

OPTIMIZACIJA OBLIKA TELA TUMORSKE MODULARNE ENDOPORTEZE ZGLOBA KUKA

Jovan Grujić
DOO Grujić & Грпућ
Novi Sad, Srbija,
grujicgrujicns@gmail.com

Slobodan Tabaković,
Milan Zeljković,
Departman za proizvodno mašinstvo
Fakultet tehničkih nauka
NoviSad, Srbija
tabak@uns.ac.rs,
milanz@uns.ac.rs,

Zoran Vučinić,
Stanislav Rajković,
Nikola Bogosavljević
Nemanja Jovanović
Bojan Petrović
IOHB Banjica
Beograd, Srbija

Sažetak— Projektovanje endoproteze za potrebe rekonstrukcije ekstremiteta je složen proces koji zahteva poznavanje anatomije, procesa koji se dešavaju u kostima kao i poznavanje materijala pogodnih za izradu implantata/endoproteze. Osnovni zadatak endoproteza je da preuzmu opterećenja sa odstranjenog zgloba ili dela kosti i prenesu ih na okolne elemente koštanog sistema. Kost je tkivo koje se prilagođava novonastalim uslovima pa se izborom odgovarajućeg anatomskeg konstrukcionog oblika endoproteze obezbeđuju optimalni uslovi funkcionisanja i kraći period adaptacije. Njihovo obezbeđenje je neophodno zbog toga što smanjenjem opterećenja na delove koštanog sistema dolazi do atrofije (apsorbcije) kosti, a povećanjem dolazi do resorpcije koštanog tkiva. Ovo ima za posledicu razlabavljenje endoproteze i ugrožavanje funkcije lokomotornog sistema.

U radu se opisuje postupak projektovanja modularnih endoproteza sa ciljem da naponi u okolnom koštanom tkivu kao i kritični naponi u endoprotezi budu optimalni. Postupak prilagođavanja delova endoproteze uslovima okruženja je realizovan parametarskom optimizacijom geometrije sa ciljevima optimalnog opterećenja i dimenzija.

U radu je prikazan postupak primenjen na tumorsku endoprotezu zgloba kuka uz eksperimentalnu verifikaciju dobijenih rezultata u laboratorijskim uslovima.

Ključne riječi: Modularna endoproteza butne kosti, CAD, Optimizacija geometrije, CAE; Eksperimentalno ispitivanje

I. UVOD

Projektovanje i izrada endoproteza predstavlja jedan od najznačajnijih izazova sa kojima se inženjeri susreću u poslednjih 100 godina. Osnovni razlog za to je multidisciplinarna problematika koja obuhvata poznavanje tradicionalnih inženjerskih znanja i najsavremenih alata za razvoj proizvoda, specifičnosti koje nameće ljudska anatomija i rekonstrukcija zglobova kao i karakteristike materijala, njihove

obrade i sl. Svi ovi problemi naročito dolaze do izražaja prilikom rekonstrukcije većih zglobova koji imaju funkciju u uspravnom kretanju čoveka. Ovo je naročito izraženo kod endoproteza zgloba kuka [1-3].

Važnu oblast usavršavanja endoproteza, predstavlja optimizacija njihovih karakteristika. Time se obezbeđuju optimalna opterećenja endoproteze [4, 5], manje opterećenje kosti u koju je ugrađena [6, 7], jednostavnija implementacija i jednostavnija proizvodnja.

U radu se opisuje postupak geometrijske optimizacije kritičnog preseka tumorske modularne endoproteze zgloba kuka primenom parametara optimizacije geometrijskih oblika uz eksperimentalnu verifikaciju rezultata.

