

GŪŽDUOBĖS SKERSINIO LŪŽIO FIKSAVIMO SKIRTINGAI IŠDĖSTYTOTIS PLOKŠTELĖMIS TYRIMAS

Gediminas GAIDULIS¹, Julius GRIŠKEVIČIUS²,
Valentinas UVAROVAS³, Igoris ŠATKAUSKAS⁴

^{1,2}Vilniaus Gedimino technikos universitetas; ^{3,4}Vilniaus universitetas
El. paštas: ¹gediminas.gaidulis@vgtu.lt; ²julius.griskevicius@vgtu.lt;
³valentinas.uvarovas@mf.vu.lt; ⁴igoris.satkauskas@gmail.com

Santrauka. Straipsnyje išnagrinėta gūžduobės skersinio lūžio fiksavimo skirtingai išdėstytomis plokštelėmis problema. Taikant kompiuterinį trimatį dubenkaulio modelį ir *SolidWorks* programų paketą, suprojektuotos 3 lūžiui fiksuoti reikalingos plokštelės, prie dubenkaulio tvirtinamos skirtingose vietose. Modelis suskirstytas į baigtinius elementus, pridėta statinė išorinė apkrova ir atlikta plokštelių įtempių bei lūžio vietos poslinkių analizė. Atsižvelgiant į gautus rezultatus, nustatytas tinkamiausias plokštelės tvirtinimo būdas.

Reikšminiai žodžiai: baigtinių elementų metodas, dubens kaulai, gūžduobės skersinis lūžis, implantai, osteosintezė.

Įvadas

Gūžduobės skersinis lūžis yra gana retas (sudaro iki 10 % visų dubens kaulų lūžių), todėl jo tvirtinimo būdai nėra dažnai tyrinėjami. Visgi tokio tipo lūžis yra gana sudėtingas, nes tai sąnarinis lūžis. Traumos metu suardomas sąnario kongruentiškumas, todėl klubo sąnario funkcijai atkurti būtina tiksli lūžgalių repozicija ir stabili fiksacija. Jei to pasiekti nepavyksta, vystosi sąnario potrauminė artrozė ir pacientas invalidizuojamas.

Gūžduobės skersinio lūžio atveju kaulas sutvirtinamas metaline plokštele, priveržiama ant dubenkaulio. Taikomi tokie osteosintezės būdai:

1. Priekinės kolonos osteosintezė (plokštelė tvirtinama ant gaktikaulio viršutinės šakos ir klubakaulio).
2. Užpakalinės kolonos osteosintezė (plokštelė tvirtinama ant sėdynkaulio ir klubakaulio).

Praktikoje dažniausiai atliekama užpakalinės kolonos osteosintezė, o priekinės kolonos – retai (Egol *et al.* 2010).

Gūžduobės skersinio lūžio tvirtinimo tyrimai dažniausiai atliekami taikant sintetinius dubenkaulių modelius. Visgi tai yra gana brangu, be to, tyrėjas turi sugebėti tiksliai išlankstyti plokštelę pagal dubenkaulio profilį ir ja sutvirtinti lūžį, o tam reikalingi atitinkami įgūdžiai ir specialūs įrankiai (Gilliland *et al.* 2013; Marintshev *et al.* 2012; Mehin *et al.* 2009). Todėl tokio lūžio tvirtinimo ty-

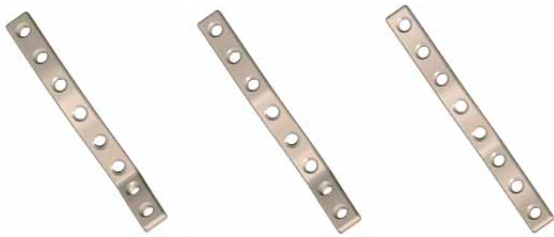
rimus paprasčiau atlikti taikant kompiuterinį dubenkaulio modelį ir baigtinių elementų metodą (BEM). Tokių tyrimų, nagrinėjančių gūžduobės skersinio lūžio tvirtinimą, nėra daug. Pavyzdžiui, Baoqing *et al.* (2010) tyrinėjo skirtingo ilgio plokštelių ir skirtingų tipų varžtų naudojimą lūžiui sutvirtinti, tačiau visas plokšteles tvirtino toje pačioje dubenkaulio vietoje.

Šio tyrimo tikslas – taikant BEM, iširti gūžduobės skersinio lūžio fiksavimą užpakalinės kolonos osteosintezės būdu, naudojant skirtingose dubenkaulio vietose pritvirtintas plokšteles.

