomija i biomehanika

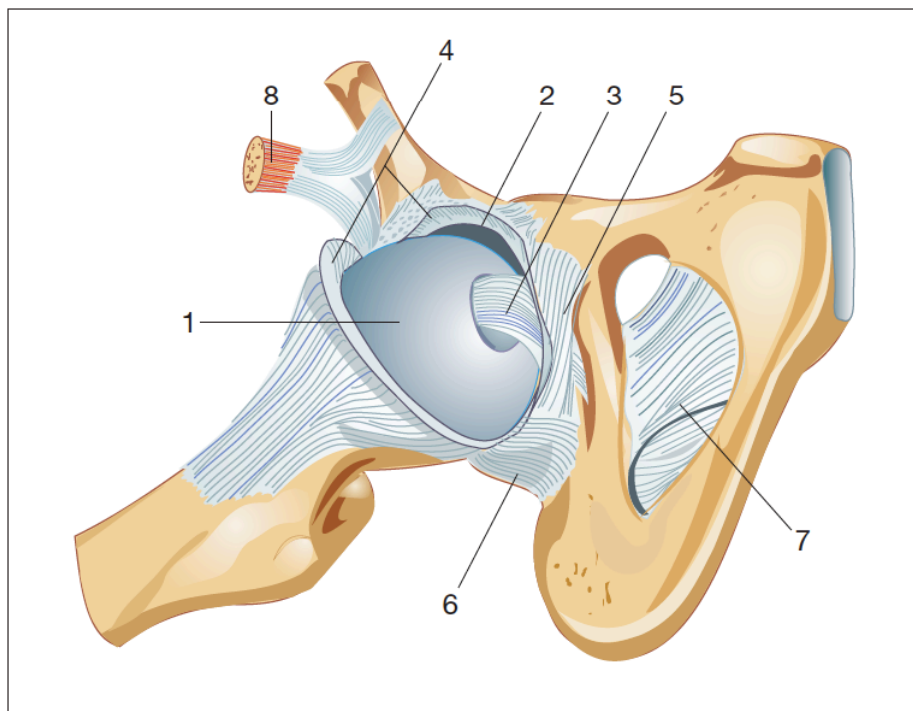
Zglob kuka (lat. *articulatio coxae*) je najveći kuglasti zglob u ljudskome tijelu. Sastoji se od dvaju zglobnih tijela: konveksnoga tijela – glave femura i konkavnoga tijela – acetabuluma zdjelične kosti smještenih unutar zglobne čahure koji tvore kuglasti zglob (lat. *articulatio sphaeroidea*) (slika 1.) (1, 2). Acetabulum je nastao spajanjem triju zdjeličnih kosti – ilijačne, ishijadične i pubične (lat. *os illium*, *os ischium*, *os pubis*) te na svojem posterosuperiornom dijelu sadrži deblju hrskavicu čija je funkcija optimiziranje prenošenja težine tijela. Stabilnost zglobu pruža struktura kosti acetabuluma i proksimalnog femura (konveksno i konkavno zglobno tijelo) s augmentiranim acetabularnim labrumom i kapsulom zgloba (3, 4).

U metafiznoj regiji bedrene kosti na prijelazu dijafize u vrat nalaze se dvije izbočine koje su hvatište za muskulaturu kuka. Veliki trohanter (lat. *trochanter major*) nalazi se lateralno te je hvatište za dio glutealne muskulature (abduktore kuka) i muskulaturu vanjskih rotatora. Mali trohanter (lat. *trochanter minor*) hvatište je za fleksor kuka, mišić iliopsoas. S obzirom na oblik zgloba i brojnost mišića kojima je polazište ili hvatište upravo u zglobu kuka, moguće su kretnje anteverzije i retroverzije (fleksije i ekstenzije), abdukcije i adukcije, unutarnje i vanjske rotacije te cirkumdukcije u prikladnom opsegu, ovisno o položaju noge (1, 2).

Promatrajući femur u frontalnoj ravnini određuje se kolodijafizarni kut (engl. *Caput-Collum-Diaphyseal – CCD*). To je kut između uzdužne osi vrata femura i središnje osi femoralne dijafize čija prosječna vrijednost u odrasle osobe iznosi prosječno 126°. CCD se mijenja s dobi, prateći promjenu smjera osi opterećenja koja na zdravoj nozi prolazi od sredine glave femura do sredine kalkaneusa te tako u novorođenčadi iznosi 150°, a u trogodišnjeg djeteta 145°. Veće odstupanje od prosječnih vrijednosti kolodijafizarnog kuta uzrokuje patološke promjene fenotipa poznatije kao varus i valgus kuka (lat. *coxa vara* i *coxa valga*) (5, 6, 7).

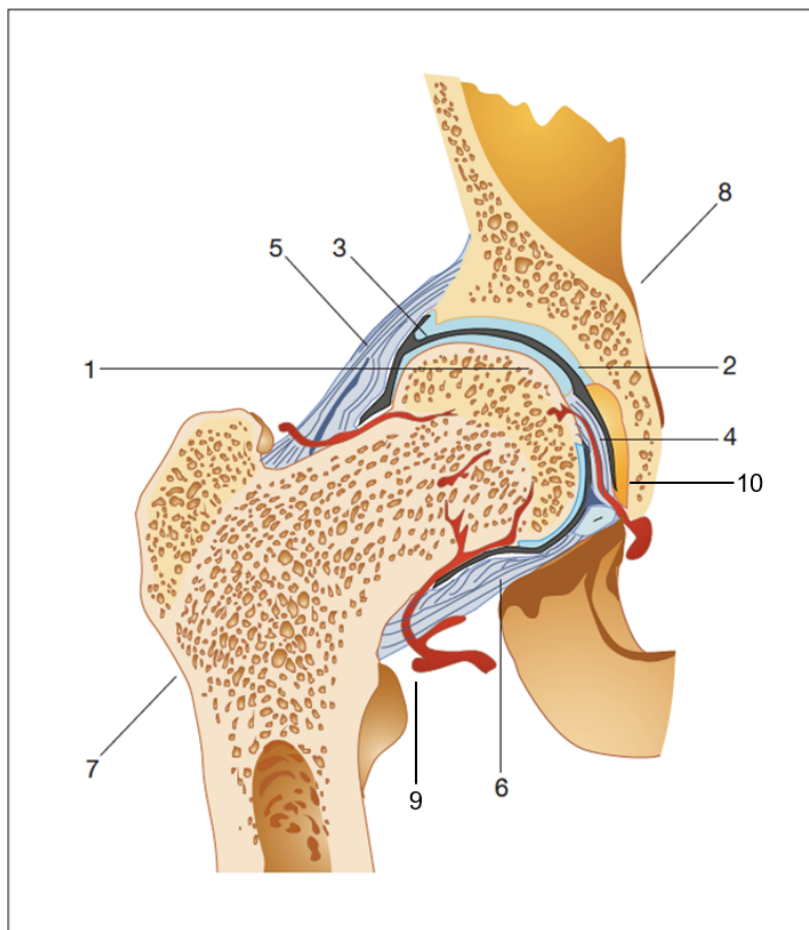
Povlačenjem linije iz *spina iliaca anterior superior* kroz centar acetabuluma, acetabulum se dijeli na prednji i stražnji dio. Dodavši liniju koja prethodnu liniju presijeca pod pravim kutom, svaki dio podijeljen je na gornji i donji dio, čineći tako četiri kvadranta acetabuluma (3, 8).

Kapsulu zgloba kuka (slika 1.) čine tri ligamenta – iliofemoralni ligament poznatiji kao Bigelow Y ligament, ishiofemoralni ligament i pubofemoralni ligament koji se hvataju sprijeda na intertrohanteričnu kristu te se protežu prema straga samo djelomično po vratu femura (3).



Slika 1. Crtež zgloba kuka, otvorena zglobna čahura; prikaz sprijeda (1 – lat. *caput femoris*, 2 – lat. *labrum acetabuli*, 3 – lat. *lig. capitis femoris*, 4 – lat. *lig. iliofemorale*, 5 – lat. *lig. pubofemorale*, 6 – lat. *lig. ischiofemorale*, 7 – lat. *membrana obturatoria*, 8 – lat. *m. rectus femoris*) – sliku izradili Tomislav Čengić i Alma Šimunec

Glava femura ima specifičnu vaskularizaciju koja se mijenja s dobi. Od rođenja do četvrte godine to su medijalna i lateralna grana cirkumfleksne femoralne arterije (lat. *art. circumflexa femoris*), u razdoblju rasta to su posterosuperiorna i posteroinferiorna retinakularna krvna žila iz medijalne femoralne cirkumfleksne arterije te krvne žile iz ligamenta teres, a u odraslih je to isključivo medijalna femoralna cirkumfleksna arterija (slika 2.) (2, 3, 4).



Slika 2. Crtež presjeka zgloba kuka; prikaz sprijeda, presjek (1 – lat. *caput femoris*, 2 – lat. *acetabulum*, 3 – lat. *labrum acetabulare*, 4 – lat. *lig. capitis femoris*, 5 – lat. *lig. iliofemorale*, 6 – lat. *lig. ischiofemorale*, 7 – lat. *femur*, 8 – lat. *os ilium*, 9 – medijalna cirkumfleksna arterija, 10 – krvne žile iz *lig. teres*) – sliku izradili Tomislav Čengić i Alma Šimunec

Biomehanika zgloba kuka najbolje se može objasniti sustavom poluga. Središte kuka je uporište između dviju suprotnih sila. Jednu stranu poluge čini udaljenost od središta kuka do središta mase tijela, a suprotnu stranu poluge čini udaljenost od središta kuka do velikoga trohantera, što odgovara sili abduktorne muskulature. U uobičajenim uvjetima poluga mase tijela dulja je 2,5 puta od poluge abduktora. Zbog degenerativnih promjena kuka glava femura počinje kolabirati, vrat femura se skraćuje, a muskulatura oslabljuje, što rezultira promjenama u duljini poluga i biomehanici kuka. Biomehanika se mijenja i pri promjeni kolodijafizarnog kuta, odnosno valgusnoga i varusnoga položaja kuka (7, 9, 10).

1.2. Osteoartritis kuka i njegovo značenje

Degenerativni osteoartritis kuka bolest je koju karakterizira propadanje hrskavičnog pokrova zglobnih tijela kuka. Uz osteoartritis koljena te malih zglobova šake to je jedna od najčešćih lokalizacija osteoartritisa. Bolest obilježavaju simptomi ukočenosti, boli i posljedičnog šepanja zbog propadanja miškulature. Razvoj osteoartritisa znatno narušava kvalitetu života pacijenata i često rezultira nemogućnošću obavljanja svakodnevnih rutinskih postupaka (sjedenje, obavljanje higijene, spavanje). Uznapredovali osteoartritis kuka karakteriziraju teški bolovi i završava nemogućnošću hodanja (11 – 14). Ima prevalenciju od 3 do 6 % u bjelačkoj populaciji Sjedinjenih Američkih Država (15). Prema Hunteru osteoartritis se u odrasloj populaciji smatra glavnim izvorom invalidnosti te socijalne ovisnosti. Osteoartritis kuka izravno je povezan s povećanim indeksom tjelesne težine (engl. *Body Mass Indeks – BMI*), ali postoji i genetska predispozicija za njegov razvoj. Isto se može objasniti manjom incidencijom te bolesti u određenim populacijama (npr., Azijci ili Afroamerikanci) (16). Prema epidemiološkoj studiji o osteoartritisu skupine autora sa Sveučilišta u Ulmu, kod 41 % pacijenata s osteoartritisom kuka riječ je o sekundarnom osteoartritisu, a kod njih 19 % radi se o generaliziranom, vjerojatno genetski uvjetovanom osteoartritisu kuka (17). Dakle, osteoartritis kuka može se podijeliti na primarni i sekundarni. Neki od uzroka sekundarnog oblika bolesti su reumatoidni artritis kuka, razvojni poremećaj zgloba kuka, displazija acetabuluma sa subluksacijom kuka, stečena dislokacija kuka poslije sepse zbog mišićnog disbalansa ili poslije traume, avaskularna nekroza (AVN) i drugo (12, 14).

1.3. Liječenje osteoartritisa kuka

Već više desetljeća mnogobrojni autori bave se istraživanjem liječenja osteoartritisa. Postoje tri osnovna modaliteta liječenja – farmakološki, nefarmakološki i operacijski. Farmakološko liječenje svodi se na korištenje protuupalnih lijekova (engl. *non steroid anti inflammatory drugs* – NSAID). Antireumatski lijek izbora za osteoartritis jest paracetamol zbog manje nuspojava u usporedbi s ostalima. Osim NSAID-om katkad se simptomi sekundarnog osteoartritisa reumatske etiologije liječe sistemskom ili lokalnom primjenom glukokortikoida te lokalnom primjenom viskosuplementne terapije. U novije vrijeme primjenjuju se takozvani pametni antireumatski lijekovi (engl. *disease-modifying antirheumatic drugs* – DMARD)) te se analizira njihovo djelovanje (monoklonalna protutjela) na modulaciju osteoartritisa (12, 14, 18, 19).

Nefarmakološki način liječenja podrazumijeva fizikalnu terapiju, aerobne vježbe te hidroterapiju. Na redukciju simptoma osteoartritisa može se djelovati intraartikularno primjenom plazme obogaćene trombocitima (20 – 22).

Operacijsko liječenje osteoartritisa kuka danas uglavnom uključuje ugradnju endoproteze, a ostale se metode iznimno primjenjuju poput, primjerice, artroskopske ili otvorene toaleta kuka, osteotomije acetabuluma i proksimalnog femura, artrodeze kuka i resekcijske artroplastike kuka (12 – 14). Artroskopska kirurgija kuka, toaleta kuka te osteotomije operacijski su izbor liječenja za pacijente s još razmjerno očuvanom zglobovom hrskavicom, što nije tema ove disertacije. Iznimno je važno dobro procijeniti tip endoproteze koji će se ugraditi pacijentu. Odabrana endoproteza treba omogućiti rekonstrukciju svih biomehanički bitnih dijelova kuka kao što su, primjerice, centar rotacije glave femura, odmak velikoga trohantera od centra rotacije (engl. *offset*), duljina abduktorne muskulature i drugo. Takvom ugradnjom totalne endoproteze kuka postiže se da pacijent ima osjećaj kako ponovno ima vlastiti potpuno funkcionalan i bezbolan kuk (12 – 14).

U rijetkim slučajevima nije moguće učiniti artroplastiku kuka te je tada liječenje osteoartritisa kuka ograničeno ili na resekcijsku artroplastiku ili na ukočenje zgloba – artrodezu. Artrodeza kuka osigurava prestanak boli na račun opsega pokreta. Iako je sam zglob kuka nepokretan, pokreti su, iako reducirani, i dalje mogući zbog pokretljivosti lumbosakralnoga dijela kralježnice (12).

1.4. Aloartroplastika kuka

Operacija ugradnje potpune endoproteze kuka (aloartroplastika kuka) prema Learmonthu i sur. proglašena je za operacijski zahvat stoljeća u usporedbi s drugim operacijskim zahvatima (11). Upravo je tim zahvatom vraćena mogućnost hodanja mnogima kojima je bila narušena kvaliteta života. Prvu endoprotezu kuka najbližnju današnjoj konstruirao je Wiles 1938. godine (23).

Na početku je endoproteza bila rezervirana isključivo za populaciju starije dobi kojoj je zglobov kuka zahtijevao zamjenu zbog prijeloma vrata femura. Pravu revoluciju endoproteza toga doba doživljava početkom 60-ih godina prošloga stoljeća kada Charnley uvodi nove tehnologije:

1. aloartroplastiku s novim materijalima niskoga faktora trenja
2. akrilni koštani cement za fiksaciju implantata u kosti
3. koristi se polietilenski umetak visoke gustoće (24).

S gotovo nebrojenim mogućnostima napredovanja, razvojem tehnologije i implementacijom novih materijala za izradu endoproteze, ugradnja potpune endoproteze postala je jedan od najčešćih operacijskih zahvata. Endoproteza tako više nije sinonim za osobe poodmakle dobi, već se primjenjuje i kod mlađih u svrhu ne samo otklanjanja boli, nego i vraćanja pokretljivosti zgloba i omogućivanja obavljanja zahtjevnijih fizičkih aktivnosti (11 – 14). Potpuna endoproteza kuka pravi je izazov jer, osim što prostetski implantat mora biti izdržljiv, mora omogućiti kretanje u zglobov iako je čvrsto pričvršćen u kost, a također ne smije izazvati neželjene reakcije okolnog tkiva (12).

Iako se najčešće potpuna endoproteza kuka ugrađuje starijoj populaciji, ponajprije zbog vijeka trajanja same endoproteze, ni mlađa populacija nije pošteđena. U slučaju prirodnih deformiteta ili oštećenoga zgloba kuka u djece oboljele od reumatoidnog artritisa ili neliječenih dječjih bolesti kuka, endoproteza se ugrađuje i mlađima (12). U slučaju infekcije zahvat se odgađa do njezina izlječenja, kao i u slučaju da postoje alternativne mogućnosti liječenja za pacijente mlađe od 60 godina.

Liječnička odluka o operacijskom liječenju temelj pronalazi u suradnji s pacijentom te u tegobama koje remete svakodnevno funkcioniranje i umanjuju kvalitetu života, a ne mogu se smanjiti neoperacijskim metodama liječenja. Odluka o operacijskom liječenju potkrjepljuje se i jasnim radiografskim znakovima propadanja zgloba (11 – 14).

Današnje endoproteze kuka, s obzirom na tehniku fiksacije kost – endoproteza, mogu se podijeliti na cementne i bescementne. Mnogobrojne su studije u kojima se uspoređuju prednosti i nedostaci pojedine vrste endoproteze. S iznimkama pojedinih regija, danas u svijetu prednjači ugradnja bescementnih endoproteza (11, 25 – 27).

Za cementne endoproteze, kako im samo ime kaže, koristi se cement kao vezivno sredstvo između kosti i proteze metodom mehaničkog zaključavanja. Cement se utiskuje u koštane trabekule, suši i otvrdnjava povećavajući kontaktnu površinu između endoproteze i kosti. Ta se tehnika u nas tijekom godina vrlo malo promijenila, a primjenjuje se najčešće ako su pacijenti bili zračeni u području zdjelice (karcinom prostate, jajnika) ili imaju tako slabu kost da je potencijal urastanja u površinu endoproteze iznimno malen (12, 26, 28).

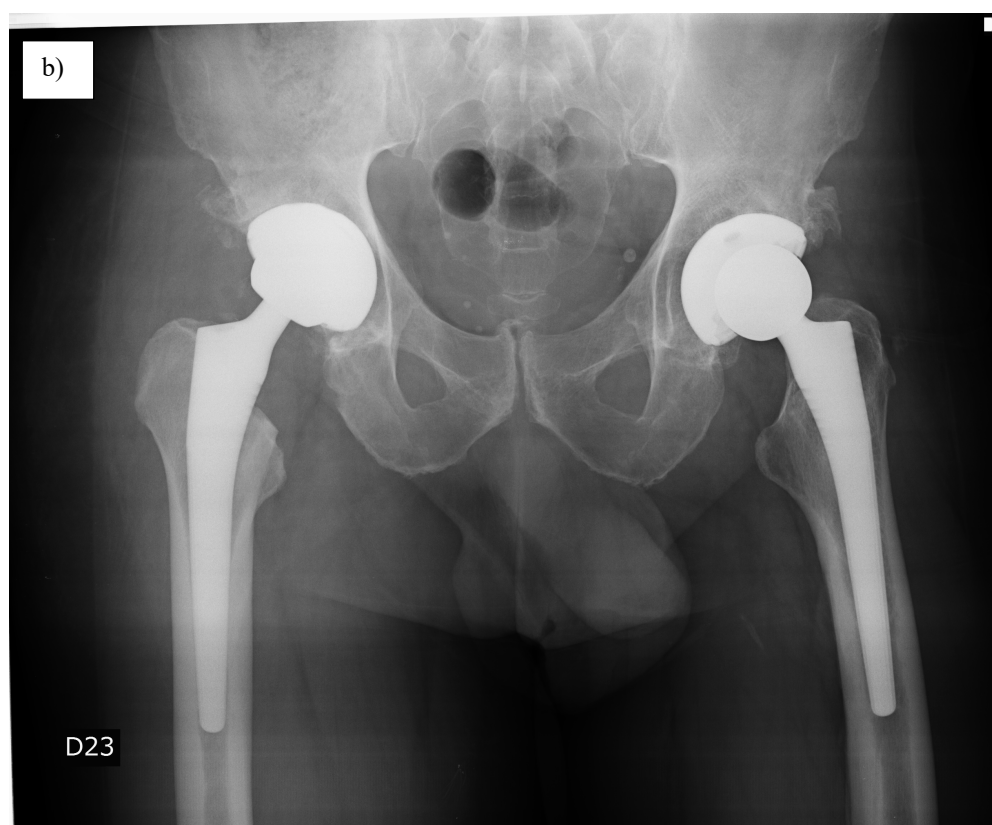
U Ujedinjenom Kraljevstvu, prema konsenzusu Nacionalnoga instituta za zdravlje (engl. *National Institute of Health – NIH*) za stariju populaciju preporučuje se primjena hibridne endoproteze s cementnom femoralnom komponentom treće generacije te bescementnom acetabularnom komponentom (14).

Cementne endoproteze donijele su uspjeh i popularizaciju endoprotetike kuka. No, primjena koštanoga cementa nije bez komplikacija. Intraoperativna primjena koštanoga cementa može potaknuti razvoj poslijeoperacijske hipoksije te poremećaj svijesti pacijenta, takozvani sindrom utiskivanja koštanoga cementa (engl. *bone cement implantation syndrome*) (29). Navedeni sindrom koji može rezultirati i smrtnim ishodom uzrokuje mikroembolije koje nastaju pri utiskivanju cementa u koštane trabekule (30).

Također je moguća pojava nestabilnosti cementnih endoproteza koju karakterizira formiranje kronične upale i osteolize koja rezultira nestabilnošću cementnoga omotača (engl. *cement disease*). Takav oblik nestabilnosti najčešće se pojavljuje u mlađih, aktivnijih pacijenata. Navedenome se pokušalo doskočiti unaprjeđenjem tehnika cementiranja, no problem nestabilnosti cementnih endoproteza u mlađoj dobnoj skupini pacijenata i dalje je prisutan. Zbog navedenih komplikacija cementiranja u mladih i aktivnih osoba s dobrom kvalitetom kosti pokušalo se izbaciti cement iz uporabe na način da se dobije direktni spoj endoproteze i kosti domaćina (11).

Bescementne endoproteze kuka popularizirane su unatrag dva desetljeća, a pokazale su se kao iznimno praktično rješenje u zahvatima kod fizički aktivnih osoba (31).

Rehabilitacija nakon zahvata podrazumijeva hospitalizaciju do sedam dana i ranu mobilizaciju s pomagalicama za hod. Iznimno je važno izbjegavati pokrete adukcije i ekstremne rotacije kuka jer u ranim postoperativnim danima mogu završiti dislokacijom zgloba kuka. Mogućnost potpunog opterećenja operiranoga kuka postiže se nakon šest do osam tjedana, a za potpuni oporavak često je potrebno i do godinu dana (11, 14, 26, 28). Na slici 3. prikazani su rendgenogrami kuka prije i poslije operacijskog liječenja ugradnjom totalne bescementne endoproteze kuka.



Slika 3. Rendgenogram kukova, anteroposteriorna projekcija gdje se na slici vide a) uznapredovale degenerativne promjene oba kuka u smislu gubitka zglobnih pukotina, razvoja osteofita, subhondralne skleroze i formiranja pseudocista.

Na slici b) vidi se stanje istog pacijenta nakon operacijskog liječenja, ugradnje totalnih bescementnih endoproteza kukova.

Izvor: anonimizirani rendgenogram, arhiv Klinike za traumatologiju KBC-a Sestre milosrdnice

1.5. Bescementne endoproteze kuka

Bescementna endoproteza kuka sastoji se od femoralne i acetabularne komponente. Acetabularna komponenta ugrađuje se u zdjelicu i sastoji se od metalnoga ležišta te najčešće polietilenskoga ili keramičkoga inserta. Femoralna komponenta ugrađuje se u bedrenu kost, a sastoji se od trupa (engl. *stem*), vrata i glave koja se fiksira na vrat (12). Kroz povijest mijenjali su se materijali od kojih je bila izrađena glava femoralnoga dijela endoproteze – od kobalt-krom čelika, preko keramičkih do cirkonijskih, hibrida metala i keramike. Legure kobalta i kroma izrazito su dugotrajne, ali u doticaju s metalnom acetabularnom komponentom otpuštaju se čestice veličine 0,015 do 0,5 μm koje mogu prouzročiti metalozu te posljedično imunosni odgovor tijela. Keramičke glave iznimno su glatke što smanjuje razinu trenja, ali s vremenom mogu dovesti do frakture inserta ili škripanja (engl. *squeaking*). S povećanjem promjera glave endoproteze povećava se omjer glava – vrat, a time i stabilnost te opseg pokreta. Danas se najčešće koriste keramičke glave endoproteze, uz kombinaciju s keramičkim ili polietilenskim acetabularnim insertom (9, 11, 32, 33).

Kako bi kost domaćina mogla trajno učvrstiti endoprotezu potrebno je da površina endoproteze bude prikladna za urastanje ili prerastanje domaćinovom kosti – za osteointegraciju. Optimalna veličina pora je između 50 do 150 μm te se urastanje povećava s dubinom pora čineći ih temeljem koštane fiksacije. Koštano prerastanje pojavljuje se zbog grube površine nastale nanošenjem čestica aluminijeva oksida pod pritiskom i stvaranjem nepravilne površine dubine 3 do 8 μm . Što je površina nepravilnija i grublja, to je bolja fiksacija i prerastanje kosti. Da bi osteointegracija bescementne endoproteze uspjela potrebno je da endoproteza pri ugradnji bude čvrsto utisnuta u kost kako ne bi bilo mogućnosti naknadnoga pomicanja između površine endoproteze i pacijentove kosti. Ta primarna fiksacija implantata potrebna za osteointegraciju postiže se utiskivanjem endoproteze u pripremljeno koštano ležište koje je za milimetar do dva manje širine od širine implantata. Sekundarna fiksacija implantata postiže se osteointegracijom. Vrijeme osteointegracije bescemente endoproteze, ako je osigurana primarna stabilnost i adekvatna površina endoproteze, prosječno traje 6 do 14 tjedana, a može i do godinu dana. Analizirajući osteointegraciju trabekularnog titanijskog i kortikalne kosti na životinjskom modelu, Ragone i sur. zaključili su da je nakon 6 tjedana 75 % površine implantata u direktnom kontaktu s koštanim regeneratom, a nakon 14 tjedana osteointegrirana površina implantata bila 85 % (34).

Pravilno ugrađena bescementna endoproteza kuka osigurava dovoljno primarne stabilnosti kako bi došlo do osteointegracije. Karakterizira je porozni ili hrapavi vanjski sloj koji se nalazi ili na

dijelu ili na čitavom trupu koji je u kontaktu s kosti. Navedeno omogućuje osteointegraciju prema maniri "koštanoga prerastanja" (engl. *bone on-growth*) ili "koštanoga urastanja" (engl. *bone in-growth*) (31).

Preoperacijsko planiranje zahvata jednako je važno kao i implantacija endoproteze te je vezano za veličinu, položaj i mjesto postavljanja endoproteze. Stoga je potrebno na temelju radioloških snimki procijeniti koja je vrsta i veličina implantata najbolja za pacijenta. Planiranje također olakšava ugradnju komponenti endoproteze u skladu s pravilima (12).

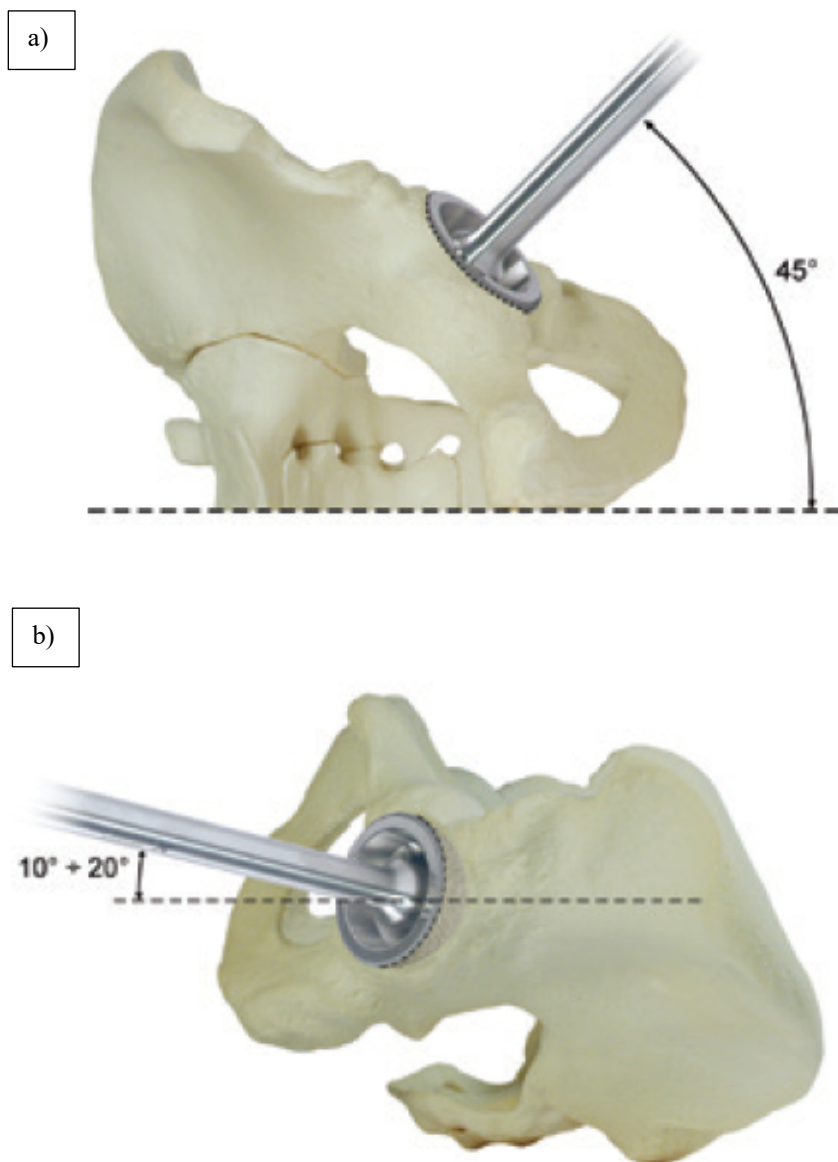
1.5.1. Pravila ugradnje bescementne acetabularne komponente

Danas se najčešće primjenjuju „press-fit“ čašice za koje je potrebna fizička sila pri inserciji kojom se čašica utiskuje u pripremljeno koštano ležište u zdjelici (slika 4.). Ovisno o proizvođaču endoproteze koštano ležište u pravilu je od 0,5 do 2 mm užo od promjera implantata.



Slika 4. Fotografija acetabularne bescementne čašice od trabekularnog titanija s keramičkim insertom Lima Delta TT i keramičkim insertom Biolox (izvor fotografije LimaCorporate, Udine, Italija, uz dopuštenje <https://limacorporate.com>)

Ako se postigne dobra primarna stabilnost ova čašica ne zahtijeva korištenje vijaka za dodatnu fiksaciju, što je njezina dodatna prednost (35, 36). Acetabularna čašica postavlja se u položaju inklinacije na medijalnu ravninu od 45° te u položaju anteverzije od 20 do 30° (ovisno o tipu endoproteze) u odnosu na frontalnu ravninu (slika 5.). Tijekom postavljanja treba voditi računa o prijeoperacijskom planiranju te poštovati prirodni centar rotacije kuka (12 – 14).



Slika 5. Crtež ugradnje acetabularne komponente u zdjeličnu kost:
a) određivanje inklinacije od 45° u odnosu prema medijanoj ravnini i
b) određivanje anteverzije 20° u odnosu prema frontalnoj ravnini
 (izvor fotografije LimaCorporate, Udine, Italija, uz dopuštenje <https://limacorporate.com>)

1.5.2. Pravila ugradnje bescementne femoralne komponente

Femoralna komponenta sastoji se od trupa, vrata i glave koja se fiksira na vrat. Glava dolazi u kontakt s acetabularnim insertom. Femoralne komponente oblikovane su tako da se centar rotacije poklapa s prirodnim centrom rotacije kuka. Pritom treba paziti na vertikalnu i medijalnu udaljenost od centra rotacije te anteverziju femoralne komponente. Vertikalna udaljenost je visina od proksimalnoga ruba maloga trohantera do centra femoralne glave. Medijalna udaljenost

(engl. *offset*) jest udaljenost između linije koja prolazi kroz središte trupa i središte glave femura. Posljednja, ali iznimno važna mjera, jest kut torzije između proksimalnoga i distalnoga dijela femoralnoga trupa endoproteze (anteverzija femoralnoga vrata). S obzirom na važnost za razumijevanje disertacije ta će mjera kasnije biti posebno istaknuta i objašnjena. Ovisno o duljini vrata femoralne komponente može se prilagoditi medijalna i vertikalna udaljenost. Osim repliciranja centra rotacije, veličina femoralne komponente određuje duljinu operiranog ekstremiteta. Zbog navedenoga važno je poštovati prijeoperacijsko planiranje te razinu osteotomije bedrene kosti i veličinu femoralne komponente kako bi se dobila očekivana duljina ekstremiteta. Ovisno o dizajnu femoralne komponente, stemovi mogu biti različite duljine, promjera i širine proksimalnoga i distalnoga dijela, sa sužavanjem kuta kako se približava proksimalnome dijelu, ali uvijek s istim ciljem – da se postigne najbolja moguća fiksacija maksimiziranjem sila primarne fiksacije i kasnije osteointegracije. Na početku su se femoralni stemovi dijelili na ravne i zakrivljene, a njihovim unaprjeđenjem uvedene su mnogobrojne klasifikacije nazvane najčešće eponimima (37,38).

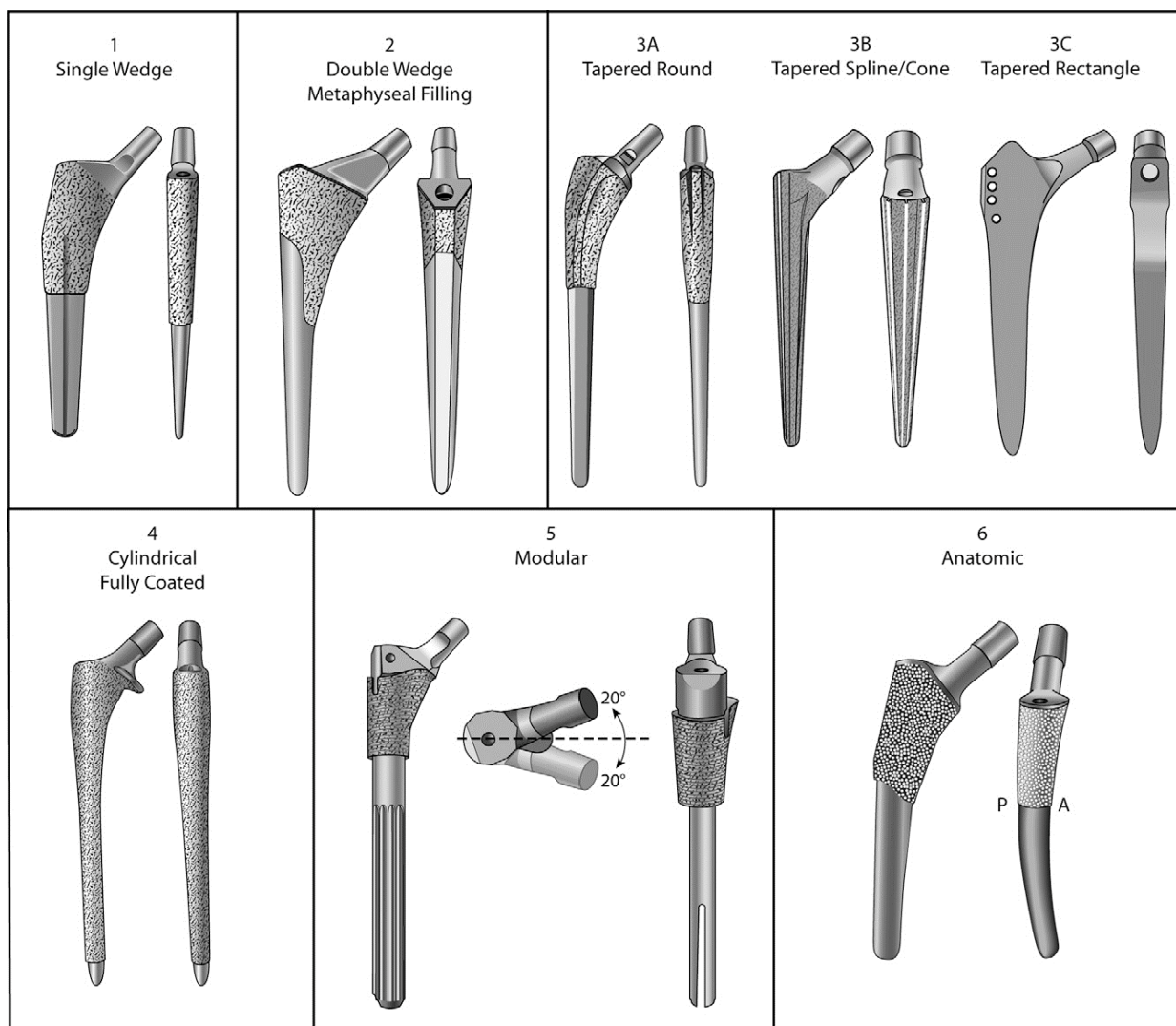
1.6. Femoralni stemovi bescementnih endoproteza kuka

Femoralni stemovi bescementnih endoproteza kuka prema anatomske razini fiksacije dijele se na endoproteze s metafiznom fiksacijom, metafizno-dijafiznom te dijafiznom fiksacijom te na kombinacije navedenoga. Prema obliku postoje konične, anatomske i cilindrične vrste. Konične endoproteze, ovisno o obliku, mogu se podijeliti na okrugle i pravokutne (31, 39).

