

# Usporedba biomehaničke stabilnosti DHS vijaka različitih poprečnih presjeka

Adamović, P.<sup>1</sup>, Sabalić, S.<sup>2</sup> i Kodvanj, J.<sup>3</sup>

## Sažetak

Učestalost komplikacija nakon osteosinteze vrata bedrene kosti iznosi i do 46%. Jedna od komplikacija je i avaskularna nekroza (AVN) koja se javlja u rasponu od 9% do 32%, ovisno o različitim biološkim i kirurškim čimbenicima. Druga moguća komplikacija je gubitak stabilnosti pozicije implantata s učestalošću 9% do 30%. Najčešći razlog gubitka stabilnosti je osteoporoza, a povećanjem primarne stabilnosti unutarnje fiksacije mogla bi se smanjiti učestalost navedene komplikacije.

Cilj ove studije je ispitivanje biomehaničke stabilnosti DHS vijka s četiri različita oblika poprečnog presjeka pod utjecajem dva različita iznosa opterećenja. Novi predloženi presjeci se do sada nisu koristili u medicinskoj praksi niti u konstrukciji implantata, već su preuzeti iz priručnika za konstruiranje presjeka poligonih osovina i vratila. Za dva iznosa opterećenja analizirani su rezultati maksimalnih von Mises napreznja na vijku, maksimalnih pomaka glave femura i maksimalnih relativnih pomaka frakture femura dobiveni računalnim simulacijama metodom konačnih elemenata.

Rezultati su pokazali kako dosad neprimijenjeni P3G presjek pokazuje izrazito bolju mehaničku stabilnost od dosada korištenog kružnog poprečnog presjeka i kao takav bi mogao predstavljati novitet u proizvodnji implantata i liječenju prijeloma vrata bedrene kosti.

**Ključne riječi:** DHS vijak, napreznje, metoda konačnih elemenata, biomehanička stabilnost, femur

---

<sup>1</sup> **Petra Adamović, mag. ing. mech.** Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje, Zavod za tehničku mehaniku, Katedra za eksperimentalnu mehaniku, Ivana Lučića 5, 10000 Zagreb, e-mail: petra.adamovic@fsb.hr

<sup>2</sup> **doc. dr. sc. Srećko Sabalić, dr. med.**, Klinika za traumatologiju, Klinički bolnički centar Sestre milosrdnice, Vinogradska cesta 29, 10000 Zagreb, e-mail: ssabalic@gmail.com

<sup>3</sup> **prof. dr. sc. Janoš Kodvanj, dipl. ing. stroj.**, Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje, Zavod za tehničku mehaniku, Katedra za eksperimentalnu mehaniku, Ivana Lučića 5, 10000 Zagreb, e-mail: janos.kodvanj@fsb.hr

## 1 Uvod

Generiranje visokoenergijske traume u mladim pacijenata obično rezultira prijelomom vrata bedrene kosti [1]. Klasificiraju se na temelju stupnja vertikalnosti pomoću Pauwelove klasifikacije, pri čemu su prijelomi višeg stupnja prijelomi okomitije orijentacije. Zbog toga je za ovaj rad odabran najnepovoljniji slučaj spomenute klasifikacije, Pauwel tip III čiji je kut prijeloma oko  $70^\circ$  [2].

Jedan od ključnih čimbenika u liječenju ovih prijeloma je ostvarivanje stabilne fiksacije [3]. Međutim, kirurška fiksacija ovih prijeloma povezana je s izuzetno visokom stopom postoperativnih komplikacija od 30% do 40% [4], stoga je u literaturi provedeno nekoliko biomehaničkih studija kako bi se usporedila stabilnost fiksacije vertikalno orijentiranih prijeloma vrata bedrene kosti pomoću različitih osteosintetskih materijala. Husby i suradnici [5] testirali su kanulirane vijke, DHS vijak te Knowels klinove i nisu pronašli značajnu razliku dok su Baitner i suradnici [6] testirali kanulirane vijke i DHS vijak te pokazali da DHS vijak osigurava značajno bolju biomehaničku stabilnost. Postoji još nekoliko studija [7-9] na temelju kojih se ne može izvući jasan zaključak o superiornom izboru fiksacije, dakle potrebno je uvesti novi parametar koji će pomoći pri tom odabiru.