Modelio sudarymas

Tyrimui taikyti kompiuteriniai trimačiai kairiojo dubenkaulio ir kairiojo šlaunikaulio modeliai, sukurti pagal kompiuterinės tomografijos tyrimo metu gautus rezultatus, taikant *Rapidform XOR* programų paketą. Skaitmeninėje *SolidWorks* aplinkoje buvo suformuotas gūžduobės skersinis lūžis (Gaidulis, Griškevičius 2013).

Lūžiui fiksuoti užpakalinės kolonos osteosintezės būdu pagal sėdynkaulio ir klubakaulio paviršius suprojektuotos trys AISI 316L nerūdijančiojo plieno plokštelės, kurių kiekvienos ilgis 80 mm, plotis – 8 mm (1 pav.).



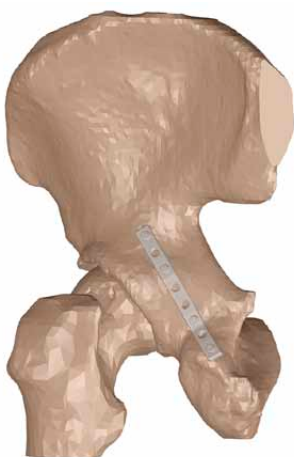
1 pav. Lūžiui fiksuoti naudotos plokštelės, pritvirtintos skirtingu atstumu nuo gūžduobės – 10, 20 ir 30 mm

Fig. 1. Fracture fixation plates attached at different distances of 10, 20 and 30 mm from the acetabulum

Kiekviena plokštelė sudaryta iš 8-ių vienodo ilgio segmentų, kurių viduryje suprojektuotos kiaurymės varžtams. Varžtai pagaminti iš AISI 316L nerūdijančiojo plieno, o visų jų skersmuo 3,5 mm. Kiekvienu tvirtinimo atveju naudoti 4 varžtai, kurie išdėstyti XOXOXOX būdu (čia X – varžtas plokštelės kiaurymėje, O – kiaurymė be varžto) (Gaidulis, Griškevičius 2013).

Ištirti 3 skirtingi lūžio fiksavimo atvejai, kiekvienu iš jų naudojant po vieną plokštelę. Plokštelės tvirtintos 10, 20 ir 30 mm atstumu nuo gūžduobės:

1. Arčiausiai gūžduobės esanti plokštelė tvirtinta trumpais 12 mm ilgio varžtais, nes priekinė gūžduobės sienelė plona.
2. 20 mm atstumu nuo gūžduobės esanti plokštelė tvirtinta 24 mm ilgio varžtais (2 pav.).
3. Toliausiai nuo gūžduobės esanti plokštelė tvirtinta trimis 24 mm ilgio varžtais ir vienu 12 mm ilgio varžtu, įveržtu į apatinį plokštelės segmentą (arčiausiai gaktikaulio).



2 pav. Lūžio fiksavimas plokštele, pritvirtinta 20 mm atstumu nuo gūžduobės

Fig. 2. Fracture fixation with a plate attached at a distance of 20 mm from the acetabulum

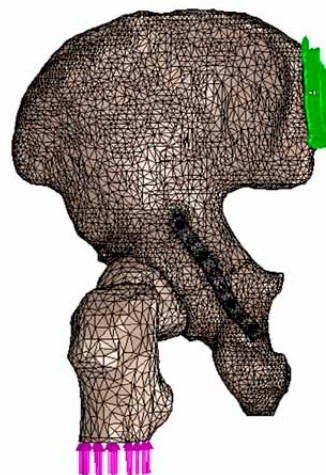
Tvirtinant gūžduobės lūžį plokštele, tariama, kad poslinkis lūžio vietoje negali viršyti 2 mm, todėl abipus lūžio pritvirtinti lūžio vietos poslinkį rodantys virtualūs jutikliai (Marintshev *et al.* 2012).

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

Padaryta 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 (pavyzdžiui, žmogui stovint ant vienos kojos), modelis apkrautas 2500 N apkrova (Asseln *et al.* 2013; Bergmann *et al.* 2001).

Modelis suskirstytas į 10-ies mazgų tetraedro formos baigtinius elementus (3 pav.). Plokštelę tvirtinant skirtingose vietose, gauti skirtingi elementų, mazgų ir laisvės laipsnių skaičiai pateikti 1 lentelėje.

Taikant programą *SolidWorks Simulation*, atlikta apkrauto modelio įtempčių ir poslinkių analizė. Kiekvienu atveju ištirti didžiausi poslinkiai lūžio vietoje ir didžiausi įtempiai plokštelėje.



