



Visoka, otvorena, klinasta osteotomija tibije: analiza pet modaliteta unutrašnje fiksacije metodom konačnih elemenata

High, open wedge tibial osteotomy: Finite element analysis of five internal fixation modalities

Željko Stepanović*, †, Miroslav Živković‡, Snežana Vulović§,
Ljubiša Aćimović*, Branko Ristić*, Aleksandar Matić*, Zoran Grujović*

Univerzitet u Kragujevcu, *Medicinski fakultet, †Mašinski fakultet, Kragujevac, Srbija,
†Klinički centar „Kragujevac“, Klinika za ortopediju, Kragujevac, Srbija; §Univerzitet
Metropolitan, Fakultet informacionih tehnologija, Beograd, Srbija

Apstrakt

Uvod/Cilj. Medijalna, otvorena, klinasta osteotomija tibije predstavlja jednu od široko prihvaćenih metoda lečenja varusnih deformiteta kolena kod mlađih bolesnika. Njen uspeh zavisi od kvaliteta fiksacije i očuvanosti spoljašnjeg kortexa tibije. Cilj ove studije bio je da se proceni stabilnost fiksacije i distribucije napona na pet numerički dizajniranih konfiguracija koje se mogu koristiti kod otvorenih klinastih osteotomija tibije. **Metode.** U radu je korišćen 3D numerički model tibije sa 10° korekcije varus deformiteta dobijen optičkim skenerom ATOS. Simulacija je podrazumevala aksijalna opterećenja na pritisak od 700 N, 1 400 N i 2 100 N. Korišćena je modifikacija standardne T-ploče u svih pet ispitivanih modela. Ispitani su modaliteti sa i bez metalnog bloka, odnosno sa i bez stabilnog ugla fiksacije ploče i zavrtaњa. U analizi distribucije napona korišćen je program PAK. **Rezultati.** Izuzev standardne konfiguracije T-ploče bez potpornog bloka, opterećenja do 1 400 N ne dovode do pojave kritičnih napona na spoljašnjem kortexu tibije kod preostala četiri modela. Pri opterećenjima od 2 100 N kod svih konfiguracija postoji objektivan rizik od mogućeg loma spoljašnjeg kortexa i gubitka korekcije. Model ploče sa stabilnim uglom fiksacije i potpornim metalnim blokom ispoljio je najbolju distribuciju napona na kompozitu ploča-kost u odnosu na ostale modele. **Zaključak.** Standardna konfiguracija T-ploče bez potpornog metalnog bloka nije dovoljna za stabilizaciju otvorene klinaste osteotomije tibije. Numerički modeli T-ploče sa stabilnim uglom fiksacije i potpornim metalnim blokom ostvaruju povoljniju distribuciju napona na kosti i implantatu što zahteva dalja biomehanička ispitivanja.

Ključne reči:

ortopedске procedure; tibija; osteotomija; fiksatori, unutrašnji; zavrtnji za kost.

Abstract

Background/Aim. Medial open wedge tibial osteotomy is one of the most widely accepted method of treatment for varus knee deformity in younger patient population. Its success depends on the quality of fixation and preservation of the outer cortex of the tibia. The aim of the study was to evaluate stress distribution in five numerically designed plate configurations which can be used in open wedge tibial osteotomy. **Methods.** The paper describes the 3D numerical model of the tibia with 10° varus deformity correction obtained by an optical scanner ATOS. The simulation anticipated axial compressive loads of 700 N, 1 400 N and 2 100 N. We used a modification of the standard T-plate in all of the five tested models. Modalities were tested with and without a metal block, and with and without a stable angle fixation plates and screws. Software PAK was used in the analysis of stress distribution. **Results.** With exception for the standard T-plate configuration without the supporting block, the loads up to 1400 N did not result in critical stresses on the outer cortex of the tibia in the remaining four models. There is an objective risk of possible failure of the outer cortex and loss of correction at a load of 2100 N in all configurations. The plate model with the angle stable fixation and the supporting metal block showed the most optimal distribution of stresses on the plate-bone composite compared to other models. **Conclusion.** The standard T-plate configuration without supporting metal block is not sufficient to stabilize the open wedge osteotomy of the tibia. Numerical models of the angle stable T-plate and the supporting metal block achieved a favorable distribution of stresses on the bone and implant which require further biomechanical testing.

