

# Remodelovanje tumorske modularne endoproteze zgloba kuka

Jovan Sekulić  
Zdravstveni centar  
Zrenjanin, Republika Srbija

Jovan Grujić  
DOO "Grujić i Grujić"  
Novi Sad, Republika Srbija

Slobodan Tabaković,  
Milan Zeljković,  
Aleksandar Živković,  
Departman za proizvodno mašinstvo  
Univerzitet u Novom Sadu, Fakultet tehničkih nauka  
Novi Sad, Republika Srbija  
tabak@uns.ac.rs; milanz@uns.ac.rs; acoz@uns.ac.rs;

**Sažetak**— Jedan od najuticajnijih faktora na kasne komplikacije nakon ugradnje tumorske endoproteze zgloba predstavlja neravnomeran raspored opterećenja na telu endoproteze. To ima za posledicu razlabavljenje endoproteze, resekciju koštane mase na nivou resekcije neposredno ispod kragne i na kraju dovodi do loma endoproteze usled zamora materijala.

U radu se prezentuje primena savremenih CAD/CAE tehnologija u postupku optimizacije geometrije kritične zone tela endoproteze. Osnovni kriterijumi za promenu geometrije su: smanjenje maksimalnih vrednosti i ravnomeran raspored Von-Misesovih napona u cilju povećanja veka endoproteze.

**Ključne riječi**— tumorska endoproteza, CAD, CAE, optimizacija

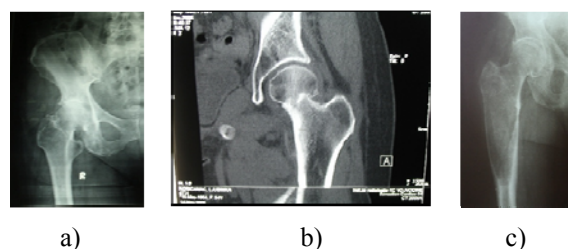
## I. UVOD

Zglob kuka je jedan od najvažnijih elemenata lokomotornog sistema čoveka koji omogućuje kretanje u uspravnom položaju (Sl. 1), stvarajući jasnu razliku između ljudske populacije od ostalih stanovnika planete [1].



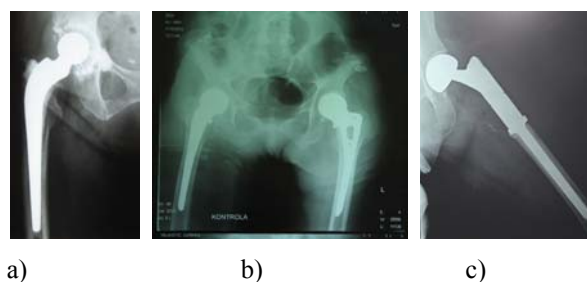
Slika 1. Rtg snimak karlice i zglobova kuka

Zbog svoje opterećenosti, izloženosti različitim oštećenjima i oboljenjima, zglob kuka je češće zahvaćen degenerativnim promenama (Sl. 2 a)), povredama (Sl. 2 b)) ili oboljenjima (Sl. 2 c)) od drugih elemenata lokomotornog sistema. Medicinski tretman obolelog zgloba kuka kod promena koje otežavaju ili onemogućavaju kretanje podrazumeva primenu odgovarajućih metoda rehabilitacije ili hirurške metode u cilju uspostavljanja njegove normalne funkcije. Najčešća metoda koja omogućava pravilan oporavak pacijenta je hirurška uz primenu endoproteza čime se elimiše bol, i čuvaju ekstremiteti u estetskom i funkcionalnom smislu. (Sl. 3)



Slika 2. Promene na gornjem delu butne kosti, a) degenerativne, b) prelom, c) oboljenje, tumor

Operativni zahvati zgloba kuka koji podrazumevaju rekonstrukciju zgloba kuka primenom implantata zahtevaju ugradnju endoproteze koja može biti projektovana i izrađena prema različitim kriterijumima. Prema načinu projektovanja to mogu biti monolitne, modularne („reade made“) [2] ili endoproteze izrađene po meri pacijenta („custom made“) [3]. Prema nameni endoproteze mogu biti resekcione, čiji je zadatak da nadoknadi delove kostiju zahvaćenih koštanim tumorom (zbog čega se naziva i tumorska) kao i revizione koje imaju za cilj da nadomeste deo kosti izgubljen usled posledica komplikacija nastalih nakon primarne ugradnje implantata, infekcije, preloma ili destrukcije kosti. Na slici 3 su prikazane slike ugrađenih endoproteza.