II. MATERIJAL I METODE

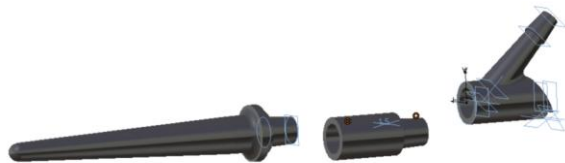
A. Računarsko modelovanje

Proces razvoja proizvoda prema savremenim koncepcijama podrazumeva primenu CAx tehnologija u svim fazama projektovanja proizvoda i pripreme proizvodnje. Kod proizvoda kod kojih matematička zavisnost između geometrijskih oblika koji čine pojedinačne delove koristi se parametarsko modelovanje. To je naročito važno ukoliko se delovi kombinuju sa drugim u cilju dobijanja šireg spektra proizvoda. Parametarsko modelovanje se primenjuje za modelovanje geometrijskih oblika elemenata proizvoda ali i drugih elemenata koji sačinjavaju virtuelni prototip (pozicije i intenzitet opterećenja, ograničenja kretanja, funkcije koje određuju vrstu i osobine materijala i sl).

U istraživanju je u razmatranje uzet modularni tip revizione endoproteze zgloba kuka kod koga je telo endoproteze (Sl 1) sastavljena od 2 do 3 elementa u većem broju varijanti dužina čime se dobija veliki broj varijanti endoproteze (Sl. 2). Ovaj tip endoproteza je sastavljen od relativno jednostavnih

Rad prezentuje deo istraživanja sprovedenih na projektu: „Naučnoistraživački i umetničkoistraživački rad istraživača u nastavnim i saradničkim zvanjima Fakulteta tehničkih nauka Univerziteta u Novom Sadu”, podržanom od strane Ministarstva prosvete, nauke i tehnološkog razvoja, Republike Srbije

geometrijskih oblika ali sa kompleksnim zadacima i dodatnim uslovima koji se postavljaju pred elemente veze između modula.



Slika 1 Osnovni moduli modularne endoproteze zgloba kuka



Slika 2. Modularne endoproteze zgoba kuka

Primena parametarskog modelovanja ima naročit značaj u procesima projektovanja proizvoda u kojima je neophodna analiza ponašanja u eksploataciji. To se odnosi na mehaničke analize koje obuhvataju ponašanje prilikom statičkog i dinamičkog opterećenja kao i analizu promena usled udarnih opterećenja, trauma.

U toku realizacije procesa optimizacije parametara endoproteze kao jedan od ciljeva je izabrana optimizacija geometrije distalnog dela tela endoproteze na mestu oslanjanja sa kosti femura. Ovaj element je od velike važnosti iz više razloga: obezbeđuje stabilno fiksiranje implantata u kost, treba da obezbedi da se kost na mestu preseka minimalno doraduje i da zadrži što je moguće veću površinu preseka i da omogućiti minimalnu koncentraciju napona u telu endoproteze (Sl. 3).

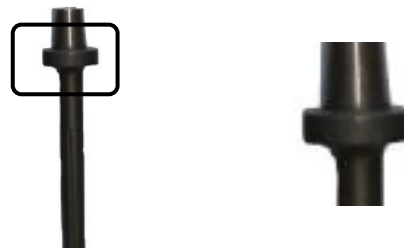
Proces optimizacije tela endoproteze je realizovan primenom programskog sistema Catia V5 r21 u okviru kog su korišćena četiri programska modula:

Catia Part i Assembly modeling za definisanje modela endoproteze sa parametrizacijom prelaznog dela endoproteze primenom matematičkih relacija definisanih promenljivim veličinama.

Analysis & Simulation – Generative Structural Analysis za formiranje proračunskog modela i re realizaciju inicijalne analize metodom konačnih elemenata

Knowledgware – Product Engineering Optimizer za realizaciju optimizacije modela u skladu sa rezultatima FEA analizom. Optimizacija se realizuje promenom parametara matematičkih izraza kojima je definisana geometrija prelaza

endoproteze sa kolara na konusni segment koji ulazi u medularni kanal kosti femura.



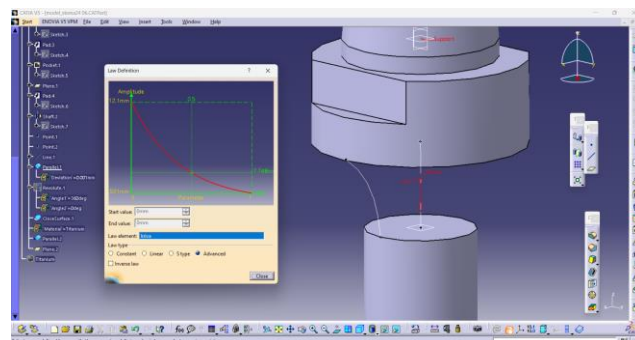
Slika 3 Geometrijski segment endoproteze na kom je realizovana optimizacija

Pravilno definisanje i remodelovanje ovog segmenta endoproteze obezbeđuje smanjenje koncentracije napona u endoprotezi ali i zaštitu ulaznog dela femoralnog kanala butne kosti.