Prema Callahanu bescementne femoralne komponente dijele se na modularne, opsežno obložene, obložene hidroksiapatitom, konične s proksimalnom fiksacijom, „press-fit“ i personalizirane endoproteze (31).

Prema Montovoj klasifikaciji bescementne femoralne komponente dijele se u šest grupa prema dizajnu kontaktne površine te anatomske lokaciji fiksacije (slika 6.) (39). Jednostruko klinasti stem (engl. *single-wedge stem*) oblikovan je tako da je u anteriorno-posteriornom smjeru uzak, a mediolateralno širok s distalno sužavajućim klinastim oblikom. Takav stem omogućuje fiksaciju u trima točkama te pruža odličnu rotacijsku stabilnost. Drugi oblik stema jest dvostruko klinasti stem koji se sužava u sagitalnoj i koronarnoj ravnini. Fiksacija se osigurava kontaktom medijalnoga i lateralnoga metafizealnog korteksa i anteriornoga i posteriornoga metafizealnoga korteksa. Treća vrsta stema su oni koji se sužavaju distalno u koronarnoj i sagitalnoj ravnini te su lagano zakrivljeni. Površina te vrste stema prekrivena je adhezivnim slojem i proksimalno i distalno, za razliku od prethodnih vrsta koje su prekrivene samo proksimalno. Fiksacija se postiže

na spoju metafize i dijafize. Mogu se podijeliti u tri podgrupe ovisno o karakteristikama dizajna. Skupina 3A konični su stemovi zaobljenih rubova s protrudirajućim pinovima za rotacijsku stabilnost. U skupinu 3B ubrajaju se konični stemovi s distalnim sužavanjem, a omogućuju najveću fiksaciju u distalnom dijelu. Stemovi iz skupine 3C pravokutni su s najjačom fiksacijom na femoralnom spoju metafize i dijafize i na proksimalnom dijelu dijafize u trima točkama fiksacije u sagitalnoj ravnini i četirima točkama u horizontalnoj ravnini. Cilindrični stemovi oblikovani su tako da je distalni dio fiksiran na dijafizu femura. Peta vrsta stemova modularni su stemovi koji omogućuju samostalnu pripremu komponenata za metafizu i dijafizu, što je izvrsno kod veoma zahtjevnih slučajeva. Šesta vrsta su stemovi s posteriornim nagibom te se nazivaju anatomskima. U novije vrijeme postoje i kratki stemovi koji su manje invazivni i uzrokuju manje boli u ranom postoperativnom razdoblju, a ugrađuju se posebnim minimalno invazivnim tehnikama (37).



Slika 6. Montova klasifikacija femoralnih komponenti endoproteza: 1. jednostruko klinasti; 2. dvostruko klinasti; 3. ušiljeni; 3.A zaobljeni; 3.B konični; 3.C pravokutni; 4. cilindrični; 5. modularni; 6. anatomski
Preuzeto iz: Khanuja BHS, Vakil JJ, Goddard MS, Mont MA. Cementless femoral fixation in total hip arthroplasty. 2011;500–9.

1.7. Zweymüllerov femoralni stem

Upravo se pravokutna konična, utisna (engl. *press-fit*) femoralna komponenta endoproteze tipa Zweymüller, nazvana prema dizajneru prof. Karlu Zweymülleru (Beč, Austrija), pokazala dugotrajno stabilnom s malo peri i postoperativnih komplikacija (37,39 – 43).

Endoproteza toga tipa (slika 7.) fiksirana je u metafiznoj i dijafiznoj regiji u četiri točke u horizontalnoj ravnini što joj osigurava aksijalnu i rotacijsku stabilnost (11, 14, 25). Godine 1992. predstavljena je treća generacija Zweymüllerove proteze – Endoplus, s minimalnim modifikacijama stema i čašice (41). Prema Montovoj klasifikaciji navedena endoproteza klasificira se kao tip Mont 3C (39).



Slika 7. Crtež femoralnoga stema endoproteze kuka – model Zweymüller i presjeka kosti dijafize femura s implantiranim stemom (Lima C2); (izvor fotografije LimaCorporate, Udine, Italija, uz dopuštenje <https://limacorporate.com>)

1.8. pristupi na kuk

Kroz povijest su razvijeni mnogobrojni operacijski pristupi za različite zahvate na kuku te za ugradnju endoproteze kuka. Svaki ima svoje specifičnosti, a ovdje su opisani neki od njih.

Prednji pristup omogućuje dobar pristup zdjelici i zglobu kuka. Anterolateralni pristup najčešće je korišten zbog jednostavnosti ugradnje raznovrsnih endoproteza, a stražnji za hemiartroplastiku. Pristup koji se rijetko koristi jest medijalni pristup zbog blizine krvnih žila i živaca. Minimalno invazivne tehnike posljednjih su godina također često korištene, ponajviše zato što se pri postupku implantacije manje oštećuje tkivo (47 – 51).

1.8.1. Prednji pristup

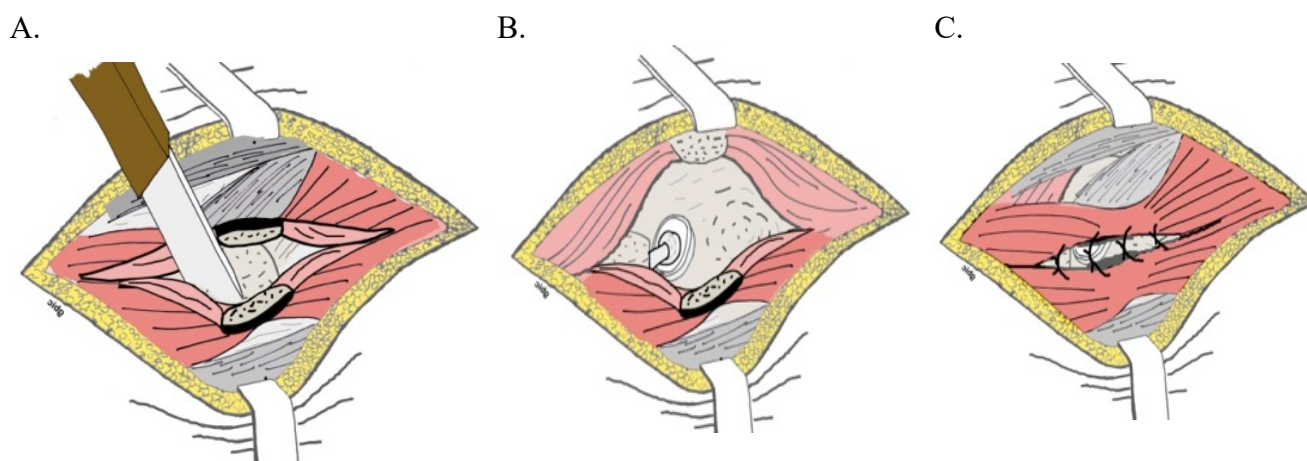
Poznatiji je kao Smith-Petersenov pristup, a izlaže neurovaskularne strukture između *m. sartorius* i *m. tensor fasciae latae*. Pacijenta je potrebno pognuti na leđa te postaviti jastučić ispod stražnjice kako bi se podignuo hemipelvis. Rez od 8 do 10 cm prati prednju polovinu bočnoga grebena (*crista iliaca*) te se spušta okomito prema lateralnoj strani patele. Nakon izlaganja neurovaskularnih struktura potrebno je učiniti površinsku kiruršku disekciju. Noga se rotira prema van rastežući *m. sartorius*. Uklanja se potkožno masno tkivo, reže se fascija, razmiču se *tensor fasciae latae* i *sartorius*, te se pristupa dubokom sloju mišića. Razmicanjem *m. rectus femoris* i *m. glutes medius* palpira se puls femoralne arterije. Adukcijom i potpunom vanjskom rotacijom noge kapsula zgloba kuka rasteže se i zatim presijeca. Nakon kapsulotomije zglob kuka se dislocira te počinje postupak uklanjanja glave femura, pripreme acetabuluma i postavljanja potpune endoproteze kuka. U posljednje vrijeme češće se koristi direktni minimalno invazivni prednji pristup uz pomoć ekstenzijskoga operacijskog stola uz poštedu muskulature i kapsulorafiju (47, 50, 51).

1.8.2. Anterolateralni pristup

Taj se pristup najčešće koristi pri ugradnji potpune endoproteze kuka. Tijekom povijesti unaprijeđen je nebrojeno puta – primjerice, to su učinili Charnley, Harris i Müller. Pacijent se nalazi u postraničnom položaju na rubu operacijskoga stola. Nogu je potrebno flektirati 30° i aducirati tako da leži preko suprotne noge kako bi se opustila napetost mišića. Vodoravnom incizijom duljine 8 do 15 cm otkriva se područje između *m. tensor fasciae latae* i *m. gluteus medius*. Površinskom kirurškom disekcijom uklanja se potkožno masno tkivo, presijeca se fascija i dolazi do velikoga trohantera. Dubokom kirurškom disekcijom presijecaju se abduktori i pristupa se vratu femura, kapsuli i acetabulumu. Dislocira se glava femura i nakon odgovarajuće pripreme ugrađuje se potpuna endoproteza kuka te se mišići restauriraju (47, 52).

1.8.3. Direktni lateralni pristup

Direktni lateralni pristup naziva se još i transglutealni pristup. Radi očuvanja *m. gluteus medius* omogućuje ranu postoperativnu mobilizaciju, ali ne omogućuje toliko dobro vidno polje u odnosu prema ostalim tehnikama (47). U Klinici za ortopediju KBC-a Zagreb koristi se direktni lateralni pristup te modificirani direktni lateralni pristup prema Delimaru (slika 8.) u slučaju deformacija proksimalnoga femura (npr., zbog razvojnog poremećaja kuka). Prema Ugandu i sur. kod direktnog lateralnog pristupa postoji postoperativni rizik od pozitivnoga Trendeleburgova znaka (46, 53).



Slika 8. Crtež modificiranoga lateralnog pristupa prema Delimaru A. Osteotomija u razini velikoga trohantera; B. Pristup na kuk poput „otvorene knjige“; C. Šivanje mjesta osteotomije mišićne aponeuroze *m. gluteus medius* te *m. vastus lateralis* (Delimar D., Bicanic G., Korzinek K. Femoral shortening during hip arthroplasty through a modified lateral approach. Clin Orthop Relat Res. 2008;466(8):1954–8.)

1.8.4. Stražnji pristup

Stražnji pristup na kuk naziva se i Kocher-Langenbeckovim pristupom. Koristi se za hemiartroplastiku te sve češće za potpunu aloartroplastiku zgloba kuka. Isključivo povijesno se uz taj pristup vezivala veća vjerojatnost luksacije endoproteze kuka, incidencija koje je značajno umanjena preorijentiranjem acetabularne komponente endoproteze i postavljanjem acetabularne komponente u anteverziju umjesto u neutralni položaj. Kožni rez postavlja se 1 cm iza stražnjega ruba velikoga trohantera. Slijedi incizija fascije u skladu s rezom kože te se prikaže *m. gluteus maximus*. Vlakna tog mišića tupo se razmaknu uz elektrokauteriziranje krvnih žila unutar mišića. Noga se postavlja u unutarnju rotaciju kako bi se zategnuli kratki vanjski rotatori. Nakon postavljanja podržnih šavova slijedi resekcija rotatora uz protekciju ishijadičnoga živca (12 – 14).

1.9. Komplikacije pri liječenju bescementnom totalnom endoprotezom kuka

Svaki je operacijski zahvat rizičan, tako i tijekom artroplastike kuka intraoperativno se može dogoditi perforacija ili fraktura femura ili acetabuluma ili ozljeda neurovaskularnih struktura. Postoperativno se mogu pojaviti rana ili kasna infekcija, zatim duboka venska tromboza te prolazna ili trajna paraliza ishijadičnoga živca (lat. *n. ischiadicus*). Dislokacija je razmjerno česta komplikacija koja nastaje zbog nepravilne orijentacije komponenti endoproteze, ili retroverzije acetabularne ili femoralne komponente. Dislokacija može nastati i zbog neravnomjerno raspoređene snage ligamenata kuka. Rijetko je moguća patološka osifikacija, razlabavljenje fiksiranih komponenti potpune endoproteze kuka na mjestima gdje su pričvršćene za kost ili agresivna osteoliza.

Kako bi se mogućnost komplikacija svela na minimum, iznimno je važna dobra priprema za operacijski zahvat u smislu postupaka za prevenciju infekcije (mikrobiološki brisovi kože i analiza urina, određivanje upalnih parametara, tuširanje, brijanje dlaka) i prijeoperacijskog planiranja (planiranje veličine i položaja komponenti). Za prevenciju neželjenih intraoperativnih događaja (puknuće kosti, krivi položaj i smjer vijaka za učvršćivanje acetabuluma, krivi položaj ugradnje komponenti endoproteze) važna je pravilna i pažljiva operacijska tehnika (11, 12, 54 – 56).

1.9.1. Nestabilnost femoralne komponente

Cilj implantacije bescementne endoproteze jest osteointegracija – urastanje kosti u implantat. Endoproteze su izrađene od titanijeve legure kako bi se omogućila najbolja podudarnost modula elastičnosti s kosti te tako olakšala osteointegracija. Balansiran prijenos sila na endoprotezu još je jedan od dugoročnih ciljeva implantacije. Na mjestima prevelikog opterećenja prisutna je bol i izostaje osteointegracija. Ako dolazi do nerazmjera sila, poremećen je odnos koštanoga urastanja, te femoralna komponenta postaje nestabilna. Nestabilnost femoralne komponente glavni je uzrok revizijske operacije potpune endoproteze kuka (9, 11, 13, 57, 58).

1.9.2. Dislokacija endoproteze kuka

Iako ova disertacija dominantno proučava nestabilnost i periprostetičke prijelome endoproteza kuka, važno je spomenuti i dislokaciju kao moguću komplikaciju pri ugradnji endoproteze. Mnogi su čimbenici rizika koji mogu potaknuti dislokaciju implantirane endoproteze kuka.

Ženski spol, prethodne operacije kuka, neuromuskularne bolesti, iznimno visoka dob, akutni prijelom vrata femura i osteonekroza glave femura su čimbenici rizika koji ovise o pacijentu, a pozicioniranje komponenti endoproteze, veličina ugrađene glave endoproteze, lumbalna fuzija i disfunkcija abduktora ovise o medicinskim intervencijama (11, 13, 14, 59, 60).

1.9.3. Periprostetički prijelom

Godine 1975. Scott i sur. opisali su periprostetičke prijelome. Tada se vrlo malo znalo o toj vrsti prijeloma. Danas su oni gotovo svakodnevni problem koji ortoped treba liječiti (61). U području acetabuluma prijelomi mogu nastati intraoperativno zbog sila impakcije, ili postoperativno zbog smanjenja gustoće kosti. U području femura prijelom se može pojaviti i intraoperativno i postoperativno. Ako se intraoperativno nastali periprostetički prijelomi ne zbrinu pravilno, moguće su dugotrajne posljedice. Postoperativni periprostetički prijelomi mogu biti zahtjevni za zbrinjavanje jer su često praćeni dodatnim komplikacijama (61 – 63).

Vankuverska klasifikacija omogućuje kirurgu procijeniti najbolju moguću metodu zbrinjavanja periprostetičkoga prijeloma ovisno o mjestu njegova nastanka, fiksaciji femoralne komponente endoproteze (stema) i kvaliteti preostale kosti. U mnogim studijama istaknuto je da su periprostetički prijelomi češći pri korištenju bescementne femoralne komponente, tijekom prve operacije ugradnje potpune endoproteze kuka te u slučaju revizijskih zahvata (61). Većina prijeloma pojavljuje se na proksimalnom dijelu femura te, iako ne ugrožavaju integritet ugrađene proteze, produljuju oporavak i povećavaju smrtnost (12, 14, 61).

Prijelom može nastupiti intraoperativno ili postoperativno te se ovisno o vremenu nastanka drukčije tretira. Često se intraoperativno periprostetički prijelom previdi i otkrije se tek u ranom postoperativnom razdoblju. Zato je potrebna opsežna postoperativna radiološka obrada kako bi se utvrdila opsežnost prijeloma. Najčešće je riječ o stabilnim prijelomima s minimalnim pomakom koji ne ugrožavaju stabilnost ugrađene endoproteze, a zacjeljuju uz mjere rasterećenja uspješno i bez komplikacija (12, 14, 61, 62).

Prevalencija intraoperativnih i postoperativnih prijeloma raste s dobi, rizikom od pada, vjerojatnošću traumatskih događaja i revizijskih operacija. Manja trauma najčešće se spominje kao uzrok periprostetičkog prijeloma. Odluka o zbrinjavanju ovisi o nekoliko čimbenika – o mjestu prijeloma, stabilnosti implantata i prijeloma, kvaliteti preostale kosti, fizionomiji i dobi osobe te iskustvu kirurga. Prethodno su korištene mnoge klasifikacije koje su opisali Tower i Beals (64), Johansson i sur. (65), Bethea i sur. (61) te Cooke i Newman (66). Duncan i Masri

uzeli su u obzir tri najvažnija čimbenika – mjesto prijeloma, stabilnost implantata i kvalitetu okolne kosti te opisali Vankuversku klasifikaciju (61, 67).

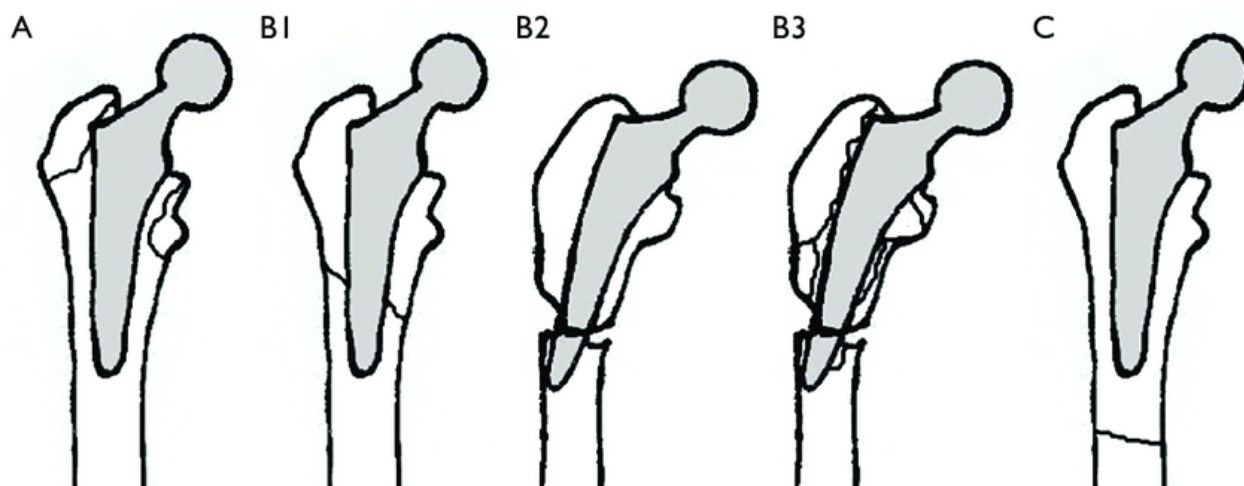
Vankuverski klasifikacijski sustav (slika 9.) podijeljen je u tri velike grupe, ovisno o mjestu prijeloma:

tip A – intertrohanterna regija (proksimalni metafizealni koji se ne šire na dijafizu)

tip B – prijelom oko stema ili distalno od femoralnoga stema (dijafizealni, bez širenja na distalnu dijafizu)

tip C – prijelom ispod razine vrha stema (distalni prijelomi koji se protežu distalno od stema i mogu uključivati i distalnu metafizu) koji se zbrinjava neovisno o prisutnosti endoproteze.

Svaki od njih podijeljen je u podtipove. Podtip 1 prikazuje jednostavnu kortikalnu perforaciju, podtip 2 prikazuje linearni prijelom bez pomaka, a podtip 3 prijelom s pomakom ili nestabilni prijelom. Dodatno, postoperativni prijelomi tipa A mogu se podijeliti na Ag prijelome, prijelome u razini velikoga trohantera, i A1 prijelome, prijelome u razini maloga trohantera. Prijelomi tipa B mogu se podijeliti u tri podgrupe označene brojevima od jedan do tri. B1 prijelomi su kod kojih ne postoji nestabilnost femoralnoga implantata; B2 prijelome označava nestabilan femoralni implantat s dobrom kvalitetom okolne kosti, a u slučaju B3 prijeloma implantat je nestabilan, a kvaliteta okolne kosti ozbiljno narušena osteopenijom, osteolizom ili kominucijom (61, 67).



Slika 9. Shematski prikaz Vankuverske klasifikacije periprostetičkih prijeloma (Masri BA, Meek RMD, Duncan CP. Periprosthetic Fractures Evaluation and Treatment. Clin Orthop Relat Res. 2004;(420):80–95.) A. –prijelom u trohanternoj regiji sa stabilnim stemom; B1 –. prijelom oko stema ili neposredno ispod stema s dobro fiksiranim stemom; B2. – prijelom oko stema ili neposredno ispod njega s nestabilnim stemom i očuvanim proksimalnim dijelom kosti; B3. – prijelom oko stema ili neposredno ispod njega s nestabilnim stemom i osteolizom ili kominucijom proksimalnoga dijela kosti; C. – prijelom ispod razine stema

Periprostetički prijelomi izazov su kad je riječ o zbrinjavanju i često su povezani s preegzistentnim komplikacijama. Ovisno o tipu i podtipu, zbrinjavanje prijeloma je različito. Govoreći o prijelomima tipa A1, prijelomima proksimalnoga dijela femura koji nisu rizični za implantat i lako im se pristupa, zbrinjavaju se jednostavnim koštanim graftom.

U većini slučajeva zbrinjavaju se serklažom (fiksacijom žicom) čineći frakturu stabilnom i ne ugrožavajući krajnji rezultat operacije. Nestabilne prijelome potrebno je zbrinuti bescementnim stemom s dijafizealnim uklinjenjem (engl. *fitting*), a u slučaju da je zahvaćen veliki trohanter potrebno ih je fiksirati žicom. Tijekom revizijske operacije moguć je prijelom metafizealne regije ili velikoga trohantera, što su karakteristični prijelomi nastali pri proširenoj femoralnoj osteotomiji (12, 61, 62, 67, 68).

Prijelomi dijafizealnoga korteksa označavaju se kao prijelomi tipa B1, a najčešće nastaju pri pripremi kanala za postavljanje stema. Taj prijelom trebao bi biti premošten duljim stemom kortikalnog promjera. Prijelomi tipa B2 najčešće nastaju tijekom insercije implantata i ne uočavaju se odmah. Ako se prepoznaju intraoperativno, zbrinjavaju se serklažnim žicama ili alternativno duljim stemom, pločicama i vijcima, a može se upotrijebiti i koštani autograft ili alograft kako bi se ojačao korteks. Prijelomi tipa B3 često nastaju zbog dislokacije femura na području oslabljene kosti, ali mogu se dogoditi i tijekom uklanjanja cementa ili pripreme femura. Prijelom je potrebno otvoriti i učvrstiti serklažnim žicama ili kortikalnim vijcima, ovisno je li riječ o spiralnom ili transverzalnom prijelomu (9, 12, 61, 67, 68).

Intraoperativni prijelomi tipa C rijetki su, a najrjeđe nastaje podtip C3 koji je potrebno zbrinuti unutarnjom fiksacijom (9, 61).

Najčešće periprostetički prijelomi nastaju oko trupa endoproteze. Stupanj prijeloma ovisi o smjeru sile koja je prouzročila ozljedu i o kvaliteti same kosti. Čimbenici rizika koji mogu pridonijeti nastanku periprostetičkoga prijeloma najčešće su osteoporoza, pretilost i nestabilnost implantirane endoproteze (12, 14, 61, 67, 68).

1.10. Određivanje kuta anteverzije

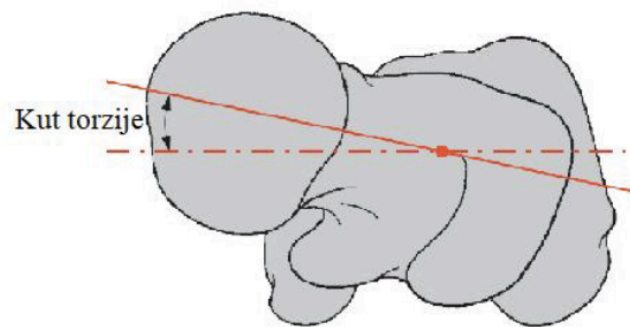
Pojam anteverzije, proučavajući anatomiju kuka, prvi je uveo McKibbin u studiji provedenoj na dječjim kadaverima i definirao 30-stupanjsku do 40-stupanjsku kombiniranu anteverziju (zbroj anteverzije acetabuluma i vrata femura) kao normalnu, s 15-stupanjskom anteverzijom femura (69). Promatrajući femur u horizontalnoj ravnini, vrat femura nalazi se u 15-stupanjskoj anteverziji u odnosu prema liniji koja spaja stražnje femoralne kondile u horizontalnoj ravnini (slika 10.) (3, 5, 6, 70). Autori nekoliko studija promatrali su utjecaj kuta femoralne anteverzije na razvoj osteoartritisa zgloba kuka. Reikeras i sur. pretpostavili su da bi kut femoralne anteverzije mogao biti predisponirajući čimbenik za nastanak osteoartritisa zbog prilagodbe femoralne glave acetabulumu. Giunti i sur. proučavali su kut femoralne anteverzije i zaključili da je on znatno veći kod osoba koje boluju od osteoartritisa te da je povećanje kuta anteverzije bilo proporcionalno težini bolesti (71). Labronici i sur. proučavali su pacijente s unilateralnim osteoartritisom kuka i zaključili da ne postoji povezanost između femoralne anteverzije, kolodijafizarnog kuta i stupnja osteoartritisa (72).

Vodeći računa o repliciranju anatomije tijekom ugradnje endoproteze, danas se, prema Ranawatu, pri tehnici ugradnje koristi kombinirana anteverzija (acetabularne i femoralne komponente endoproteze) između 25° i 45° (73). Kut femoralne anteverzije postavlja bedrenu kost u poziciju odupiranja silama koje djeluju na zglob, ali i omogućuje velik raspon pokreta.

Kako je često zbog intraoperativno determiniranih razloga (anatomskih varijacija, defekta stražnjeg zida acetabuluma itd.) potrebno mijenjati anteverziju acetabularne komponente endoproteze, biomehaničke odnose može se djelomično kompenzirati promjenom anteverzije femoralne komponente endoproteze (74 – 79).

Uzevši u obzir da se pravokutna Zweymüllerova femoralna komponenta ugrađuje u cilindričnu šupljinu bedrene kosti kako je prikazano na slici 7., pretpostavka je da se promjenom anteverzije može promijeniti i primarna stabilnost femoralne komponente endoproteze te povećati rizik od periprostetičkoga prijeloma.

U literaturi nema biomehaničkih studija ili sličnih istraživanja koja bi ispitivala odstupanja u primarnoj stabilnosti Zweymüllerove bescementne endoproteze u odnosu na stupanj anteverzije te rizik od periprostetičkoga prijeloma. Do provedbe ovoga istraživanja nije bilo poznato utječe li povećanje ili smanjenje anteverzije na primarnu stabilnost femoralne komponente endoproteze kuka tipa Zweymüller.



Pogled u horizontalnoj ravnini

Slika 10. Crtež kuta torzije vrata femura prema naprijed (puna linija) u odnosu prema liniji koja spaja stražnje kondile u horizontalnoj ravnini (isprekidana linija) jest anteverzija vrata femura.
Izvor: diplomski rad Andrije Alerića (FSB)

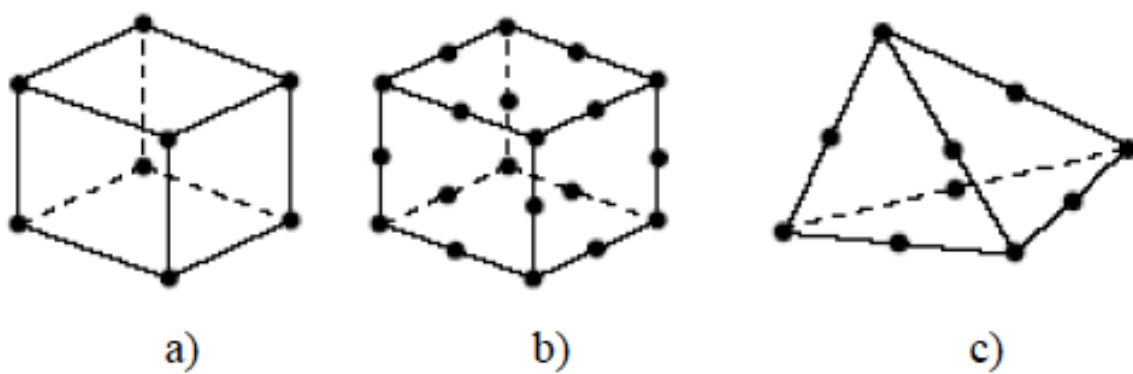
1.11. Metoda konačnih elemenata

Metoda konačnih elemenata numerička je metoda koja se koristi za simulaciju mehaničkih ispitivanja. Primjenjuje se u procesima testiranja materijala. Metoda konačnih elemenata opisuje kontinuum kao područje koje se dijeli na konačni broj podpodručja, a nazivaju se konačni elementi. Na taj se način kontinuum prikazuje kao mreža konačnih elemenata koji su povezani u točkama na konturi elemenata, čvorovima. Postoje različita stanja elemenata kao što su deformacije, naprezanja, temperature i polje pomaka, a opisuju se s pomoću interpolacijskih funkcija. Kako se broj elemenata povećava, tako raste približavanje točnom rješenju. Varijacijskom formulacijom ili definicijom jednadžbi koje opisuju stanje u elementu polazi se pri izvođenju algebarskih jednadžbi te se na taj način određuju sve veličine potrebne za analizu opisanog kontinuuma (86).

Konačni elementi moraju zadovoljiti nekoliko pretpostavki:

1. svaki popunjava točno određeno mjesto u prostoru i podliježe zakonima fizike unutar toga prostora te je neovisan o drugom elementu
2. dva konačna elementa djeluju jedan na drugoga na zajedničkim granicama preko zajedničkih vrijednosti
3. u unutrašnjosti konačnoga elementa nalaze se varijable koje se mijenjaju s obzirom na odabranu funkciju.

Danas ručno računanje zamjenjuju računala koja omogućuju svakodnevno korištenje metode konačnih elemenata te obavljanje velikog broja eksperimenata u kratkom razdoblju. Skup elemenata koji je u prostoru povezan određenim brojem točaka može opisati razne oblike, ovisno o simulaciji. Elementi za analizu čvrstih tijela dijele se na gredne (engl. *beam*), ljuskaste (engl. *shell*) i trodimenzionalne (3D) konačne elemente (engl. *continuum, solid*). 3D konačni elementi koriste se kada je geometrija ispitivanog tijela ili opterećenje prekompleksno da bi se ispitalo drugom vrstom elemenata. 3D simulacije računalno su najzahtjevnije jer postoji veći broj stupnjeva slobode i znatno više nepoznanica. Stupnjevi slobode kod 3D elemenata su tri translacije u svakome čvoru, a kod dvodimenzionalnih (2D) elemenata aktivni su samo stupnjevi slobode 1 i 2. Kada je moguće, zbog lakše računalne simulacije, koriste se tetraedarski elementi drugoga reda (slika 11.) (80 – 86).



Slika 11. Crtež često korištenih elementa u metodi konačnih elemenata: a) heksaedarski element prvoga reda; b) heksaedarski element drugoga reda; c) tetraedarski element drugoga reda (86)

2. HIPOTEZA

Hipoteza ovog istraživanja jest da je povećana anteverzija femoralne komponente endoproteze kuka pravokutnog presjeka (Zweymüller) udružena sa smanjenom primarnom stabilnošću (model umjetne kosti – endoproteza) te povećanom sklonošću prema periprostetičkom prijelomu.

3. CILJEVI ISTRAŽIVANJA

Postavljeni su i ciljevi istraživanja.

Opći cilj: utvrditi primarnu stabilnost femoralne komponente endoproteze pravokutnog presjeka (Zweymüller) s obzirom na stupanj anteverzije pri aksijalnom opterećenju.

Specifični ciljevi:

1. Odrediti iznose sile opterećenja koji dovode do periprostetičkoga prijeloma s obzirom na stupanj anteverzije.
2. Utvrditi utjecaj načina opterećenja na primarnu stabilnost femoralne komponente endoproteze.

4. MATERIJALI I METODE

4.1. Oblikovanje istraživanja

Utjecaj povećane anteverzije femoralne komponente endoproteze kuka na primarnu stabilnost te sklonost periprostetičkome prijelomu određen je eksperimentalno i numerički računalnim simulacijama metodom konačnih elemenata na modelima kosti s implantiranom femoralnom komponentom endoproteze kuka. Endoproteza je ugrađena u modele umjetnoga femura pod različitim stupnjevima anteverzije od 0° do 30°. Sklopovi koštanoga modela endoproteza podijeljeni su u tri skupine ovisno o stupnju anteverzije (TCA 13 – 17°, TCB 0 – 4°, TCC 26 – 30°).

4.2. Etički aspekti istraživanja

Istraživanje je odobrilo Etičko povjerenstvo Medicinskog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu (ur. broj odobrenja 380-59-10106-21-111/179, klasa 641-01/21-02/01 od 25. travnja 2019.). Provedeno je na umjetnim materijalima i nisu korišteni uzorci živoga tkiva, bilo ljudskoga ili životinjskoga podrijetla.

4.3. Materijali

4.3.1. Modeli umjetne kosti Synbone

Za eksperimentalna ispitivanja korišteni su modeli desnoga umjetnog femura koji je po svojim svojstvima sličan ljudskome (Synbone, Švicarska). Pregledom literature navedene umjetne kosti već su korištene u biomehaničkim istraživanjima (87 – 93).

4.3.2. Femoralna komponenta endoproteze kuka tipa Zweymüller

Femoralna komponenta bescementne endoproteze korištena u istraživanju je Zweymüllerova endoproteza broj 4 izrađena od titanijeve legure i standardnoga otklona vrata, a donirao ju je proizvođač Lima Corporate iz Italije.