Slika 3. Ugrađena endoproteza zgloba kuka a) totalna endoproteza BB1, b) parcijalna endoproteza „Aostin Moore“, c) tumorska modularna endoproteza

Najčešći uzrok komplikacija kod resekcionih endoproteza su razlabavljenje (loosening) ili lom (Sl. 4) nastali usled

zamora materijala koji je posledica resorpcije ili atrofije koštane mase [4].



Slika 4. Luksacija i lomovi endoproteze

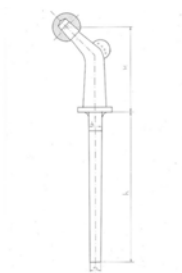
Do zamornog loma dolazi na mestima maksimalnog opterećenja tela endoproteze materijala što za posledicu ima traumatu pacijenta i potrebu za kompleksnim revizionim operativnim zahvatom.

Cilj rada su analiza ponašanja endoproteze u eksploataciji i redizajn geometrije na osnovu toga. To podrazumeva određivanje pozicije, intenziteta i raspodele ekvivalentnih Von Misesovih napona na telu endoproteze na kojima može doći do resorpcije koštane mase, razlabavljenja i loma usled zamora materijala, a zatim i primenu parametarske optimizacije geometrije da bi se ostvarila ravnomerna raspodela napona i povećan eksploatacioni vek endoproteze bez mehaničkih komplikacija.

## II. MATRIJAL I METODE

### A. Izbor karakterističnih geometrijskih parametara

Prvi korak u procesu remodelovanja tumorske modularne endoproteze zgloba kuka predstavlja definisanje opšteg modela endoproteze. Analizom opterećenja prisutnih u pelvisnoj regiji uz primenu metoda operacionih istraživanja i statističke obrade podataka, su određeni opšti opis geometrije i ključni parametri kojima je moguće definisati monolitne „custom made“ endoproteze zgloba kuka. Najvažniji parametri su: visina od centra rotacije do nivoa resekcije, prečnik i dužina tela endoproteze koja se ugrađuje u donji deo butne kosti. Na slici 5 je prikazan opšti izgled endoproteze sa označenim parametrima [5].

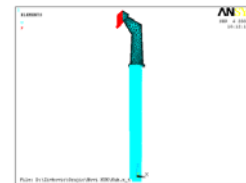


Slika 5. Opšti izgled endoproteze

### B. Formiranje računarskog modela endoproteze

Pripremu fazu za proces analize i optimizacije tumorske endoproteze („custom made“) predstavlja formiranje parametarskog računarskog modela definisanog primenom zapreminskih geometrijskih elemenata (solida) koji su realizovani primenom programskog sistema Catia V5 R21.

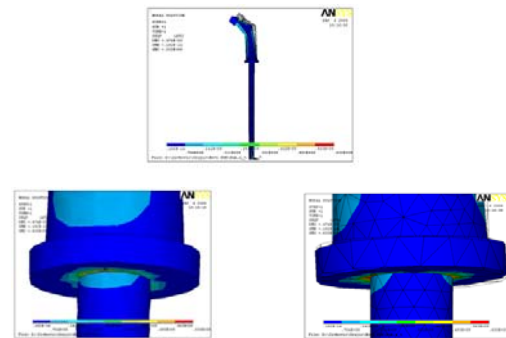
Geometrijski model je zatim u programskom sistemu Ansys pripremljen za analizu definisanjem graničnih uslova uklještenja, do nivoa resekcije, kragne, što odgovara kliničkim uslovima ugradnje (Sl. 6)). Pored toga, definisan je pravac ( $22^\circ$  u odnosu na osu butne kosti) i intenzitet rezultantne sile (2500N) koja deluje u zglobu kuka za monopodalni oslonac.