Uslovi za realizaciju optimizacije geometrije endoproteze su ostvareni zamenom postojećeg radijusa na kome nastaje koncentracija napona uvođenjem matematičke krive za prelazni deo endoproteze. Zbog potrebe za efikasnim parametarskim modelovanjem endoproteze i kasnije precizne izrade elementa endoproteze, a u skladu sa stvaranjem oblika u prirodi izabrana je polinomna funkcija trećeg stepena kojom je definisan prelaz između oblika proteze. Funkcija je definisana izrazom (1):

$$f(x)=a*x^3+ b*x^2+c*x+d \quad (1)$$

što uvodi četiri promenljive vrednosti a, b, c i d koje su pogodne za manipulaciju u okviru optimizacionih algoritama. Na Sl. 4 je prikazan model endoproteze



Slika 4. Modularne endoproteze zgoba kuka

Izazov kod modelovanja kompleksnih površina podložnih optimizaciji geometrijskih parametara na osnovu više kriterijuma (ovde su se koristili kriterijumi minimizacije napona u zoni prelaza endoproteze i maksimizacija krutosti) predstavlja metod modelovanja i izbor optimizacionog algoritma.

U konkretnom slučaju, modelovanje endoproteze je sprovedeno hibridnom metodom parametarskog modelovanja u kome je prvo definisana kriva izvodnica prelaznog oblika endoproteze, na osnovu nje površina omotača oblika i na kraju formiranje zapreminskog oblika koji spaja dva segmenta elementa endoproteze. Pri tome je izvodnica generisana na osnovu polaznih vrednosti parametara koji su kasnije u procesu optimizacije varirani do dobijanja optimalnih vrednosti.

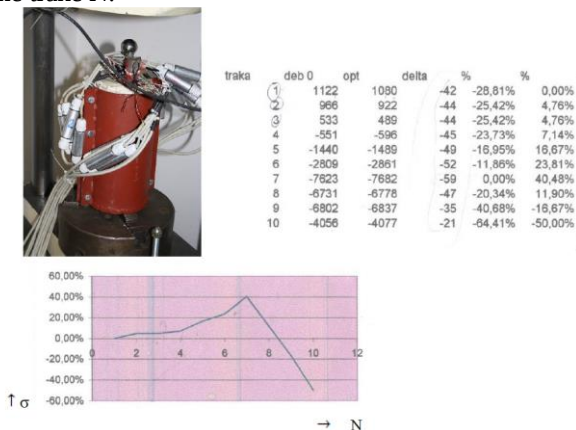
preuzme i prenese puno opterećenje sa gornjih delova uređaja za generisanje opterećenja, kidalice, na donje delove. Dvokomponentna masa je transparentna pod dejstvom Rtg zraka i omogućuje kontrolu tokom svih faza ispitivanja. Dvodelni razdvajivi pribor služi za prihvatanje eksperimentalnog uzorka na uređaju za generisanje opterećenja – kidalici.

- Izvršeno je obeležavanje uzoraka (Sl. 7).



Slika 7. Uzorci u dvodelnom priboru i obeležavanje uzoraka

Eksperimentalno ispitivanje je izvršeno na kidalici (Slika 8a) pod dejstvom statičkog opterećenja od 2500N i merenjem deformacija odnosno određivanjem napona u 11 tačaka u oblasti maksimalnih Von Misesovih napona tj. na kritičnom preseku, na prelazu sa većeg na manji prečnik. Rezultati su prikazani tabelarno i grafički (Sl. 8b i c.). Na dijagramu se mogu uočiti raspodela napona, σ , u zavisnosti od položaja merne trake N.