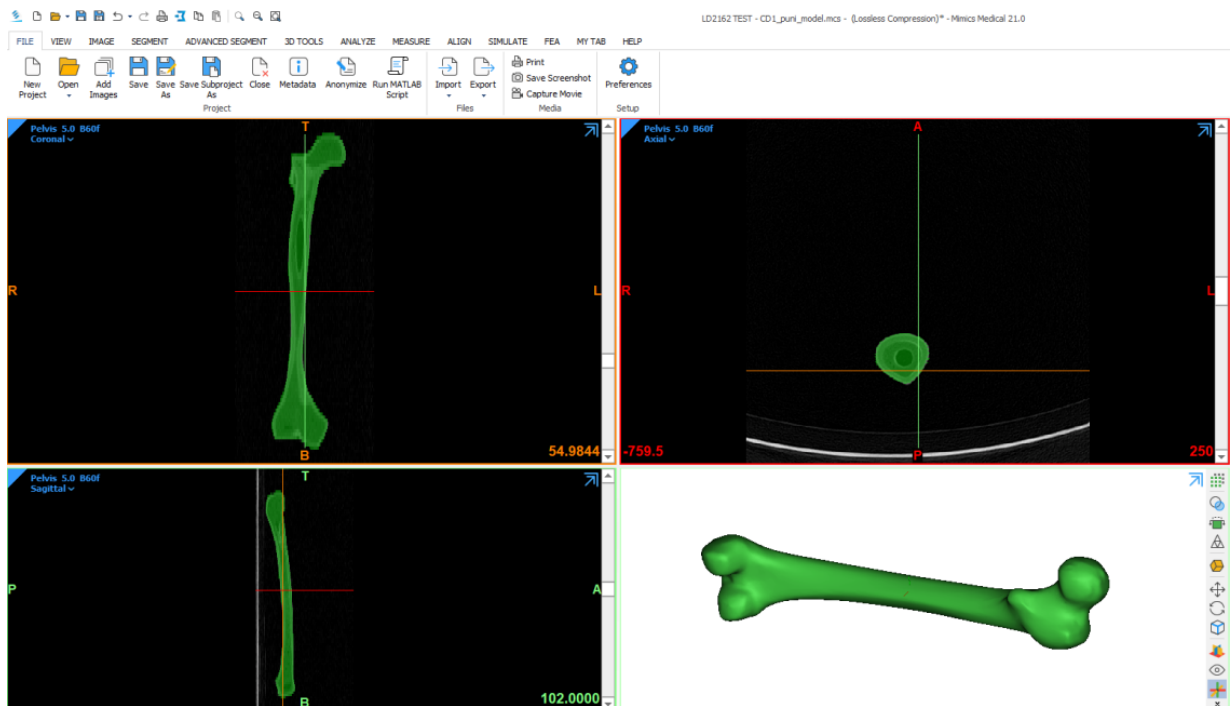
4.4. Metode

4.4.1. Računalne simulacije

Proračuni metodom konačnih elemenata (86) provedeni su na modelima koji su se sastojali od femura s implantiranom femoralnom komponentom potpune endoproteze kuka pod kutovima anteverzije od 0° do 30°. Femur je dobiven rekonstrukcijom geometrije umjetnoga desnoga femura (Synbone, Švicarska) iz CT snimaka. Kao femoralna komponenta endoproteze kuka korištena je Zweymüllerova endoproteza pravokutnoga poprečnog presjeka (Lima Corporate, Italija). Računalne simulacije obavljene su u programskom paketu Abaqus® 6.14-5 (Dassault Systèmes, Francuska) sa svrhom određivanja utjecaja kuta anteverzije na pomake i naprezanja u bedrenoj kosti i ugrađenoj femoralnoj komponenti endoproteze kuka. Proračunom su obuhvaćena tri modela s kutovima anteverzije od 0° do 4°, od 13° do 17° i od 26° do 30°.

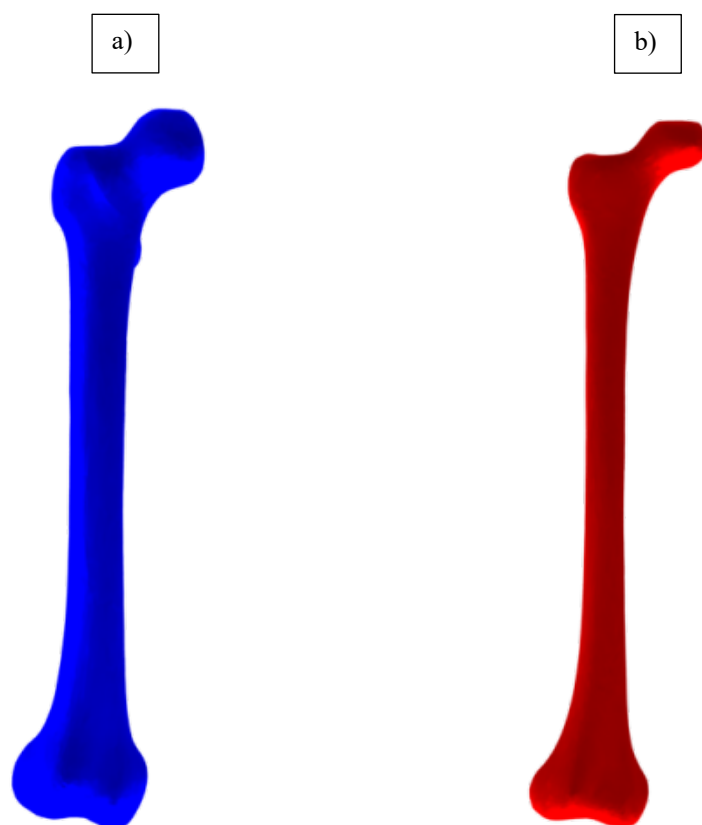
4.4.1.1. Numerički model

Model kosti kreiran je 3D skeniranjem umjetnoga desnoga femura (Synbone, Švicarska) na MSCT uređaju Siemens u KBC-u Sestre milosrdnice (uz dopuštenje predstojnika Klinike i voditeljice Zavoda za radiologiju). Geometrija modela kosti iz digitalnih slika u DICOM formatu (engl. *Digital Imaging and Communications in Medicine*) rekonstruirana je u programskom paketu Mimics Research® 17.0 (Materialise NV, Belgija) (slika 12.). Trup endoproteze u modelu umjetne kosti pod različitim kutovima anteverzije pozicioniran je u CAD-u (engl. *computer-aided design*) i programskom paketu SolidWorks® (Dassault Systèmes, Francuska) na način da središte glave endoproteze leži u ravnini koja prolazi kroz vrh velikoga trohantera i paralelna je s gornjom plohom trupa endoproteze (slika 13). U računalnim modelima korištena je konična „press-fit“ femoralna komponenta endoproteze veličine 4, pravokutnoga poprečnog presjeka tipa Zweymüller® (Lima Corporate, Italija). CAD model femoralne komponente endoproteze ustupio je proizvođač. Veličina endoproteze odabrana je na temelju geometrije umjetne kosti te je provjerena rendgenskom snimkom modela kosti s implantiranim trupom endoproteze. Sklopovi femura s ugrađenom femoralnom komponentom endoproteze pod kutovima anteverzije od 0° do 4° (model TCB), od 13° do 17° (model TCA) i od 26° do 30° (model TCC) učitani su u programski paket Abaqus® 6.14-5 (Dassault Systèmes, Francuska) u kojemu je kod svakog modela napravljena osteotomija vrata pod kutom od 45° u odnosu na anatomske osi femura. U računalnim modelima kut anteverzije kod modela TCA iznosio je 15°, kod modela TCB 0° i kod modela TCC kut anteverzije bio je 30° (slika 14).

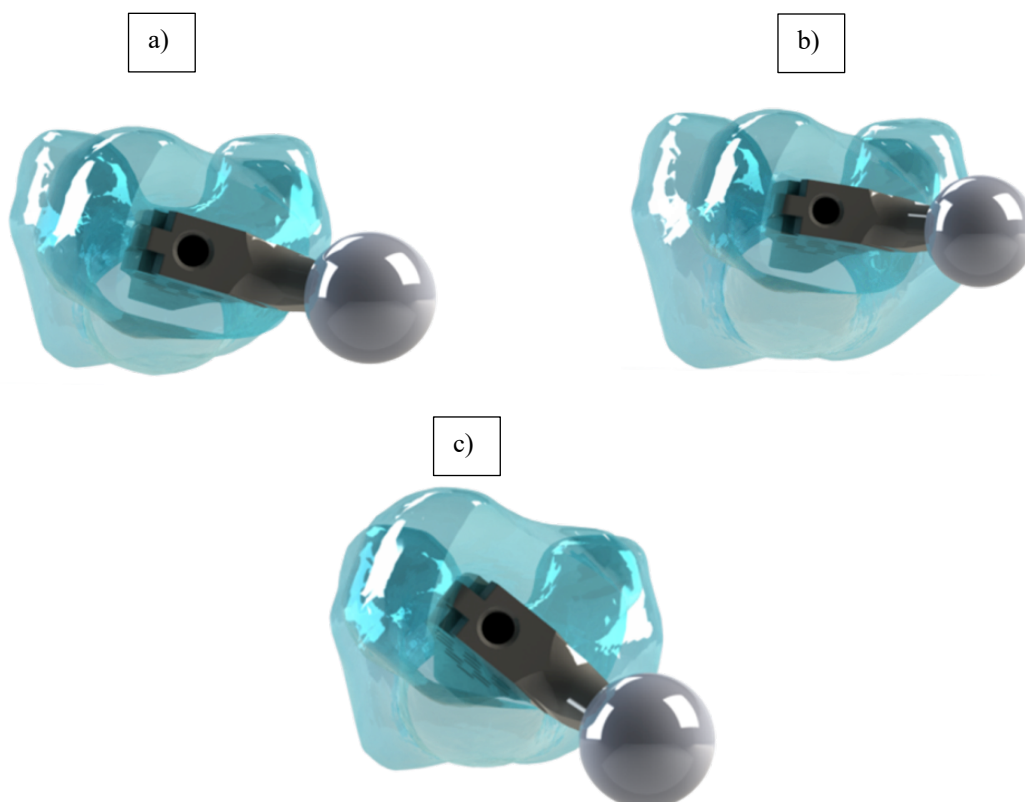


Slika 12. Geometrija modela kosti umjetnoga femura iz digitalnih slika u DICOM formatu (engl. *Digital Imaging and Communications in Medicine*) koja je rekonstruirana u programskom paketu Mimics Research® 17.0 (Materialise NV, Belgija)

a) presjek u frontalnoj ravnini, b) presjek u horizontalnoj ravnini, c) presjek u sagitalnoj ravnini, d) rekonstruirana geometrija femura



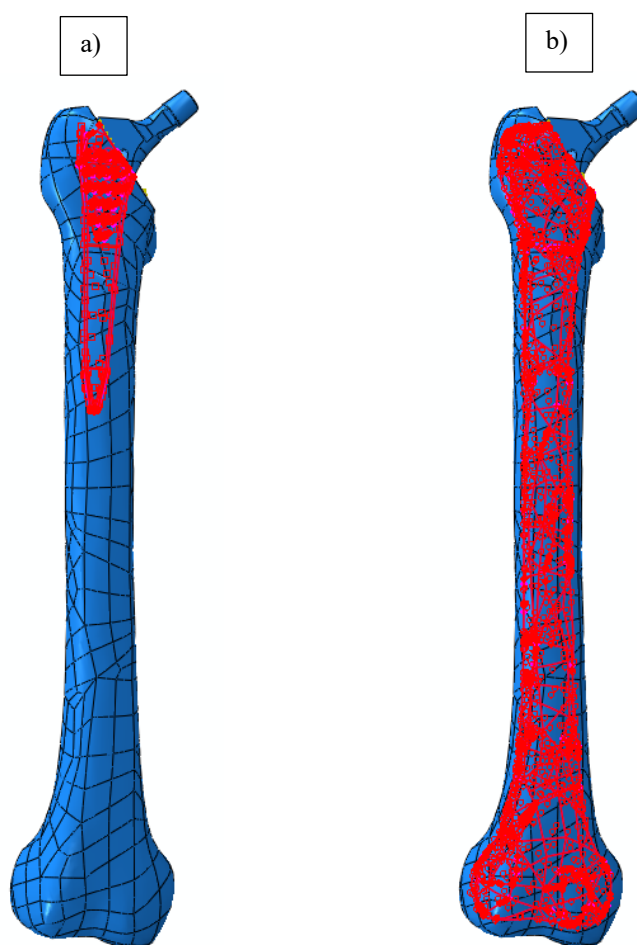
Slika 13. Model umjetnoga femura: a) kortikalno koštano tkivo; b) spongiozno koštano tkivo



Slika 14. Računalni modeli femura s pozicioniranim trupom endoproteze: a) model TCA s kutom anteverzije od 15°; b) model TCB s kutom anteverzije od 0°; c) model TCC s kutom anteverzije od 30°

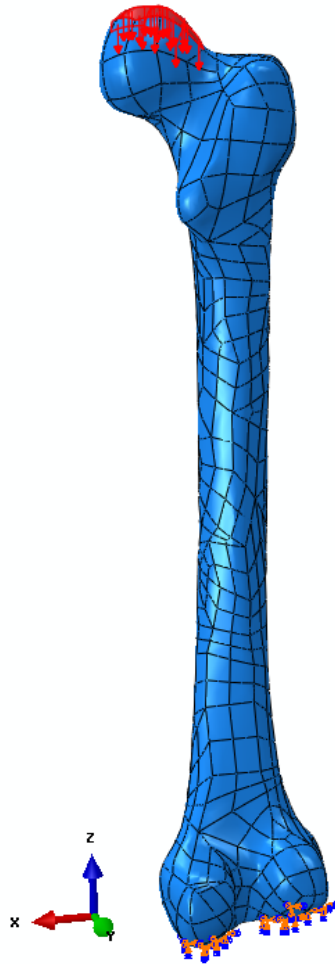
Računalne simulacije za sva tri kuta anteverzije provedene su s dvama modelima koji se razlikuju po definiranoj vezi između koštanoga tkiva i trupa endoproteze. Kod prvog modela koji je služio za provjeru primarne stabilnosti endoproteze neposredno nakon implantacije, između površina koštanoga tkiva i trupa endoproteze definiran je kontakt (engl. *surface-to surface contact, finite sliding*) s faktorom trenja $\mu = 0,3$ (95, 96) (slika 15. a). Kod drugog modela za provjeru sekundarne stabilnosti trupa nakon osteointegracije, površine koštanoga tkiva i trupa endoproteze povezane su čvrstom vezom (engl. *tie*). Istom vezom kod oba modela povezana je unutarnja površina kortikalnoga koštanoga tkiva i površina spongioznoga koštanoga tkiva (slika 15. b). Na modelima je zbog nepravilne geometrije kosti generirana mreža tetraedarskih konačnih elemenata drugoga reda. Odabran je tetraedarski element drugoga reda C3D10 s deset čvorova i trideset stupnjeva slobode kod kojega polje pomaka opisuje potpuni polinom drugoga reda, što znači da može opisati linearno polje deformacija i naprezanja (81, 83, 86, 94). Broj čvorova u modelima iznosio je oko 1,000 000, a konačnih elemenata oko 700 000, ovisno o položaju trupa endoproteze, odnosno o kutu anteverzije. Gustoća mreže odabrana je na temelju konvergencije rezultata za pomake modela intaktnoga kortikalnoga koštanoga tkiva femura. Model je opterećen silom od 700 N u smjeru uzdužne osi femura preko odgovarajućih površina na glavi i uklješten

je na distalnim zglobnim plohama (slika 16.). Za ispitivanje konvergencije odabran je isti iznos sile koji je korišten i kod proračuna svih triju modela pri aksijalnom tlačnom opterećenju, a odgovara opterećenju kod stajanja na jednoj nozi osobe prosječne tjelesne težine od 80 kg. Na temelju prikazanog rezultata kod svih modela za kortikalno koštano tkivo odabrana je gustoća mreže 2,2, za spongiozno koštano tkivo 2,0, a trup endoproteze zbog složene geometrije diskretiziran je mrežom gustoće 1,4. Broj čvorova i konačnih elemenata kod pojedinih modela nalazi se u tablici 2.



Slika 15. Prikazi veza između dodirnih površina u računalnim modelima femura: a) definirani kontakt između površina koštanoga tkiva i trupa endoproteze; b) prikaz veza unutarnje površine kortikalnoga koštanoga tkiva i površine spongioznoga koštanoga tkiva

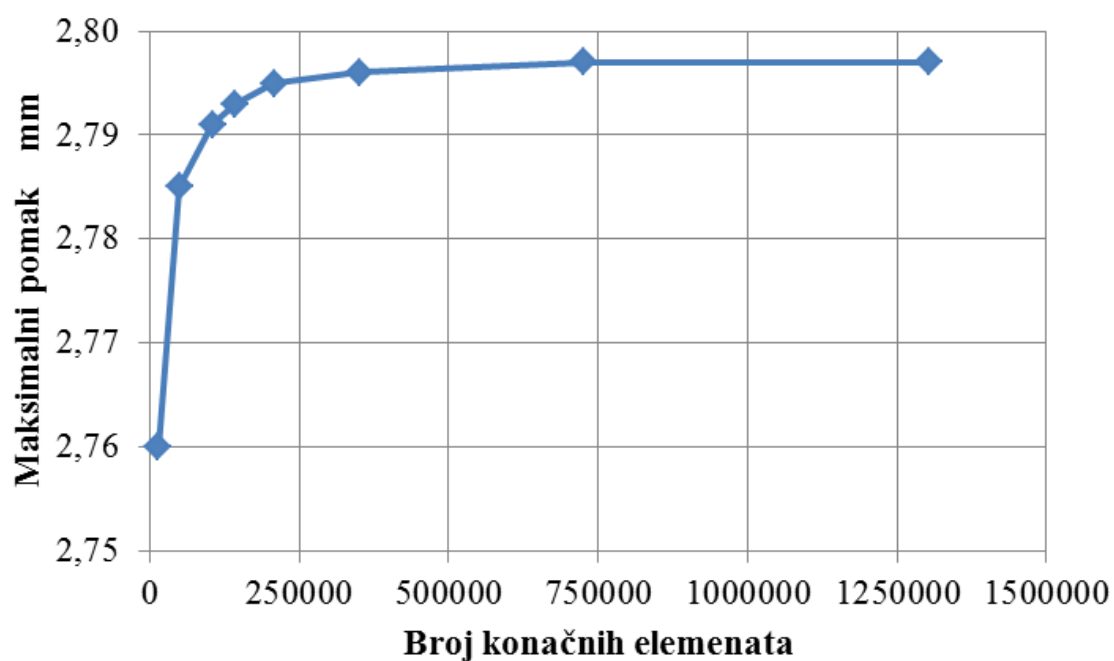
Za materijale svih triju modela pretpostavljeno je da su homogeni, izotropni i linearni. Materijal trupa endoproteze izrađen je od legure titanija s modulom elastičnosti od 110 GPa (95-97), a za kortikalno i spongiozno koštano tkivo odabrani moduli elastičnosti iznosili su 17 GPa, odnosno 1,3 GPa. Poissonov omjer za sve materijale iznosio je 0,3 (83, 84, 95, 96).



Slika 16. Model intaktnoga femura za ispitivanje konvergencije rezultata za pomake s opterećenjem na glavi femura i ukliještenim distalnim krajem

Tablica 1. Ispitivanje konvergencije pomaka modela intaktnoga kortikalnoga koštanoga tkiva

Gustoća mreže	Broj elemenata	Broj čvorova	Maksimalni pomak u mm
1,2	1302930	1904551	2,797
1,5	726246	1080613	2,797
2,0	351910	537788	2,796
2,5	208013	324707	2,795
3,0	143997	228887	2,793
3,5	105804	170645	2,791
5,0	49652	83801	2,785
10,0	14827	27653	2,760



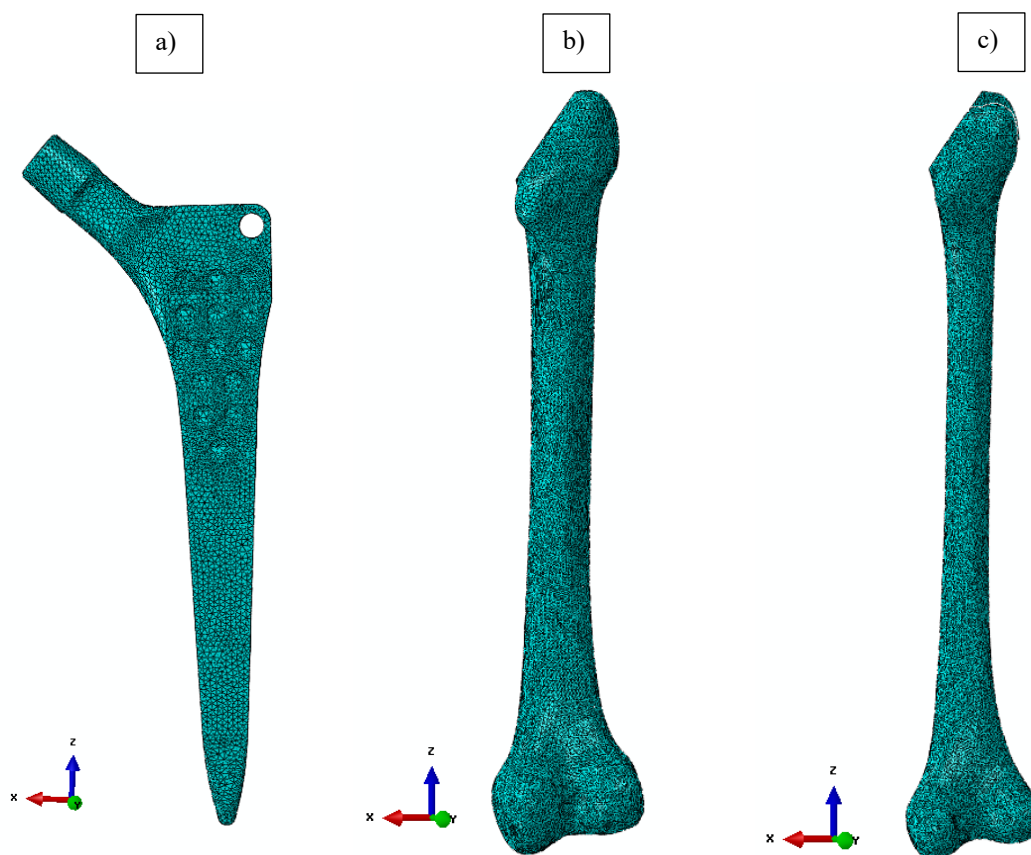
Slika 17. Dijagram konvergencije pomaka intaktnoga femura

Kod vrijednosti broja konačnih elemenata većih od 250 000 maksimalni pomak intaktnoga femura izražen u mm nije se značajnije mijenjao (slika 17.).

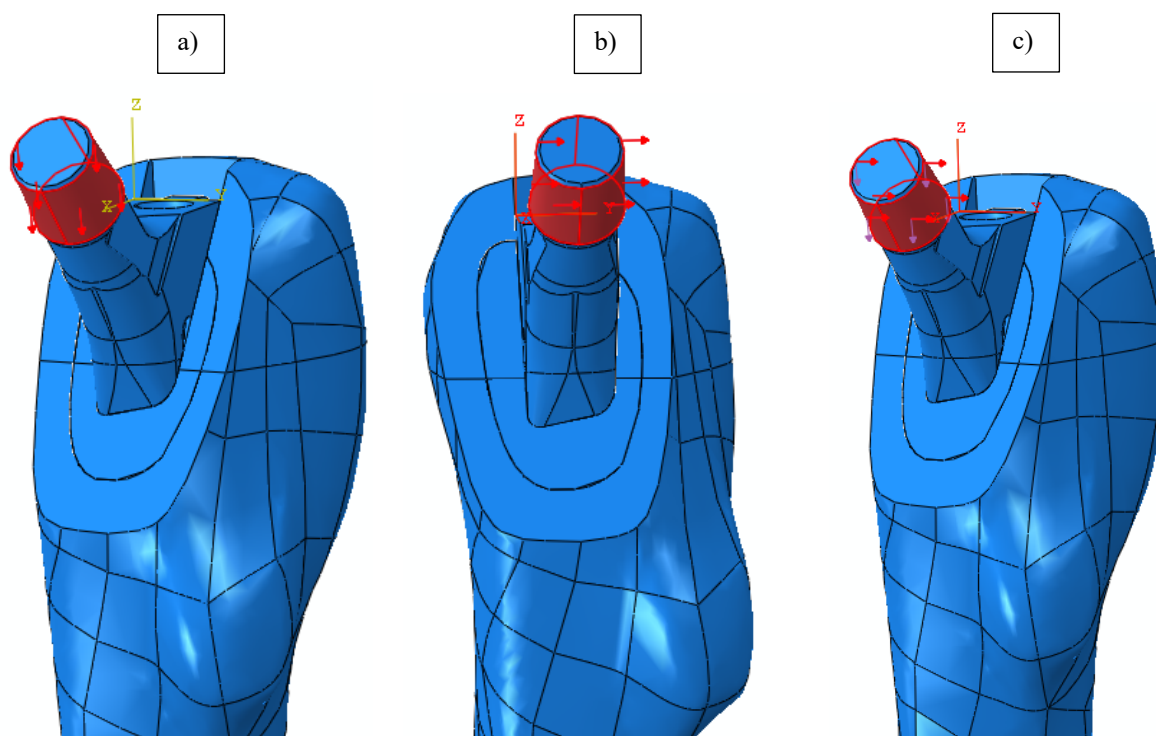
Tablica 2. Broj čvorova unutar pojedinih eksperimentalnih modela umjetne kosti femura (modela) i konačnih elemenata mreže

Model	Broj čvorova	Broj elemenata
TCA	1026623	689931
TCB	1101081	742220
TCC	1023667	687692

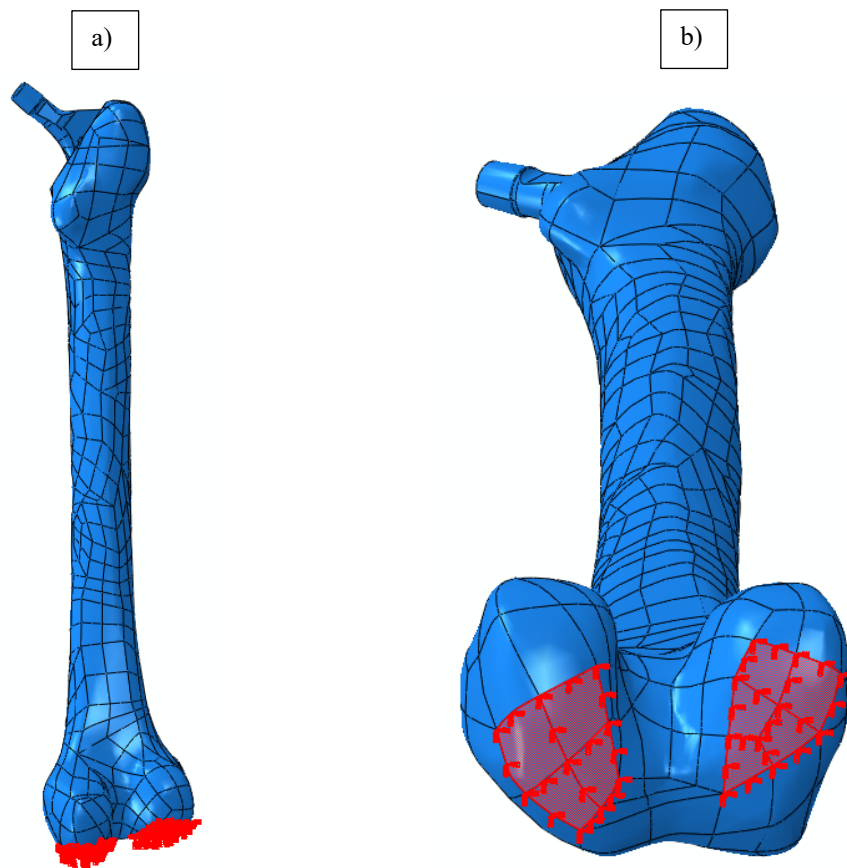
Mreža konačnih elemenata modela ravnomjerno je zahvaćala trup endoproteze, kortikalno i spongiozno koštano tkivo modela TCA (slika 17.) Nelinearne računalne simulacije provedene su za aksijalno tlačno opterećenje, savijanje u pravcu okomito na bočnu površinu trupa endoproteze (u pravcu osi y (slika 19.) i sa složenim opterećenjem koje je kombinacija dvaju navedenih opterećenja. Kako bi se izbjegla pojava plastičnih deformacija u modelima, temeljem preliminarnih proračuna, pri aksijalnome tlačnom opterećenju sila je iznosila 700 N, pri savijanju 200 N, a kod modela sa složenim opterećenjem zadržani su iznosi sila navedeni za pojedina opterećenja. Želeći smanjiti broj kontaktnih mjesta te tako pojednostavniti model, glava endoproteze je kod modela izostavljena, pa je sila kod svih modela narinuta preko koničnoga dijela trupa endoproteze za prihvata femoralne glave (slika 19.). Modeli su na distalnom kraju ukliješteni na zglobojnoj površini kao i kod modela intaktnog femura za ispitivanje konvergencije (slika 20.).



Slika 18. Mreža konačnih elemenata modela TCA: a) trup endoproteze; b) kortikalno koštano tkivo; c) spongiozno koštano tkivo



Slika 19. Opterećenje računalnih modela: a) aksijalno tlačno opterećenje; b) savijanje; c) složeno opterećenje aksijalnim tlačnim opterećenjem i savijanjem



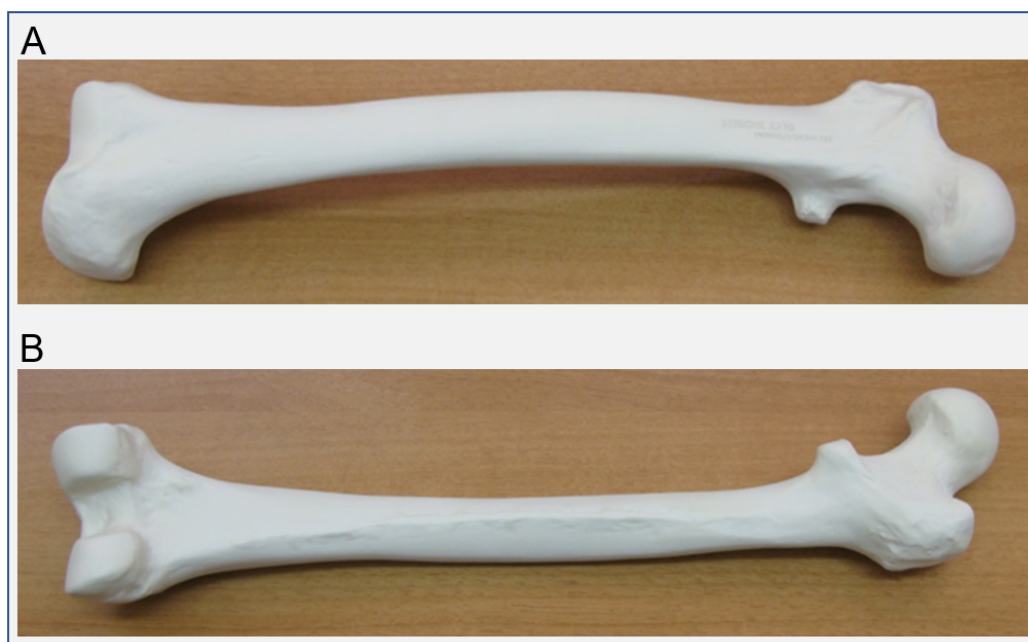
Slika 20. Rubni uvjet: a) uklještenje na distalnim zglobnim površinama; b) detalj uklještenja

4.4.2. Eksperimentalno ispitivanje

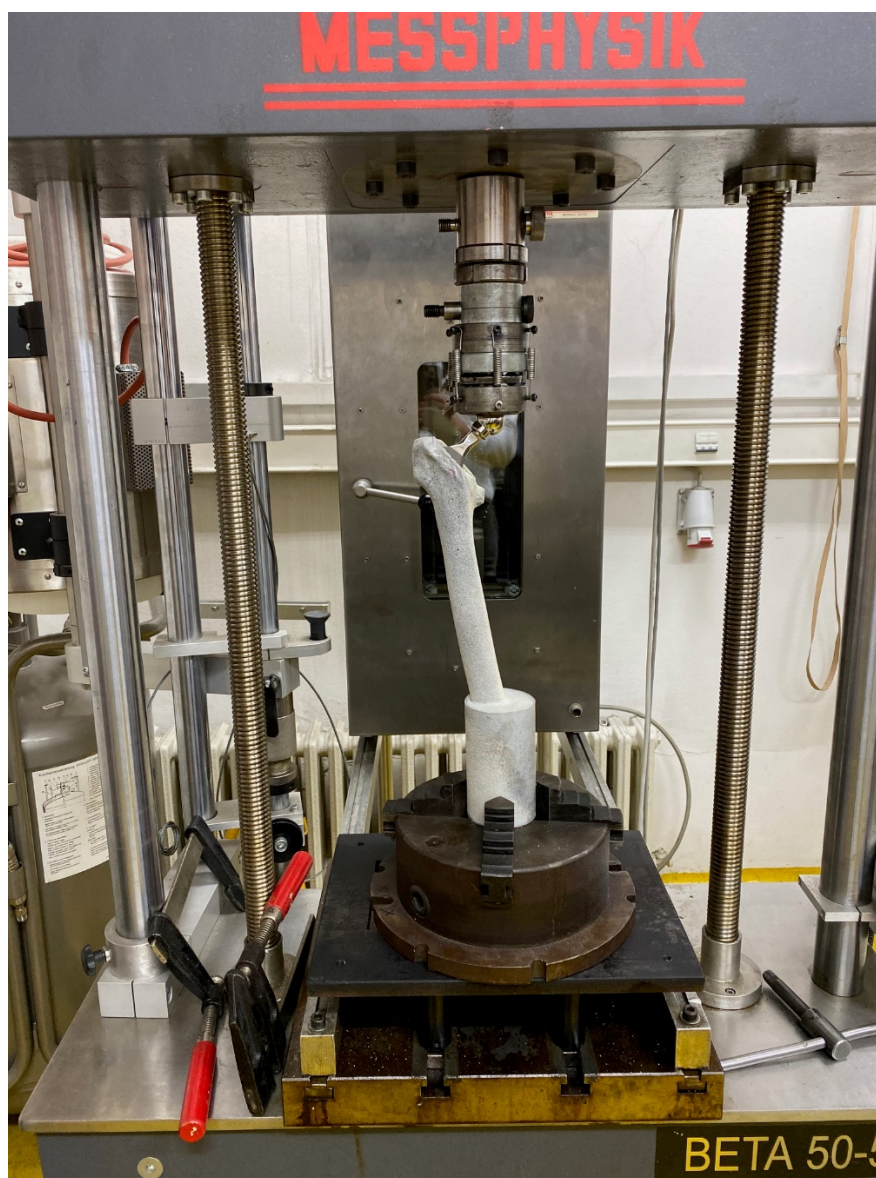
Eksperimentalno ispitivanje utjecaja anteverzije bescementne femoralne komponente endoproteze kuka na primarnu stabilnost i sklonost periprostetičkom prijelomu provedeno je pri statičkom i cikličkom opterećenju. Pomaci tijekom eksperimenata mjereni su kidalicom, odnosno umaralicom i beskontaktno optičkim mjernim sustavom Aramis (GOM GmbH, Njemačka). Kutovi anteverzije kod skupina uzoraka TCA, TCB i TCC bili su jednaki kao i kod računalnih modela. Ispitivanja su provedena pri statičkom i cikličkom aksijalnom tlačnom opterećenju.

4.4.2.1. Priprema uzoraka

Statička i ciklička ispitivanja provedena su s umjetnim desnim bedrenim kostima (Synbone, Švicarska) (slika 21.) s ugrađenom femoralnom komponentom endoproteze kuka. Kao i kod numeričkog modela, korištena je konična pravokutna „press-fit“ femoralna komponenta endoproteze tipa Zweymüller veličine 4 (Lima Corporate, Udine, Italija) (slika 22.). U biomehaničkim studijama vrlo često koriste se umjetne kosti umjesto kostiju kadavera kako bi se isključio utjecaj mehaničkih svojstava kostiju na rezultate ispitivanja. Kod istraživanja koja se provode na većem broju uzoraka teško je osigurati dovoljno kostiju jednake kvalitete, a njihov utjecaj nije moguće naknadno utvrditi i isključiti iz rezultata ispitivanja.



