

DUBENKAULIO SKERSINIO LŪŽIO PER GŪŽDUOBĘ
FIKSAVIMO BŪDŲ TYRIMAS, TAIKANT BEMGediminas Gaidulis¹, Julius Griškevičius²

Vilniaus Gedimino technikos universitetas

El. paštas: ¹gediminas.gaidulis@stud.vgtu.lt; ²julius.griskevicius@vgtu.lt

Santrauka. Straipsnyje nagrinėjama dubenkaulio skersinio lūžio per gūžduobę fiksavimo problema. Naudojant kompiuterinį trimatį dubenkaulio modelį ir *SolidWorks* programų paketą, suprojektuojama lūžiui fiksuoti reikalinga plokštelė, kuri prie kaulo tvirtinama taikant skirtingą varžtų skaičių ir įvairius jų išdėstymo būdus. Modelis suskirstomas į baigtinius elementus, pridedama išorinė apkrova ir atliekama dubenkaulio įtempčių bei poslinkių analizė. Atsižvelgiant į gautus rezultatus, nustatomas tinkamiausias plokštelės tvirtinimo būdas.

Reikšminiai žodžiai: dubens kaulai, skersinis lūžis per gūžduobę, kaulų lūžių fiksavimas, kirkšninis klubakaulio metodas, baigtinių elementų metodas, implantai.

Įvadas

Dubens kaulų lūžiai nėra labai dažni (sudaro nuo 2 iki 8 % visų kaulų lūžių), tačiau labai pavojingi – jiems lūžus, gali būti pažeistos kraujagyslės, todėl žmogus gali nukraujuoti, gali būti pažeisti nervai ar dubens organai. Be to, tokių lūžių gydymo trukmė yra ilga, o atsiradus komplikacijoms abejotina visiško pasveikimo prognozė (McCormack *et al.* 2010).

Dubens kaulų lūžių tvirtinimo metodai yra keli: Kocherio ir Langenbecko, kirkšninis klubakaulio, iššėtinis ar jų deriniai. Esant skersiniam dubenkaulio lūžiui per gūžduobę (dar vadinamam lūžiu per gūžduobę B1), dažnai taikomas kirkšninis klubakaulio tvirtinimo metodas. Kaulas sutvirtinamas metaline plokštele, priveržiama ant priekinės dubenkaulio sienelės (Marsh *et al.* 2007; Laird, Keating 2005).

Įvairių tvirtinimo metodų tyrimai atliekami gana dažnai, tačiau didesnė jų dalis daroma naudojant sintetinius dubenkaulių modelius. Tokie modeliai yra brangūs (atitinkantis gyvo kaulo savybes modelis kainuoja apie 200 eurų), be to, tyrimui dažnai reikia kelių dešimčių bandinių. Taip pat reikalingos tvirtinimo plokštelės, varžtai, įrankiai plokštelėms išlankstyti ir pritvirtinti, staklės modeliui įtvirtinti bei apkrovai sudaryti (Gilliland *et al.* 2013; Marintshev *et al.* 2012; Mehin *et al.* 2009; Nachshon *et al.* 1998).

Daug paprasčiau būtų tirti dubens kaulų lūžių fiksavimo būdus, naudojant kompiuterinį dubenkaulio modelį ir taikant baigtinių elementų metodą (BEM). Tokių tyrimų, nagrinėjančių dubenkaulio skersinį lūžį per gūžduobę, nėra daug. Pavyzdžiui, Baoqing *et al.* (2010) tyrinėjo skirtingų plokštelėlių tvirtinimo, tačiau ne skirtingus varžtų išdėstymo būdus.

Šio tyrimo tikslas – ištirti dubenkaulio skersinio lūžio per gūžduobę fiksavimą, taikant BEM, plokštelei tvirtinti naudojant skirtingą varžtų skaičių ir išdėstymo būdus.