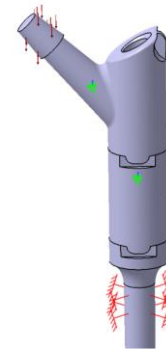


Slika 8. a) Eksperimentalni model postavljen na kidalici, b) tabelarni prikaz rezultata merenja; c) grafički prikaz rezultata merenja

III. REZULTATI I DISKUSIJA

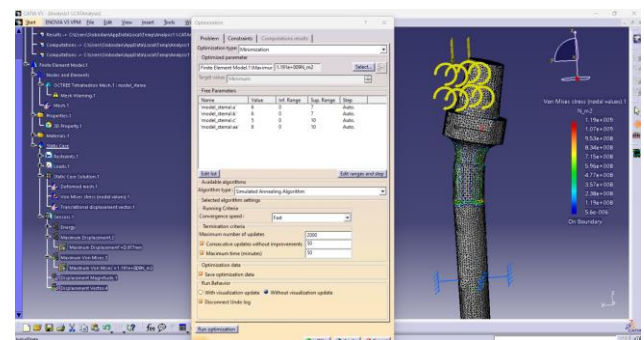
A. Rezultati parametarske optimizacije

Postupak definiisanja matematičke zakonitosti kojom se opisuje prelaz na distalnom delu endoproteze obuhvata formiranje proračunskog modela koji pored geometrijskih elemenata sva tri elementa endoproteze obuhvata i ograničenja kojima je simulirano fiksiranje u butnu kost, međusobni spojevi kao i sile koje se putem sfernog zgloba prenose sa gornjeg dela tela na vrat endoproteze prilikom koraćanja. Osim toga definisana su i dva tipa materijala koji se koriste prilikom izrade endoproteza. Na Sl. 9 je prikazan proračunski model endoproteze.



Slika 9. Proračunski model modulare endoproteze

Primenom pomenutih programskih modula nakon definisanja proračunskog modela je realizovan set analiza metodom konačnih elemenata sa ciljem minimizacije Von-Misesovih napona u posmatranom geometrijskom segmentu. Prilikom optimizacije je vršeno variranje parametara polinoma kojima je određena geometrija prelaza primenom metode simulacionog žarenja sa maksimalnim dozvoljenim brojem od 2000 iteracija (sprovedenih analiza) pri čemu je kao kriterijum ispunjenosti postavljena granica od 50 iteracija bez promene koeficijenta jednačine u prve tri decimale. U toku analize su postavljena ograničenja na vrednosti svakog koeficijenta polinoma u cilju eliminisanja divergencije rezultata. Na Sl. 10 je prikazana postavka optimizacije.



Slika 10. Postavka optimizacije geometrije

Rezultat sprovedene optimizacije je geometrijski model donjeg dela endoproteze sa prelaznim geometrijskim oblikom čija je izvodnica definisana izrazom:

$$f(x) = -2.873x^3 + 10.75x^2 - 12.26x + 10.13$$

Geometrijski model sa optimizovanom prelaznom površinom je putem CAM programskog sistema iskorišćen za definisanje upravljačkog programa za izradu donjeg dela endoproteze na CNC obradnom centru za struganje na kome su i izrađeni prototipovi.

B. Rezultati eksperimentalnog ispitivanja

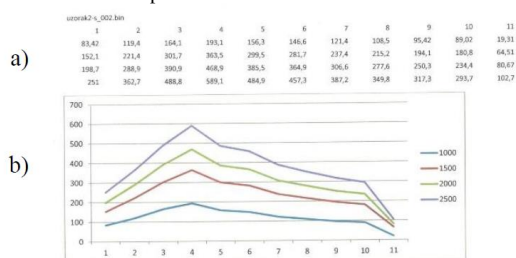
Na osnovu broja komponenti modularnog sistema moguće je oformiti dvadeset dužina tumorske modularne endoproteze zgloba kuka od centra rotacija do nivoa resekcije. Sa dve dužine vrata i pet veličina poprečnog preseka donje komponente (modula, tela) endoproteze, moguće je ostvariti 200 kombinacija (20x2x5).