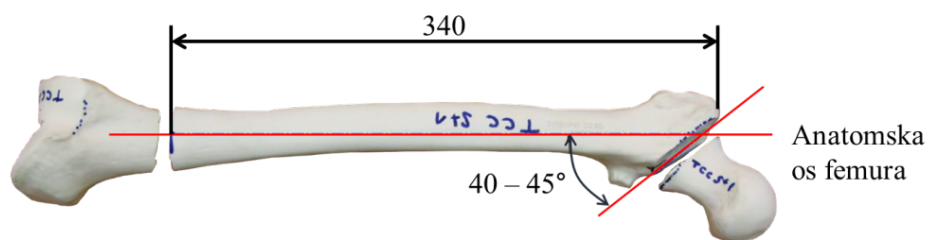
Slika 21. Model desnoga umjetnoga femura četvrte generacije koji je po svojim svojstvima sličan ljudskome femuru (Synbone, Švicarska) s prednje (A) i stražnje (B) strane koji se koristio u statičkim i cikličkim istraživanjima



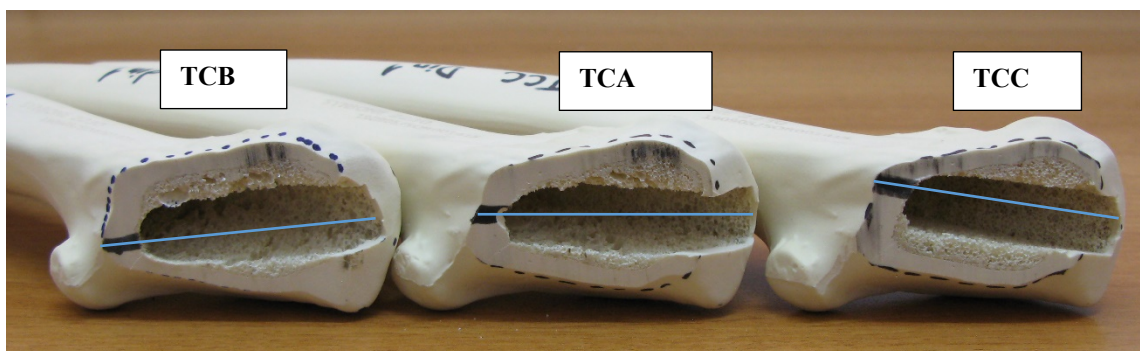
Slika 22. Femoralna komponenta endoproteze kuka tipa Zweymüller ugrađena u model umjetne kosti pri statičkom ispitivanju; za statičko ispitivanje uzoraka koristila se statička kidalica (Beta 50-5, Messphysik, Austrija), a uzorci su se ispitivati do loma

Najprije je na umjetnim kostima učinjena osteotomija vrata femura pod kutom od 45° u odnosu na anatomske osi kosti (slika 23.). Nakon osteotomije vrata, rašpama različitih veličina od 1 do 4 pripremljeno je ležište trupa endoproteze s odgovarajućim kutom anteverzije, ovisno o skupini uzoraka (slika 24.). Trup endoproteze pod različitim kutovima anteverzije pozicioniran je na način opisan kod kreiranja numeričkog modela za provedbu računalnih simulacija metodom konačnih elemenata. Za razliku od računalnih simulacija, kod modela za eksperimentalno ispitivanje učinjena je i distalna osteotomija 340 mm od vrha velikoga trohantera radi kasnijeg zalijevanja distalnoga kraja modela s medijem za prihvat tijekom eksperimentalnog ispitivanja (slika 23.).

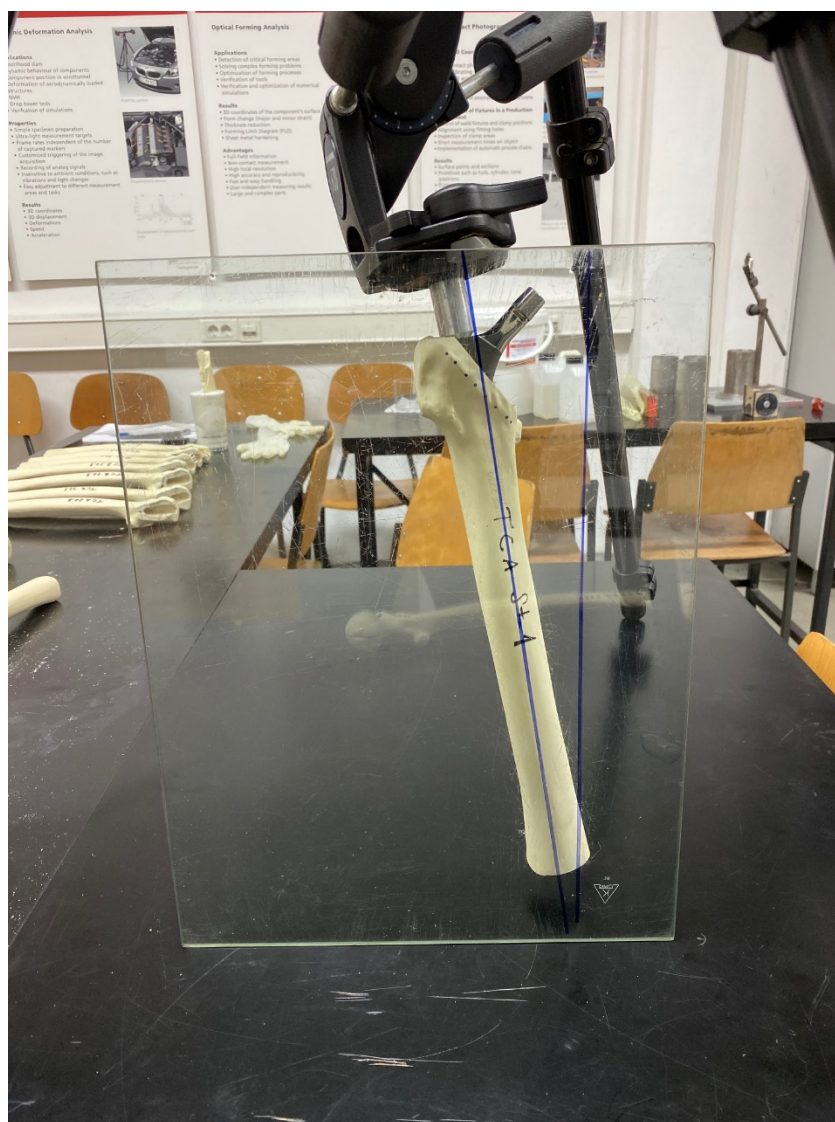
Prije ispitivanja uzorke je potrebno pozicionirati i učvrstiti na radnoj površini kidalice i umaralice. Da bi se osigurao što jednostavniji prihvata i isti položaj svih uzoraka tijekom ispitivanja, distalni kraj femura zaliven je u čeličnoj cijevi dimenzija Ø65/69 x 118 mm s polimetilmetakrilatom (PMMA) SCS-Beracryl D-28 (Suter Kunststoffe AG, Švicarska) koji se koristi tijekom biomehaničkih ispitivanja za pridržavanje uzoraka (84). Materijal se sastoji od dviju komponenti – osnovni materijal je akrilat u obliku praha, a otvrđivač je u tekućem stanju. Komponente su pomiješane u omjeru 100 : 60 i nakon kratkog miješanja smjesa je izlivena u čeličnu cijev. Umjetni femur s ugrađenom femoralnom komponentom je s pomoću zglobne naprave koja omogućuje proizvoljan zakret oko tri međusobno okomite osi, pozicioniran u prostoru tako da odgovara anatomskom položaju femura u frontalnoj i sagitalnoj ravnini (slika 25.)(44). Tako je, osim anatomskog položaja uzoraka, osigurana i ista duljina slobodnoga dijela uzoraka. Kod svih modela zaliveno je 90 mm distalnoga kraja femura tako da je duljina ispitnih uzoraka iznosila 250 mm, čime je izbjegnuto utjecaj uklještenja na mjestu zalijevanja na pomake modela i pojavu periprostetičkoga prijeloma uzoraka. Nakon zalijevanja i polimerizacije smjese uzorci su izvađeni iz čelične cijevi.



Slika 23. Osteotomija vrata i distalnoga kraja umjetnoga femura kod modela za eksperimentalno ispitivanje; distalna osteotomija učinjena je 340 mm od vrha velikoga trohantera radi kasnijeg zalijevanja distalnoga kraja modela s medijem za prihvat tijekom eksperimentalnog ispitivanja



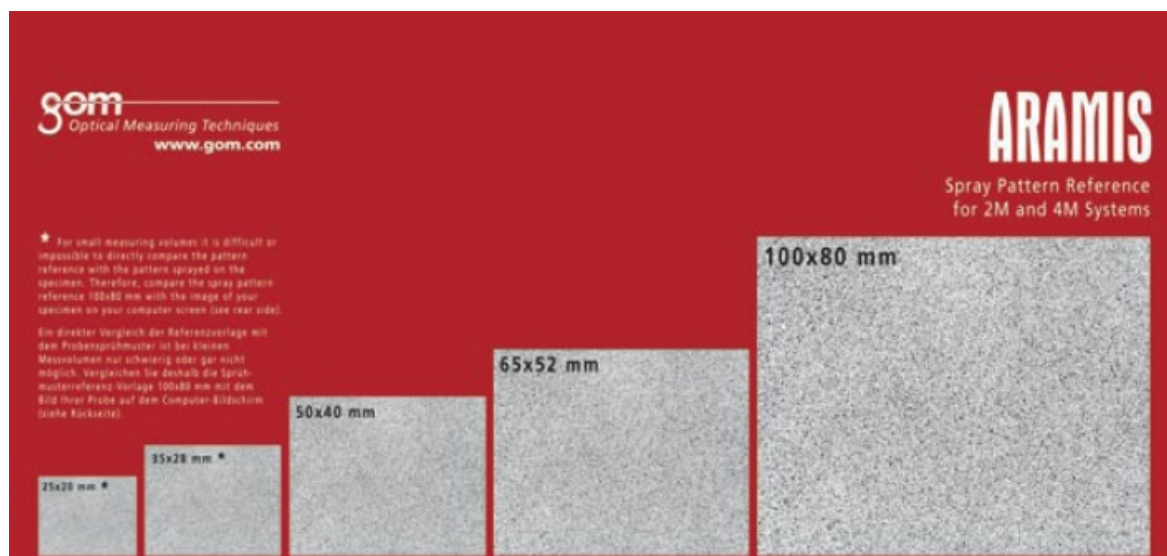
Slika 24. Kutovi anteverzije po ispitivanim skupinama uzoraka: model TCA s kutom anteverzije od 13-17°, model TCB s kutom anteverzije od 0-4° i model TCC s kutom anteverzije od 26-30°



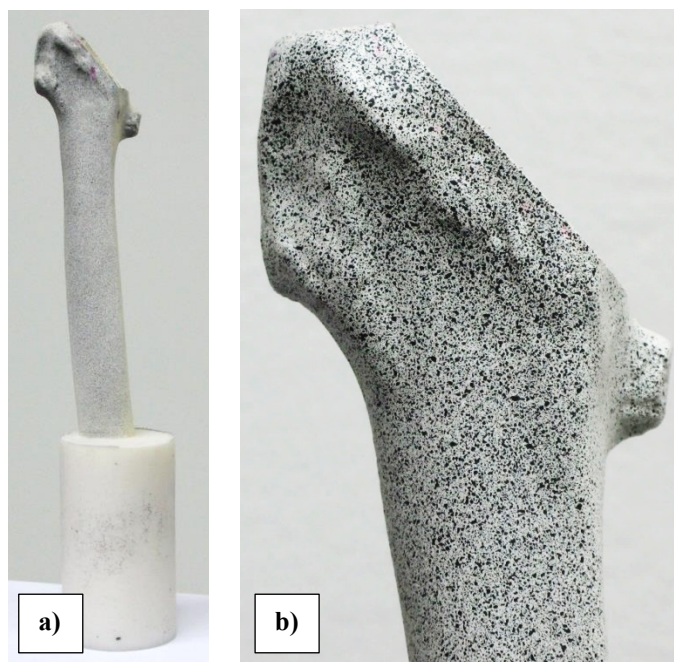
Slika 25. Pozicioniranje uzorka pri statičkom ispitivanju – umjetni femur s ugrađenom femoralnom komponentom pozicioniran je u prostoru s pomoću zglobne naprave koja omogućuje proizvoljan zakret oko tri međusobno okomite osi; postavljen je u 6° lateralne inklinacije u frontalnoj ravnini te 8° dorzalne inklinacije u sagitalnoj ravnini što odgovara anatomskej poziciji femura pri hodanju (44).

Pomaci na uzorcima tijekom statičkoga i cikličkoga ispitivanja mjereni su samim uređajima, odnosno kidalicom ili umaralicom te beskontaktno optičkim mjernim sustavom Aramis. Mjerni sustav izračunava pomake i deformacije na površini opterećenog uzorka praćenjem promjene prirodne ili umjetne teksture na površini uzorka. Budući da umjetni femur na površini nema prirodnu teksturu, na površine uzoraka s lateralne strane nanesea je umjetna tekstura (raster). Raster treba biti što neujednačeniji i kontrastniji, pa je po površini sprejem najprije raspršena bijela boja, nakon čega je nanesea crna, što je rezultiralo stohastičkom teksturom u obliku crnih točkica na bijeloj podlozi. Tekstura tijekom opterećivanja uzoraka prati promjenu oblika mjerne površine, odnosno pomake točaka definiranih teksturom na njegovoj površini. Gustoća rastera

ovisi o veličini mjernog volumena i definira je proizvođač. Uzorci rastera za različite veličine mjernog volumena bili su, prema preporuci proizvođača, u dimenzijama od 25 x 20 mm do 100 x 80 mm (slika 26.). Na opisani način u svakoj skupini (TCA, TCB i TCC) pripremljeno je šest uzoraka – tri za statička ispitivanja i tri za provedbu cikličkih ispitivanja (slika 27.).



Slika 26. Uzorci stohastičke teksture za različite veličine mjernog volumena (98)



Slika 27. Ispitni uzorak: a) s umjetnom teksturom i zalivenim distalnim krajem; b) detalj umjetne teksture na površini uzorka

4.4.2.2. Optički mjerni sustav Aramis

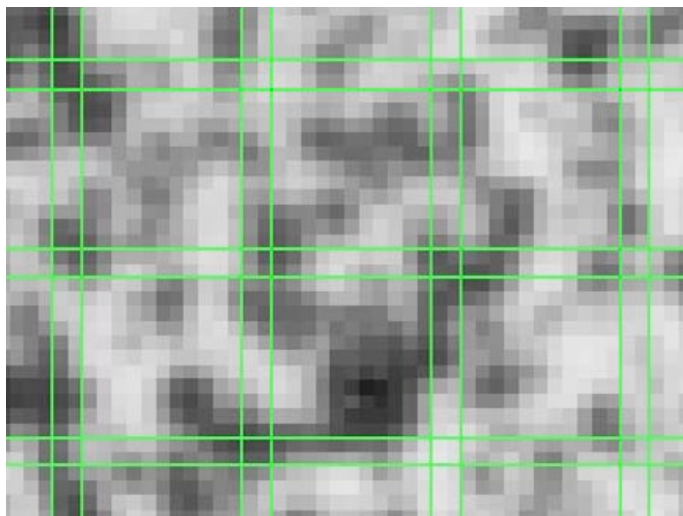
Sustav se sastoji od dviju CCD kamera (engl. *charge-coupled device*), izvora svjetla i odgovarajućeg algoritma koji se temelji na lokalnom pristupu metode korelacije digitalne slike (engl. *Digital Image Correlation* – DIC) (slika 28.). Metoda se svodi na praćenje promjene položaja točaka na površini ispitnog uzorka usporedbom položaja mjernih točaka u deformiranome i nedeformiranome stanju. Tijekom mjerenja snimaju se digitalne slike pri čemu je prva slika referentna i prikazuje nedeformirano stanje uzorka. Digitalne slike diskretiziraju se manjim poljima piksela koja se nazivaju fasetama, pri čemu je središte svake fasete mjerna točka. Veličina fasete i korak definiraju se softverski pri obradi digitalnih slika. Fasete su obično pravokutne ili kvadratične i svaka ima jedinstvenu raspodjelu intenziteta sive boje koja ih čini uzajamno različitim. Poželjno je da površina ispitnog uzorka ima nepravilnu teksturu kad je riječ o intenzitetu nijansi sive boje. Sustav omogućuje određivanje cijelog polja pomaka i deformacija na mjernom području, čime se dobiva bolji uvid u mehanički odziv materijala na postignuto opterećenje (98, 99).

Prije početka mjerenja potrebno je podesiti optički sustav. Podešavanje sustava podrazumijeva definiranje udaljenosti sustava od mjernog objekta, osvjetljenja objekta i kalibraciju kamera. Kalibracija služi kako bi se podesili vanjski i unutarnji parametri kamere te da bi se poništile sve nepravilnosti u kameri koje mogu biti prouzročene okolinom ili nepravilnostima na samim kamerama i lećama. Sustav je kalibriran s pomoću kalibracijskog objekta CP20/MV90/72 (slika

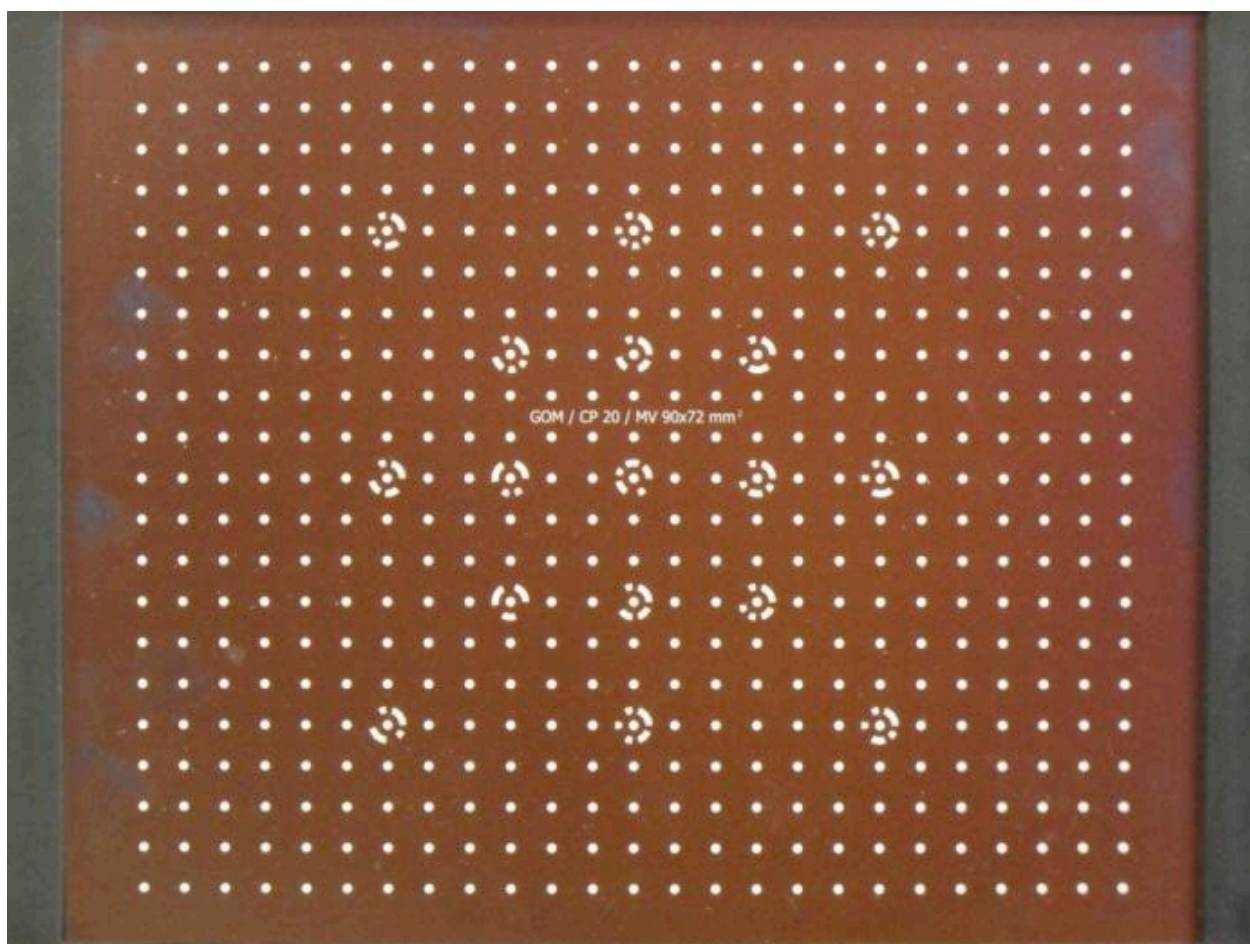
30.). Nakon kalibracije sustava za određeni mjerni volumen definirana je veličina piksela, odnosno koliko piksela odgovara jednom milimetru. Sustav pohranjuje podatke o kalibraciji pa je nije potrebno ponavljati, osim ako se mijenja veličina mjernog volumena. Osnovni parametri sustava za provedbu mjerenja tijekom statičkih i cikličkih ispitivanja uključivali su vrijednosti objektiva, mjernog volumena i udaljenosti, udaljenost kamera i kut snimanja (tablica 3.) (98, 99). Fasete su bile veličine 15 x 15 piksela s korakom od 13 piksela, što rezultira s dva piksela preklapanja (slika 29.).



Slika 28. Optički mjerni sustav Aramis 4M (98)



Slika 29. Faseta veličine 15 x 15 piksela s korakom od 13 piksela, što rezultira s dva piksela preklapanja (99)



Slika 30. Kalibracijski objekt CP20/MV90/72

Tablica 3. Parametri optičkoga mjernog sustava

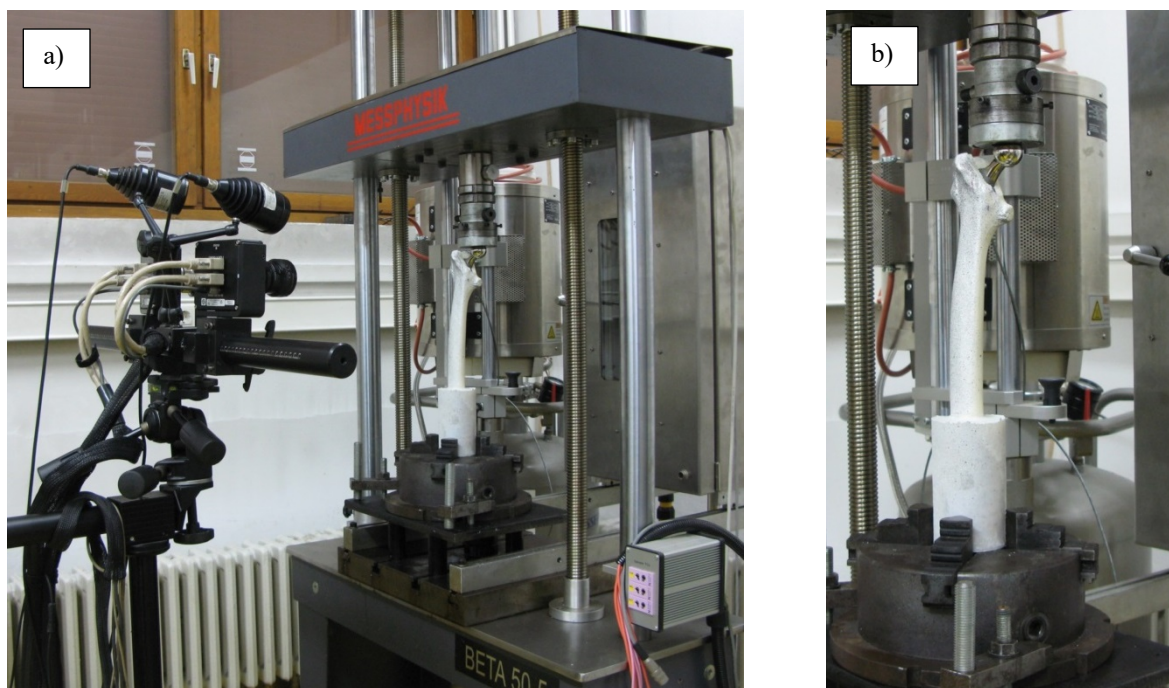
Parametar	Vrijednost
Objektiv	50 mm
Mjerni volumen	125 x 90 mm
Mjerna udaljenost	475 mm
Međusobna udaljenost kamera	184 mm
Kut kamera	25°

4.4.2.3. Provedba statičkih ispitivanja

Eksperimentalna statička ispitivanja uzoraka pri aksijalnom tlačnom opterećenju provedena su na kidalici Beta 50-5 (Messphysik, Austrija), a pomaci tijekom eksperimenta mjereni su samim uređajem i beskontaktno optičkim mjernim sustavom Aramis 4M. Za ispitivanja svake skupine (TCA, TCB i TCC) korištena su tri uzorka i ispitivana su do loma. Statičko ispitivanje provedeno je sa svrhom određivanja iznosa sile koji dovodi do periprostetičkoga prijeloma umjetne kosti u ovisnosti o skupini uzoraka, odnosno o kutu anteverzije. Na temelju rezultata statičkih ispitivanja također su odabrani iznosi opterećenja za provedbu cikličkih ispitivanja.

Uzorci su na kidalici pozicionirani i pričvršćeni s pomoću stezne glave koja je vijcima spojena na radnu površinu kidalice. Za opterećivanje uzoraka korištena je naprava sa sferičnim dnom jednakoga promjera kao i glava endoproteze.

Prije ispitivanja svakog uzorka sustavom Aramis snimljeno je pet probnih slika neopterećenog uzorka kako bi se provjerila podešenost sustava, a tijekom ispitivanja uzorci su slikani frekvencijom od dviju slika u sekundi. Svi uzorci opterećivani su brzinom od 10 mm/min. Eksperimentalni postav za provedbu aksijalnog tlačnog ispitivanja prikazan je na slici 31.



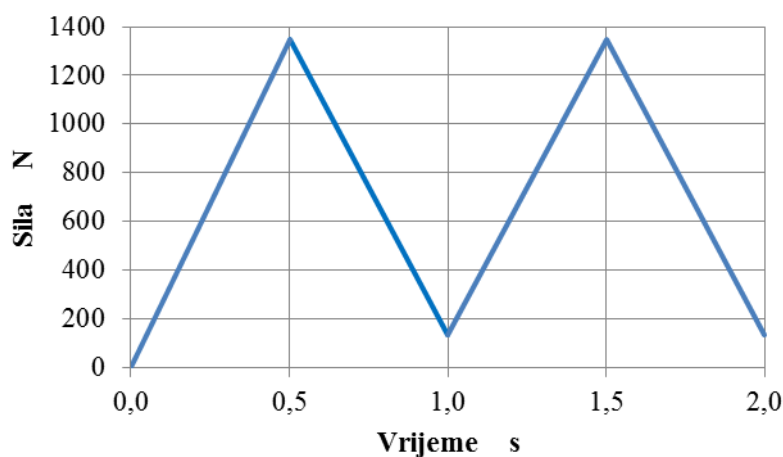
Slika 31. Aksijalno tlačno ispitivanje uzoraka: a) eksperimentalni postav; b) prihvat i način opterećivanja uzoraka

4.4.2.4. Provedba cikličkih ispitivanja

Ciklička ispitivanja aksijalnim tlačnim opterećenjem provedena su na servohidrauličnoj umaralici LFV-50-HH (Walter Bai, Švicarska). Način pozicioniranja i prihvata uzoraka bio je sličan kao i kod statičkog ispitivanja (slika 32.). Za opterećivanje uzoraka napisan je programski kod i definirani su parametri ispitivanja, iznos sile i brzina opterećivanja, a kao izlazni podatak ispitivanja dobiven je pomak kao funkcija broja ciklusa opterećenja. Ispitivanje je provedeno s dvama opterećenjima. Iznos sile za prvi ciklus ispitivanja odabran je na temelju rezultata statičkih ispitivanja. Sila je odabrana tako da ne nastupi vidljivo oštećenje ili lom uzoraka i iznosila je približno 50 % srednje vrijednosti maksimalne sile za TCB skupinu, odnosno 1350 N, zato što je za tu skupinu srednja vrijednost maksimalne sile koja dovodi do periprostetičkoga prijeloma bila najmanja. Na temelju preliminarnih ispitivanja za brzinu opterećivanja uzoraka u prvom ciklusu odabrana su 2 mm/s. U drugom ciklusu ispitivanja sila je iznosila približno 90 % srednje vrijednosti maksimalne sile TCB skupine uzoraka i iznosila je 2350 N. Za brzinu opterećivanja uzoraka odabrano je 3,5 mm/s. Kod svih ispitivanja za oblik cikličkoga opterećenja odabran je trokutasti oblik (slika 33.). Broj ciklusa opterećenja kod svih modela iznosio je 5000, što je uobičajeni broj ciklusa u sličnim biomehaničkim studijama, a odgovara razdoblju od otprilike tri mjeseca koje je potrebno za cijeljenje prijeloma u tom predjelu (84).



Slika 32. Cikličko ispitivanje uzoraka: a) eksperimentalni postav; b) prihvati i način opterećivanja uzoraka; ciklička ispitivanja aksijalnim tlačnim opterećenjem provedena su na servohidrauličnoj umaralici LFV-50-HH (Walter Bai, Švicarska).



Slika 33. Trokutasto opterećenje kod cikličkih ispitivanja

Uzorci su najprije snimljeni u neopterećenom stanju, a tijekom ispitivanja u svakom stotom ciklusu pri minimalnoj i maksimalnoj sili, čime je dobiven dovoljan broj slika za pouzdanu analizu pomaka glave endoproteze kuka tijekom 5000 ciklusa opterećenja. Mjerenja su obrađena u programu mjernog sustava Aramis. Kao rezultat mjerenja tim sustavom dobivena je promjena ukupnoga pomaka odabrane točke na proksimalnome kraju modela kao funkcija broja ciklusa opterećenja.

5. REZULTATI

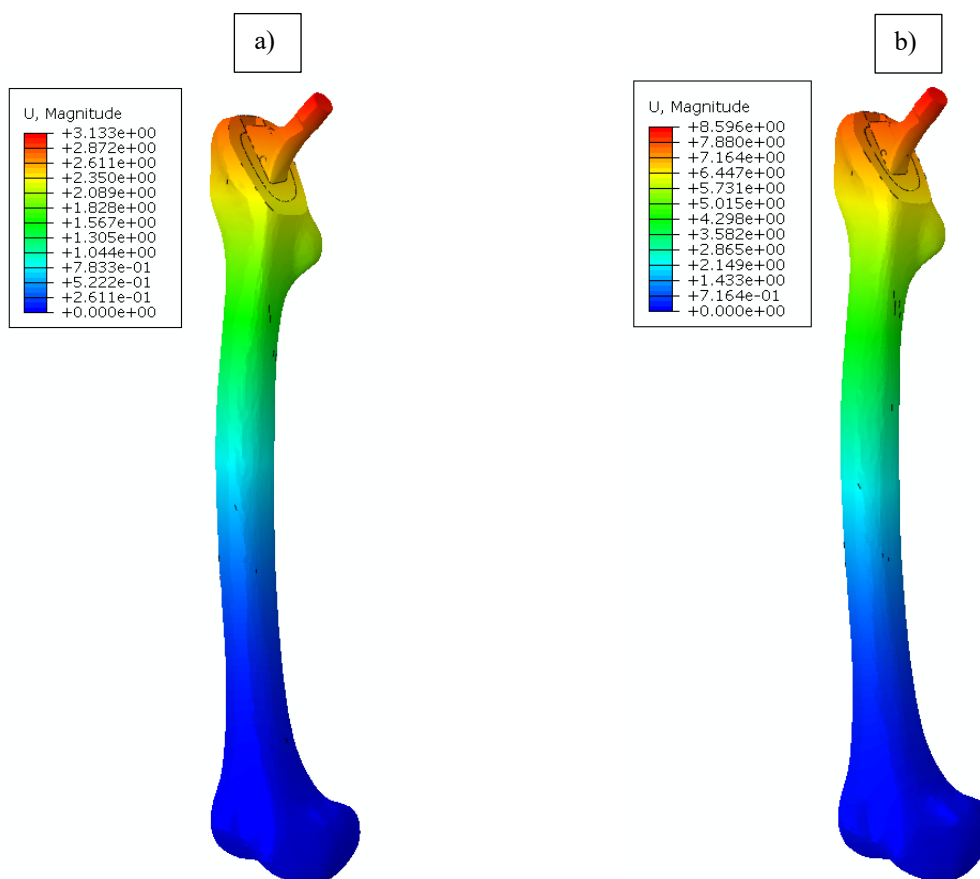
5.1 Statističke metode

Podaci su prikazani tablično i grafički. Smirnov-Kolmogorovim testom analizirana je raspodjela kontinuiranih numeričkih vrijednosti te su se, shodno dobivenim rezultatima, primijenili odgovarajući neparametrijski testovi (Kruskal-Wallisov test s post-hoc Mann-Whitneyjevim U testom), odnosno parametrijski testovi (jednosmjerna analiza varijance s post-hoc testiranjem prema Bonferroniju). U grafičkom prikazu koristili su se Box i Whiskerovi plotovi kod neparametrijski raspoređenih vrijednosti, odnosno prikazi aritmetičke sredine i 95 % intervala pouzdanosti kod parametrijski raspoređenih vrijednosti.

Sve P vrijednosti manje od 0,05 smatrane su statistički značajnima. U analizi se koristila licencirana programska podrška MedCalc for Windows, verzija 19.5.3 [(MedCalc® Statistical Software version 19.5.3 (MedCalc Software Ltd, Ostend, Belgium; <https://www.medcalc.org>; 2020)].

5.2. Rezultati računalnih simulacija

Ukupni maksimalni pomaci prema očekivanju pojavljuju se kod svih modela na vrhu koničnoga dijela vrata endoproteze. Pod ukupnim maksimalnim pomakom podrazumijeva se rezultanta pomaka u smjeru triju međusobno okomitih koordinatnih osi (osi x, y i z) (94, 84). Pomaci su za aksijalno tlačno opterećenje najveći kod modela TCB, a pri savijanju i složenom opterećenju kod modela TCA. Pomaci za sva tri opterećenja najmanji su kod modela TCC. Navedeno vrijedi za oba analizirana modela – model za provjeru primarne stabilnosti s definiranim kontaktom i trenjem između površina trupa endoproteze i koštanoga tkiva i model s čvrstom vezom između navedenih površina koji predstavlja slučaj nakon završenog procesa cijeljenja. Najveći pomaci zabilježeni su na mjestu ugradnje proteze (slika 34.).



Slika 34. Pomaci modela s kontaktom: a) model TCB pri aksijalnom tlačnom opterećenju; b) model TCA pri složenom opterećenju

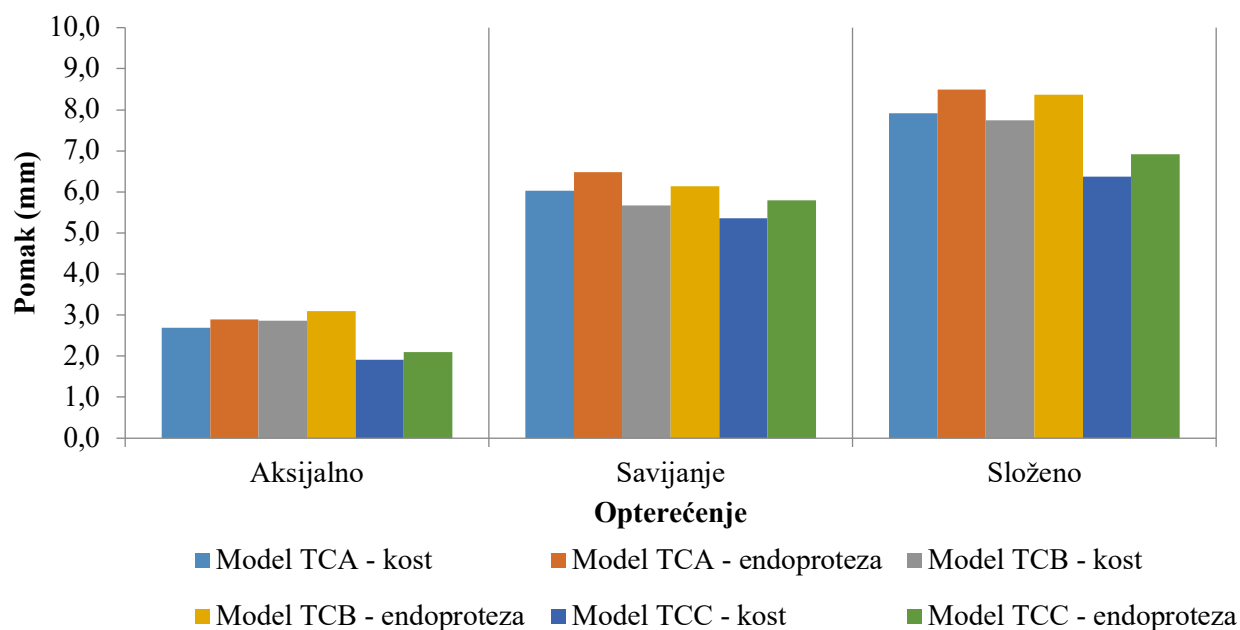
Kod modela TCC zabilježene su najmanje vrijednosti aksijalnog opterećenja, savijanja i složenog opterećenja, kako na kosti, tako i na protezi (tablice 4. i 5. te slike 35. i 36.).