Slika 6. Tumorska monolitna endoproteza sa ograničenjima i opterećenjima

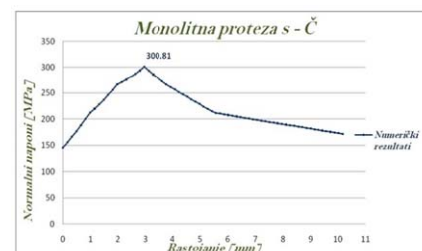
Statičkom analizom ponašanja endoproteze u eksploataciji određena je maksimalna vrednost ekvivalentnih Von Misesovih napona (350 MPa) koji su znatno manji od dozvoljenih napona za materijale 316LVM i za titanijum Ti6Al4 „eli“.

Utvrđeno je da je pozicija ovih napona neposredno ispod kragne endoproteze što se poklapa sa iskustvima iz kliničke prakse koja govore da se na tom mestu pojavljuje resorpcija koštane mase usled opterećenja, česta su razlabavljenja (loosenig) tela endoproteze, i javljaju se lomovi usled zamora materijala. Maksimalne vrednosti napona prikazane su grafički (Sl. 7).



Slika 7. Prikaz maksimalnih Von Misesovih napona tela tumorske monolitne endoproteze zgloba kuka

Analiza napona u posmatranoj regiji ukazuje na izraženi ekstrem u vidu maksimalnog napona koji se pojavljuje na 3mm od tačke oslonca proteze o kost (Slika 8)



Slika 8. Stanje napona i položaj maksimalnih vrednosti normalnih napona na telu endoproteze sa profilom prelaza R5 za tumorsku endoprotezu

Ciljevi optimizacije su smanjenje maksimalnog napona i optimalniji raspored opterećenja [6].

### C. Remodelovanje endoproteze

Na osnovu dobijenih rezultata identifikovani su kritični presek i vrednosti ekvivalentnih napona i pomeranja endoproteze u eksploataciji izvršeno je remodelovanje kritičnog preseka primenom geometrijske parametarske optimizacije delova [7].

Ovaj proces je realizovan u skladu sa nizom ograničenja koja su proistekla iz fizičkih karakteristika endoproteze, butne kosti i njihove kontaktne površine, karakteristika materijala kao i postupaka njihove izrade. U procesu optimizacije geometrije kritične zone tela endoproteze primenjen je bionički pristup upravljanja geometrijom u skladu sa ograničenjima. To predstavlja korišćenje zakona biologije za rešavanje mehaničkih problema.

Kao funkciju koja omogućava ispunjenje definisanih ciljeva uz uspostavljanje kompromisa između postavljenih ograničenja i brojem promenljivih parametara usvojena je polinomna eksponencijalna funkcija:

$$f(x) = a \cdot e^{b \cdot x} + c$$

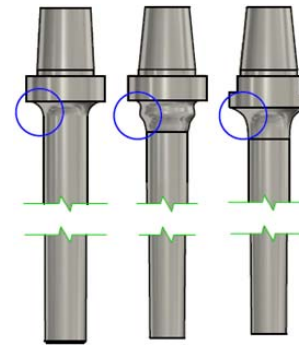
Postupak optimizacije geometrije endoproteze je realizovan primenom programskog sistema Catia V5 R21, modul za optimizovanje geometrije parametarskih modela Knowledgeware Product Engineering Optimizer. Postupak optimizacije je sproveden na parametrizovanom modelu endoproteze kod koga je geometrija profila endoproteze u kritičnoj zoni definisan sa jedanaest tačaka čije su koordinate određene pomenutom zakonitošću. Minimizacija napona u posmatranom području endoproteze je realizovana inkrementalnom promenom parametara a, b i c u gornjoj jednačini primenom algoritma simuliranog kaljenja u ciklusima od po 200 iteracija. Prilikom realizacije postupka, uvedena su i dopunska ograničenja čiji je cilj da se u graničnim tačkama (početnoj i završnoj) obezbedi tangentnost krive.