Key words:

orthopedic procedures; tibia; osteotomy; internal fixators; bone screws.

Uvod

Problemi sa deformitetom zglobo kolena kod aktivnih mlađih bolesnika mogu rezultirati povećanim kontaktnim pritiscima i artikularnom degeneracijom predominantno unutrašnjeg tibiofemoralnog kompartimenta. Dokazano je da rana hirurška intervencija poput visoke tibijalne osteotomije (VTO) značajno poboljšava funkcionalni status mlađih sa varus deformitetom i osteoartrozom kolena^{1,2}. Otvorena klinasta VTO trenutno ima prednost u odnosu na zatvorenu klinastu osteotomiju zbog brojnih komplikacija koje je prate: moguće lezije peronealnog nerva, kompartment sindroma, detaširanja spoljašnje grupe mišića potkolenice, skraćenja ekstremita i otežane konverzije u totalnu endoprotezu kolena³⁻⁸.

Različite tehnike fiksacije opisane su u cilju prevencije mogućeg gubitka korekcije i nekompletne koštane konsolidacije nakon otvorene VTO. Kako navode Stoffel i sar.⁹ i Flamme i sar.¹⁰, stabilnost osteotomije u velikoj meri zavisi od neoštećenog spoljašnjeg kortikalnog mosta. U studijama koje su vršili Hernigou i sar.³ i Spahn i Wittig⁸ zabeležena je učestalost preloma spoljašnjeg korteksa do 12%. Kratke ploče sa metalnim potpornim blokom u zoni osteotomijske ravni i duge ploče sa stabilnim uglom fiksacije bez potpornog metalnog bloka predstavljaju dva najčešća metoda stabilizacije otvorene VTO⁹⁻¹¹. Puddu® ploča (Artrex, USA) sa potpornim metalnim blokom ponaša se kao implantat koji sa kosti deli aksijalna i torziona opterećenja¹¹. TomoFix® ploča (Synthes, Switzerland) inkorporira koncept ploče sa stabilnim uglom fiksacije i premoščavanjem osteotomijskog mesta tzv. LCP koncept (*Locking Compression Plate*). Zavrtnjevi se ponašaju poput klinova koji ostvaruju kompozitni spoj sa pločom prenoseći opterećenje duž svojih uzdužnih osovina, pri čemu je isključena sila trenja između ploče i kosti^{8,9}. I pored različitih metoda fiksacije korišćenih za prevenciju kolapsa osteotomijskog zjapa, nema jasnog konsenzusa o optimalnoj metodi fiksacije. Da li je to koncept ploče sa potpornim blokom koji predlažu Franco i sar.¹¹, koncept unutrašnjeg fiksatora sa premoščavanjem osteotomijskog zjapa (koncept LCP)⁵ ili njihova kombinacija? Pored brojnih do sada objavljenih biomehaničkih studija, koliko je u našem znanju, nema radova koji porede biomehaničke performanse implantata za otvorenu VTO koristeći metodu konačnih elemenata (MKE).

Cilj ove studije bio je da se metodom konačnih elemenata izvrši procena distribucije napona kod pet različitih, numerički dizajniranih modela fiksacije, koji se mogu koristiti kod otvorenih VTO, kao i njihov uticaj na ponašanje kompozita ploča-kost.