Tablica 4. Ukupni maksimalni pomaci modela s čvrstom vezom između površina trupa endoproteze i koštanoga tkiva izraženi u mm

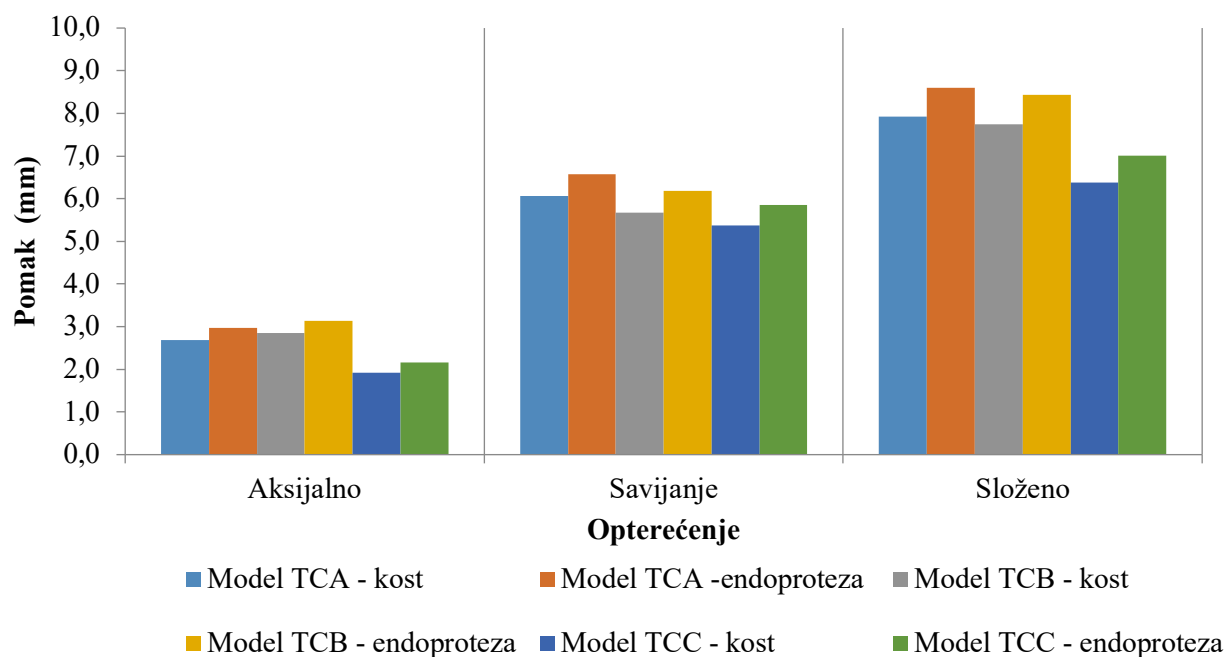
Model	Aksijalno opterećenje		Savijanje		Složeno opterećenje	
	Kost	Endoproteza	Kost	Endoproteza	Kost	Endoproteza
Model TCA	2,694	2,900	6,035	6,482	7,910	8,489
Model TCB	2,857	3,089	5,667	6,143	7,743	8,373
Model TCC	1,918	2,101	5,350	5,789	6,372	6,916

Tablica 5. Ukupni maksimalni pomaci modela s kontaktom između površina trupa endoproteze i koštanoga tkiva izraženi u mm

Model	Aksijalno opterećenje		Savijanje		Složeno opterećenje	
	Kost	Endoproteza	Kost	Endoproteza	Kost	Endoproteza
Model TCA	2,689	2,971	6,056	6,575	7,923	8,596
Model TCB	2,847	3,133	5,680	6,186	7,748	8,432
Model TCC	1,924	2,156	5,371	5,858	6,384	7,003



Slika 35. Ukupni maksimalni pomaci modela s čvrstom vezom između površina trupa endoproteze i koštanoga tkiva



Slika 36. Ukupni maksimalni pomaci modela s kontaktom između površina trupa endoproteze i koštanoga tkiva

Tablica 6. Maksimalna von Misesova naprezanja u koštanom tkivu i trupu endoproteze modela s čvrstom vezom između trupa i koštanoga tkiva izražena u MPa

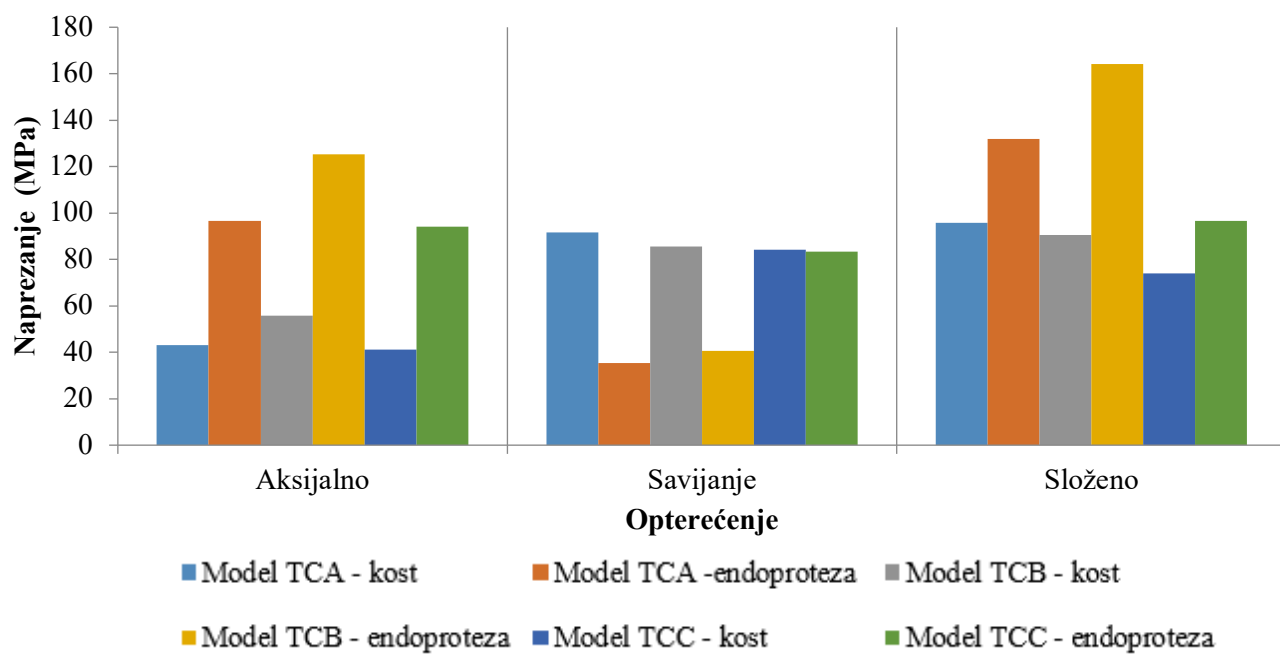
Model	Aksijalno opterećenje		Savijanje		Složeno opterećenje	
	Kost	Endoproteza	Kost	Endoproteza	Kost	Endoproteza
Model TCA	43,16	96,68	91,54	35,41	95,66	131,80
Model TCB	55,72	125,20	85,44	40,63	90,62	164,20
Model TCC	41,25	94,19	84,15	83,43	73,97	96,47

Tablica 7. Maksimalna von Misesova naprezanja u koštanom tkivu i trupu endoproteze modela s kontaktom između trupa i koštanoga tkiva izražena u MPa

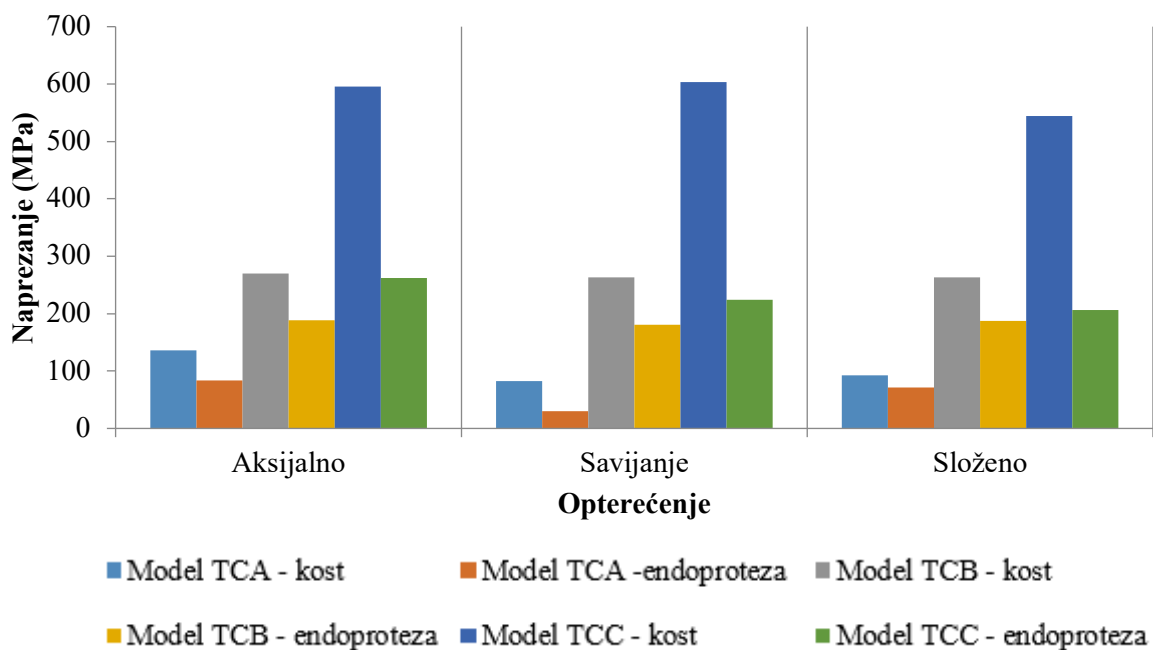
Model	Aksijalno opterećenje		Savijanje		Složeno opterećenje	
	Kost	Endoproteza	Kost	Endoproteza	Kost	Endoproteza
Model TCA	135,70	83,26	82,98	30,12	92,30	71,78
Model TCB	269,90	188,40	263,50	181,20	263,60	187,60
Model TCC	595,60	261,60	603,70	224,10	544,10	206,40

Maksimalna von Misesova naprezanja u koštanom tkivu i trupu endoproteze modela s čvrstom vezom između trupa i koštanoga tkiva bila su najmanja u modelu TCC pri aksijalnom te složenom opterećenju (tablice 6. i 8.; slike 37., 39. – 43.).

Maksimalna von Misesova naprezanja u koštanom tkivu i trupu endoproteze modela s kontaktom između trupa i koštanoga tkiva bila su najmanja u modelu TCA pri aksijalnom opterećenju, savijanju i složenom opterećenju (tablice 7. i 9.; slike 38., 44. – 51.).



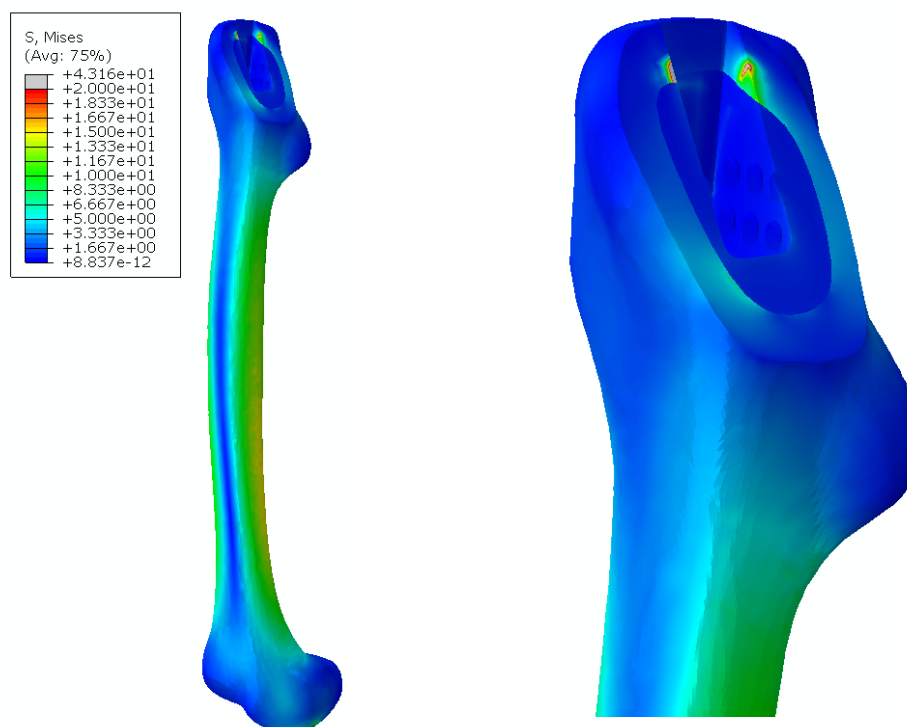
Slika 37. Maksimalna von Misesova naprezanja modela s čvrstom vezom između površina trupa endoproteze i koštanoga tkiva



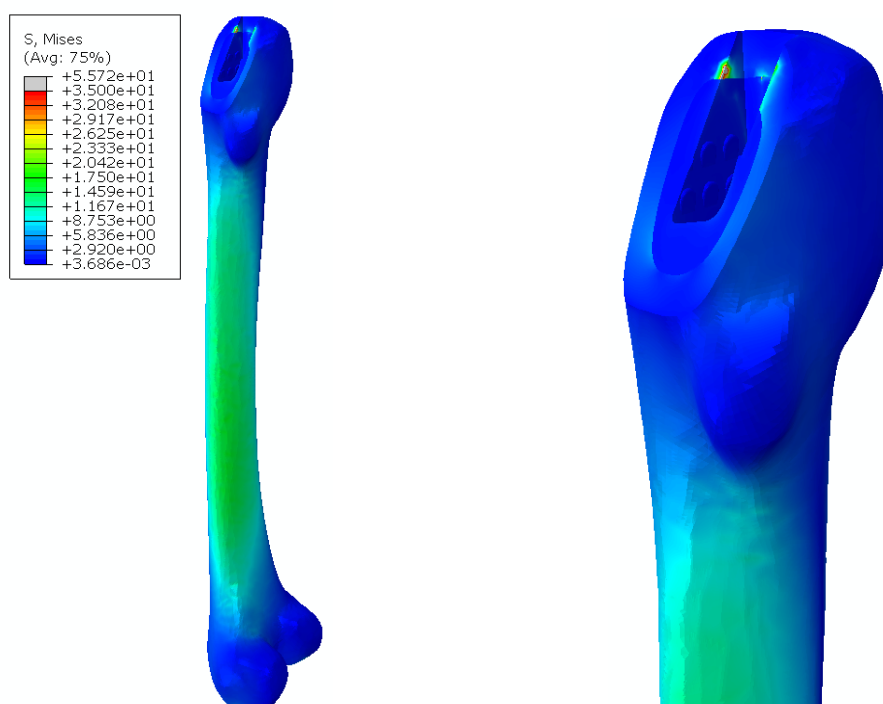
Slika 38. Maksimalna von Misesova naprezanja modela s kontaktom između površina trupa endoproteze i koštanoga tkiva

Tablica 8. Mjesta s maksimalnim von Mises naprežanjem u modelima s čvrstom vezom između trupa i koštanog tkiva

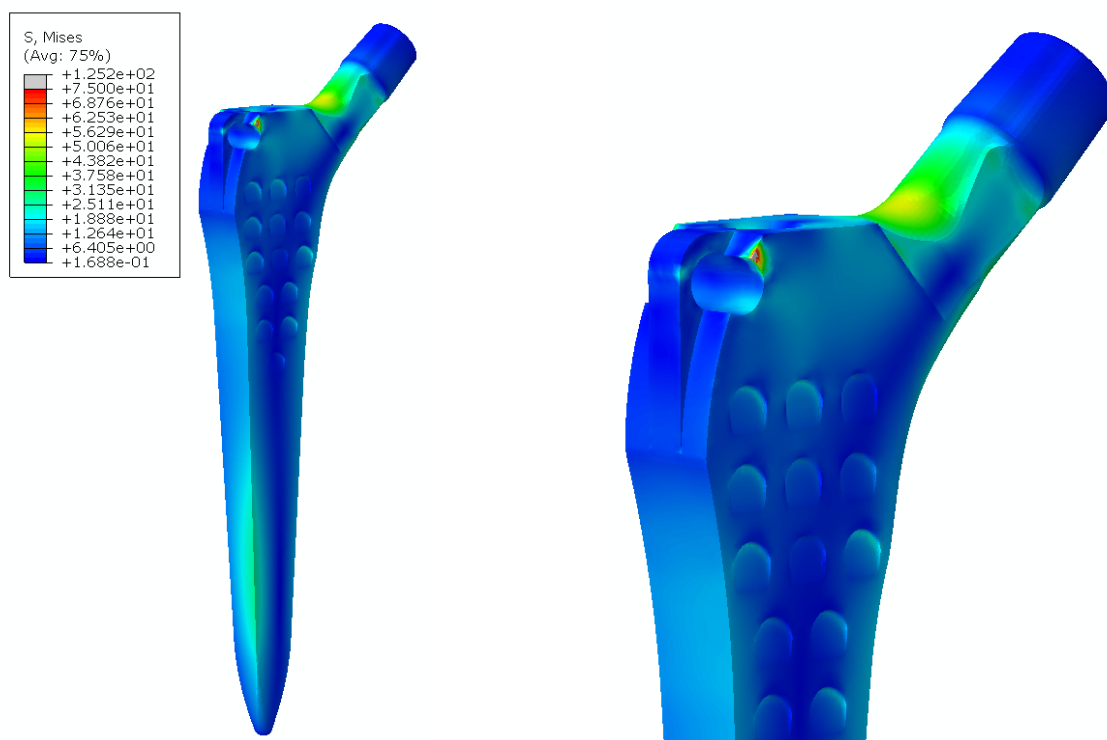
Opterećenje	Model		Mjesto maksimalnog von Misesova naprežanja
Aksijalno	TCA	Koštano tkivo	Proksimalna medijalna strana ležišta trupa
		Trup endoproteze	Proksimalna lateralna stražnja strana trupa
	TCB	Koštano tkivo	Proksimalna lateralna strana ležišta trupa
		Trup endoproteze	Proksimalna lateralna stražnja strana trupa
	TCC	Koštano tkivo	Proksimalna lateralna strana ležišta trupa
		Trup endoproteze	Proksimalna medijalna stražnja strana trupa
Savijanje	TCA	Koštano tkivo	Uklještenje distalne zglobne plohe
		Trup endoproteze	Proksimalna lateralna stražnja strana trupa
	TCB	Koštano tkivo	Uklještenje distalne zglobne plohe
		Trup endoproteze	Proksimalna lateralna stražnja strana trupa
	TCC	Koštano tkivo	Uklještenje distalne zglobne plohe
		Trup endoproteze	Proksimalna medijalna stražnja strana trupa
Složeno	TCA	Koštano tkivo	Uklještenje distalne zglobne plohe
		Trup endoproteze	Proksimalna lateralna stražnja strana trupa
	TCB	Koštano tkivo	Uklještenje distalne zglobne plohe
		Trup endoproteze	Proksimalna lateralna stražnja strana trupa
	TCC	Koštano tkivo	Uklještenje distalne zglobne plohe
		Trup endoproteze	Proksimalna medijalna stražnja strana trupa



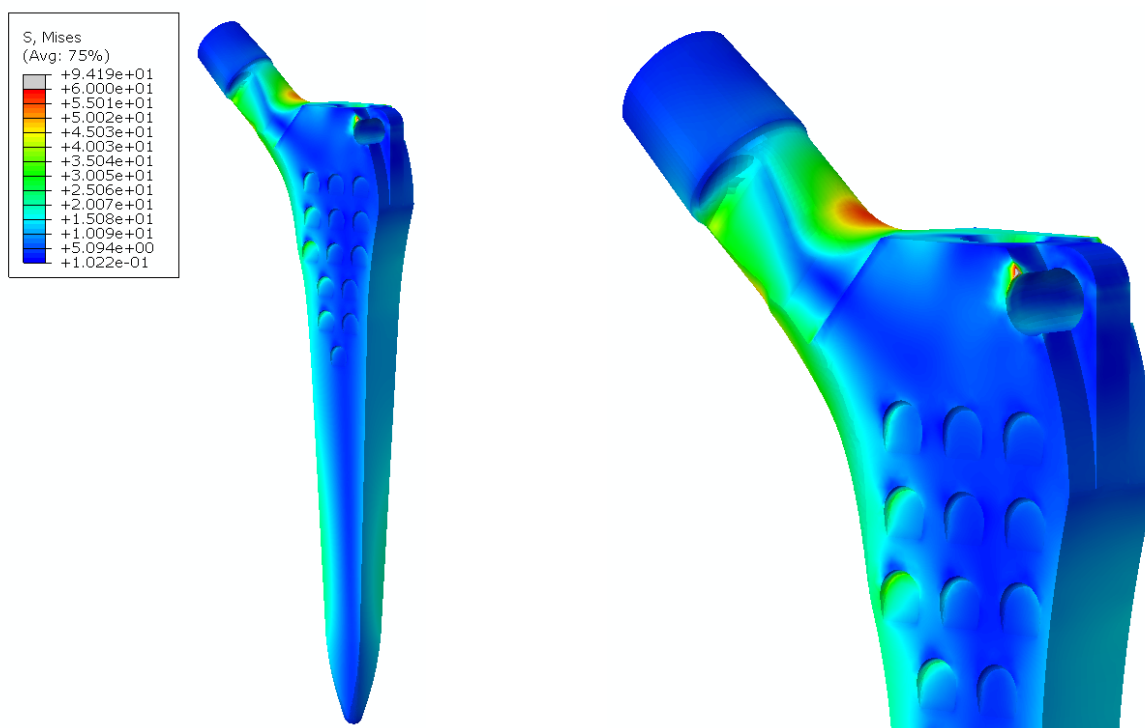
Slika 39. Von Misesovo naprezanje u koštanom tkivu modela TCA s čvrstom vezom između trupa endoproteze i koštanoga tkiva pri aksijalnom tlačnom opterećenju



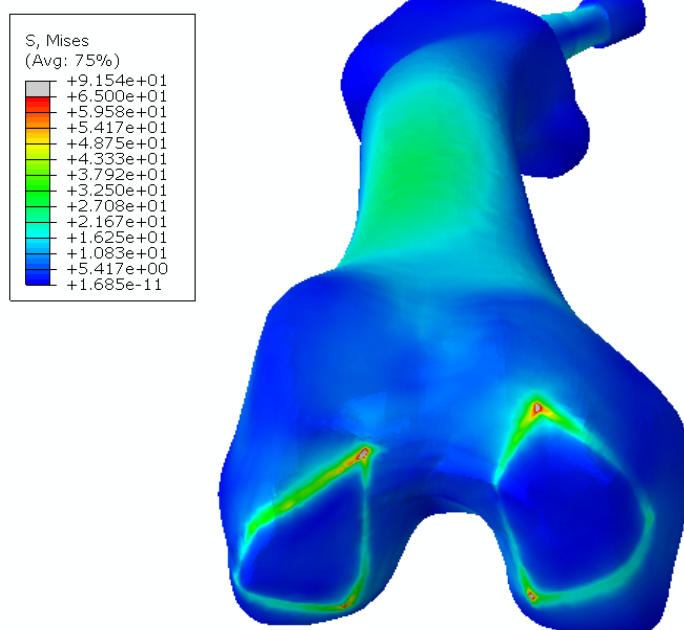
Slika 40. Von Misesovo naprezanje u koštanom tkivu modela TCB s čvrstom vezom između trupa endoproteze i koštanoga tkiva pri aksijalnom tlačnom opterećenju



Slika 41. Von Misesovo naprezanje u trupu endoproteze modela TCB s čvrstom vezom između trupa endoproteze i koštanoga tkiva pri aksijalnom tlačnom opterećenju



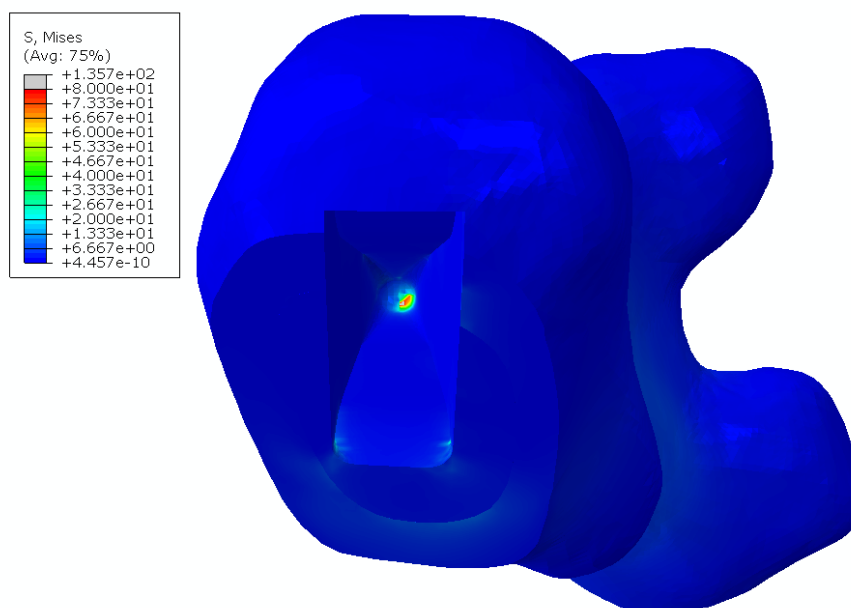
Slika 42. Von Misesovo naprezanje u trupu endoproteze modela TCC s čvrstom vezom između trupa endoproteze i koštanoga tkiva pri aksijalnom tlačnom opterećenju



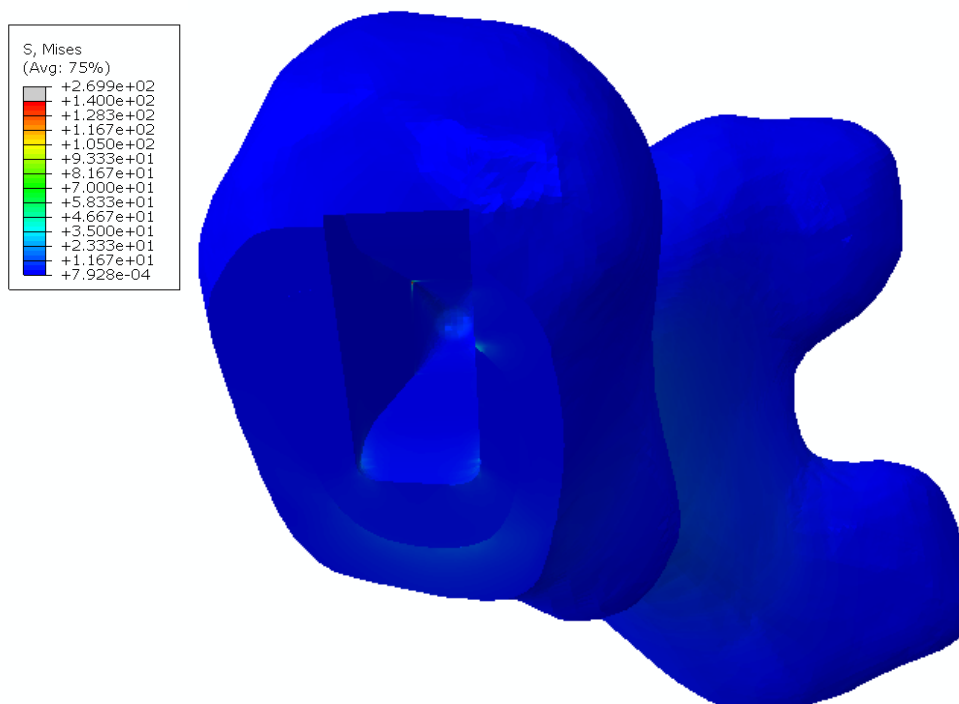
Slika 43. Von Misesovo naprezanje u koštanoj tkivu modela TCA s čvrstom vezom između trupa endoproteze i koštanoj tkiva pri savijanju

Tablica 9. Mjesta s maksimalnim von Misesovim naprežanjem u modelima s kontaktom između trupa endoproteze i koštanoga tkiva

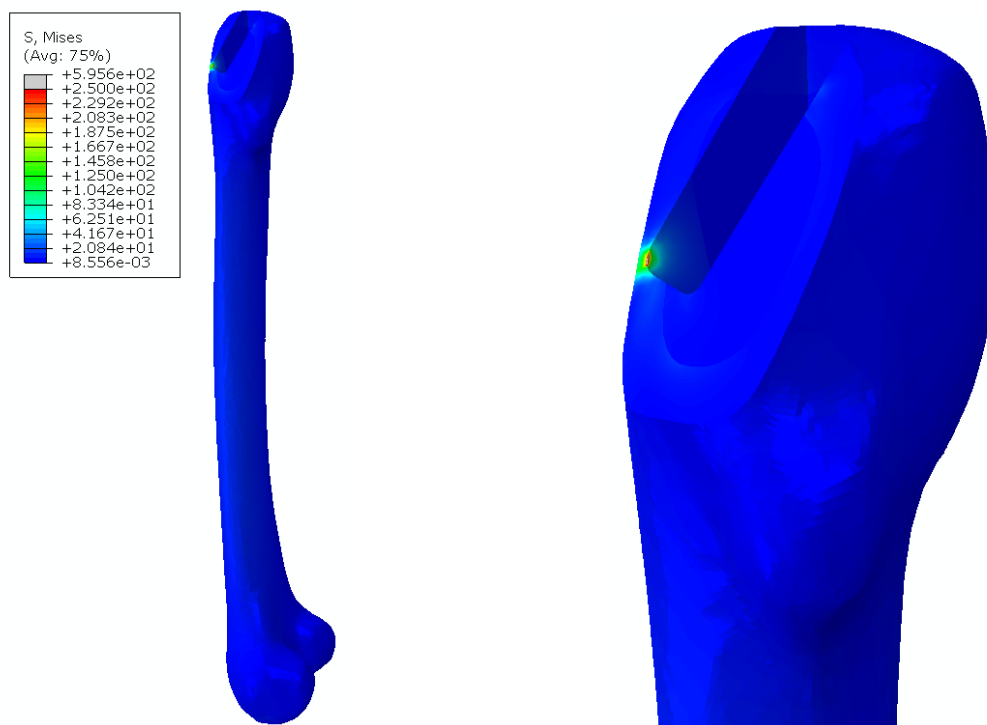
Opterećenje	Model		Mjesto maksimalnog von Misesova naprežanja
Aksijalno	TCA	Koštano tkivo	Dno ležišta trupa
		Trup endoproteze	Distalni vrh trupa
	TCB	Koštano tkivo	Lateralna strana ležišta trupa
		Trup endoproteze	Distalna lateralna strana – oslanjanje na kost
	TCC	Koštano tkivo	Proksimalni lateralni rub ležišta trupa
		Trup endoproteze	Proksimalna lateralna strana – oslanjanje na kost
Savijanje	TCA	Koštano tkivo	Uklještenje distalne zglobove plohe
		Trup endoproteze	Utor u drugom redu na lateralnoj strani trupa
	TCB	Koštano tkivo	Lateralna strana ležišta trupa
		Trup endoproteze	Distalna lateralna strana – oslanjanje na kost
	TCC	Koštano tkivo	Proksimalni lateralni rub ležišta trupa
		Trup endoproteze	Proksimalna lateralna strana – oslanjanje na kost
Složeno	TCA	Koštano tkivo	Uklještenje distalne zglobove plohe
		Trup endoproteze	Utor u drugom redu na lateralnoj strani trupa
	TCB	Koštano tkivo	Lateralna strana ležišta trupa
		Trup endoproteze	Distalna lateralna strana – oslanjanje na kost
	TCC	Koštano tkivo	Proksimalni lateralni rub ležišta trupa
		Trup endoproteze	Proksimalna medijalna stražnja strana trupa



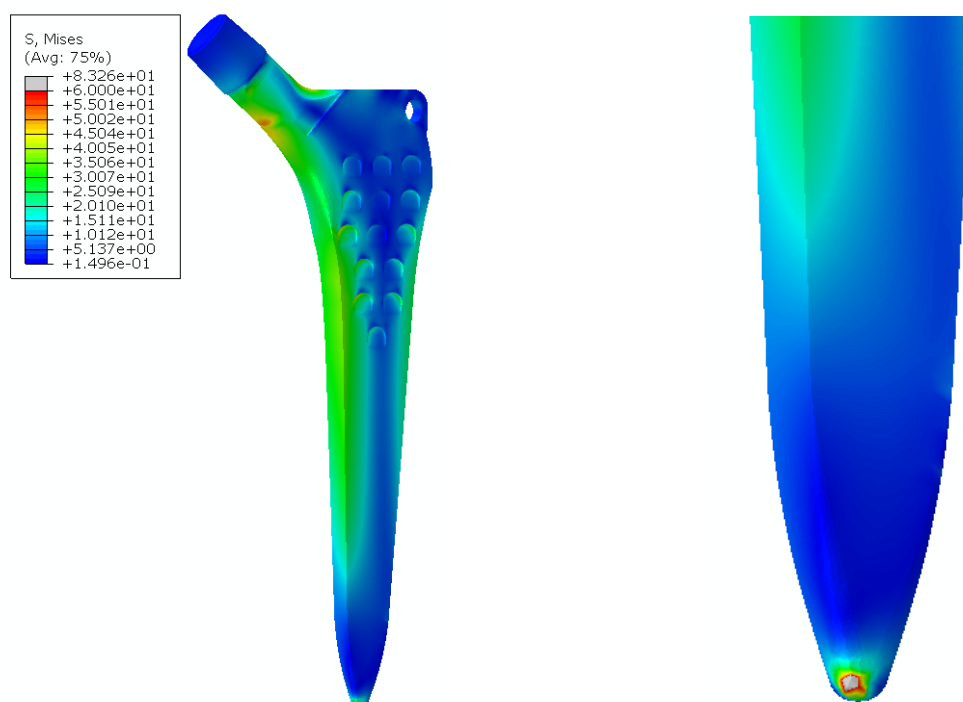
Slika 44. Von Misesovo naprezanje u koštanom tkivu modela TCA s kontaktom između trupa endoproteze i koštanoga tkiva pri aksijalnom tlačnom opterećenju