Pored osnovnog cilja eksperimentalnog ispitivanja verifikacije proračunskih modela definisanih MKE i analize uticaja oblika prelaza sa većeg na manji prečnik donje komponente, razmatran je i uticaj srednjeg modula i njegove dužine na raspodelu napona kao i uticaj kolodijafiznog ugla. U skladu sa definisanim ciljevima eksperimentalnog ispitivanja, kombinacijom modula modularnog sistema endoproteze zgloba kuka definisano je 18 eksperimenatlnih modela i dva eksperimentalna modela na bazi monolitne revizone endoproteze. Pod eksperimentalnim modelom se podrazumeva fizički model endoproteze kombinovan na bazi gornjeg i donjeg modula, (ponekad i srednjeg), sa odgovarajućim profilom prelaza sa većeg na manji prečniki izrađen od istog materijala. Merne trake su zalepljene na donji modul na mestu prelaza sa većeg na manji prečnik na istovetan način kod svim modela tako da pokriva donju polovinu izvodnice radijusa dužine $L=4$ [mm] i cilindrični deo $L=6$ [mm]. Kod eksperimentalnih modela sa optimiziranim profilom, merne trake pokrivaju dužinu profila $L=8$ [mm] i cilindrični deo $L=2$ [mm]. Da bi se moglo uporediti stanje deformacija, odnosno stanje napona, za računarski model na bazi metode konačnih elemenata i fizički model na osnovu lanca mernih traka mora se posmatrati jednoosno naprezanja na zatezanje ili pritisak, odnosno u pravcu mernih traka. Merne trake su obeležene brojem od 1 do 11, od kragne prema telu, od polovine radijusa ka cilindričnom delu, kao i bojom.

U nastavku se prikazuje deo rezultata eksperimentalnog ispitivanja pod dejstvom statičkog opterećenja intenziteta 2500N. Na Sl. 11 je prikazano ispitivanje neoptimizovanog eksperimentalnog modela, a na Sl. 12 su prikazane numeričke vrednosti napona i veličina i raspodela napona po mernim trakama u zavisnosti od sile opterećenja. Svaka sila opterećenja ima odgovarajuću boju. Na osnovu prikazanih rezultata pored uvida u maksimalnu vrednost napona može se sa određenom sigurnošću identifikovati i mesto maksimalnih napona na prelazu sa većeg na manji prečnik, kao i teorijski koeficijent koncentracije napona.

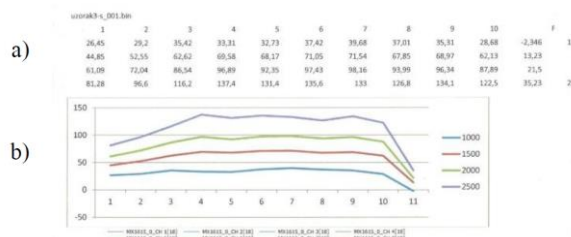


Slika 11. Ispitivanje modularne endoproteze pri statičkom opterećenju; eksperimentalni model EM1



Slika 12. Rezultati merenja napona eksperimentalnog modela EM 1 modularne endoproteze sa radijusom R5

U cilju ilustracije uticaja vrste prelaza sa većeg na manji prečnik donjeg modula, na Sl. 13 prikazani su rezultati ispitivanja eksperimentalnog modela sa optimizovanim prelazom. Ovi rezultati se mogu porediti sa rezultatima sa Sl. 12, kako po veličini tako i sa stanovišta rasporeda napona po pojedinim mernim tačkama.



Slika 13. Rezultati merenja napona eksperimentalnog modela modularne endoproteze sa optimiziranim profilom prelaza

Na osnovu rezultata numeričkog, grafičkog i tabelarnog eksperimentalnog ispitivanja moguće je izvesti sledeće zaključke:

1. Vrednosti maksimalnih napona kod svih eksperimentalnih modela su manje od dozvoljenih za dati material. Imajući u vidu mehaničke karakteristike materijala (modul elastičnosti, Poissonov koeficijent, gustinu, R_m i R_v), može se konstatovati da su maksimalni naponi u eksperimentalnim modelima izrađenim od superlegure Ti6Al4V veći od napona kod superlegure 316LVM;

2. Promenom dužine vrata gornjeg modula povećava se krak sile što rezultira povećanjem maksimalnog napona na mestu prelaza sa većeg na manji prečnik donjeg modula. Relativno povećanje maksimalnog napona kod dugog u odnosu na kraći vrat je veće kod 316LVM u odnosu na Ti6Al4V.