Metode

Model konačnih elemenata

Za analizu uticaja dizajna ploče na distribuciju napona u ploči, kosti, okolini zavrtnja i osteotomijskom zjapu korišćen je 3D model konačnih elemenata. Analiziran je i uticaj potpornog metalnog bloka od 10 mm i tipa zavrtnja na distribuciju napona (stabilni ugao fiksacije ili standardni zavrtnji). U svim analizama korišćena je ista modifikovana

T-ploča za tibiju. Modifikacija T-ploče odnosila se na broj i tip zavrtnja (spongiozni/zaključavajući) u proksimalnoj tibiji kao i tri ekscentrično postavljena zavrtnja (kortikalna/zaključavajuća) u donjem delu ploče. Potporni blok izrađen je kao zaseban deo vezan za ploču zavrtnjem ili kao deo same ploče (solidni blok). U svim razmatranim slučajevima ploča je postavljena na anteromedijalni deo tibije¹². U radu smo pretpostavili korišćenje ploče i završanja od čelika (AISI 316L) čiji je modul elastičnosti 210 000 Mpa, a Poasonov koeficijent 0,3. Modul elastičnosti za kortikalnu i spongioznu kost iznosio je 18 000 Mpa odnosno 1 000 Mpa, dok je Poasonov koeficijent bio 0,36¹³⁻¹⁵.

Komputerski konstruisani CAD (*computer-aided design*) model dobijen je skeniranjem tibije optičkim 3D skenерom ATOS¹⁶. Pre skeniranja obavljena je biplanarna, otvorena, klinasta osteotomija tibije sa korekcijom ugla od 10°^{4,5}. Skeniranjem je dobijen oblak tačaka od koga su formirane poligonalne površine korišćenjem softvera CATIA. Za deo tibije koji će se kasnije koristiti u eksperimentu, na osnovu poligonalnih površina formirana je mreža konačnih elemenata u softveru FEMAP. Tibija je modelirana kao kombinacija kortikalne i spongiozne kosti. Kost i ploča modelirani su 3D osmočvornim konačnim elementima ili 3D četvorovčvornim konačnim elementima na delovima na kojima je složnost geometrije to zahtevala (slika 1). Za naponskodforma-



Sl. 1 – Model konačnih elemenata sa modifikovanom T-pločom

cijisku analizu korišćen je program PAK¹⁶. Analizirano je pet konfiguracija modifikovane T-ploče: ploča sa potpornim metalnim blokom koji je fiksiran zavrtnjem i sa konvencionalnom fiksacijom za kost proksimalno (6,5 mm spongiozni zavrtnji) i distalno (4,5 mm kortikalni zavrtnji); ploča sa solidnim potpornim metalnim blokom i stabilnim uglom fiksacije proksimalno i distalno (5 mm zaključavajući zavrtnji); ploča sa solidnim potpornim metalnim blokom i stabilnim uglom fiksacije proksimalno (5 mm zaključavajući zavrtnji) i konvencionalnom fiksacijom distalno (4,5 mm kortikalni zavrtnji); ploča sa stabilnim uglom fiksacije proksimalno i distalno (5 mm zaključavajući zavrtnji) bez potpornog metalnog bloka; ploča sa konvencionalnom fiksacijom za kost proksimalno (6,5 mm spongiozni zavrtnji) i distalno (4,5 mm kortikalni zavrtnji) bez potpornog metalnog bloka.

Granični uslovi i opterećenje

Ispitivani numerički modeli odgovaraju isključivo eksperimentalnim, pri čemu ključni faktori poput mišića i ligamenata nisu bili uključeni u proces modeliranja. Simulacija je bila usmerena na distribuciju napona pri aksijalnom

pritisnom opterećenju, dok dejstvo torzionih sila i sila savijanja nije posmatrano. U radu su razmatrana tri slučaja pritisnog opterećenja koja se koriste pri biomehaničkim testiranjima na kadaveričnim kostima od 700 N, 1 400 N i 2 100 N za svaki model, što odgovara opterećenjima od jedne do tri čovekove telesne težine od 70 kg²⁰.