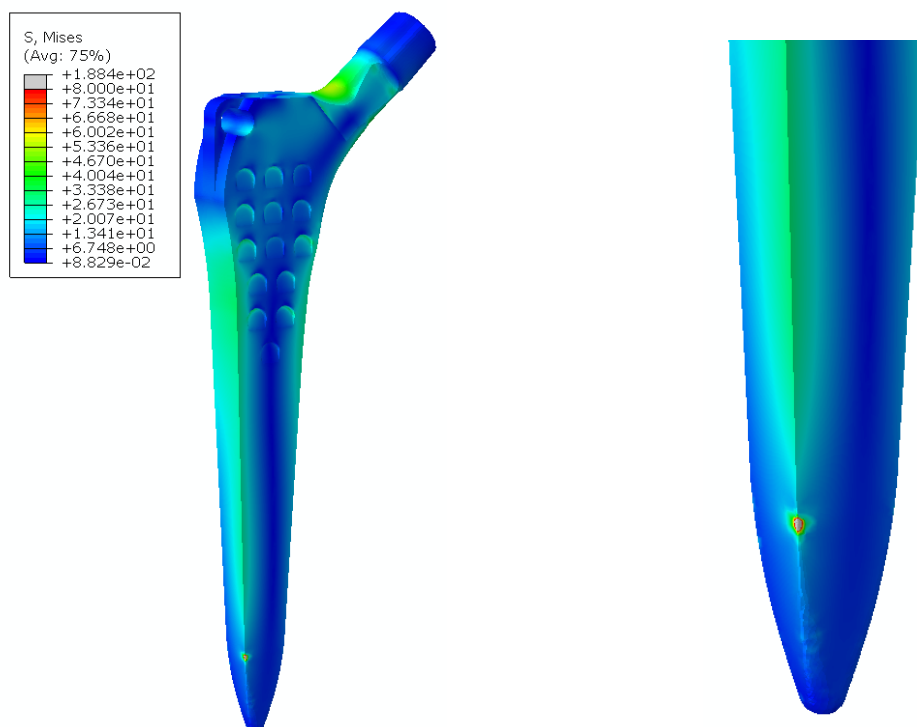
Slika 45. Von Misesovo naprezanje u koštanome tkivu modela TCB s kontaktom između trupa endoproteze i koštanoga tkiva pri aksijalnom tlačnom opterećenju



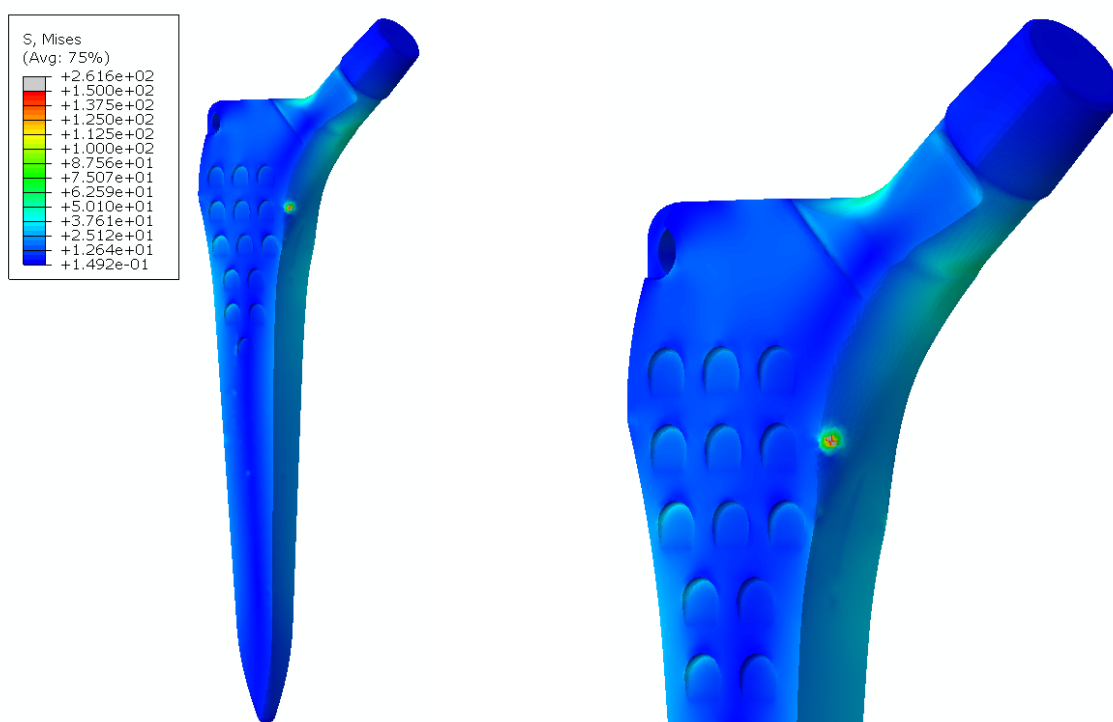
Slika 46. Von Misesovo naprezanje u koštanome tkivu modela TCC s kontaktom između trupa endoproteze i koštanoga tkiva pri aksijalnom tlačnom opterećenju



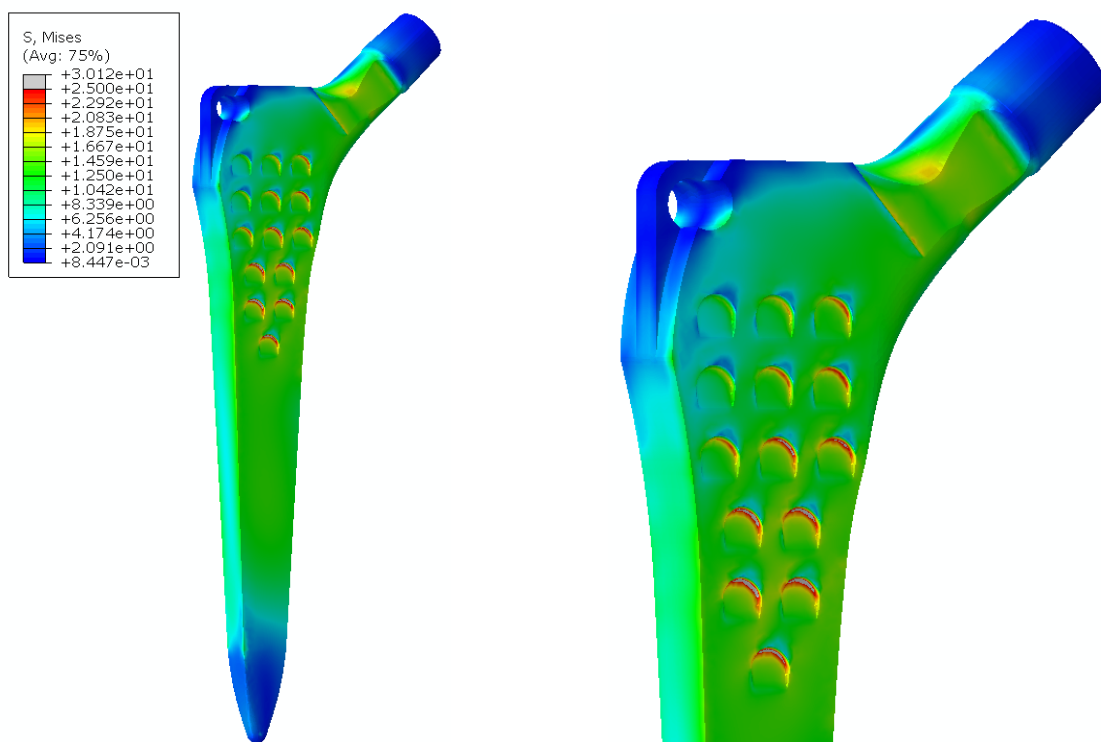
Slika 47. Von Misesovo naprezanje u trupu endoproteze modela TCA s kontaktom između trupa endoproteze i koštanoga tkiva pri aksijalnom tlačnom opterećenju



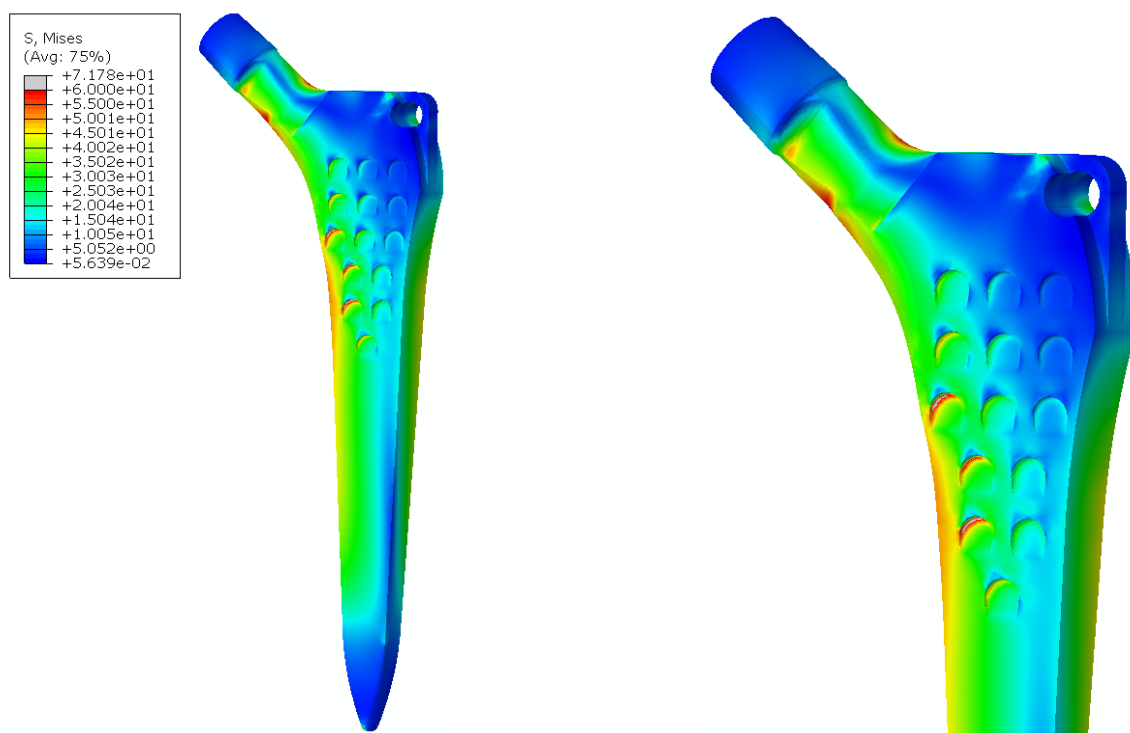
Slika 48. Von Misesovo naprezanje u trupu endoproteze modela TCB s kontaktom između trupa endoproteze i koštanoga tkiva pri aksijalnom tlačnom opterećenju



Slika 49. Von Misesovo naprezanje u trupu endoproteze modela TCC s kontaktom između trupa endoproteze i koštanoga tkiva pri aksijalnom tlačnom opterećenju



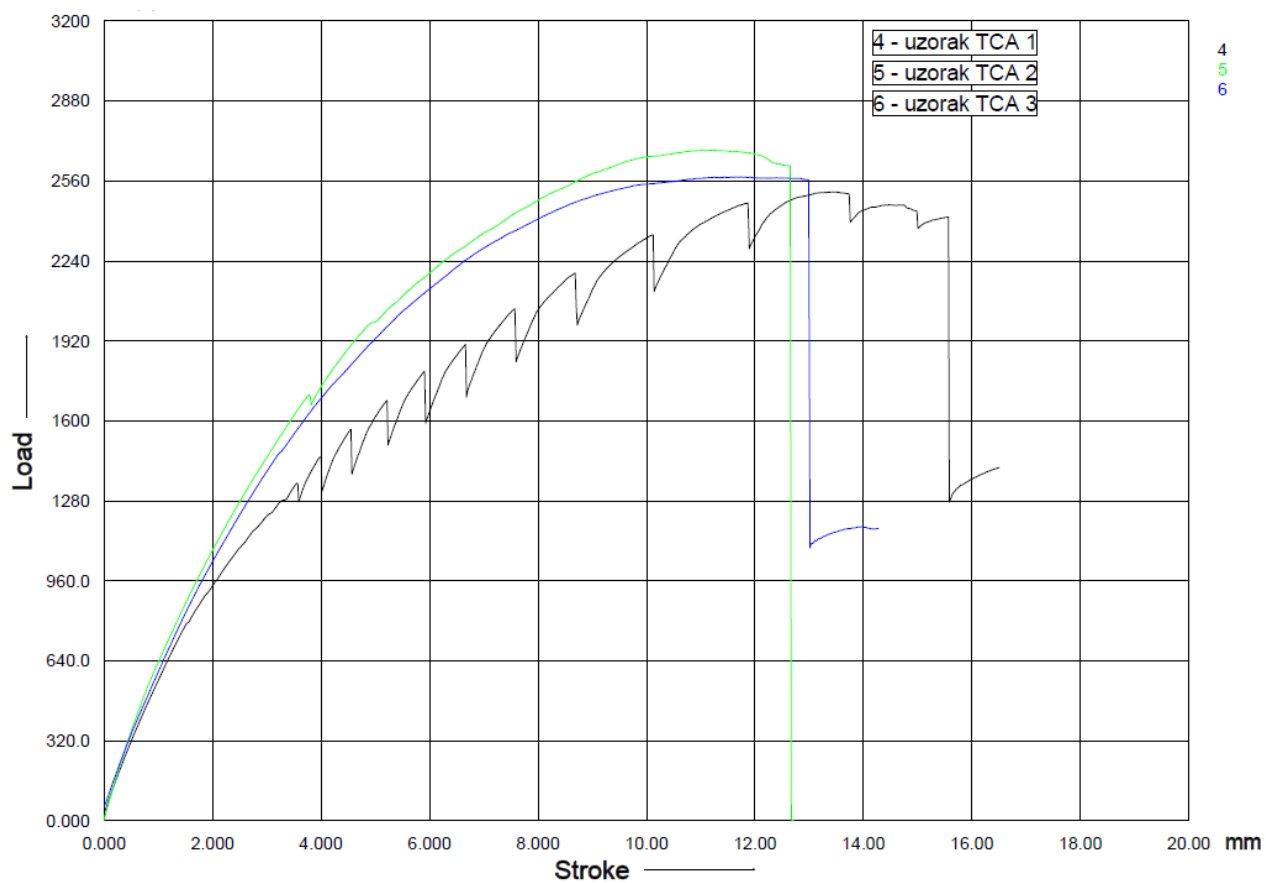
Slika 50. Von Misesovo naprezanje u trupu endoproteze modela TCA s kontaktom između trupa endoproteze i koštanoga tkiva pri savijanju



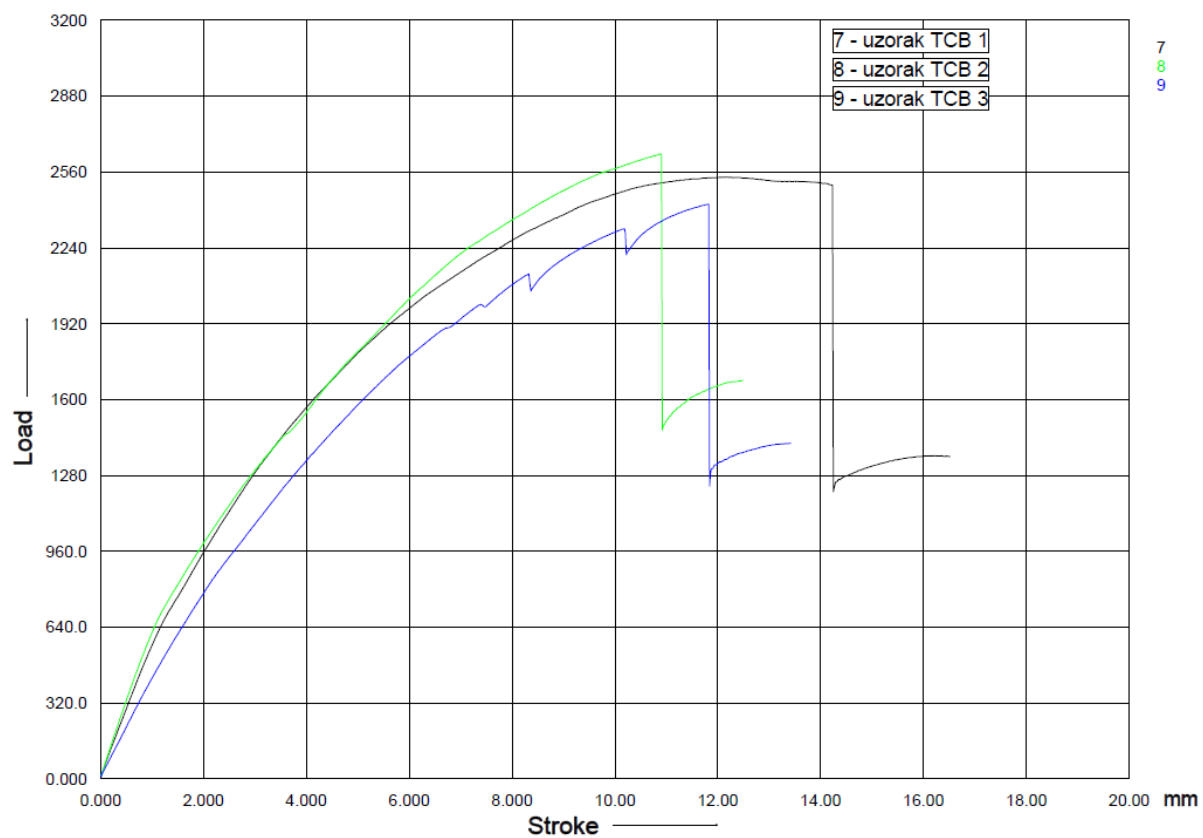
Slika 51. Von Misesovo naprezanje u trupu endoproteze modela TCA s kontaktom između trupa endoproteze i koštanoga tkiva pri složenom opterećenju

5.3. Rezultati mehaničkih ispitivanja

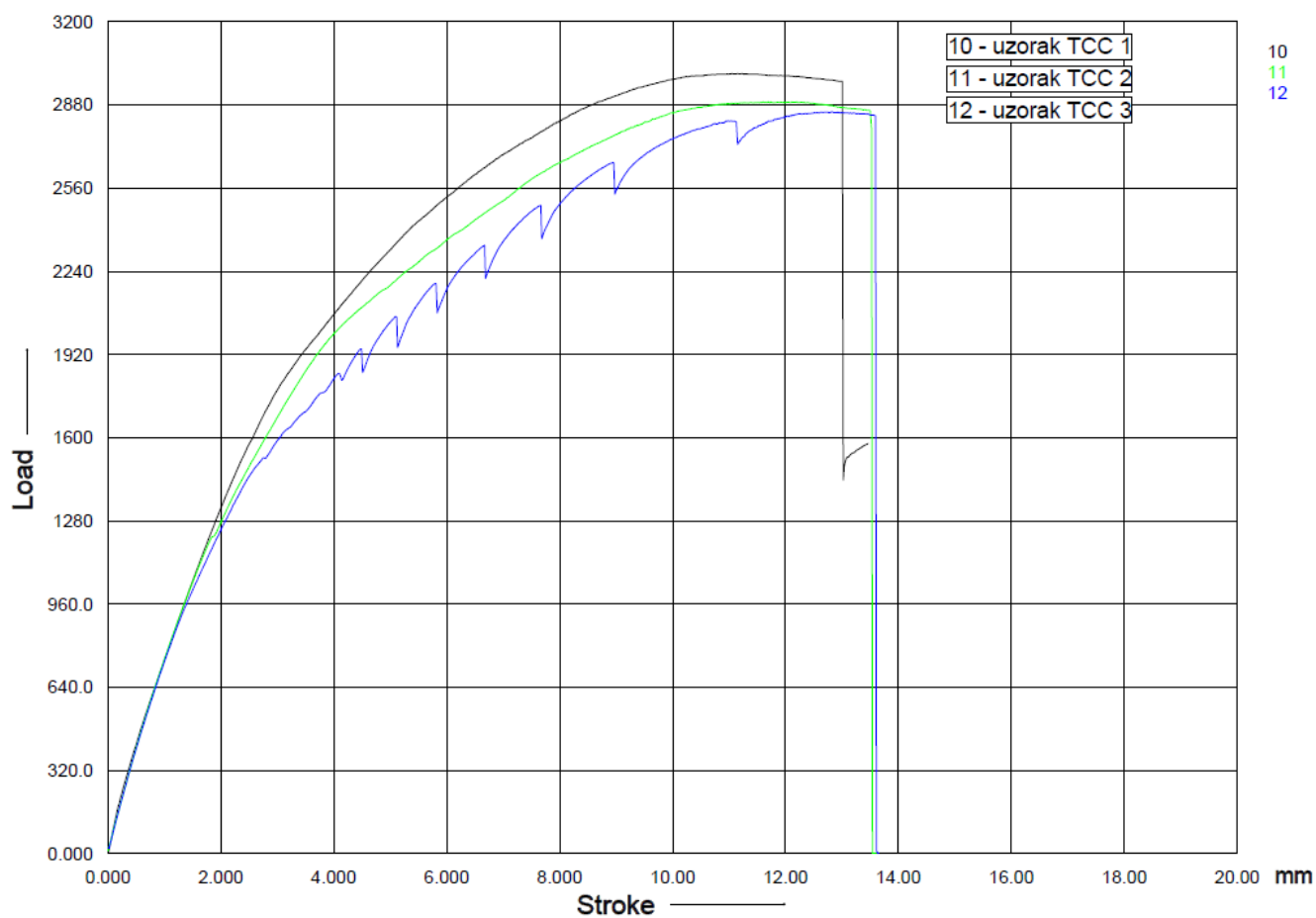
5.3.1. Rezultati statičkog ispitivanja



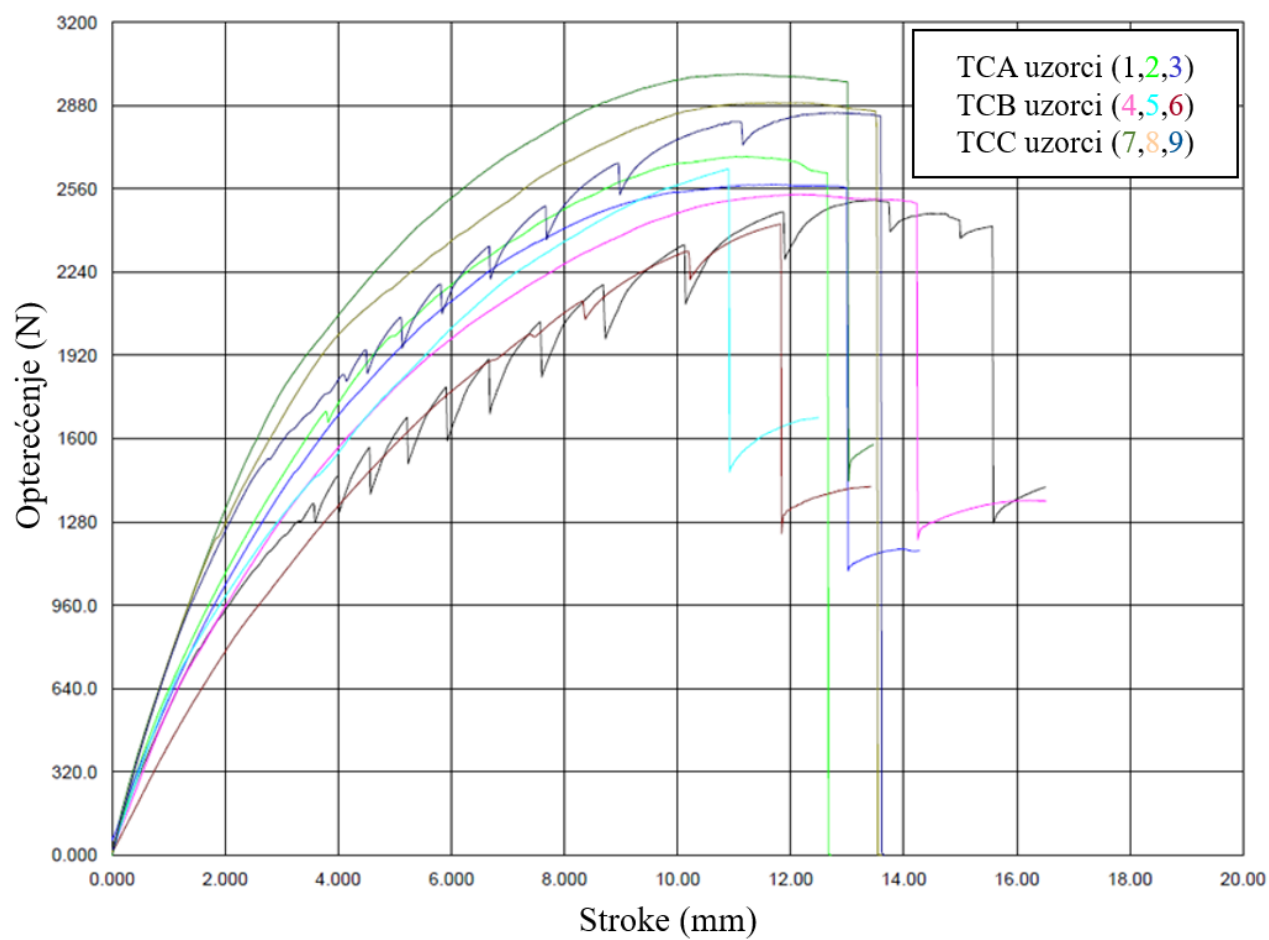
Slika 52. Rezultati statičkog ispitivanja u obliku dijagrama sila – pomak za skupinu uzoraka TCA



Slika 53. Rezultati statičkog ispitivanja u obliku dijagrama sila – pomak za skupinu uzoraka TCB



Slika 54. Rezultati statičkog ispitivanja u obliku dijagrama sila – pomak za skupinu uzoraka TCC



Slika 55. Rezultati statičkog ispitivanja u obliku dijagrama sila – pomak za sve ispitivane modele

Tablica 10. Vrijednosti aksijalne tlačne sile pri kojima se događa periprostetički prijelom i pripadni pomaci glave endoproteze te izračunata krutost za sve tri skupine uzoraka

Ispitni uzorak	Model TCA			Model TCB			Model TCC		
	Sila	Pomak	Krutost	Sila	Pomak	Krutost	Sila	Pomak	Krutost
	N	mm	N/mm	N	mm	N/mm	N	mm	N/mm
Uzorak 1	2516	13,48	186,6	2538	12,26	207	3001	11,23	267,2
Uzorak 2	2684	11,23	239	2636	10,89	242,1	2891	12,2	237
Uzorak 3	2576	11,73	219,6	2424	11,82	205,1	2853	12,81	222,7
Aritmetička sredina	2592	12,15	215,1	2532	11,66	218	2915	12,08	242,3
SD	85,14	1,181	26,47	106,1	0,699	20,81	76,86	0,797	22,73



Slika 56. Velika deformacija uzorka u trenutku periprostetičkoga prijeloma



Slika 57. Model TCA, uzorak 1



Slika 58. Model TCA, uzorak 2



Slika 59. Model TCA, uzorak 3



Slika 60. Model TCB, uzorak 1



Slika 61. Model TCB, uzorak 2



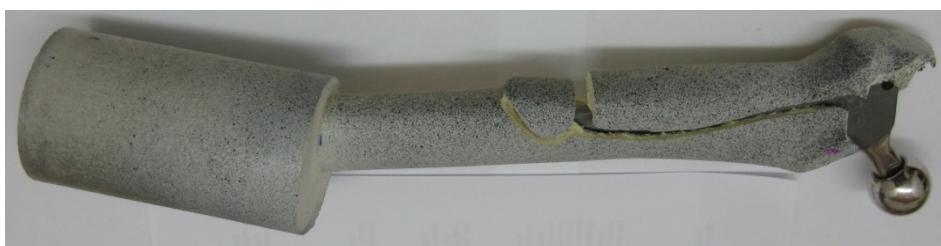
Slika 62. Model TCB, uzorak 3



Slika 63. Model TCC, uzorak 1



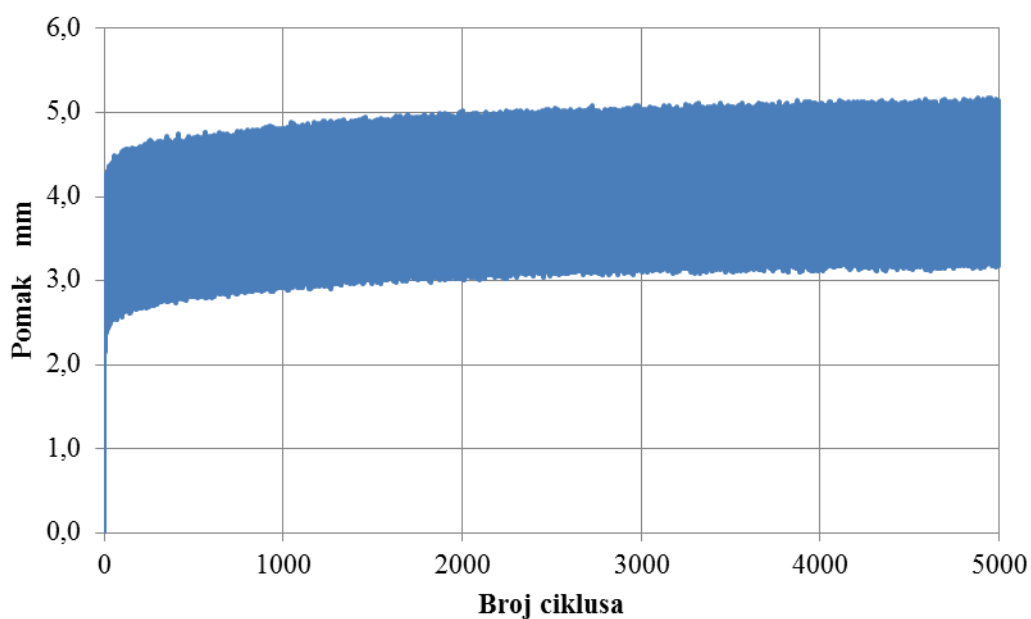
Slika 64. Model TCC, uzorak 2



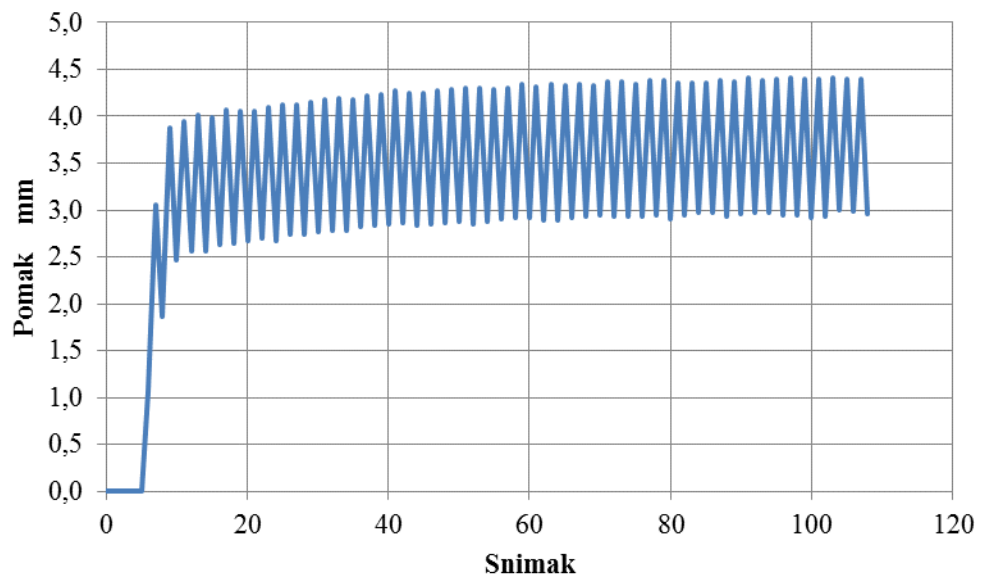
Slika 65. Model TCC, uzorak 3

5.3.2. Rezultati cikličkog ispitivanja

Minimalni i maksimalni pomaci glave endoproteze za prvo opterećenje tijekom 5000 ciklusa za treći uzorak modela TCA s najvećim pomacima dobivenima od umaralice prikazani su na slici 66. Za isti uzorak promjena pomaka točke na proksimalnom kraju modela dobivena mjernim sustavom Aramis za svaki stoti ciklus opterećenja prikazana je na slici 67.