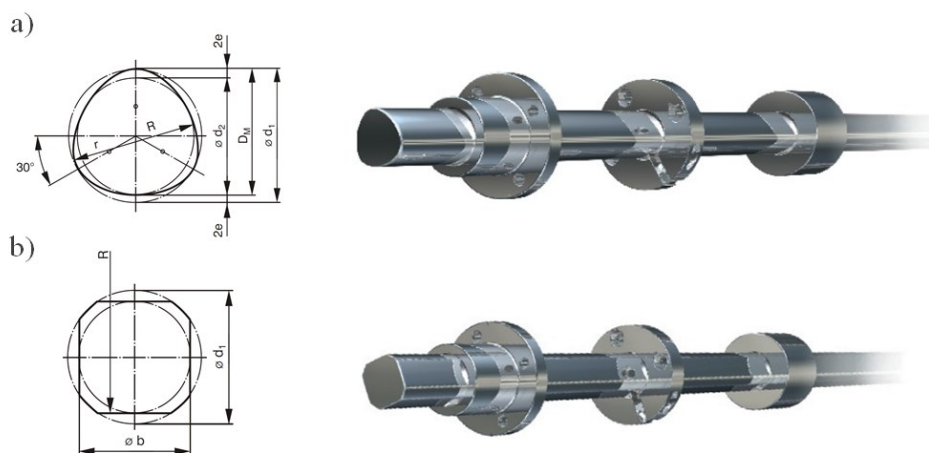
Ideja dolazi iz konstruiranja pogonskih sklopova. Naime, poligonalna vratila koriste se u prijenosnicima snage kao alternativa osovinama s perom i utorenim osovinama. Zbog dobrih geometrijskih svojstava presjeka takvih osovina, dva su odabrana za presjek DHS vijka i provedbu računalnih simulacija stabilnosti prijeloma u ovoj studiji [10]. Rezultati su uspoređeni s rezultatima dobivenim s kružnim presjekom vijka i presjekom u obliku elipse.

## 2 Materijali i metode

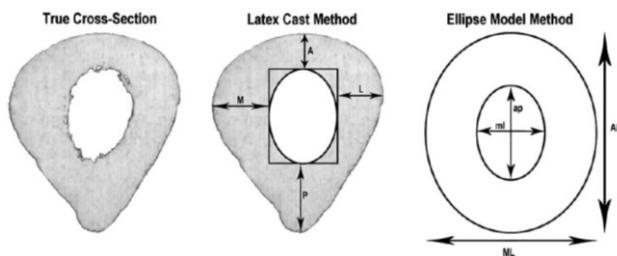
Kompozitni femur četvrte generacije (*Sawbones*, SAD) skeniran je metodom računalne tomografije u Kliničkom bolničkom centru Sestre Milosrdnice u Zagrebu. Njegova je geometrija nakon toga reproducirana u programskom paketu *Materialise Mimics (Materialise NV, Belgija)*, a sklopovi kosti s vijcima su napravljeni u programskom paketu *SolidWorks (Dassault Systèmes, Francuska)*. Rubni uvjeti i opterećenja su definirani u programskom paketu *Abaqus (Dassault Systèmes, Francuska)* koji je korišten za provedbu proračuna metodom konačnih elemenata.

Sklop kosti sastoji se od kortikalnog koštanog tkiva s modulom elastičnosti 17000 MPa i trabekularnog koštanog tkiva s modulom elastičnosti 1100 MPa [11]. Sklop femura nastao je Boolean operacijom. DHS vijku dodijeljen je modul elastičnosti titana u iznosu 110 GPa. Za faktor trenja na površini frakture odabrano je 0,2 [12], dok su sve ostale veze definirane kao čvrste. Za opterećenje odabrane su sile iznosa 600 N i 1600 N. Opterećenje je narinuto vertikalno na acetabularni dio glave femura. Za mrežu konačnih elemenata odabran je tetraedarski konačni element drugog reda C3D10.