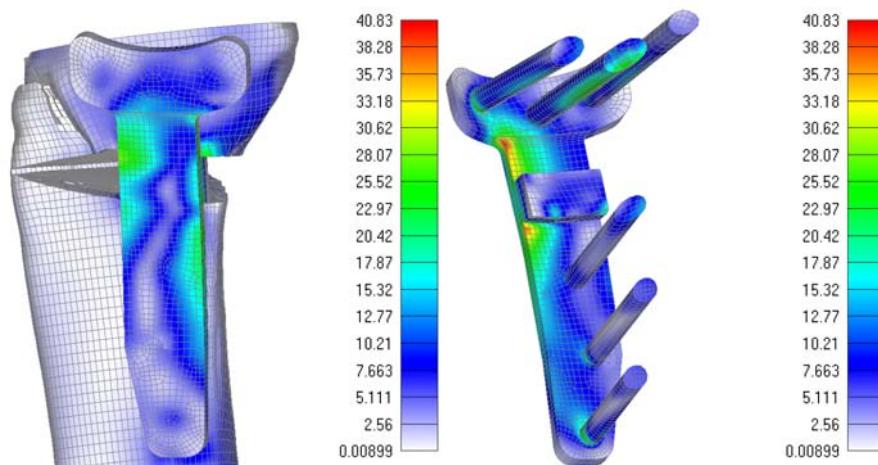
Rezultati

Rezultati za zadate uslove opterećenja, za svaki implantat prikazani su preko von Misesovih ekvivalentnih napona (slike 2 i 3). Odnos amplituda maksimalnih von Mise-

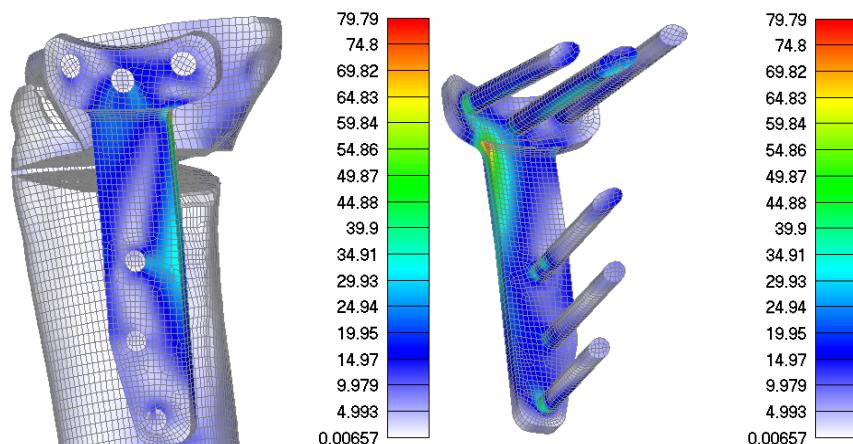
sovih napona na kosti i pločama za aksijalna pritisna opterećenja od 700 N, 1400 N i 2100 N za sve konfiguracije iznosila je 1 : 2 : 1,5. Pri opterećenju od 700 N odnos maksimalnih von Misesovih napona na kompozitu kost-ploča za konfiguracije 1, 2 i 3 iznosila je 1:1,78, dok je kod konfiguracija 4 i 5 odnos bio 1 : 2,28 (tabela 1).

Diskusija

Primarni cilj studije bila je procena distribucije napona kod pet različitih, numerički konstruisanih modela fiksacije koji se mogu koristiti kod otvorene klinaste osteotomije tibi-



Sl. 2 – Von Misesovo polje napona – model 2 pri aksijalnom pritisku od 700 N



Sl. 3 – Von Misesovo polje napona – model 5 pri aksijalnom pritisku od 700 N

Tabela 1
Maksimalna vrednosti napona (MPa) na kompozitu ploča-kost pri aksijalnom pritisku od 700 N