### III. REZULTATI

Postupkom optimizacije geometrije kritičnog preseka u 200 iterativnih analiza metodom konačnih elemenata uz korigovanje parametara koji formiraju oblik izvodnice distalnog dela endoproteze je dobijen matematički izraz koji određuje končno rešenje.

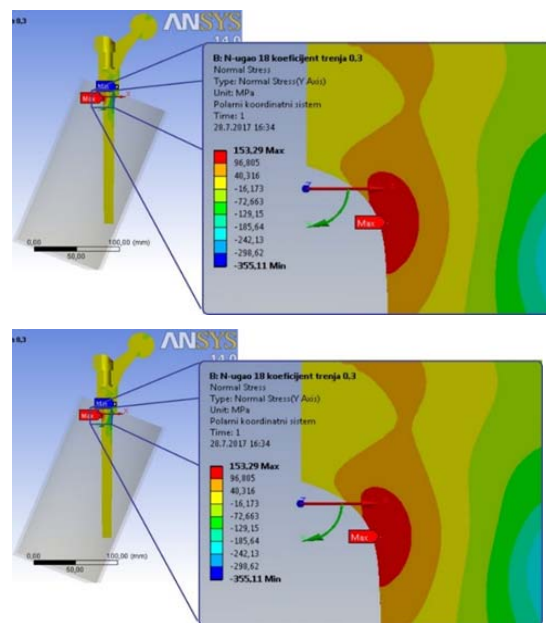
$$f(x) = 5 \cdot e^{-6 \cdot x} + 6$$

Na slici 9 je prikazan početni oblik endoproteze, a) prelazni, remodelovani b), u toku njene realizacije kao i konačni, posle smanjenja promene vrednosti maksimalnog napona u posmatranoj zoni ispod zadatih vrednosti, tj. završetku procesa optimizacije.



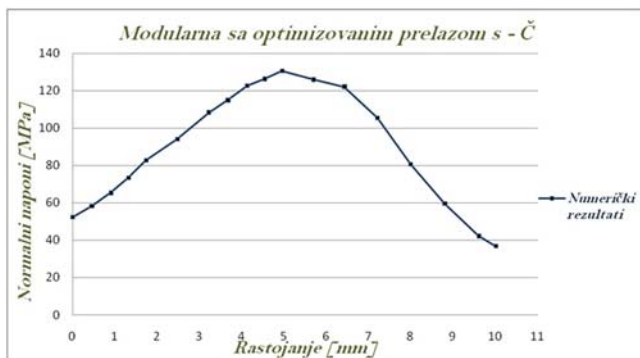
Slika 9. Računarski model donje komponente: profil prelaza radijus R5, međurešenje profila prelaza i konačni profil prelaza optimizirani

Za potrebe verifikacije procesa projektovanja tela endoproteze izvršena je ponovljena analiza metodom konačnih elemenata za remodelovanu endoprotezu. Na slici 9 je prikazan rezultat analiza kao i raspodele i numeričke vrednosti intenziteta napona na kritičnom preseku tela endoproteze, duž izvodnice remodelovanog profila prelaza sa većeg na manji prečnik su prikazani grafički (Slika 10).



Slika 10. Stanje i položaj maksimalnih vrednosti normalnih napona na telu endoproteze sa optimiziranim bioničkim profilom prelaza za tumorsku modularna endoprotezu

Na slici 11 je prikazano stanje napona duž izvodnice distalnog dela endoproteze.