3 pav. Modelis, suskirstytas baigtiniais elementais, įtvirtintas ir apkrautas (plokštelė pritvirtinta 20 mm atstumu nuo gūžduobės)

Fig. 3. Model divided into finite elements, fixed geometry and applied external load (plate attached at a distance of 20 mm from the acetabulum)

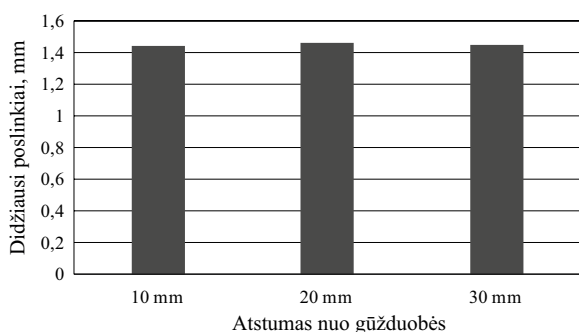
1 lentelė. Baigtinių elementų, jų mazgų ir laisvės laipsnių skaičius, skirtingai išdėstant plokšteles

Table 1. Number of finite elements, nodes and degrees of freedom using different plate attachment methods

Atstumas nuo gūžduobės, mm	Baigtinių elementų skaičius	Mazgų skaičius	Laisvės laipsnių skaičius
10	151 045	230 544	695 754
20	156 085	240 065	749 582
30	148 250	225 567	679 758

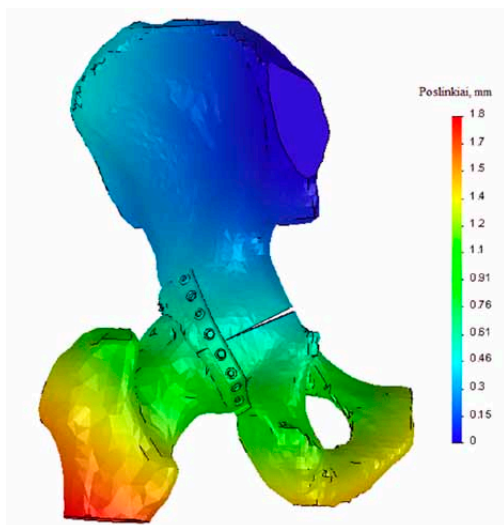
Tyrimo rezultatai

Modelio, suskirstyto baigtiniais elementais, analizė parodė, kad didžiausi poslinkiai visais plokštelių išdėstymo būdais gana panašūs – apie 1,46 mm (4 pav.). Didžiausi poslinkiai susidarė ties šlaunikaulio dalimi, prie kurios buvo pridėta apkrova (5 pav.).



4 pav. Didžiausi poslinkiai, esant skirtingiems plokštelių išdėstymo būdams

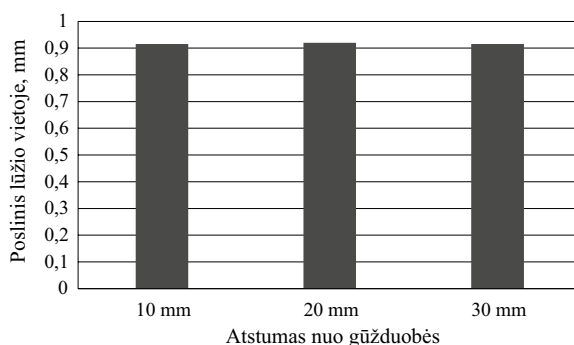
Fig. 4. Maximum displacement using different plate attachment methods



5 pav. Poslinkiai po deformacijos, plokštei esant 10 mm atstumui nuo gūžduobės (poslinkių deformacijos mastelis 1:20)

Fig. 5. Displacement after deformation using a fixation plate attached at a distance of 10 mm from the acetabulum (deformation scale factor is 1:20)

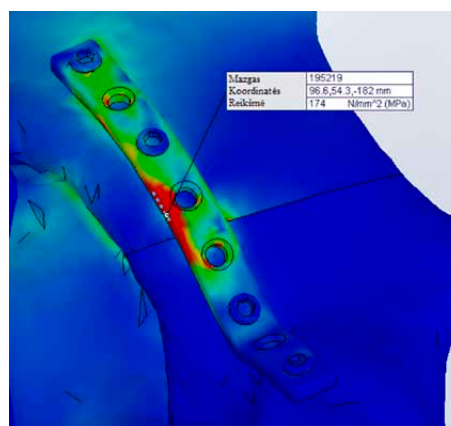
Poslinkiai lūžio vietoje taip pat yra beveik vienodi (apie 0,92 mm) ir neviršija leistinos 2 mm reikšmės (6 pav.).