Model konačnih elemenata	Kost	Ploča	Srednji glavni zavrtanj	Zadnji glavni zavrtanj	Distalni tibijalni zavrtanj
1	22,80	40,53	22,82	20,27	20,27
2	22,97	40,83	20,42	17,87	17,88
3	22,97	40,82	20,42	17,88	20,43
4	23,99	54,83	20,56	23,99	20,55
5	34,91	79,79	34,91	44,88	39,9

je. Imajući u vidu da se radi o istoj ploči, akcenat je stavljen na samu konfiguraciju modela, sa ciljem pronalaženja optimalne. Ocenjivan je sveopšte prihvaćeni koncept potporne ploče sa metalnim blokom i ploče sa stabilnim uglom fiksacije i njihova kombinacija. Konfiguracija 3 predstavlja spoj dva potpuno suprotna koncepta, što je čini kontroverznom. Po svom biomehaničkom ponašanju, konfiguracija 3 odgovara kondilarnoj ploči (stabilni ugao fiksacije) kojoj je dodat potporni metalni blok. Stoffel i sar.¹⁸ navode da takva kombinacija može biti klinički logična pri stabilizaciji intraartikularnih preloma sa metafizealnom komunikacijom, što bi moglo odgovarati osteotomijskom zjapu kod otvorenih klinastih VTO.

Pri analizi distribucije von Misesovih napona, najveća koncentracija uočena je na samoj ploči u odnosu na druge delove kompozita. Distribucija zadatih opterećenja na implantatu i kosti nije pokazala značajna odstupanja od onih koje postoje u literaturi (65,3% : 34,7%), mada Fouix i sar.¹⁹ i Carter i sar.²⁰ navode da kompozit ploča-kost pokazuje znatno fleksibilnije ponašanje koje se ne može tačno predvideti. Prva tri modela su potpuno ujednačena u distribuciji, odnos napona na kompozitu ploča-kost iznosi 64% prema 36%. Kod modela 4 i 5, što je i očekivano, ploča preuzima veće opterećenje, pa odnos dobijenih napona na ploči i kosti iznosi 69,6% prema 30,4%. Minimalno odstupanje u intenzitetu i distribuciji napona kod modela sa potpornim blokom, nevezano od vrste fiksacije, u prvi plan ističe njegov značaj.

Lom spoljašnjeg kortikalnog mosta ili tibijalnog platoa sreće se u gotovo 12% slučajeva, nepovoljno utiče na tok celokupnog lečenja i zahteva dodatnu fiksaciju preloma^{3, 8-10}. Maksimalni von Misesovi naponi na kosti ustanovljeni su kod svih konfiguracija u posterolateralnom uglu osteotomijskog zjapa. Pritisni napon koji dovodi do loma kosti iznosi 133 – 295 MPa (200 + 36 MPa). Početne napravljene moguće su pri opterećenjima koja predstavljaju oko 30% njegove vrednosti²¹. Modeli sa potpornim metalnim blokom, nevezano od vrste fiksacije (modeli 1, 2 i 3), pokazali su veću rigidnost i pouzdanost u prevenciji mogućeg loma spoljašnjeg kortexa proksimalne tibije pri opterećenjima do 1 400 N. Ova opterećenja predstavljaju jednu do dve telesne težine i simuliraju ona koja se javljaju pri punom osloncu tokom 6 nedelja nakon osteotomije. Posmatrana sekvenca opterećenja ujedno je i najznačajnija za dalje kliničko ispitivanje²². Distribucija napona u proksimalnoj tibiji pri opterećenjima od 1 400 N i 2 100 N kod standardne T-ploče (slika 3) ukazuje na mogućnost loma spoljašnjeg kortexa, što ovu konfiguraciju čini nepouzdanom. Opterećenje od 2 100 N nastaje pri trčanju ili penjanju uz stepenice, što predstavlja 2 – 3 telesne težine čoveka od 65 do 87 kg²². Kod svih modela, a naročito kod modela bez potpornog bloka, prisutan je realni rizik od loma spoljašnjeg kortexa pri opterećenju od 2 100 N.

Najopterećeniji deo implantata lociran je na unutrašnjem radijusu, između horizontalnog i vertikalnog dela ploče. Korekcije radijusa na horizontalnom delu ploče mogu dodatno smanjiti napone u toj regiji. Model 4 predstavlja klasičan tip ploče-unutrašnjeg fiksatora kod koga su maksimalni

von Misesovi naponi u posmatranim tačkama ispoljili najveći porast u odnosu na konfiguracije sa metalnim blokom. Na unutrašnjoj strani ove ploče zabeleženi su naponi veći za 34,3% u odnosu na istu konfiguraciju ploče sa metalnim blokom. Dalja biomehanička ispitivanja potvrđiće potencijalni značaj kombinacije metalnog bloka i stabilnog ugla fiksacije u prevenciji loma spoljašnjeg kortexa tibije nakon osteotomije.