3. Maksimalni naponi u zavisnosti od oblika prelaza sa većeg na manji prečnik donjeg modula su veći kod optimizovanog prelaza nego sa radijusom R5, uz ujednačenje vrednosti u svim mernim trakama. Teorijski koeficijent koncentracije normalnih zateznih napona je manji. Kod prelaza sa radijusom maksimalni napon se javlja na mestu prelaza iz radijusa u cilindrični deo, a kod optimizovanog prelaza u cilindričnom delu.

4. Analizom uticaja srednjeg modula, može se zaključiti da njegovom ugradnjom se smanjuju vrednosti maksimalnih napona, a povećanjem njegove dužine naponi iz zateznih prelaza u pritisne. Teorijski koeficijenti koncentracije normalnih napona je nešto veći u odnosu na eksperimentalni model bez srednjeg modula.

5. Promena kolodijafiznog ugla endoprotetskog sistema ima značajan uticaj na intezitet i raspodelu napona. Smanjenje kolodijafiznog ugla ima za posledicu povećanje intenziteta napona.

Poređenje rezultata eksperimentalnog ispitivanja i računarskog modelovanja je izvedeno sa dva stanovišta: sa stanovišta raspodele napona u mernim tačkama i maksimalne vrednosti napona. Numerički i grafički prikaz merenja su ukazali na sličnost sa rezultatima računarskog modelovanja

Uporedni prikaz vrednosti maksimalnih napona za eksperimentalne i računarske modele dobijene MKE metodom bez optimizacije geometrije i sa njom, kao i relativno ostupanje navedenih vrednosti, dat je u tabeli 1.

TABELA 1 PRIKAZ MAKSIMALNIH NAPONA ZA EKSPERIMENTALNE I RAČUNARSKIE MODELE

Broj uzorka	Eksp. rezultati [MPa]	Rezultati MKE [MPa]	Odstupanje Δ[%]
EM 1	589,1	590	-0.16
EM 2	647,7	640	1.08
EM 13	137,4	140	-2.18
EM 14	354,8	360	-1.69
EM 15	126,8	160	-26.98
EM 16	263,5	230	12.54

Na osnovu ovih istraživanja za računarsko modelovanje i eksperimentalna biomehanička ispitivanja pod dejstvom statičkog i dinamičkog opterećenja određeni su geometrijski parametri tela tumorske modularne endoproteze zgloba kuka.

IV. ZAKLJUČCI

Na osnovi rezultata dosadašnjih analiza MKE, analize literature iz ove oblasti [9-11] i iskustava iz kliničke prakse konstatuje se da se najveći naponi javljaju u donjem modulu na prelazu sa prečnika kragne na prečnik tela i da se lom endoproteze najčešće javlja na tom mestu. Imajući prethodno u vidu optimizacija geometrijskih parametara kao i materijala endoproteze obezbeđuju dobijanje endoproteza koje sa stanovišta mehaničkih karakteristika i pouzdanosti zadovoljavaju savremene norme.

Krive napona u pojedinim mernim tačkama su ujednačene, dok se kod prelaza sa radijusom uočava tačka maksimalne vrednosti (mesto koncentracije) napona . Tim je jedan od ciljeva optimizacije (ujednačenost napona – odsustvo koncentracije napona) ostvaren.