Kružni poprečni presjek DHS vijka odabran je za kontrolni model. Za ostala tri ispitna modela odabrani su elipsa, P3G (DIN 32711) i P4C (DIN 32712, slika 1). Promjer kontrolnog modela je 6 mm, dok su za P3G i P4C odabrani nazivni promjeri također 6 mm. Za dimenzije poprečnog presjeka elipse prvo je odabran omjer poluosi iz [13] prikazan na slici 2, a iznos svake od poluosi zaokružen na cijeli broj je odabran na način da je površina presjeka elipse otprilike jednaka površini ostalih presjeka. Presjek na slici 2 predstavlja oblik elipse iz koje je preuzet omjer.



Slika 1. Presjeci korišteni u računalnim simulacijama: a) P3G (DIN 32711) s dimenzijama presjeka osovina; b) P4C (DIN 32712) s dimenzijama presjeka osovina [14]



Slika 2. Presjek trupa femura [13]

### 3 Rezultati

Maksimalno von Mises naprezanje u vijku, maksimalni pomak glave femura te maksimalni relativni pomak frakture su odabrani parametri za analizu rezultata. Maksimalni relativni pomak frakture je parametar koji predstavlja pomak između dva čvora na distalnoj i proksimalnoj strani frakture. Čvorovi su odabrani na način da je prvo odabrana ravnina koja je paralelna koronarnoj ravnini femura, a uz to sadrži točku maksimalnog pomaka glave femura. Rubovi koji su ostali na sklopu nakon rezanja vrata femura definiranom ravninom su rubovi na kojima se nalaze dvije odabrane točke.

Rezultati računalnih simulacija za maksimalno von Mises naprezanje u vijku, maksimalni pomak glave femura te maksimalni relativni pomak frakture za sve presjeke te iznos sile 600 N prikazani su u tablici 1, a za iznos sile 1600 N u tablici 2. Raspodjela von Mises naprezanja na presjeku P3G vijka prikazana je na slici 3, raspodjela pomaka glave femura za presjek P3G prikazana je na slici 4, a raspodjela relativnih pomaka frakture s naznačenim najvećim iznosima presjeka P3G prikazana je na slici 5. Na slikama su mjesta maksimalnih vrijednosti označena kružićem i strelicom. Na svim slikama prikazane su raspodjele za silu 1600 N. Legenda na slici 4 se također može primijeniti i na sliku 5.

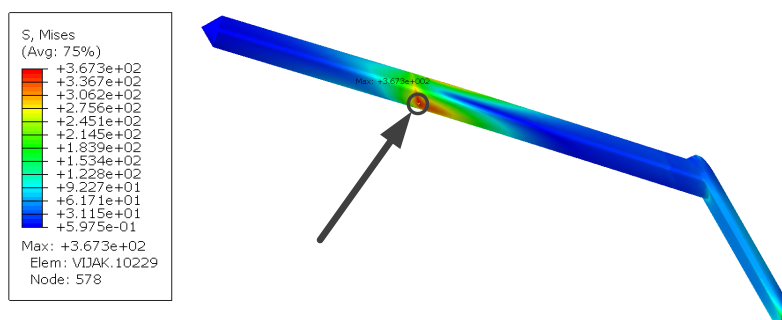
Na slici 3 prikazani su rezultati raspodjele naprezanja samo jednog od četiri presjeka, budući da se maksimalno naprezanje kod sva četiri presjeka vijaka pojavljuje na istom mjestu – kod donje strane frakturne pukotine. Na slici 4 je također prikazana raspodjela pomaka samo jednog presjeka vijka budući da je ona po tendenciji rasta jednaka za sve presjeke vijka. Mjesto pojavljivanja najvećeg pomaka se kod svih modela također nalazi uvijek na istom mjestu. Na slici 5a prikazana je raspodjela pomaka bedrene kosti i vijka s naznačenim maksimalnim iznosom, dok je na slici 5b izdvojen detalj s označenim čvorovima glave i tijela femura koji su odabrani za prikaz iznosa najvećeg relativnog pomaka frakture i koji su jednaki na svim ostalim sklopovima za iznos sile 1600 N. Za silu 600 N vrijede jednaka pravila.