Slika 12. Stanje napona i položaj maksimalnih vrednosti normalnih napona na telu endoproteze sa optimizovanim profilom prelaza R5 za tumorsku endoprotezu

#### IV. DISKUSIJA

Analiza rezultata dobijenih na računarskom modelu tumorske monolitne i modularne endoproteze, ukazuje da parametarska optimizacija geometrije omogućava značajno smanjenje maksimalnih normalna napona na profilu prelaza. Maksimalne vrednosti napona su smanjene za 50% (Slike 8 i 12) i značajno su manji od granice tečenja materijala predviđenih za proizvodnju implanata. Postupak korekcije parametara krive koja opisuje izvodnicu tela endoproteze je omogućilo preraspodelu mase u kritičnom preseku čime je obezbeđena uniformnija raspodela napona i niže vrednosti vršnih napona.

#### V. ZAKLJUČAK

Sprovedena istraživanja ukazuju na pogodnost primene savremenih tehnologija u procesu razvoja proizvoda. To se pre svega odnosi na proizvode u pojedinačnoj ili maloserijskoj proizvodnji kod kojih je izrada fizičkih prototipova i njihova eksperimentalna verifikacija veoma kompleksna i ekonomski teško isplativa. Sa druge strane prezentovani proces optimizacije geometrije omogućava skraćivanje perioda projektovanja, jednostavno kombinovanje mogućih rešenja i njihovu analizu u minimalnim vremenskim okvirima.

#### ZAHVALNICA

Rad predstavlja deo istraživanja na projektu "Savremeni prilazi u razvoju specijalnih uležištenja u mašinstvu i medicinskoj protetici", TR 35025, podržanom od strane Ministarstva prosvete, nauke i tehnološkog razvoja, Republike Srbije.

#### LITERATURA

[1] Bombelli, R.: Osteoarthritis of the hip, Springer Verlag, New York, 1983

[2] Chandrasekar, C. R., Grimer, R.J., Carter, S. R., Tillman, R. M., Abudu, A., Buckley, L.: Modular endoprosthetic replacement for tumours of the proximal femur, *The Journal of Bone and Joint Surgery*, London, January 2009.

[3] Grujić, J., Tabaković, S., Zeljković, M., Živković, A., Bojanić, M., Sekulić, J.: Računarsko modeliranje nadlaktice, Infoteh, Jahorina, 2015

[4] Grujić, J., Tabaković, S., Zeljković, M., Živković, A., Vučinić, Z., Djordjević, A., Mandić, N., Lujčić, , Sekulić, J.: Projektovanje specijalne endoproteze "Spacer", *Acta chirurgica Iugoslavica*, 2013, Vol 60, Issue 2, pp. 109-113, DOI 10.2298/ACI1302109G

[5] Grujić, J., Živković, A., Zeljković, M., Gatalo, R.: Računarsko modeliranje i izrada tumorske proteze zgloba kuka, Infoteh, Jahorina, 2009

[6] Isaack PS, Cottrell JM, Delgado S, et al. Failure at the taper lock of a modular stemmed femoral implant in revision knee arthroplasty. A report of two cases and a retrieval analysis. *J Bone Joint Surg Am* 2007;2271:89.

[7] Tabaković S, Živković A, Grujić J, Zeljković M. Using CAD/CAE software systems in the design process of modular, revision total hip endoprosthesis. *Academic Journal of Manufacturing Engineering – AJME*. 2011; 9 (2): 97-6

#### ABSTRACT

One of the most influential factors for late complications after implementation of tumor hip endoprosthesis is the unequal distribution of load on endoprosthesis. To achieve the degradation of implants, the decreasing of the bone mass at the resection level and finally to the breaking by the fatigue of the material.

The paper presents the application of modern CAD / CAE technology in the process of optimizing the geometry of the critical zone of the body of endoprosthesis. The basic criteria for changing geometry are: reduction of maximum values and uniform distribution of Von-Mises's stress in order to increase endoprosthesis.

#### REMODELING OF COMPUTER MODELS OF MODULAR TUMOR ENDOPROSTHESIS OF THE HIP

Jovan Sekulić  
Jovan Grujić  
Slobodan Tabaković,  
Milan Zeljković,  
Aleksandar Živković