Slika 66. Maksimalni i minimalni pomaci glave endoproteze prvog uzorka modela TCA tijekom 5000 ciklusa



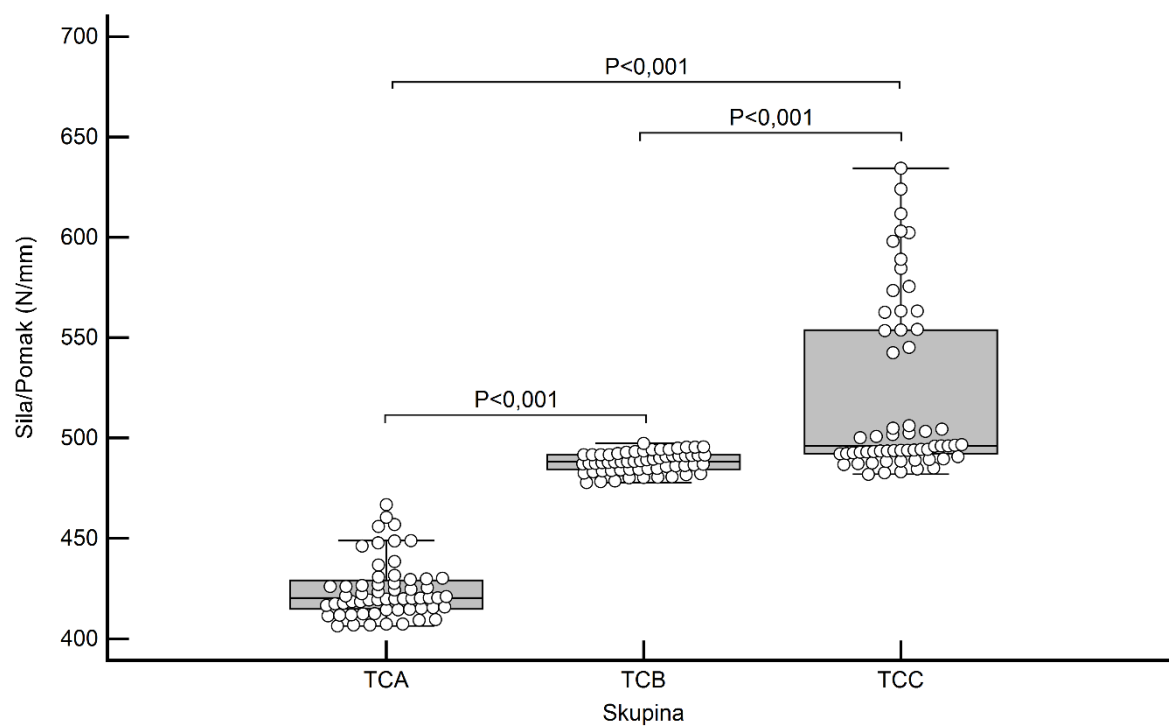
Slika 67. Promjena ukupnog pomaka točke na proksimalnom kraju umjetnoga femura prvog uzorka modela TCA za svaki stoti ciklus opterećenja

Tablica 11. Rezultati cikličkoga ispitivanja (5000 ponavljanja) između ispitivanih skupina TCA, TCB i TCC:
Kruskal-Wallisov test s Mann-Whitneyjevim U post-hoc testovima

Skupina		Aritmetička sredina	SD	Min.	Maks.	Centile		
						25.	Medijan	75.
Sila (N)	TCA	1339,3	29,31	1270,4	1411,3	1320,3	1338,6	1351,2
	TCB	1312,43	26,75	1229,2	1379,8	1297,2	1311,6	1327,4
	TCC	1366,07	23,59	1312,3	1420,5	1348,7	1364,2	1381,7
Pomak (mm)	TCA	3,16	0,13	2,79	3,34	3,13	3,2	3,24
	TCB	2,69	0,05	2,55	2,78	2,67	2,69	2,71
	TCC	2,65	0,22	2,08	2,87	2,48	2,74	2,8
Sila/Pomak (N/mm)	TCA	424,24	14,16	406,45	466,82	414,76	420,36	429,59
	TCB	488,09	4,94	477,84	497,38	484,42	488,24	491,66
	TCC	519,74	43,09	482	634,43	492,26	496,15	553,89

	Kruskal-Wallis H	df	P
Sila (N)	80,154	2	<0,001
Pomak (mm)	118,253	2	<0,001
Sila/Pomak (N/mm)	133,576	2	<0,001

	P vrijednost: post-hoc test (Mann-Whitneyjev U)		
	TCA vs. TCB	TCA vs. TCC	TCB vs. TCC
Sila (N)	<0,001	<0,001	<0,001
Pomak (mm)	<0,001	<0,001	0,010
Sila/Pomak (N/mm)	<0,001	<0,001	<0,001



Slika 68. Razlike u vrijednostima omjera maksimalne sile i pomaka kod cikličkoga ispitivanja (5000 ponavljanja) između ispitivanih skupina TCA, TCB i TCC

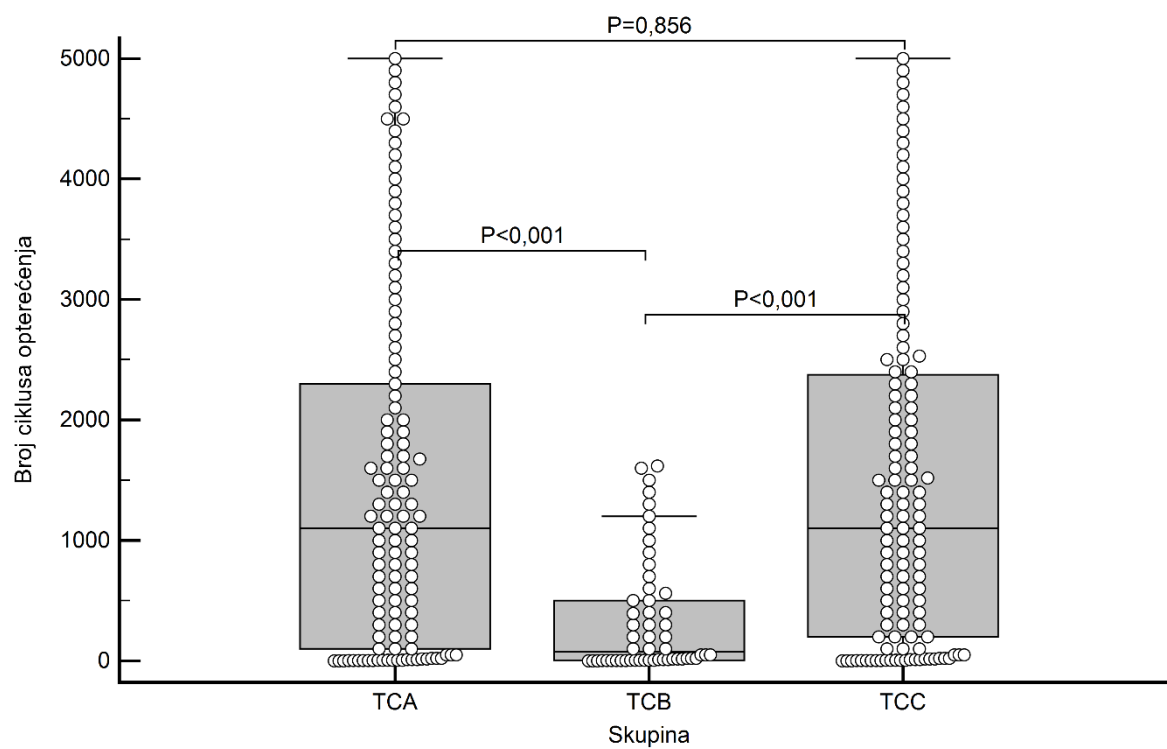
Tablica 12. Rezultati cikličkoga ispitivanja s većom silom (do loma) između ispitivanih skupina TCA, TCB i TCC: Kruskal-Wallisov test s Mann-Whitneyjevim U post-hoc testovima

Skupina		Aritmetička sredina	SD	Min.	Maks.	Centile		
						25.	Medijan	75.
Broj ciklusa opterećenja	TCA	1477,11	1477,64	1	5000	100,00	1100,00	2325,00
	TCB	344,46	482,45	1	1617	5,00	75,00	515,25
	TCC	1483,83	1436,96	1	5000	200,00	1100,00	2400,00
Sila (N)	TCA	2356,17	43,24	2241,40	2448,00	2327,97	2362,40	2388,35
	TCB	2325,79	52,21	2176,50	2459,50	2290,67	2325,10	2365,80
	TCC	2387,14	40,00	2237,30	2497,60	2367,70	2382,90	2407,00
Pomak (mm)	TCA	9,84	1,54	6,17	13,10	9,08	9,80	10,47
	TCB	8,77	1,24	6,47	12,44	7,89	8,86	9,29
	TCC	6,59	0,82	4,56	7,68	6,03	6,76	7,33
Sila/Pomak (N/mm)	TCA	245,44	39,32	180,75	375,11	227,78	243,12	260,48
	TCB	269,94	35,66	184,63	349,54	250,82	267,37	292,25
	TCC	368,28	48,13	311,78	501,01	327,20	355,30	396,73

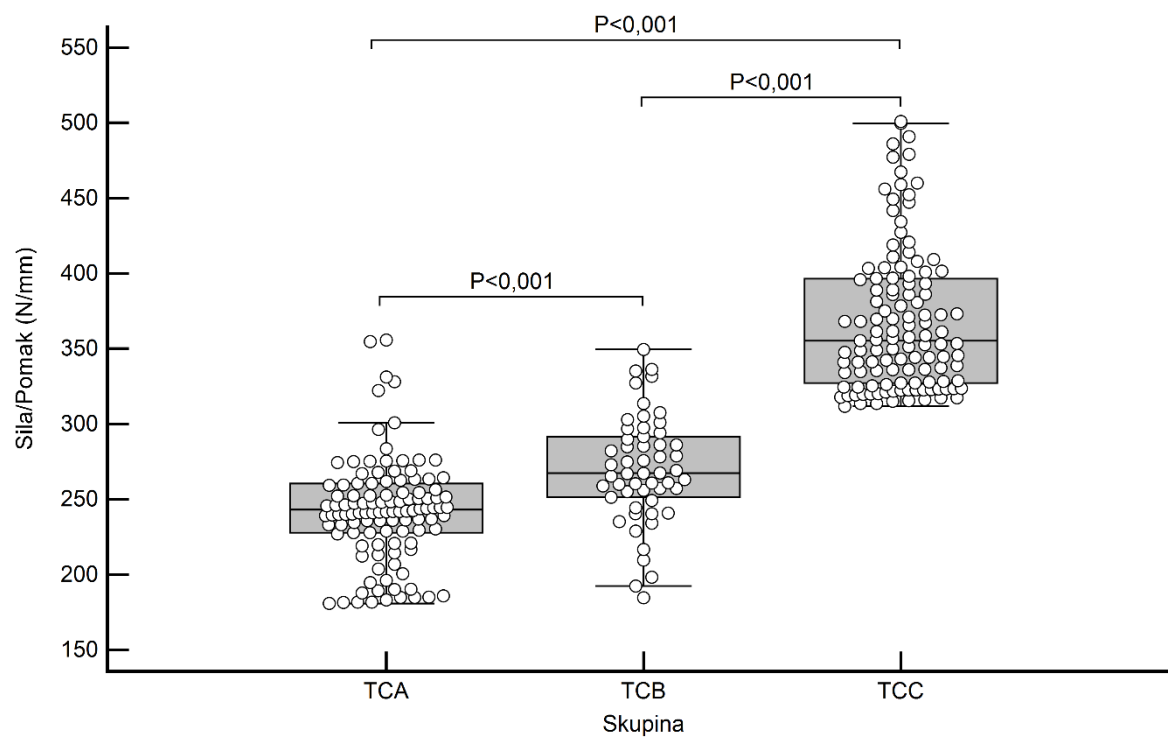
	Kruskal-Wallis H	df	P
Broj ciklusa opterećenja	32,801	2	<0,001
Sila (N)	61,879	2	<0,001
Pomak (mm)	184,277	2	<0,001
Sila/Pomak (N/mm)	191,161	2	<0,001

	P vrijednost: post-hoc test (Mann-Whitneyjev U)		
	TCA vs. TCB	TCA vs. TCC	TCB vs. TCC
Broj ciklusa opterećenja	<0,001	0,856	<0,001
Sila (N)	<0,001	<0,001	<0,001
Pomak (mm)	<0,001	<0,001	<0,001
Sila/Pomak (N/mm)	<0,001	<0,001	<0,001

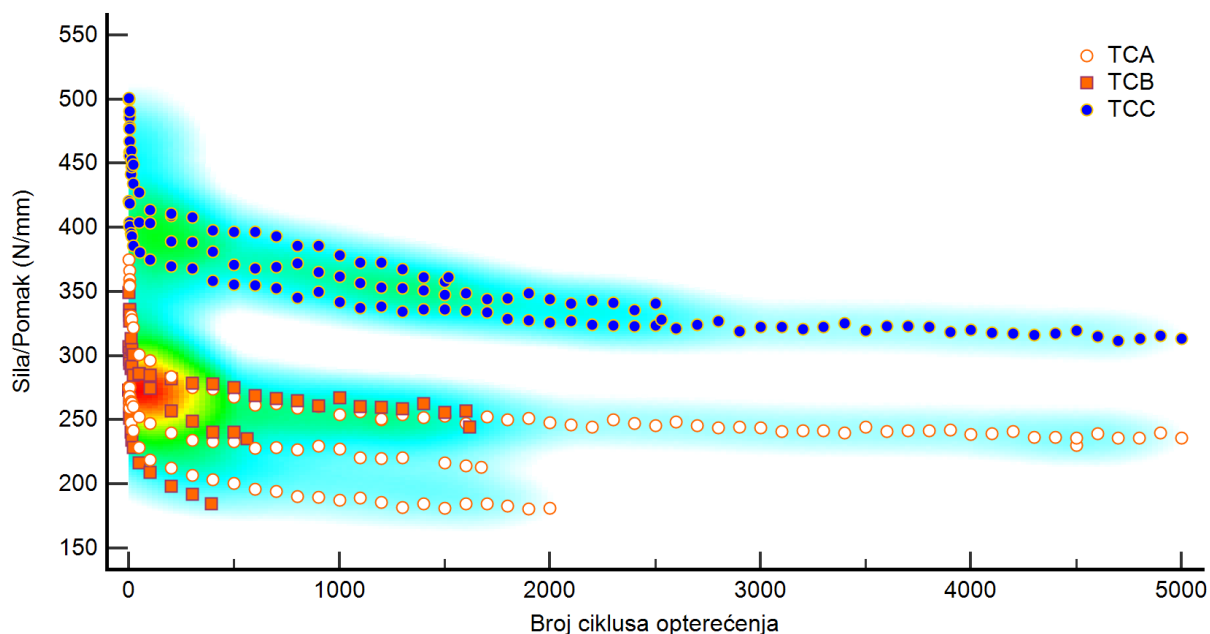
Broj dostignutih ciklusa opterećenja bio je podjednak u skupinama TCA i TCC (medijan 1100 ciklusa; $P = 0,856$) i značajno je bio veći od skupine TCB (medijan 75,00 ciklusa; $P < 0,001$) (slika 69.). Omjer sila/pomak (parametar krutosti) bio je značajno veći u skupini TCC: 355,30 (327,20 – 369,73) u odnosu prema skupini TCB: 267,37 (250,82 – 292,25); $P < 0,001$ kao i u odnosu prema skupini TCA: 243,12 (227,78 – 260,48); $P < 0,001$ (slika 70.).



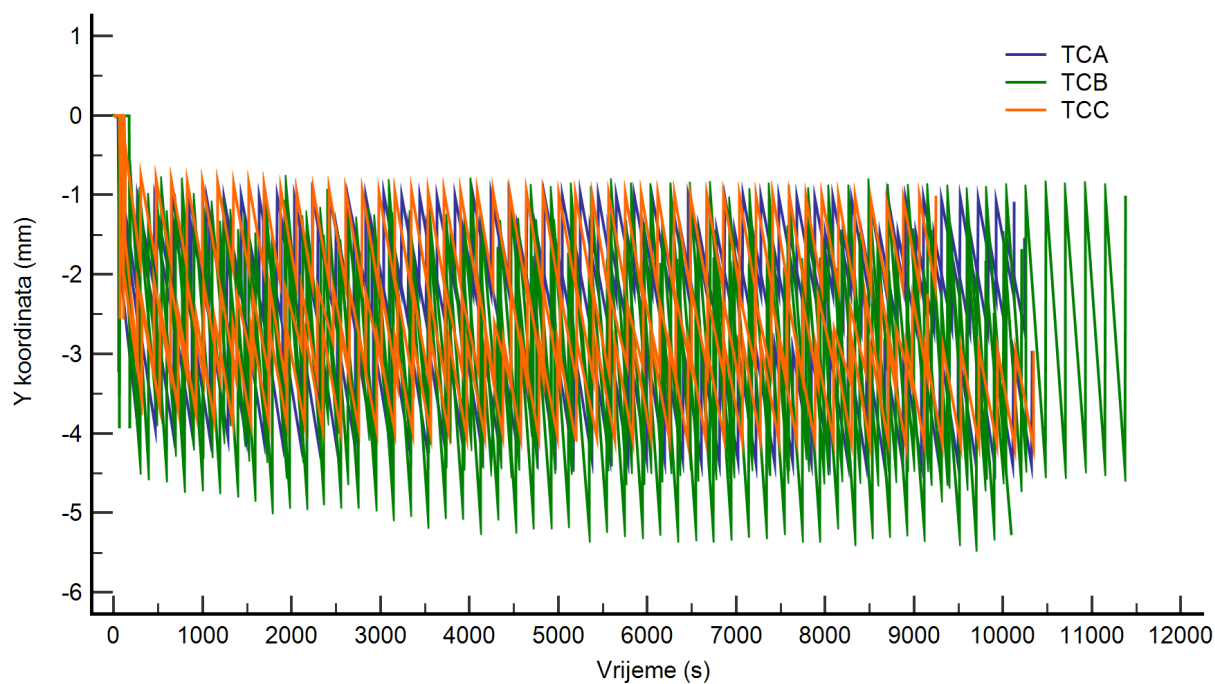
Slika 69. Razlike u broju ciklusa opterećenja između ispitivanih skupina TCA, TCB i TCC kod cikličkoga opterećenja do loma



Slika 70. Razlike u vrijednostima krutosti (sila (N)/pomak (mm)) između ispitivanih skupina TCA, TCB i TCC kod cikličkoga opterećenja do loma



Slika 71. Odnos broja ciklusa opterećenja i omjera sila (N)/pomak (mm) u odnosu prema ispitivanim skupinama. Vidljivo je da se kao klaster izdvajaju izmjerene vrijednosti u skupini TCC koje su značajno veće ($P < 0,001$) od skupina TCA i TCB između kojih nema većih razlika (slika 71.).



Slika 72. Pomak mjeren sustavom Aramis s obzirom na proteklo vrijeme i ispitivane skupine. Pomaci mjereni sustavom Aramis, s obzirom na proteklo vrijeme i ispitivane skupine, nisu utvrdili značajne razlike između ispitivanih skupina ($P = 0,695$) (slika 72. i tablica 13.).

Tablica 13. Razlike u pomaku mjerene sustavom Aramis s obzirom na proteklo vrijeme i ispitivane skupine: jednosmjerna analiza varijance (one-way ANOVA)

Skupina	ID	Vremenski interval (s)	Min.	Maks.	Prosjek ponderiran vremenom	Prosjek skupine ponderiran vremenom	95 % CI
TCA	1	10126,44	-2,31	0	-1,61		
TCA	2	10241,46	-2,72	0	-2,00	-2,381	-4,90 do 0,14
TCA	3	10323,22	-4,41	0	-3,53		
TCB	1	11375,25	-4,49	0	-2,64		
TCB	2	10092,63	-5,31	0	-3,36	-2,954	-3,87 do -2,04
TCB	3	10206,78	-4,56	0,01	-2,86		
TCC	1	9241,69	-2,24	0	-1,51		
TCC	2	10343,14	-4,18	0,01	-3,36	-2,532	-4,86 do -0,20
TCC	3	9153,65	-3,4	0	-2,73		

F-omjer	0,387
Razina značajnosti	P = 0,695

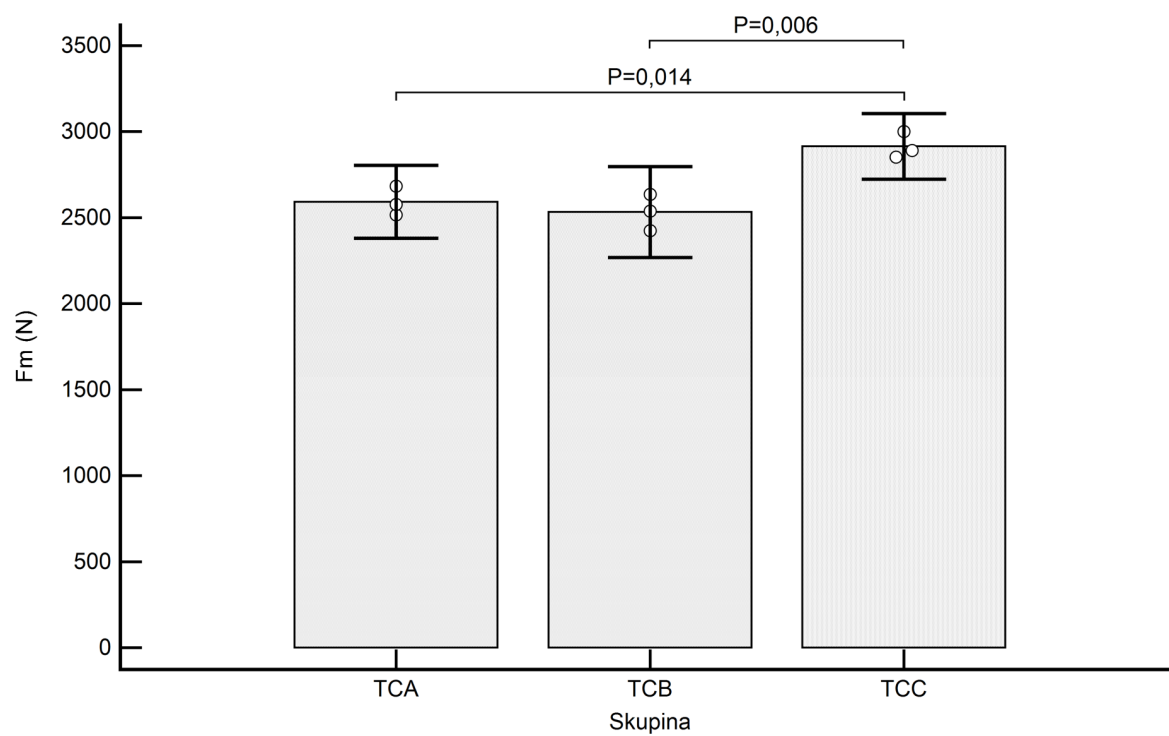
Skupine se značajno razlikuju u primljenoj sili ($P=0,004$), s tim da su najveće vrijednosti statičkog opterećenja bile u skupini TCC: prosječna vrijednost $\pm$ standardna devijacija (SD) $2915,00 \pm 76,86$ N sa značajnim razlikama u odnosu na skupinu TCB ($2532,67 \pm 106,10$ N; $P = 0,006$) i skupinu TCA ($2592,00 \pm 85,14$ N; $P = 0,014$) (slika 73.).

Tablica 14. Razlike u podnošenju statičkog opterećenja između pojedinih skupina: jednosmjerna analiza varijance (one-way ANOVA) s post-hoc testom prema Bonferroniju

		Aritmetička sredina	SD	Standardna pogreška	95 % CI		Min.	Maks.
					Donji	Gornji		
Fm (N)	TCA	2592	85,14	49,15	2380,51	2803,49	2516	2684
	TCB	2533	106,10	61,26	2269,1	2796,24	2424	2636
	TCC	2915	76,86	44,38	2724,06	3105,94	2853	3001
sFmaks. (mm)	TCA	12,15	1,18	0,68	9,21	15,08	11,23	13,48
	TCB	11,66	0,70	0,40	9,92	13,39	10,89	12,26
	TCC	12,08	0,80	0,46	10,1	14,06	11,23	12,81
Omjer Fm/sFmaks	TCA	215,09	26,47	15,28	149,33	280,84	186,65	239
	TCB	218,05	20,81	12,02	166,34	269,75	205,08	242,06
	TCC	242,30	22,73	13,12	185,84	298,77	222,72	267,23

		Zbroj kvadrata	df	Prosječna vrijednost kvadrata	F	P
Fm (N)	Između skupina	254028,22	2	127014,11	15,61	0,004
	Unutar skupina	48826,67	6	8137,78		
	Ukupno	302854,89	8			
sFmaks. (mm)	Između skupina	0,42	2	0,21	0,25	0,785
	Unutar skupina	5,04	6	0,84		
	Ukupno	5,46	8			
Omjer Fm/sFmaks	Između skupina	1337,99	2	669	1,22	0,36
	Unutar skupina	3301,15	6	550,19		
	Ukupno	4639,14	8			

Ispitivana vrijednost	Post-hoc analiza između skupina (prema Bonferroniju)		Razlika u prosječnim vrijednostima	Standardna pogreška	P
Fm (N)	TCA	TCB	59,33	73,66	1,000
		TCC	-323	73,66	0,014
	TCB	TCA	-59,33	73,66	1,000
		TCC	-382,33	73,66	0,006
	TCC	TCA	323	73,66	0,014
		TCB	382,33	73,66	0,006



Slika 73. Razlike u maksimalnoj sili pri statičkom opterećenju između pojedinih skupina

6. RASPRAVA

Rezultati ovog istraživanja utvrdili su utjecaj promjene anteverzije na stabilnost femoralne komponente endoproteze pravokutnog presjeka (Zweymüller) s obzirom na stupanj anteverzije pri aksijalnom opterećenju. Isto je učinjeno računalnom simulacijom te zatim eksperimentalnim statičkim i cikličkim ispitivanjem na kidalici i umaralici. Određeni su i apsolutni iznosi sile koji rezultiraju periprostetičkim prijelomom u ispitivanim modelima. Računalnom simulacijom modeli su podvrgnuti različitim načinima opterećenja (aksijalno opterećenje, savijanje, kombinirano opterećenje) te je analiziran utjecaj načina opterećenja na primarnu stabilnost kako je navedeno u specifičnim ciljevima istraživanja. U literaturi nema odgovarajućih biomehaničkih ili sličnih studija koje su ispitivale posljedice ugradnje Zweymüllerove cementne endoproteze u odnosu na stupanj anteverzije. Najsličnije istraživanje proveli su Fottner i sur. potkraj 2020. godine (100) u kojemu su procjenjivali utjecaj različitih stupnjeva anteverzije na primarnu stabilnost i raspodjelu naprezanja bescementnoga stema. Pokazali su da nema znatnijeg utjecaja varijacije ante/retroverzije stema ($\pm 15^\circ$) na početnu stabilnost i raspodjelu naprezanja pri ocjenjivanju CLS Spotornova bescementnoga stema u kompozitnoj umjetnoj bedrenoj kosti. Od našeg istraživanja razlikuju se prema vrsti korištenoga stema (Spotorno vs. Zweymüller). Zweymüllerov stem kojim smo se koristili više je pravokutnoga oblika u horizontalnome presjeku, što može utjecati na razliku u rezultatima koje smo dobili. Tanaka i sur. pokazali su da i male varijacije u sagitalnoj i koronarnoj inklinaciji stema znatno utječu na stabilnost femoralne komponente endoproteze (101). Retrospektivna analiza stanja 140 pacijenata sa 149 kukova koji su bili na primarnoj totalnoj aloartroplastici kuka između 2011. i 2015. godine pokazala je da se rizik od prekomjerne femoralne anteverzije povećava u mlađoj dobi za tipove femoralne morfologije prema Dorrovoj klasifikaciji, što više s povećanjem kombinirane anteverzije u prednjem pristupu s koničnim bescementnim stemom (102). Worlicek i sur. istaknuli su da se izvorna anatomska femoralna verzija značajno razlikuje od konačne anteverzije bescementnoga, ravnoga i koničnoga stema i zato nije pouzdana referencija za analizu anteverzije bescementne aloartroplastike kuka (103). Yoshtani i sur. pronašli su snažnu pozitivnu korelaciju između nativne anteverzije (prosječno $21,9^\circ$) i anteverzije anatomske oblika stema (prosječno $22,5^\circ$) ($R = 0,975$, $P < 0,001$) (104), a Pongkunakorn i sur. napomenuli da se točna procjena anteverzije stema tijekom totalne aloartroplastike kuka može odrediti intraoperativno uporabom digitalnog kutomjera i libele (105). Pour i sur. zaključili su da je fokusiranje samo na orijentaciju, tj. na verziju acetabuluma (bez praćenja femoralne anteverzije) pri procjeni opsega kretanja kuka tijekom različitih dnevnih aktivnosti nedovoljno (106). Kolb i sur. nedavno su objavili dvadesetogodišnju studiju praćenja Zweymülleriva stema s 96-postotnim dvadesetogodišnjim preživljenjem (43).

Vervest i sur. opisuju preživljenje femoralne komponente endoproteze od 96 % tijekom 10 godina postoperativnog praćenja (42). Taylor i sur. u randomiziranoj kliničkoj studiji, uspoređujući hemialoartroplastiku kuka cementirane femoralne komponente s Zweymüllerovom bescementnom komponentom, navode znatno više komplikacija vezanih uz implantat (periprostetički prijelomi itd.) te dulje trajanje postoperativnih bolova u pacijenata kojima je implantirana bescementna endoproteza. Smatra se da je dulja poslijeoperacijska bol povezana s vremenom potrebnim za proces osteointegracije koji izostaje kod cementiranih vrsta endoproteza (44). Da se ta vrsta endoproteze uspješno primjenjuje i u starijoj dobnoj skupini, pokazuje rad Veena i sur. u kojemu je opisana uspješna primjena femoralne endoproteze u pacijenata starije dobne skupine (osamdesetogodišnjaka) s prosjekom od 6,5 godina postoperativnoga tijeka bez komplikacija (41). Primjena Zweymüllerove endoproteze, u usporedbi s endoprotezama s prezervacijom vrata, ne pokazuje razlike u dugoročnom rezultatu mjereći bol i ankete zadovoljstva pacijenata (27). U Klinici za ortopediju Kliničkoga bolničkog centra Zagreb navedena endoproteza uspješno se koristi više desetljeća u liječenju primarnoga i sekundarnoga osteoartritisa te prijeloma vrata femura (45, 46).

Iz rezultata statičkoga ispitivanja vidljivo je da se povećanjem kuta anteverzije povećava i srednja vrijednost sile pri kojoj se događa periprostetički prijelom. Srednja vrijednost sile najmanja je kod modela TCA, a najveća kod modela TCC. Pomaci uzoraka pri maksimalnoj sili ujednačeni su u skupinama te između pojedinih skupina uzoraka. Krutost modela TCA je zbog nešto većega pomaka neznatno manja od krutosti modela TCB, a krutost modela TCC je za 12,65 % veća od krutosti modela TCA. Ti su rezultati u skladu s onima dobivenima računalnim simulacijama. Krutost modela je za aksijalno tlačno opterećenje i kod računalnih simulacija najveća za model TCC.

Rezultati cikličkoga ispitivanja (5000 ponavljanja) između ispitivanih skupina TCA, TCB i TCC prikazani su u tablici 11. te na slici 68. Između ispitivanih skupina postoji znatna razlika u primljenoj sili ($P < 0,001$), pomaku ($p < 0,001$) te krutosti (omjeru sila/pomak) – $P < 0,001$. Ako se gledaju vrijednosti krutosti modela pojedinih skupina, skupina TCC ima najbolje (najveće) vrijednosti koje su značajno veće od skupine TCB: medijan (interkvartilni raspon, IQR) 496,15 (492,15 – 553,89) prema 488,24 (484,42 – 491,66); $P < 0,001$, te od skupine TCA u kojoj je medijan krutosti iznosio 420,36 (414,76 – 429,59); $P < 0,001$.

Antropološkim istraživanjima dokazano je da su ljudi od davnine patili od osteoartritisa kuka. Unatrag nešto više od stotinu godina obavljena je prva poznata operacija zbrinjavanja osteoartritisa. U kasnom 19. stoljeću interpozicijom *fasciae latae*, kože i dijelova svinjskoga mokraćnog mjehura počeo je razvoj artroplastike zgloba kuka. Godine 1938. Smith-Peterson je umetnuo čašicu od vitalija i na taj način rekonstruirao glavu femura, a upravo je to označilo početak artroplastike kakvu danas poznajemo. Iste je godine Wiles osmislio prvu potpunu endoprotezu kuka čijom se inačicom i danas

koristimo. Indikacije za ugradnju potpune endoproteze kuka prvotno su bile starost i nemoćnost, posebno kod ljudi s patologijom lokomotornoga sustava i drugim komorbiditetima. Neuspjeh koji su kirurzi toga doba doživljavali događao se zbog manjkavoga dizajna, neprikladnih materijala i nepoznavanja biomehanike zgloba. Danas se ugradnja endoproteze kuka smatra „operacijskim zahvatom stoljeća“ prema zadovoljstvu pacijenata (11, 12).

Periprostetički prijelomi neželjena su komplikacija zahvata ugradnje endoproteze kuka. Fitzgerald i sur. opisali su iskustvo s bescementnim femoralnim stemom i zabilježili prevalenciju intraoperativnih periprostetičkih fraktura od 6,3 % (40 od 630 kukova) (61).

Pravokutna konična „press-fit“ femoralna komponenta endoproteza tipa Zweymüller pokazala se prema mnogobrojnim studijama dugotrajno stabilnom s malo peri i postoperativnih komplikacija (25, 99 – 103). Navedena endoproteza ugrađuje se već godinama i u Klinici za ortopediju Kliničkoga bolničkog centra Zagreb te je to bio jedan od razloga zašto je upravo taj tip femoralne komponente endoproteze odabran za ispitivanje.

Pregledom literature za navedenu femoralnu komponentu Oldenrijk i sur. (27) uspoređivali su funkcionalne rezultate nakon tri mjeseca i dvije godine korištenja kratkoga stema i Zweymüllerova stema obostrano slijepom studijom te su zaključili da, unatoč tomu što kratki stem omogućuje veću poštedu kosti, nije superiorniji u odnosu prema Zweymüllerovoj protezi. Dapače, pri upotrebi kratkoga stema zabilježeno je više perioperativnih i postoperativnih komplikacija. Pregledom literature biomehaničkih studija *in vitro* vezanih uz tu vrstu femoralne komponente endoproteze, Bieger i sur. pokazali su na modelu kadaverične kosti da mini invazivni oblik Zweymüllerove femoralne komponente reduciranoga trohanternoga grebena ne pokazuje razliku u primarnoj aksijalnoj stabilnosti u odnosu na originalni dizajn, no isti pokazuje odstupanja u rotacijskoj stabilnosti (104). Hayashi i sur. potvrdili su denzitometrijskom analizom gubitak periprostetičke koštane mase u niske verzije koničnoga kratkoga stema prospektivnom studijom na 44 pacijenta (105).

6.1. Komentar rezultata računalnih simulacija

Računalne simulacije učinjene su za dva modela – model s kontaktom endoproteza-kost te model s čvrstom vezom (simulacija osteointegracije). Prema očekivanju pomaci su za sva tri opterećenja veći kod modela s kontaktom između trupa endoproteze i kosti u usporedbi s modelom kod kojega je definirana čvrsta veza. Razlika nije značajna, pa i kod modela TCB s najvećim pomacima trupa endoproteze pri aksijalnom tlačnom opterećenju iznosi 1,4 %, pri savijanju i složenom opterećenju za model TCA iznosi 1,4 %, odnosno 1,2 %. Ta razlika u pomacima posljedica je definiranih veza

između površina trupa endoproteze i koštanoga tkiva. Kod modela s čvrstom vezom sve kontaktne površine između trupa i koštanoga tkiva čvrste su, što znači da ne dopuštaju pomak trupa proteze u odnosu na koštano tkivo. Za razliku od toga, kod modela s kontaktom i trenjem površine trupa i koštanoga tkiva nisu uzajamno povezane, već se trup endoproteze može pomicati kližući po površinama koštanoga tkiva u onoj mjeri u kojoj to dopušta oblikovano ležište trupa u koštanoome tkivu. Kao posljedica toga pomaci, kao što je vidljivo i iz rezultata, nisu znatno veći, već samo toliko koliko „potone“ trup endoproteze u koštano tkivo zbog deformiranja koštanoga tkiva poslije djelovanja narinutog opterećenja.

Kod modela s kontaktom ukupni maksimalni pomak modela TCC manji je od pomaka modela TCB za 31,18 % pri aksijalnom tlačnom opterećenju. Razlika u pomacima znatno je manja između modela TCA i TCC pri savijanju i složenome opterećenju. Pri savijanju pomak modela TCC manji je od pomaka modela TCA za 10,90 %, a pri složenome opterećenju za 18,53 %. Razlika između modela s maksimalnim i minimalnim ukupnim pomakom je kod jednakoga opterećenja slična i kod modela s čvrstom vezom između trupa endoproteze i koštanoga tkiva. Kod aksijalnoga tlačnog opterećenja ukupni maksimalni pomak model TCC manji je za 31,98 % u usporedbi s pomakom modela TCB. Pri savijanju i složenom opterećenju ukupni maksimalni pomaci modela TCC manji su od pomaka modela TCA za 10,69 %, odnosno 18,53 %. Već je rečeno da iznos ukupnoga maksimalnog pomaka ovisi o kutu anteverzije i načinu opterećenja modela, a ne o fazi cijeljenja. Gornja analiza pomaka pokazuje da isto vrijedi i za razliku ukupnih maksimalnih pomaka, odnosno da ta razlika ovisi o kutovima anteverzije (model TCA, TCB i TCC) i načinu opterećenja modela, a ne o fazi cijeljenja, tj. o definiranoj vezi između površina trupa endoproteze i koštanoga tkiva.

Rezultati za ukupne maksimalne pomake u tablicama 4. i 5. pokazuju da je pomak za jednaki kut anteverzije najmanji pri aksijalnom tlačnom opterećenju, a najveći kod složenoga opterećenja jer sadržava pomake zbog oba opterećenja. Usporedbom vrijednosti za pomake modela s čvrstom vezom pri savijanju i aksijalnom tlačnom opterećenju vidljivo je da su za sve kutove anteverzije pomaci pri savijanju višestruko veći od onih pri aksijalnom tlačnom opterećenju. Povećanje pomaka zbog savijanja u odnosu na aksijalno opterećenje najizraženije je kod modela TCC kod kojega djelovanje sile, koja je za 71,43 % (200 N) manja od one pri aksijalnom tlačnom opterećenju (700 N), rezultira pomakom koji je za 175,54 % veći od pomaka pri aksijalnom tlačnom opterećenju. Najmanje povećanje pomaka je kod modela TCB i iznosi 98,87 %. Slično povećanje pomaka pri savijanju u odnosu na aksijalno opterećenje jest i kod modela s kontaktom te kod modela TCC iznosi 171,71 %, odnosno 97,45 % kod modela TCB.

Analizom rezultata pomaka femura i trupa endoproteze vidljivo je da su pomaci trupa u odnosu na kost najmanji pri aksijalnom tlačnom opterećenju, a najveći pri složenom opterećenju kao

kombinaciji aksijalnoga tlačnog opterećenja i savijanja. Kod modela s čvrstom vezom pomak trupa u odnosu na kost najveći je kod modela TCB, a najmanji kod modela TCC za sva tri opterećenja. Razlika u pomaku trupa u odnosu na kost najveća je kod aksijalnoga tlačnog opterećenja i kod modela TCC je za 21,12 % manja nego kod modela TCB, dok je razlika u pomaku između istih modela najmanja za savijanje i iznosi 7,77 %. Razlike u pomacima između trupa endoproteze i femura rezultat su različitog položaja endoproteze u odnosu na kost zbog različitih kutova anteverzije i posljedično različitog načina deformiranja koštanoga tkiva zbog djelovanja različitog opterećenja. Pomak trupa u odnosu na kost najmanji je, kao što je rečeno, kod modela TCC za sva opterećenja. Razlog tomu jest položaj trupa u odnosu na kost, odnosno kut anteverzije. Model TCC ima najveći kontakt s kortikalnim koštanim tkivom te se posljedično zbog veće krutosti ti modeli manje deformiraju.

Usporedbom rezultata za von Misesova naprezanja vidljivo je da su ona za sva tri opterećenja veća u koštanom tkivu i trupu endoproteze kod modela TCB i TCC s kontaktom nego kod istih modela s čvrstom vezom između trupa i koštanoga tkiva. Razlika u naprezanjima posebno je izražena kod modela TCC za sva tri opterećenja. Za razliku od toga, kod modela TCA s kontaktom von Misesova naprezanja veća su od onih kod modela s čvrstom vezom samo u koštanom tkivu pri aksijalnom opterećenju.