Tablica 1. Rezultati računalnih simulacija za silu 600 N

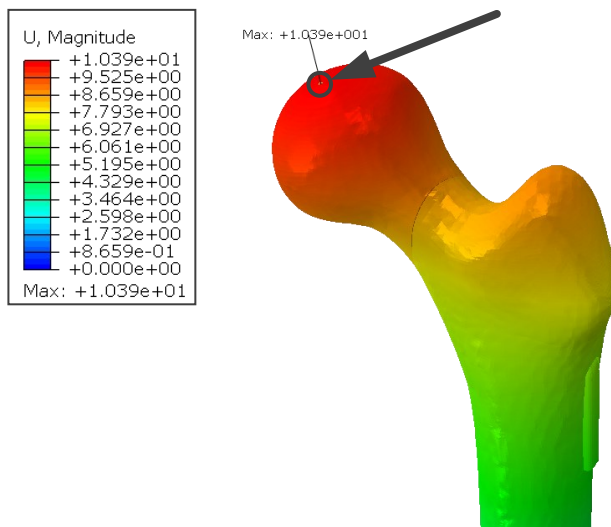
Tip presjeka	Maksimalno von Mises naprezanje na vijku [MPa]	Maksimalni pomak glave femura [mm]	Maksimalni relativni pomak frakture femura [mm]
P3G	138,9	4,146	0,1653
P4C	173,9	4,179	0,2009
Krug	154,1	4,129	0,1953
Elipsa	176,3	4,173	0,2483

Tablica 2. Rezultati računalnih simulacija za silu 1600 N

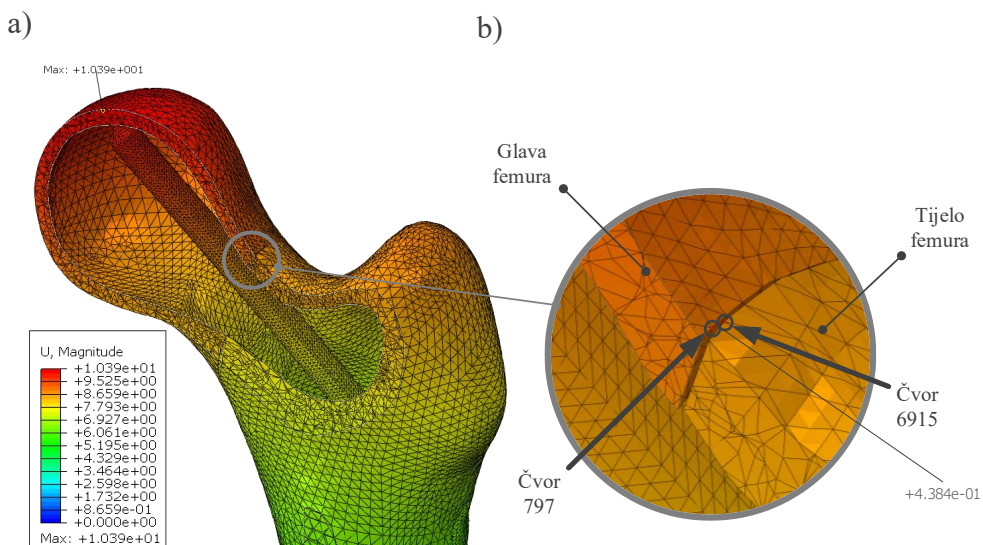
Tip presjeka	Maksimalno von Mises naprezanje na vijku [MPa]	Maksimalni pomak glave femura [mm]	Maksimalni relativni pomak frakture femura [mm]
P3G	367,3	10,390	0,4384
P4C	458,9	10,480	0,5331
Krug	408,0	10,400	0,4766
Elipsa	466,7	10,548	0,6587



Slika 3. Raspodjela von Mises naprezanja na vijku s presjekom P3G za silu 1600 N (DIN 32711)



Slika 4. Raspdjela pomaka glave femura za vijak presjeka P3G za silu 1600 N (DIN 32711)