Modelio sudarymas

Tyrimui naudoti kompiuteriniai trimačiai kairiojo dubenkaulio ir kairiojo šlaunikaulio modeliai, sukurti pagal kompiuterinės tomografijos tyrimo metu gautus rezultatus, naudojant *Rapidform XOR* programų paketą. Skaitmeninėje *SolidWorks* aplinkoje buvo suformuotas skersinis dubenkaulio lūžis per gūžduobę (1 pav.).



1 pav. Erdvinis dubenkaulio modelis su skersiniu lūžiu per gūžduobę

Fig. 1. 3D model of hip with transverse acetabular fracture

Lūžiu fiksuoti kirkšniniu klubakaulio tvirtinimo metodu pagal priekinės dubenkaulio sienelės paviršių buvo suprojektuota AISI 316L nerūdijančio plieno plokštelė, kurios ilgis 108 mm. Plokštelė sudaryta iš 8-ių vienodo ilgio segmentų, kurių viduryje suprojektuotos kiaurymės varžtams. Plokštelei tvirtinti buvo panaudoti vienodo skermens (4 mm), tačiau skirtingo ilgio (20–40 mm) AISI 316L nerūdijančio plieno varžtai. Tiriant skirtingus varžtų išdėstymo lūžiu fiksuoti būdus, buvo panaudoti 4 arba 6 varžtai (Gilliland *et al.* 2013; Nachshon *et al.* 1998).

Lūžis fiksuotas plokštele, naudojant tris skirtingus varžtų išdėstymo būdus: XXOOOXX, XOXOOXOX ir XXXOOXX (čia X – varžtas plokštelės kiaurymėje, O – kiaurymė be varžto) (2 pav.). Panaudoti tokie varžtų ilgiai (išdėstant iš kairės į dešinę): 20, 35, 20, 40, 25, 35 mm.

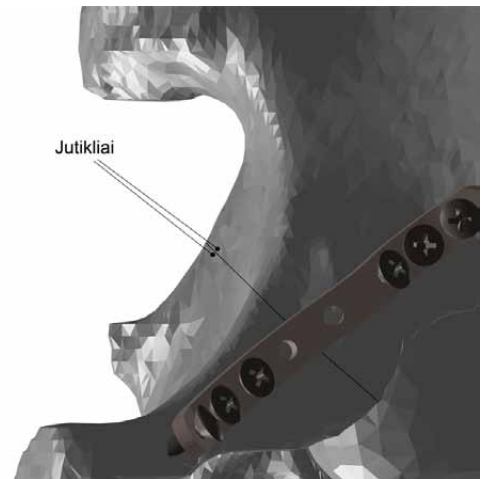


2 pav. Lūžio fiksavimas plokštele, naudojant XXXOOOXX varžtų išdėstymo būdą

Fig. 2. Fracture fixation with plate placing screws in XXXOOOXX method

Tvirtinant dubenkaulio lūžį plokštele, tariama, kad poslinkis lūžio vietoje negali viršyti 2 mm, todėl abipus lūžio pritvirtinti lūžio vietos poslinkį rodantys virtualūs jutikliai (Marintshev *et al.* 2012) (3 pav.).

Atliekant tyrimą, daroma prielaida, kad kaulas yra vienalytė medžiaga, be to, dubenkauliui ir šlaunikauliui parinktos vienodos mechaninės savybės: tamprumo modulis $E = 18\,000$ MPa, takumo riba $\sigma_y = 90$ MPa, tankis $\rho = 1830$ g/m³, Puasono koeficientas $\nu = 0,3$. Plieninės plokštelės mechaninės savybės tokios: $E = 200\,000$ MPa, $\sigma_y = 170$ MPa, $\rho = 8027$ kg/m³, $\nu = 0,265$.



3 pav. Lūžio poslinkį matuojančių jutiklių tvirtinimo vietos
Fig. 3. Placement spots for fracture displacement sensors

Daroma prielaida, kad dubens kaulų modelis yra simetrinis, todėl nagrinėtas tik vienas dubenkaulis, įtvirtintas darant nuopjovą toje vietoje, kur jis jungiasi su kryžkauliu. Modelis apkrautas žmogaus stovėseną imituojančia statine apkrova, nukreipiant ją statmenai šlaunikaulio nuopjovos paviršiui. Parinkta, kad paciento svoris – 1000 N. Žinant, kad jėga, kuria šlaunikaulis veikia dubenkaulį, gali siekti 250 % kūno svorio, modelis apkrautas 2500 N apkrova (Asseln *et al.* 2013).