Maksimalni naponi na spoju ploče i zavrtnja kod svih modela dobijeni su na središnjem i zadnjem zavrtnju u proksimalnoj tibiji, kao i na najdistalnijem zavrtnju ispod same osteotomije. Najveći napon dobijen je na zadnjem proksimalnom zavrtnju, što je u skladu sa prenosom opterećenja duž unutrašnje ivice ploče i metalnog bloka kod takvih modela. Kod standardne T-ploče ustanovljena je koncentracija napona veća za 41,5% u odnosu na konfiguracije 2 i 3 sa stabilnim uglom fiksacije u ploči. Naponi na posteriornom proksimalnom zavrtnju istog modela za 46,5% veći su u odnosu na model 4, odnosno 54,8% u odnosu na model 1. Deformacije i/lom zavrtača u proksimalnoj tibiji, njihovo razlablavljenje i posledični gubitak stabilnosti konstrukcije mogu se očekivati u slučaju upotrebe standardne T-ploče bez metalnog bloka.

U svojoj studiji metodom konačnih elemenata Blecha i sar.¹² koristili su standardnu T-ploču bez metalnog bloka, ustanovivši maksimalnu koncentraciju napona u nivou najproksimalnijeg zavrtnja ispod zone osteotomije. U našoj studiji najveće koncentracije napona ustanovljene su u zoni najdistalnijeg zavrtnja, što možemo pripisati njihovom ekscentričnom postavljanju. Najveći naponi na zavrtnjima zabeleženi su kod modela koji odgovara standardnoj T-ploči koju opisuju Blecha i sar.¹². Kod modela sa stabilnim uglom fiksacije u proksimalnoj tibiji i potpornim blokom (2 i 3), nezavisno od tipa zavrtača ispod zone osteotomije, uočena je redukcija napona od 78,1% u odnosu na model 5, odnosno 54,5% u odnosu na ploču-unutrašnji fiksator (model 4). Koncept stabilnog ugla fiksacije ispod osteotomije pri upotrebi metalnog bloka doveden je u pitanje.

Većina implantata koji se koriste kod otvorenih VTO podnose aksijalna opterećenja u srednjoj fazi oslonca, ali nisu u stanju da podnesu torziona opterećenja koja mogu dovesti do njihovog loma²². U ovoj studiji nije posmatrana distribucija napona pri dejstvu sila torzije, što možemo smatrati njenim nedosatkom.

Zaključak

Standardna konfiguracija T-ploče bez potpornog metalnog bloka (model 5) nije pogodna za stabilizaciju otvorene klinaste osteotomije tibije. Primena metalnog potpornog bloka u zoni osteotomije ima veću opravdanost u odnosu na zavrtnje sa stabilnim uglom fiksacije u očuvanju spoljašnjeg kortexa tibije. Modeli T-ploče sa kombinacijom stabilnog ugla fiksacije i potpornog metalnog bloka (modeli 2 i 3) otvaraju povoljniju distribuciju napona na kosti i implantatu što zahteva dalja biomehanička ispitivanja ovih konfiguracija.