Kod modela s čvrstom vezom nema značajne razlike u naprezanjima između modela s različitim kutovima anteverzije. Naprezanja u koštanom tkivu su za jednako opterećenje ujednačena kod svih modela. Naprezanja su za sva tri kuta anteverzije najmanja pri aksijalnom tlačnom opterećenju. Znatno su veća pri savijanju i složenom opterećenju, ali su također vrlo ujednačena. Najveća razlika u naprezanju koštanoga tkiva jest za aksijalno tlačno i složeno opterećenje kod modela TCA. Maksimalno von Misesovo naprezanje za aksijalno tlačno opterećenje iznosi 45,12 % naprezanja pri složenom opterećenju. Razlika u naprezanju najmanja je kod modela TCC, kod kojega naprezanje pri aksijalnom opterećenju iznosi 55,77 % naprezanja kod složenoga opterećenja. Maksimalna von Misesova naprezanja u trupu endoproteze najmanjeg su iznosa za savijanje kod svih triju modela. Naprezanje je približno isto kod modela TCA i TCB, a znatno je veće kod modela TCC. Pri savijanju naprezanje u trupu najmanje je kod modela TCA i iznosi 42,44 % naprezanja kod modela TCC. Ta je razlika ujedno i najveća za trup endoproteze kod svih triju opterećenja. Iz rezultata je vidljivo da je maksimalno von Misesovo naprezanje u trupu endoproteze najveće pri složenom opterećenju, a najmanje pri savijanju.

Kod modela s kontaktom između trupa endoproteze i koštanoga tkiva maksimalno von Misesovo naprezanje za sva je opterećenja najveće kod modela TCC i najmanje kod modela TCA. Razlika u naprezanjima između modela TCA i TCC najveća je za trup endoproteze pri savijanju i kod modela

TCA iznosi 13,44 % naprezanja kod modela TCC. Razlika kod složenoga opterećenja također je najmanja za trup endoproteze i iznosi 34,78 % naprezanja kod modela TCC.

Naprezanja u koštanoj tkivu su kod svih triju modela približno jednaka, neovisno o načinu opterećenja, kao što je to kod modela TCB i TCC, ili se naprezanja neznatno razlikuju kao što je to vidljivo iz rezultata modela TCA. Kod zadnjega su naprezanja prema očekivanju najveća pri aksijalnom tlačnom opterećenju zbog kontakta koji dopušta aksijalni pomak trupa u odnosu na koštano tkivo. Posljedica je oslanjanje trupa na spongiozno koštano tkivo preko male površine na suženome distalnom kraju pa su naprezanja, kako u trupu tako i u koštanoj tkivu, najveća upravo na tom mjestu. Kod svih triju modela naprezanja u trupu endoproteze kod svih su opterećenja manja negoli u koštanoj tkivu. Razlika je najveća kod modela TCA pri savijanju i naprezanje u trupu iznosi 36,30 % naprezanja u koštanoj tkivu. Von Misesovo naprezanje u trupu endoproteze i u koštanoj tkivu za sva su opterećenja najveća kod modela TCC iz razloga navedenoga kod analize pomaka. Ti su rezultati dragocjeni jer nema sličnih istraživanja i literaturnih referencija na ovakvom eksperimentalnom modelu koji bi se usporedili s naišm istraživanjem i time ovom istraživanju daju dodatan znanstveni i stručni doprinos.

6.2. Komentar rezultata eksperimentalnih ispitivanja

Računalne simulacije metodom konačnih elemenata te eksperimentalna ispitivanja opovrgnula su hipotezu te se sklop koštani model – endoproteza TCC s najvećom anteverzijom ($26 - 30^\circ$) pokazao najotpornijim na sve vrste opterećenja. Srednja vrijednost sile pri kojoj nastaje periprostetički lom najveća je kod modela TCC. Računalnom simulacijom na vezanom modelu (simulacija osteointegracije) TCC model također se pokazao najkrućim. Navedeni rezultat možda se može objasniti proučavajući anatomiju femura i način implantacije femoralne komponente. Pri implantaciji Zweymüllerove vrste stema najmanje poteškoća (lom koštanoga modela pri implantaciji) bilo je u grupi TCC. Dodavanjem anteverzije endoproteze je pri implantaciji kongruentnije pratila zakrivljenost femura u sagitalnoj ravnini s konveksitetom prema naprijed (lat. *antecurvatum*). Navedeno je možda rezultiralo boljom kontaktnom površinom endoproteze i kortikalne kosti, što je dovelo do povećanja krutosti modela. To je potvrđeno računalnim simulacijama jer je upravo model TCC pokazao najveću kontaktnu površinu kortikalne kosti i endoproteze. Odnos broja ciklusa opterećenja i omjera sila / pomak u odnosu na ispitivane skupine (slika 71.) možda najbolje prikazuje značajno veću krutost TCC modela u odnosu na TCA i TCB.

Nedostaci studije

Nedostatak ove studije je nemogućnost laboratorijskih ispitivanja uzoraka nakon dovršene osteointegracije (koštanoga prerastanja) te je navedeno ispitano samo računalnom simulacijom. Buduća istraživanja mogla bi ići upravo u navedenom smjeru. Eksperiment se može, uz dopuštenje Etičkoga povjerenstva, ponoviti *in vivo* na životinjskim modelima te se može ispitati stabilnost i sklonost periprostetičkom prijelomu nakon osteointegracije u laboratorijskim uvjetima.

Za svakodnevnu praksu i klinički doprinos bilo bi korisno ponoviti eksperiment s cilindričnim stemom s metafizarnom fiksacijom Müllerova tipa gdje bi se, s obzirom na vrstu fiksacije i oblik stema, sigurno dobili drukčiji rezultati.

7. ZAKLJUČCI

- Provedenim istraživanjem ispunjen je primarni cilj te je utvrđena primarna stabilnost femoralne komponente endoproteze pravokutnog presjeka (Zweymüller) s obzirom na stupanj anteverzije pri aksijalnom opterećenju.
- Odbačena je hipoteza da je povećana anteverzija femoralne komponente endoproteze kuka pravokutnog presjeka (Zweymüller) udružena sa smanjenom primarnom stabilnošću (model umjetna kosti – endoproteza) te povećanom sklonošću periprostetičkom prijelomu.
- Modeli s povećanom anteverzijom pokazali su veću krutost i otpornost prema periprostetičkom prijelomu pri statičkom i dinamičkom opterećenju te pri kombiniranom opterećenju provedenom računalnom simulacijom.
- Provedena studija prva je kojom se ispitala primarna stabilnost femoralne komponente Zweymüllerove endoproteze kuka s obzirom na stupanj anteverzije.
- Navedeno istraživanje klinički je važno i daje kirurgu informaciju o tome što se događa sa stabilnošću sklopa kost – endoproteza i sklonošću periprostetičkome prijelomu pri dodavanju, odnosno smanjivanju anteverzije femoralne komponente endoproteze navedenoga tipa zbog intraoperativno determiniranih razloga.
- Istraživanje može biti prošireno iz eksperimentalnih uvjeta na humani ili životinjski živi model kako bi se potvrdili dobiveni rezultati nakon što se dogodi koštano prerastanje (osteointegracije) femoralne komponente u kost.

8. SAŽETAK

Uvod

Ugradnja potpune endoproteze kuka podrazumijeva pravilnu orijentaciju acetabularne i femoralne komponente endoproteze s ukupnom anteverzijom od 25° do 40° . Pri ugradnji endoproteze, zbog intraoperativno determiniranih razloga, često nije moguće postaviti acetabularnu komponentu u idealni stupanj anteverzije, što se kompenzira povećanom anteverzijom femoralne komponente.

Materijali i metode

Cilj istraživanja bio je ispitati primarnu stabilnost femoralne komponente pravokutnoga presjeka (Zweymüller) s obzirom na stupanj anteverzije pri aksijalnom opterećenju na modelu umjetne kosti u laboratorijskim uvjetima. Modeli s implantiranom endoprotezom grupirani su u tri skupine anteverzije ($13 - 17^{\circ}$, $0 - 4^{\circ}$, $26 - 30^{\circ}$) te su podvrgnuti aksijalnom statičkom i cikličkom opterećenju. Izrađen je numerički model sklopa te se računalnom simulacijom, metodom konačnih elemenata, navedeni sklop testirao pri aksijalnom tlačnom opterećenju, savijanju i kombiniranom opterećenju.

Rezultati

Sklop umjetna kost – endoproteza s najvećom anteverzijom ($26 - 30^{\circ}$) eksperimentalnim statičkim i cikličkim testiranjem te računalnim simulacijama pokazao je najveći stupanj krutosti i najmanju sklonost periprostetičkom prijelomu.

Zaključak

Provedenim istraživanjem ispunjen je primarni cilj te je utvrđena primarna stabilnost femoralne komponente endoproteze pravokutnog presjeka (Zweymüller) s obzirom na stupanj anteverzije pri aksijalnom opterećenju.

Navedeno istraživanje klinički je važno i daje kirurgu informaciju o tome što se događa sa stabilnošću sklopa kost – endoproteza i sklonošću periprostetičkome prijelomu pri povećavanju, odnosno smanjivanju anteverzije femoralne komponente Zweymüllerove endoproteze zbog intraoperativno determiniranih razloga. Studija je limitirana eksperimentalnim dizajnom i zahtijeva kliničku verifikaciju.

9. SUMMARY

TITLE: Impact of cementless "Zweymüller" stem anteversion on primary stability and periprosthetic fracture predilection in total hip arthroplasty - biomechanical study on artificial bone model

Introduction

Total hip arthroplasty implies the proper orientation of both, the acetabular and femoral component with range of 25-40° of combined anteversion. The aim of the study was to examine the resistance to periprosthetic fracture of the axially loaded cross section rectangular femoral stem (Zweymüller) with respect to the different degree of anteversion, implanted in the artificial bone model, in the laboratory conditions.

Materials and methods

Femoral bone models with implanted femoral stems were divided into 3 groups depending on degree of stem anteversion (A- control group 13-17°, B- stem retroverted 0-4°, C- stem anteverted 26-30°). The amount of axial load leading to the periprosthetic fracture (PPFx) of the artificial bone model was determined by computer simulation experimentally for each construct.

Results

Biggest anteversion sample (26-30°) was found strongest and most stable in conducted mechanical experiments (static and cyclic) and computer simulations. The results show that the load at which the PPFx occurs significantly increases with the increase of the endoprosthesis anteversion angle.

Conclusions

In our clinical practice for intraoperatively determined reasons, we are often unable to place the acetabular component in an ideal grade of anteversion. The results of this experimental study suggest that increasing rectangular femoral (Zweymüller) stem anteversion lowers the risk of PPFx. This study was limited by experimental design (laboratory conditions, artificial bone) and should be clinically verified.

10. POPIS LITERATURE

1. Platzer W. Priručni anatomske atlas: Sustav organa za pokretanje. Zagreb: Medicinska Naklada; 2011.
2. Netter FH. Atlas of Human Anatomy. Seventh ed. Elsevier; 2019.
3. Battista C. Hip Anatomy. Lineage Medical. 2016.
4. Rotim K i sur. Anatomija. Zagreb: Zdravstveno veleučilište; 2017.
5. McKibbin B. Anatomical factors in the stability of the hip joint in the newborn. J Bone Joint Surg Br. 1970;52(1):148–159.
6. Westberry DE, Wack LI, Davis RB et al. Femoral anteversion assessment: Comparison of physical examination, gait analysis, and EOS biplanar radiography. Gait Posture. 2018;62:285–290.
7. Ruszkowski I. Osnove primijenjene biomehanike zglobova kuka. Zagreb: Biblioteka Udžbenici i priručnici Medicinskog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu; 1989.
8. Ebraheim NA, Waldrop J, Yeasting RA et al. Danger zone of the acetabulum. J Orthop Trauma. 1992;6(2):146–151.
9. Parcells B. Hip and knee book, New York: BJGP; 2010.
10. Polkowski GG, Clohisy JC. Hip biomechanics. Sports Med and Arthrosc Rev. 2010;18:56–62.
11. Learmonth ID, Young C, Rorabeck C. The operation of the century: total hip replacement. Lancet. 2007;370(9597):1508–1519.
12. Plewes J. Apley's system of orthopaedics and fractures. Injury 1984;15(6):415.
13. Pećina M. Ortopedija. 3. izd. Zagreb: Naklada Ljevak; 2000.
14. Miller MD, Thompson SR. Miller's Review of Orthopaedics. Seventh ed. Elsevier; 2016.
15. Hoaglund FT, Steinbach LS. Primary osteoarthritis of the hip: etiology and epidemiology. J Am Acad Orthop Surg. 2001;9(5):320-327
16. Hunter DJ, Bierma-Zeinstra S. Osteoarthritis. Lancet. 2019;393(10182):1745-17559.
17. Günther KP, Puhl W, Brenner H et al. Clinical epidemiology of hip and knee joint arthroses: an overview of the results of the "Ulm osteoarthrosis study". Z Rheumatol. 2002;61(3):244-249.
18. Geurts J, Jurić D, Müller M et al. Novel ex vivo human osteochondral explant model of knee and spine osteoarthritis enables assessment of inflammatory and drug treatment responses. Int J Mol Sci. 2018;19(5):1314.

19. Jotanovic Z. Osteoarthritis of the hip: An overview. *Period. Biol.* 2015;95-108
20. Bennell KL, Hunter DJ, Paterson KL. Platelet-rich plasma for the management of hip and knee osteoarthritis. *Curr Rheumatol Rep.* 2017;19(5):24.
21. Martínez A, Ruiz-Santiago F, García-Espinosa J. Platelet-rich plasma: myth or reality? *Radiologia.* 2018;60(6):465-475
22. Bijlsma JW, Berenbaum F, Lafeber FP. Osteoarthritis: an update with relevance for clinical practice. *Lancet.* 2011;377(9783):2115-2126.
23. Wiles P. The surgery of the osteo-arthritic hip. *Clin Orthop Relat Res* 2003;(417):3–16.
24. Bezwada HP, Cho RH, Nazarian DG. Hemiarthroplasty of the hip. *Oper Tech Adult Reconstr Surg* 2012;(1944):39–54.
25. Khanuja HS, Vakil JJ, Goddard MS et al. Cementless femoral fixation in total hip Arthroplasty. *J Bone Jt Surg.* 2011;93(5):500–509.
26. Tyson Y, Rolfson O, Kärrholm J et al. Uncemented or cemented revision stems? Analysis of 2,296 first-time hip revision arthroplasties performed due to aseptic loosening, reported to the Swedish Hip Arthroplasty Register. *Acta Orthop.* 2019;90(5):421–426.
27. Van Oldenrijk J, Scholtes VAB, Van Beers LWAH et al. Better early functional outcome after short stem total hip arthroplasty? A prospective blinded randomised controlled multicentre trial comparing the collum femoris preserving stem with a Zweymuller straight cementless stem total hip replacement for the tr. *BMJ Open.* 2017;7(10):1–11.
28. Rogmark C, Leonardsson O. Hip arthroplasty for the treatment of displaced fractures of the femoral neck in elderly patients. *Bone Joint J;* 2016;98:291–297.
29. Donaldson AJ, Thomson HE, Harper NJ, Kenny NW. Bone cement implantation syndrome. *Br J Anaesth.* 2009 Jan;102(1):12-22. doi: 10.1093/bja/aen328.
30. Ricksten SE. The role of bone cement for the development of intraoperative hypotension and hypoxia and its impact on mortality in hemiarthroplasty for femoral neck fractures. *Acta Orthop.* 2020 Jun;91(3):293-298. doi: 10.1080/17453674.2020.1745510.
31. Callaghan J, Rosenberg A, Rubash H. The adult hip. 2nd ed. New York: Lippincott Williams and Wilkins; 2007.
32. Lachiewicz PF, Kleeman LT, Seyler T. Bearing surfaces for total hip arthroplasty. Vol. 26, *J Am Acad Orthop Sur.* LWW; 2018;26:45–57.
33. Issack PS, Beksaç B, Mehmet A et al. Metallosis after metal-on-polyethylene total hip arthroplasty total hip imaging view project femoral component in THA view project. *Am J Orthop.* 2008;37(2):18-25.

34. Ragone, V., Canciani, E., Arosio, M. et al. In vivo osseointegration of a randomized trabecular titanium structure obtained by an additive manufacturing technique. *J Mater Sci: Mater Med* 31, 17. 2020.
35. Schierjott RA, Hettich G, Baxmann M et al. Primary stability of a press-fit cup in combination with impaction grafting in an acetabular defect model. *J Orthop Res.* 2020;1-12.
36. Burkhart TA, Khadem M, Wood TJ et al. Comparison of trans-cortical and cancellous screws to press fit for acetabular shell fixation in total hip arthroplasty: A cadaveric study. *Clin Biomech.* 2019;69:34–38.
37. Kim JT, Yoo JJ. Implant design in cementless hip arthroplasty. 2016;28(2):65–75.
38. Colombi A, Schena D, Castelli CC. Total hip arthroplasty planning. *EFORT Open Rev.* 2019;4(11):626–632.
39. Khanuja BHS, Vakil JJ, Goddard MS et al. Cementless femoral fixation in total hip arthroplasty. 2011;500–509.
40. Artiaco S, Fusini F, Colzani G et al. Long-term results of Zweymüller SLL femoral stem in revision hip arthroplasty for stage II and IIIA femoral bone defect: a 9–15-year follow-up study. *Musculoskelet Surg.* 2020;104(3):273–278.
41. Veen EJD, Schrier JCM, Van't Riet E et al. Outcome of the cementless zweymüller bicon-plus cup and sl-plus stem in the very elderly individuals. *Geriatr Orthop Surg Rehabil.* 2016;7(2):74–80.
42. Vervest TMJS, Anderson PG, Van Hout F et al. Ten to twelve-year results with the Zweymüller cementless total hip prosthesis. *J Arthroplasty.* 2005;20(3):362–368.
43. Chiari C, Kolb A, Gr A. Cementless total hip arthroplasty with the rectangular titanium Zweymüller stem: a concise follow-up, at a minimum of twenty years, of previous reports. 2012;1681–1684.
44. Taylor F, Wright M, Zhu M. Hemiarthroplasty of the hip with and without cement: a randomized clinical trial. *J Bone Joint Surg Am.* 2012;577–583.
45. Bicanic G, Barbaric K, Bohacek I et al. Current concept in dysplastic hip arthroplasty: techniques for acetabular and femoral reconstruction. *World J Orthop.* 2014;5(4):412–424.
46. Delimar D, Bicanic G, Korzinek K. Femoral shortening during hip arthroplasty through a modified lateral approach. *Clin Orthop Relat Res.* 2008;466(8):1954–1958.
47. Hoppenfeld S, de Boer P, Buckley R. *Surgical Exposures in Orthopaedics: The Anatomic Approach.* Fourth ed. Philadelphia: LWW; 2016.

48. Petis S, Howard JL, Lanting BL et al. Surgical approach in primary total hip arthroplasty: anatomy, technique and clinical outcomes. *Can J Surg.* 2015;58(2):128–139.
49. Moretti VM, Post ZP. Surgical approaches for total hip arthroplasty. *Indian J Orthop.* 2017;51(4):368–376.
50. Galakatos GR. Direct Anterior Total Hip Arthroplasty. *Mo Med.* 2018;115(6):537–541.
51. Wroblewski A, Hoffman D, Miller ET. Direct anterior approach for hip hemiarthroplasty. *J Orthop Trauma.* 2019;33:S17–18.
52. Lepri AC, Villano M, Matassi F et al. Anterolateral approach to the hip: a systematic review of the correct definition of terms. *HIP Int.* 2020;30:13–19.
53. Ugland TO, Haugeberg G, Svenningsen S et al. High risk of positive Trendelenburg test after using the direct lateral approach to the hip compared with the anterolateral approach: A single-centre, randomized trial in patients with femoral neck fracture. *Bone Jt J.* 2019;101(7):793–799.
54. Healy WL, Iorio R, Clair A et al. Complications of total hip arthroplasty: standardized list, definitions, and stratification developed by the hip society. *Clin Orthop Relat Res* 2016;474(2):357–364.
55. Stibolt RD, Patel HA, Huntley SR et al. Total hip arthroplasty for posttraumatic osteoarthritis following acetabular fracture: A systematic review of characteristics, outcomes, and complications. *Chinese J Traumatol - English Ed.* 2018;21(3):176–181.
56. Heo SM, Harris I, Naylor J et al. Complications to 6 months following total hip or knee arthroplasty: Observations from an Australian clinical outcomes registry. *BMC Musculoskelet Disord.* 2020;21(1).
57. Kochbati R, Rbai H, Jlailia M et al. Facteurs prédictifs de descellement aseptique des prothèses totales cimentées de la hanche. *Pan Afr Med J.* 2016;24.
58. Apostu D, Lucaciu O, Berce C et al. Current methods of preventing aseptic loosening and improving osseointegration of titanium implants in cementless total hip arthroplasty: a review. *J Int Med Res.* 2018.46:2104–2119.
59. Pierchon F, Pasquier G, Cotten A et al. Causes of dislocation of total hop arthroplasty. *Bone Joint J.* 1994;76(1).
60. Lewinnek GE, Lewis JL, Tarr R et al. Dislocations after total hip-replacement arthroplasties. *JBJS.* 1978;(60)
61. Masri BA, Meek RMD, Duncan CP. Periprosthetic Fractures Evaluation and Treatment. *Clin Orthop Relat Res.* 2004;(420):80–95.

62. Ramavath A, Lamb JN, Palan J et al. Postoperative periprosthetic femoral fracture around total hip replacements: Current concepts and clinical outcomes. *EFORT Open Rev.* 2020;5(9):558–567.
63. Zhu Y, Chen W, Sun T et al. Risk factors for the periprosthetic fracture after total hip arthroplasty: A systematic review and meta-analysis. *Scand J Surg.* 2014;(104):139–45.
64. Tower SS et al. Fractures of The Femur after hip replacement: The Oregon Experience. *Orthop Clin North Am.* 1999;30(2):235–247.
65. Difazio FA, Incavo SJ. Periprosthetic Fracture after Total Hip Arthroplasty. *JSES.* 2005;119–126.
66. Cooke PH, Newman JH. Fractures of the cemented femur in relation to prosthesis. *J Bone Jt Surg Br.* 1988;386–389.
67. Duncan CP. Fractures of the femur after hip replacement. *Instr Course Lect.* 1995;44:293–304.
68. Abdel MP, Cottino U, Mabry TM. Management of periprosthetic femoral fractures following total hip arthroplasty: a review. *Int Orthop.* 2015;39:2005.
69. Mckibbin B. Anatomical Factors in the stability of the hip joint in the newborn. *J Bone Joint Surg.* 1970;52(1):148-159.
70. Westberry DE, Wack LI, Davis RB et al. Gait & posture femoral anteversion assessment: comparison of physical examination, gait analysis and EOS biplanar radiography. *Gait Posture.* 2018;62:285–290.
71. Giunti A, Moroni A, Olmi R et al. The importance of the angle of anteversion in the development of arthritis of the hip. *Ital J Orthop Traumatol.* 1985;11(1):23–7.
72. Labronici PJ, Novaes G, Oliveira P De et al. Femoral anteversion and the neck-shaft angle: relationship with hip osteoarthritis. *Rev Bras Orthop.* 2011;46(1):69–74.
73. Ranawat CS, Maynard MJ. Modern technique of cemented total hip arthroplasty. *Tech Orthop.* 1991;6(3):17–25.
74. Seagrave KG, Troelsen A, Malchau H et al. Acetabular cup position and risk of dislocation in primary total hip arthroplasty: a systematic review of the literature. *Acta Orthop.* 2017;88(1):10–17.
75. Renkawitz T, Meyer M, Völlner F et al. Intraoperative assessment of pelvic tilt and cup position in total hip arthroplasty: the relevance of navigation and robotics. *Orthopade.* 2020;49:893–898.
76. Grammatopoulos G, Alvand A, Monk AP, Mellon S, Pandit H, Rees J, et al. Surgeons' accuracy in achieving their desired acetabular component orientation. Vol. 98, *Journal*

- of Bone and Joint Surgery - American Volume. Lippincott Williams and Wilkins; 2016. p. e72.
77. Schwarz TJ, Weber M, Renkawitz T et al. Discrepancy between radiographic and true cup position after total hip arthroplasty: are we interpreting our radiographic quality indicators correctly? *Orthopade*. 2020;49(3):226–229.
 78. Biedermann R, Tonin A, Krismer M et al. Reducing the risk of dislocation after total hip arthroplasty. *J Bone Jt Surg*. 2005;87(6):762–769.
 79. Snijders T, van Gaalen SM, de Gast A. Precision and accuracy of imageless navigation versus freehand implantation of total hip arthroplasty: a systematic review and meta-analysis. *IJMRCAS*. 2017;13.
 80. Alerić A. Utjecaj anteverzije femoralne komponente endoproteze kuka na primarnu stabilnost i periprostetički prijelom. Zagreb: Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje; 2019.
 81. Jecić S, Semenski D. Jednadžbe teorije elastičnosti. Zagreb: Fakultet strojarstva i brodogradnje; 2001.
 82. Knudson D. Fundamentals of Biomechanics. Second edi. Chico: Springer; 2007.
 83. Smith M. ABAQUS/Standard User's Manual, Version 6.9. Providence, RI: Dassault Systemes Simulia Corp, 2009.
 84. Sabalić S. Pločica na zaključavanje za ekstraartikularne prijelome distalnog humerusa - biomehanička studija na osteoporotičnom modelu [disertacija]. Osijek: Sveučilište u Osijeku, Medicinski fakultet; 2012;
 85. Chen ACY, Lin YH, Kuo HN et al. Design optimisation and experimental evaluation of dorsal double plating fixation for distal radius fracture. *Injury*. 2014;44(4):527–534.
 86. Sorić J. Metoda konačnih elemenata. Zagreb: Goldern marketing - Tehnička knjiga; 2004.
 87. Rebgetz PR, Daniele L, Underhill ID et al. A biomechanical study of headless compression screws versus a locking plate in radial head fracture fixation. *J Shoulder Elb Surg*. 2019;28(4):e111–116.
 88. Brown AD, Walters JB, Zhang YX et al. The mechanical response of commercially available bone simulants for quasi-static and dynamic loading. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2019;90:404–416.
 89. Rendenbach C, Sellenschloh K, Gerbig L et al. CAD–CAM plates versus conventional fixation plates for primary mandibular reconstruction: A biomechanical in vitro analysis. *J Cranio-Maxillofacial Surg*. 2017;45(11):1878–1883.

90. Hoelscher-Doht S, Jordan MC, Bonhoff C et al. Bone substitute first or screws first? A biomechanical comparison of two operative techniques for tibial-head depression fractures. *J Orthop Sci.* 2014;19(6):978–983.
91. Zech S, Goesling T, Hankemeier S et al. Differences in the mechanical properties of calcaneal artificial specimens, fresh frozen specimens, and embalmed specimens in experimental testing. *Foot Ankle Int.* 2006;27(12):1126–1136.
92. Snow M, Thompson G, Turner PG. A mechanical comparison of the locking compression plate (LCP) and the low contact-dynamic compression plate (DCP) in an osteoporotic bone model. *J Orthop Trauma.* 2008;22(2):121–125.
93. Wang JQ, Zhao CP, Su YG et al. Computer-assisted navigation systems for insertion of cannulated screws in femoral neck fractures: A comparison of bi-planar robot navigation with optoelectronic navigation in a Synbone hip model trial. *Chin Med J.* 2011;124(23):3906–3911.
94. Alfirević I. Nauka o čvrstoći. Zagreb: Tehnička knjiga; 1989.
95. Chen F, Huang X, Ya Y, Ma F, Qian Z, Shi J, Guo S, Yu B. Finite element analysis of intramedullary nailing and double locking plate for treating extra-articular proximal tibial fractures. *J Orthop Surg Res.* 2018;13(1):12.
96. Cheng HY, Lin CL, Lin YH, Chen AC. Biomechanical evaluation of the modified double-plating fixation for the distal radius fracture. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2007;22(5):510-517.
97. Sabalic S, Kodvanj J, Pavic A. Comparative study of three models of extra-articular distal humerus fracture osteosynthesis using the finite element method on an osteoporotic computational model. *Injury.* 2013;44 Suppl 3:S56-61.
98. Aramis User Information – Hardware, GOM mbH, Njemačka 2009.
99. Aramis User Manual - Software, GOM mbH, Njemačka, 2009.
100. Fottner A, Kistler M, Woiczinski M, Thorwächter C, Schmidutz TF, Jansson V, Schmidutz F. Influence of different anteversion alignments of a cementless hip stem on primary stability and strain distribution. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2020 Dec;80:105167. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2020.105167. Epub 2020 Sep 3. PMID: 32977213.
101. Tanaka T, Takao M, Sakai T, Hamada H, Tanaka S, Sugano N. Variations in sagittal and coronal stem tilt and their impact on prosthetic impingement in total hip arthroplasty. *Artif Organs.* 2019 Jun;43(6):569-576. doi: 10.1111/aor.13388. Epub 2018 Dec 21. PMID: 30412266.

102. Watanabe K, Mitsui K, Usuda Y, Nemoto K. An increase in the risk of excessive femoral anteversion for relatively younger age and types of femoral morphology in total hip arthroplasty with direct anterior approach. *J Orthop Surg (Hong Kong)*. 2019 May-Aug;27(2):2309499019836816. doi: 10.1177/2309499019836816. PMID: 30913961.
103. Worlicek M, Weber M, Craiovan B, Wörner M, Völlner F, Springorum HR, Grifka J, Renkawitz T. Native femoral anteversion should not be used as reference in cementless total hip arthroplasty with a straight, tapered stem: a retrospective clinical study. *BMC Musculoskelet Disord*. 2016 Sep 20;17:399. doi: 10.1186/s12891-016-1255-9. PMID: 27646313; PMCID: PMC5028956.
104. Yoshitani J, Kabata T, Kajino Y, Ueno T, Ueoka K, Yamamuro Y, Tsuchiya H. Anatomic stem inserted according to native anteversion could reproduce the native anterior distance of the femoral head and decrease bony impingement in total hip arthroplasty. *Int Orthop*. 2020 Feb;44(2):245-251. doi: 10.1007/s00264-019-04394-y. Epub 2019 Aug 27. PMID: 31456058.
105. Pongkunakorn A, Phetpangnga N, Kananai N. Accuracy of intraoperative estimation of femoral stem anteversion in cementless total hip arthroplasty by using a digital protractor and a spirit level. *J Orthop Surg Res*. 2021 Jan 7;16(1):27. doi: 10.1186/s13018-020-02183-7. PMID: 33413529; PMCID: PMC7792124.
106. Pour AE, Schwarzkopf R, Patel KP, Anjaria M, Lazennec JY, Dorr LD. Is combined anteversion equally affected by acetabular cup and femoral stem anteversion? *J Arthroplasty*. 2021 Jul;36(7):2393-2401. doi: 10.1016/j.arth.2021.02.017. Epub 2021 Feb 9. PMID: 33653630; PMCID: PMC8197737.
107. Ranawac C, Maynard M. Modern technique of cemented total hip arthroplasty. *LWW*. 1991;6(3):17-25.
108. Pierrepont JW, Marel E, Baré J V et al. Variation in femoral anteversion in patients requiring total hip replacement. *HIP Int*. 2020;30(3):281–287.
109. Maruyama M, Feinberg JR, Capello WN et al. The Frank Stinchfield award morphologic features of the acetabulum and femur. *Clin Orthop Relat Res*. 2001;(393):52–65.
110. Karuppall R. Biological fixation of total hip arthroplasty: Facts and factors. *J Orthop*. 2016;13(3):190-192.
111. Bieger R, Freitag T, Ignatius A et al. Primary stability of a shoulderless Zweymüller hip stem: a comparative in vitro micromotion study. *J Orthop Surg Res*. 2016;11(1):10–5.

112. Hayashi S, Hashimoto S, Matsumoto T et al. Stem anteversion mismatch to the anatomical anteversion causes loss of periprosthetic bone density after THA. *J Orthop Surg.* 2017;25(3):1–6.

11. ŽIVOTOPIS

Tomislav Čengić specijalist je ortopedije i traumatologije, a uži mu je interes rekonstrukcijska kirurgija i traumatologija donjih ekstremiteta.

Specijalistički staž obavlja od 2011. godine u Klinici za traumatologiju Kliničkoga bolničkog centra Sestre milosrdnice u Zagrebu te Klinici za ortopediju Kliničkoga bolničkog centra Zagreb, nakon čega polaže specijalistički ispit iz ortopedije i traumatologije. Od 2010. godine liječnik je Hrvatske rukometne reprezentacije. Medicinski fakultet Sveučilišta u Rijeci završio je 2009. godine te je, nakon stručnoga staža u Kliničkome bolničkom centru Sestre milosrdnice, položio stručni ispit.

Usavršavajući se u inozemstvu, 2016. godine boravi u ustanovi London Sarcoma Unit, Royal National Orthopaedic Hospital London (Ujedinjeno Kraljevstvo) pod mentorstvom prof. Willa Astona. Godine 2014. klinički je i istraživački suradnik u Klinici za ortopediju i traumatologiju Sveučilišne bolnice u Baselu (Švicarska), pod mentorstvom prof. Geerta Pagensterta, te suradnik u centru Bone & Soft Tissue Sarcoma Sveučilišne dječje bolnice Basel, pod mentorstvom prof. Fritza Heftija. Na Odjelu za hitnu i intenzivnu medicinu Hyogo Medical Collegea u Japanu, 2008. boravi u sklopu međunarodne studentske razmjene.

Kirurške vještine usavršava u sklopu mnogobrojnih tečajeva trajne medicinske edukacije: 2017. – 14th International Course of Arthroscopic Techniques, Medicinski fakultet, Sveučilište u Ljubljani, Slovenija; 2016. – Stryker Gamma3 and T2 Locking Nailing Course, University Hospital, Strasbourg, Francuska; 2015. – Soft Tissue, Bone, and Skin Malignancies, Weill Cornell and Memorial Sloan Kettering Cancer Center, Salzburg, Austrija; 2015. AOTrauma Course- Approaches & Osteosynthesis, School of Medicine Graz, Institute of Anatomy, Graz, Austrija; 2014. – 4th Advanced Knee Surgery Basel, Institute of Anatomy, University of Basel, Švicarska; 2013. – EFORT Instructional Course: Joint Preserving Surgery of the Lower Extremity, Basel, Švicarska; 2013. – Trends in Total Hip Replacement, Amsterdam, Nizozemska; 2013. – AO Trauma Course- Advances in Operative Fracture Management, Zagreb; 2011. – Sports Medicine Symposium, The Harvard Medical School, Boston, SAD.

Godine 2015. dodijeljena mu je Državna nagrada za tehničku kulturu RH “Faust Vrančić” za 3D rekonstrukcijski implantat zdjelice izrađen po mjeri pacijenta trodimenzionalnim titanijskim sinteriranjem. Iste godine dobitnik je Američko-austrijske zaklade Fellowship. Godine 2014.

dobiva Musculoskeletal Tumor Fellowship. Od godine 2003. do 2009. godine dobitnik je stipendije Ministarstva znanosti obrazovanja i športa za osobito darovite studente. Priznanje rektora Sveučilišta u Rijeci dodijeljeno mu je 2006. godine a 2005. dobio je Priznanje Medicinskoga fakulteta u Rijeci.

Od 2014. godine član je bazelskoga Istraživačkoga centra za osteoartritis (Osteoarthritis Research Centre) s temom istraživanja “Uloga matičnih stanica subhondralne kosti u koštanom remodeliranju”.

Predavač je na Katedri za anatomiju i fiziologiju Zdravstvenoga veleučilišta u Zagrebu. Mentor je više diplomskih radova. Autor je četiriju knjiga i više od 20 znanstvenih i stručnih radova. Član je uredništva medicinskoga znanstvenog časopisa Acta Clinica Croatica. Član je Hrvatskoga ortopedskog društva, Hrvatske udruge ortopeda i traumatologa, Osteoarthritis Research Centre Basel, EFORT-a (European Federation of National Associations of Orthopaedics and Traumatology), ESSKA-a (The European Society of Sports Traumatology, Knee Surgery and Arthroscopy) te SICOT-a (Société Internationale de Chirurgie Orthopédique et de Traumatologie).