Modelis suskirstytas į 10-ies mazgų tetraedro formos baigtinius elementus (4 pav.). Plokštelę fiksuojant skirtingais būdais, gauti skirtingi elementų, mazgų ir laisvės laipsnių skaičiai pateikti 1 lentelėje.



4 pav. Modelis, suskirstytas baigtiniais elementais, įtvirtintas ir apkrautas
Fig. 4. Model divided into finite elements, fixed geometry and external load applied

1 lentelė. Baigtinių elementų, jų mazgų ir laisvės laipsnių skaičius, naudojant skirtingus plokštelės fiksavimo būdus

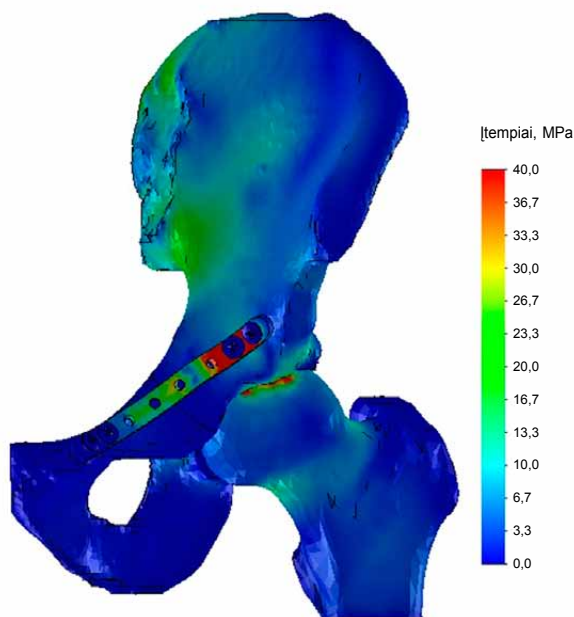
Table 1. Numbers of finite elements, nodes and degrees of freedom in different plate fixation methods

Fiksavimo būdas	Baigtinių elementų skaičius	Mazgų skaičius	Laisvės laipsnių skaičius
XXOOOOXX	186 083	280 080	849 627
XOXOOXOX	186 085	280 065	849 582
XXXOOXXX	190 204	287 244	871 119

Naudojant programą *SolidWorks Simulation*, atlikta apkrauto dubenkaulio įtempių ir poslinkių analizė.

Tyrimo rezultatai

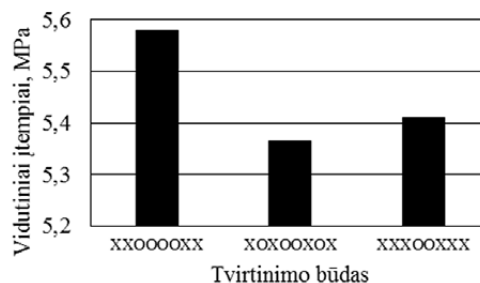
Modelio, suskirstyto baigtiniais elementais, analizė parodė, kad didžiausi įtempiai gauti naudojant varžtų išdėstymo būdą XXOOOOXX (5 pav.), o mažiausi – veržiant XOXOOXOX būdu. Didžiausi įtempiai susidarė šlaunikaulio kontakto su dubenkaulio vietoje ir varžtų įveržimo vietose, tačiau jie neviršijo leistinųjų įtempių dydžio. Visų tvirtinimo būdų vidutinių įtempių palyginimas pateiktas 6 pav.