Slika 5. a) Raspdjela relativnih pomaka frakture za vijak presjeka P3G (DIN 32711) za silu 1600 N; b) detalj s prikazanim čvorovima za iznos relativnih pomaka

## 4 Zaključak

Cilj rada bio je usporediti biomehaničku stabilnost vijaka sa standardnim kružnim poprečnim presjekom i s novim predloženim poprečnim presjecima korištenim u proizvodnji vratila i osovina. Rezultati računalnih simulacija metodom konačnih elemenata su pokazali da presjek tipa P3G svojim oblikom uvelike nadmašuje biomehaničku stabilnost kružnog poprečnog presjeka i to prema parametrima naprezanja u vijcima, pomaka glave femura te relativnog pomaka frakture femura. Presjek u obliku elipse postavljen na način da je njezina mala poluos paralelna s osi trupa femura pokazao je najlošije rezultate.

Rezultati ove studije pokazuju kako bi se proizvodnja DHS vijaka s predloženim poprečnim presjekom mogla uvelike pozitivno odraziti na biomehaničku stabilnost pri liječenju prijeloma vrata bedrene kosti visokih stupnjeva Pauwelove klasifikacije.

## Literatura

- [1] Robinson, C.M., Court-Brown, et al.; Hip fractures in adults younger than 50 years of age. *Epidemiology and results; Clin Orthop Relat Res*; 1995;238-246.
- [2] Bartonicek, J.; Pauwels' classification of femoral neck fractures: correct interpretation of the original; *J Orthop Trauma*; 2001;15:358-360.
- [3] Ly, T.V., Swiontkowski, M.F.; Treatment of femoral neck fractures in young adults; *J Bone Joint Surg Am*; 2008;90;2254-2266.
- [4] Protzman, R.R., Burkhalter, W.E.; Femoral-neck fractures in young adults; *J Bone Joint Surg Am*; 1967; 58;689-695.
- [5] Husby, T., Alho, A., Høiseth, A. et al.; Strength of femoral neck fracture fixation. Comparison of six techniques in cadavers; *Acta Orthop Scand*; 1987;58;634-637.
- [6] Baitner, A.C., Maurer, S.G., Hickey, D.G., et al.; Vertical shear fractures of the femoral neck. A biomechanical study; *Clin Orthop Relat Res*; 1999;300-305.
- [7] Aminian, A., Gao, F., Fedoriw, W.W., et al.; Vertically oriented femoral neck fractures: mechanical analysis of four fixation techniques. *J Orthop Trauma*; 2007;21:544-548.
- [8] Nowotarski, P.J., Ervin, B., Weatherby, B, et al.; Biomechanical analysis of a novel femoral neck locking plate for treatment of vertical shear Pauwel's type C femoral neck fractures; *Injury*; 2012;46;802-806.
- [9] Knobe, M., Altgassen, S., Maier, K.J., et al.; Screw-blade fixation systems in Pauwels three femoral neck fractures: a biomechanical evaluation; *Int Orthop*; 2017;42;409-418.
- [10] Bhatta, R., Reffeor, W.; Comparison of load carrying capacity of three and four lobed polygonal shaft and hub connection for constant grinding diameter; *Volume 9: Mechanics of Solids, Structures and Fluids; NDE, Diagnosis and Prognosis*; 2016.
- [11] Rho, J.Y., et al.; Young's modulus of trabecular and cortical bone 368 material: Ultrasonic and microtensile measurements; *J Biomech*; 1993;26(2):111-119.
- [12] Zhou, L, Lin, J, Huang, A, Gan, W, Zhai, X, Sun, K, Huang, S, Li, Z.; Modified cannulated screw fixation in the treatment of Pauwels type III femoral neck fractures: A biomechanical study; *Clin Biomech*; 2020;74:103-110.
- [13] O'Neill, M.C., Ruff, C.B.; Estimating human long bone cross-sectional geometric properties: a comparison of noninvasive methods; *J Hum Evol*; 2004;47:221-235.
- [14] INKOMA katalog. <http://pdfs.findtheneedle.co.uk/14624..pdf> Preuzeto 24.8.2021.