LITERATURA

1. *Wolcott M, Traub S, Efird C.* High tibial osteotomies in the young active patient. *Int Orthop* 2010; 34(2): 161–6.
2. *Coventry MB.* Upper tibial osteotomy for osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Am* 1985; 67(7): 1136–40.
3. *Hernigou P, Medeville D, Debeyre J, Goutallier D.* Proximal tibia osteotomy for osteoarthritis with varus deformity. A ten to thirteen-year follow up study. *J Bone Joint Surg Am* 1987; 69(3): 332–54.
4. *Staubli AE, De Simoni C, Babst R, Lobenhoffer P.* TomoFix: a new LCP-concept for open wedge osteotomy of the medial proximal tibia—early results in 92 cases. *Injury* 2003; 34(suppl 2): B55–62.
5. *Lobenhoffer P, Agneskirchner J, Zoch W.* Open-wedge high tibial osteotomy with special medial plate fixator. *Orthopade* 2004; 33(2): 153–60.
6. *Naudie D, Bourne RB, Rorabeck CH, Bourne TJ.* The Install Award. Survivorship of the high tibial valgus osteotomy. A 10- to -22-year followup study. *Clin Orthop Relat Res* 1999; (367): 18–27.
7. *Koshino T, Murase T, Saito T.* Medial opening-wedge high tibial osteotomy with use of porous hydroxyapatite to treat medial compartment osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg Am* 2003; 85-A(1): 78–85.
8. *Spahn G, Wittig R.* Primary stability of various implants in tibial opening wedge osteotomy: a biomechanical study. *J Orthop Sci* 2002; 7(6): 683–7.
9. *Stoffel K, Stachowiak G, Kuster M.* Open wedge high tibial osteotomy: biomechanical investigation of the modified Arthrex Osteotomy Plate (Puddu Plate) and the TomoFix Plate. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2004; 19(9): 944–50.
10. *Flamme CH, Kohn D, Kirsch L.* Primary stability of different implants used in conjunction with high tibial osteotomy. *Arch Orthop Trauma Surg* 1999; 119(7–8): 450–5.
11. *Franco V, Cerullo G, Cipolla M, Gianni E, Puddu G.* Osteotomy for osteoarthritis of the knee. *Curr Orthop* 2005; 19(6): 415–27.
12. *Blecha LD, Zambelli PY, Ramaniraka NA, Bourban PE, Manson JA, Pioletti DP.* How plate positioning impacts the biomechanics of the open wedge tibial osteotomy; a finite element analysis. *Comput Methods Biomed Engin* 2005; 8(5): 307–13.
13. *Simon U, Augat P, Ignatius A, Claes L.* Influence of the stiffness of bone defect implants on the mechanical conditions at the interface—a finite element analysis with contact. *J Biomech* 2003; 36(8): 1079–86.
14. Standard specification for stainless steel bar and wire for surgical implants (special quality). Annual book of of ASTM standards. Philadelphia: ASTM; 1992. F138. 13.01:19–21.
15. *Black J, Hastings G.* Handbook of biomaterial properties. New York: Chapman & Hall; 1998.
16. *Kojić M, Slavković R, Žirković M, Grđanović N.* PAK – Finite Element Program for Structural Analysis and Field Problems. Kragujevac: School of Mechanical Engineering; 1998. (Serbian)
17. *Hurwitz DE, Sumner DR, Andriacchi TP, Sugar DA.* Dynamic knee loads during gait predict proximal tibial bone distribution. *J Biomech* 1998; 31(5): 423–30.
18. *Stoffel K, Lorenz KU, Kuster MS.* Biomechanical considerations in plate osteosynthesis: the effect of plate-to-bone compression with and without angular screw stability. *J Orthop Trauma* 2007; 21(6): 362–8.
19. *Foux A, Yeadon AJ, Uebelhoff HK.* Improved fracture healing with less rigid plates. A biomechanical study in dogs. *Clin Orthop Relat Res* 1997; (339): 232–45.
20. *Carter DR, Vasu R, Spangler DM, Dueland RT.* Stress fields in the unplated and plated canine femur calculated from in vivo strain measurements. *J Biomech* 1981; 14(1): 63–70.
21. *An YH, Draughn RA.* Mechanical Testing of Bone and the Bone–Implant Interface. New York, NY: CRC Press; 2000.
22. *Nelissen EM, van Langelaan EJ, Nelissen RG.* Stability of medial opening wedge high tibial osteotomy: a failure analysis. *Int Orthop* 2010; 34(2): 217–23.

Primljen 29. X 2010.

Revidiran 17. I 2011.

Prihvaćen 16. III 2011.