5 pav. Įtempių pasiskirstymas po deformacijos (XXOOOOXX būdas)

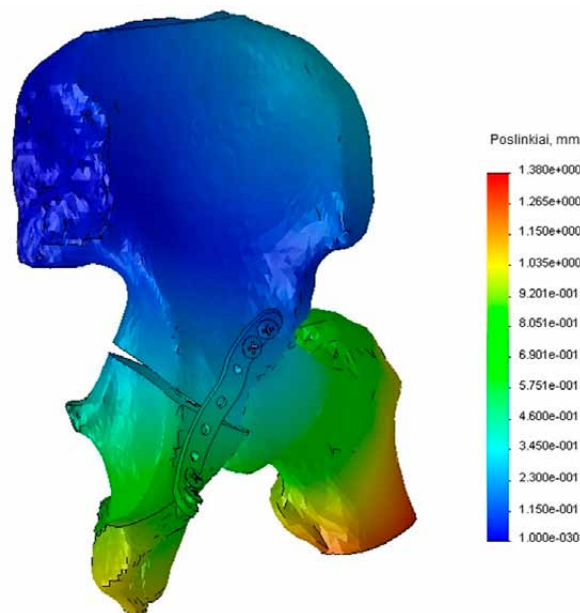
Fig. 5. Stress distribution after deformation (XXOOOOXX method)

Modelio poslinkių tyrimas parodė, kad didžiausias poslinkis taip pat susidarė sutvirtinus lūžį – XXOOOOXX (7 pav.), o mažiausias – XOXOOXOX būdu. Visų tvirtinimo būdų didžiausių ir vidutinių poslinkių palyginimai pateikti 8 ir 9 pav.



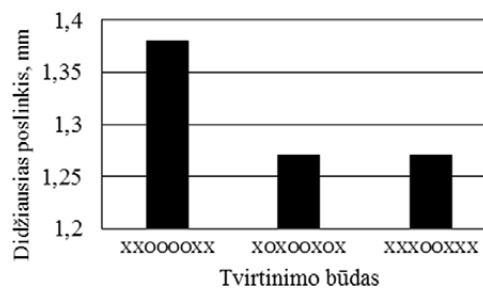
6 pav. Vidutiniai įtempiai, esant skirtingiems plokštelės tvirtinimo būdams

Fig. 6. Average stress distribution in different plate fixation methods



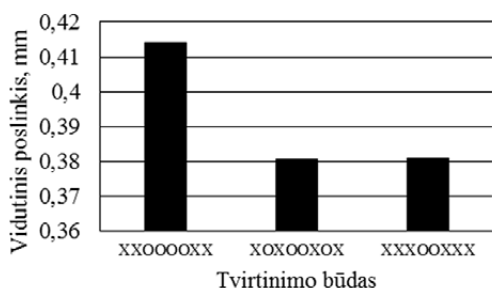
7 pav. Poslinkiai po deformacijos (XXOOOOXX būdas; poslinkių deformacijos mastelis 1:50)

Fig. 7. Displacement after deformation (XXOOOOXX method; deformation scale factor is 1:50)



8 pav. Didžiausi poslinkiai, esant skirtingiems plokštelės tvirtinimo būdams

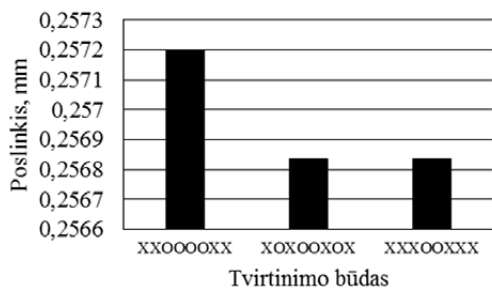
Fig. 8. Maximum displacement in different plate fixation methods



9 pav. Vidutiniai poslinkiai, esant skirtingiems plokštelės tvirtinimo būdams

Fig. 9. Average displacement in different plate fixation methods

Abipus lūžio sumontuoti jutikliai parodė, kad, plokštelę tvirtinant skirtingais varžtų išdėstymo būdais, poslinkis neviršija leistinųjų 2 mm ir labai mažai skiriasi (10 pav.).