ZAHVALNICA

Autori se zahvaljuju Ministarstvu prosvete, nauke i tehnološkog razvoja, Republike Srbije koje je pokrovitelj istraživanja na projektu: „Naučnoistraživački i umetničkoistraživački rad istraživača u nastavnim i saradničkim zvanjima Fakulteta tehničkih nauka Univerziteta u Novom Sadu”

LITERATURA

- [1] J. Sekulić, J. Grujić, S. Tabaković, M. Zeljković, A. Živković, “Remodelovanje tumorske modularne endoproteze zgloba kuka”, 21-23 Mart, Jahorina, BiH, 17th International Symposium INFOTEH-JAHORINA, Elektrotehnički fakultet, Istočno Sarajevo, str. 309-312, 2018., ISBN: 978-99976-710-1-1
- [2] J. Grujić “Tumorska modularna endoproteza zgloba kuka, doktorska disertacija”, Univerzitet u Novom Sadu; Fakultet tehničkih nauka, Novi Sad, 2018.
- [3] E. Lanyon “Mechanical function and bone remodeling. in: Sumner S.G. (ed): Bone in clinical orthopaedics. Philadelphia, Saunders, 273–304, 1982
- [4] S. Tabaković, J. Grujić, M. Zeljković, Z. Blagojević, B. Radojević, Z. Popović, V. Stanojević, “Computer and experimental analysis of the

stress state of the cement hip joint endoprosthesis body”, Vojnosanitetski pregled, Vol. 71, No 11, pp.1034-1039, 2014, ISSN 0042-8450

- [5] S. Tabaković, M. Zeljković, Z. Milojević, A. Živković “Design of Custom Made Prosthesis of the Hip”, Tehnicki vjesnik - Technical Gazette, Strojarski fakultet Slavovski Brod, Vol. 2, No. 26, pp. 323-330, 2019, ISSN: 1330-3651
- [6] C. Mattheck “Design in der Natur – Der Baum Lehrmeister. 4. Auflage”, Rombach Verlag, Freiburg, 2006.
- [7] N. Brkljač “Proračunski modeli nosećih konstrukcija sa primenom na rešenja železničkih vagona za prevoz tereta”, doktorska disertacija, Univerzitet u Novom Sadu; Fakultet tehničkih nauka, Novi Sad, 2013.
- [8] Mattheck C., Bethge K.: Mechanical Optimization in Nature - Principles of, Encyclopedia of Materials: Science and Technology, 5247–5250, 2008.
- [9] S. Tabakovic, M. Zeljkovic, Z. Milojevic, “Automated acquisition of proximal femur morphological characteristics”, Measurement Science Review, 14(5): pp. 285-293, 2014.
- [10] S. Tabaković, M. Zeljković, A. Živković “General parametric model of the body of the total hip endoprosthesis”, Acta Polytechnica Hungarica, 11(1): pp. 227-246, 2014.
- [11] I. Levadnyi, J. Awrejcewicz, F. Goethel, A. Loskutov “Influence of the fixation region of a press-fit hip endoprosthesis on the stress-strain state of the “bone-implant” system”, Computers in Biology and Medicine, 84: pp. 195-204, 2017.

ABSTRACT

Designing an endoprosthesis for extremity reconstruction is a complex process that requires knowledge of anatomy, processes in the bones, and an understanding of materials suitable for making implants/endoprostheses. The basic task of endoprostheses is to take the loads from the removed joint or part of the bone and transfer them to the surrounding elements of the bone system. Bone is a tissue that adapts to new conditions, so by choosing the appropriate anatomical construction form of the endoprosthesis, optimal functioning conditions and a shorter period of adaptation are ensured. Their provision is necessary because reducing the load on parts of the bone system leads to bone atrophy (absorption), and increasing it leads to the resorption of bone tissue. This has the effect of loosening the endoprosthesis and compromising the function of the locomotor system.

The paper describes the process of designing custom-made endoprostheses to optimize the stresses in the surrounding bone tissue as well as the critical stresses in the endoprosthesis. The process of adjusting parts of the endoprosthesis to environmental conditions was realized by parametric optimization of the geometry with the goals of minimum load and dimensions.

The paper presents the procedure applied to tumor endoprosthesis of the hip joint with experimental verification of the obtained results in laboratory conditions.

SHAPE OPTIMIZATION OF THE STEM OF THE MODULAR ENDOPROSTHESIS OF THE HIP

Jovan Grujić, Slobodan Tabaković, Milan Zeljković, Zoran Vučinić, Stanislav Rajković, Nikola Bogosavljević, Nemanja Jovanović, Bojan Petrović