10 pav. Poslinkis lūžio vietoje, esant skirtingiems plokštelės tvirtinimo būdams

Fig. 10. Fracture displacement in different plate fixation methods

Išvados

Sudarytas kompiuterinis erdvinis dubenkaulio modelis leido iširti skirtingus skersinio lūžio per gūžduobę fiksavimo būdus, taikant BEM. Atlikus įtempių pasiskirstymo ir poslinkių matavimus, veikiant statinei išorinei 2500 N apkrovai, gauti tokie rezultatai:

1. Visi trys plokštelės tvirtinimo būdai tinkami, nes tyrimo metu nei susidarė įtempiai, nei poslinkiai neviršijo leistinųjų reikšmių.
2. Didžiausi įtempiai ir poslinkiai gauti išdėstant varžtus XXOOOXX būdu (vidutiniai įtempiai 5,58 MPa, didžiausias poslinkis 1,38 mm, vidutinis poslinkis 0,41 mm), mažiausi – XOXOOXOX būdu (atitinkamai 5,37 MPa, 1,27 mm ir 0,38 mm).
3. Varžtų išdėstymo būdu XXXOOXXX analizės rezultatai (5,41 MPa, 1,27 mm, 0,38 mm) beveik nenusileido XOXOOXOX būdui, be to, tokiam plokštelės tvirtinimui reikia daugiau varžtų.
4. Tvirtinant plokštelę visais būdais, lūžio vietoje susidarė nedidelis poslinkis (apie 0,257 mm), neviršijantis 15 % leistinosios poslinkio reikšmės.

Literatūra

- Asseln, M., *et al.* 2013. Evaluation of biomechanical models for the planning of total hip arthroplasty, *Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik* 58 (Suppl. 1).
- Baoqing, P., *et al.* 2010. Finite element analysis of acetabular transverse fracture reconstruction treated with different internal fixation methods, in *2010 International Conference on Optoelectronics and Image Processing* 1: 557–560.
- Gilliland, M. J., *et al.* 2013. Biomechanical analysis of acetabular revision constructs: is pelvic discontinuity best treated with bicolumnar or traditional unicolumnar fixation?, *The Journal of Arthroplasty* 28(1): 178–186.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.arth.2012.04.031>
- Laird, A.; Keating, J. F. 2005. Acetabular fractures: a 16-year prospective epidemiological study, *The Bone & Joint Journal* 87(7): 969–973.
- Marintschev, I., *et al.* 2012. Biomechanical comparison of different acetabular plate systems and constructs – The role of an infra-acetabular screw placement and use of locking plates, *Injury* 43(4): 470–474.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.injury.2011.11.009>
- Marsh, J. L., *et al.* 2007. Fracture and dislocation classification compendium – 2007: Orthopaedic Trauma Association classification, database and outcomes committee, *Journal of Orthopaedic Trauma* 21(10): S59–S67.
- McCormack, R., *et al.* 2010. Diagnosis and management of pelvic fractures, *Bulletin of the NYU Hospital for Joint Diseases* 68(4): 281–291.
- Mehin, R., *et al.* 2009. A biomechanical study of conventional acetabular internal fracture fixation versus locking plate fixation, *Canadian Journal of Surgery* 52(3):221–228.
- Nachshon, S., *et al.* 1998. Biomechanical evaluation of transverse acetabular fracture fixation, *Clinical Orthopaedics and Related Research* 352(7): 215–222.

TRANSVERSE ACETABULAR FRACTURE FIXATION METHODS ANALYSIS USING FEA

G. Gaidulis, J. Griškevičius

Abstract

The aim of this study is to analyze the problem of transverse acetabular fracture fixation using finite element analysis (FEA). 3D model of pelvis and hip joint structure was created and the design of fixation plate using *SolidWorks* was made. The plate was fixed using three different methods: XXOOOXX, XOXOOXOX, XXXOOXXX (where X is screw and O is empty hole). Model was meshed into finite elements, static external load of 2500 N was added and the analysis of stress distribution and displacement was performed.

The results showed that all three methods of fixture fit for transverse acetabular fracture fixation while the XOXOOXOX method appeared most suitable because of the smallest stress distribution and displacement on pelvis bone.

Keywords: pelvis, transverse acetabular fracture, bone fracture fixation, ilioinguinal method, finite elements method, implants.