6 pav. Poslinkis lūžio vietoje, esant skirtingiems plokštelių išdėstymo būdams

Fig. 6. Fracture displacement using different plate attachment methods

Įtempčių tyrimas parodė, kad tvirtinant plokštelę 10 mm atstumu nuo gūžduobės, joje susidarę įtempiai siekė 174 MPa (7 pav.). Tai viršija plokštelių takumo ribą (170 MPa), todėl šiuo atveju galimos liekamosios plokštelių deformacijos ir toks tvirtinimo būdas nėra tinkamas.

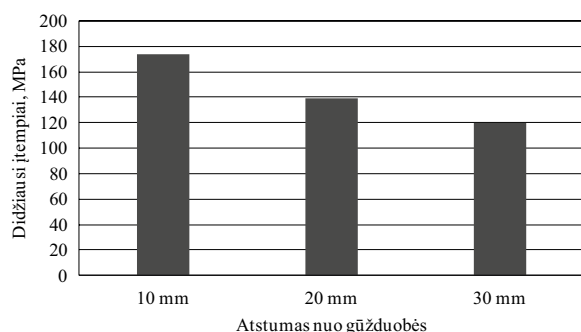


7 pav. Arčiausiai gūžduobės pritvirtintoje plokštelėje susidarę įtempiai

Fig. 7. Maximal stresses in the nearest plate from the acetabulum

Plokštelę tvirtinant toliau nuo gūžduobės, takumo riba nebuvo viršyta. Plokštei esant 20 mm atstumui, didžiausi įtempiai siekė 139 MPa, o ją tvirtinant 30 mm atstumu – 120 MPa (8 pav.).

Be to, įtempčių tyrimo diagramos parodė, kad, tvirtinant plokštelę 20 mm atstumu nuo gūžduobės, įtempiai plokštelės paviršiuje pasiskirstė nesimetriškai, labiau apkrauta kairioji plokštelės pusė. Tvirtinant plokštelę 30 mm atstumu, įtempiai plokštelės paviršiuje pasiskirstė gana simetriškai.



8 pav. Didžiausi įtempiai, esant skirtingiems plokštelės tvirtinimo būdams

Fig. 8. Maximum stress using different plate attachment methods

Išvados

Sudarytas kompiuterinis erdvinis dubenkaulio modelis leido atlikti gūžduobės skersinio lūžio tvirtinimo skirtingai išdėstytomis plokštelėmis tyrimą. Atlikus įtempių pasiskirstymo plokštelėse ir poslinkių lūžio vietoje matavimus, veikiant statinei išorinei 2500 N apkrovai, gauti tokie rezultatai:

1. Didžiausi poslinkiai modelyje visais plokštelių išdėstymo būdais panašūs – apie 1,46 mm.
2. Poslinkiai lūžio vietoje taip pat yra beveik vienodi – apie 0,92 mm. Jie neviršija leistinos 2 mm reikšmės.
3. Arčiausiai gūžduobės pritvirtintoje plokštelėje didžiausi įtempiai siekė 174 MPa. Tai viršija plieno AISI 316L takumo ribą, todėl toks plokštelės tvirtinimo būdas nėra tinkamas.
4. Plokštei esant 20 mm atstumu nuo gūžduobės, didžiausi įtempiai yra 139 MPa, o ją tvirtinant 30 mm atstumu – 120 MPa. Pastarasis būdas tinkamiausias plokštei tvirtinti, nes įtempiai, susidarę plokštelėje, yra mažiausi, be to, plokštelės paviršiuje jie pasiskirsto gana simetriškai.

Literatūra

- Asseln, M., *et al.* 2013. Evaluation of biomechanical models for the planning of total hip arthroplasty, *Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik* 58 (Suppl. 1). <http://dx.doi.org/10.1515/bmt-2013-4116>
- 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*, 11–12 November 2010, Haiko, 1: 557–560.
- Bergmann, G., *et al.* 2001. Hip contact forces and gait patterns from routine activities, *Journal of Biomechanics* 34: 859–871.
- Egol, K. A.; Koval, K. J.; Zuckerman, J. D. 2010. *Handbook of Fractures*. Lippincott Williams & Wilkins. 816 p.

Gaidulis, G.; Griškevičius, J. 2013. Dubenkaulio skersinio lūžio per gūžduobę fiksavimo būdų tyrimas, taikant BEM, *Mokslas – Lietuvos ateitis* 5(5): 638–641. <http://dx.doi.org/10.3846/mla.2013.105>

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>

Marintshev, 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>

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.

RESEARCH ON TRANSVERSE ACETABULAR FRACTURE FIXATION USING DIFFERENT PLATE ATTACHMENT METHODS

G. Gaidulis, J. Griškevičius, V. Uvarovas, I. Šatkauskas

Abstract

The article deals with the problem of transverse acetabular fracture fixation using different plate attachment methods. A 3D model of pelvis and hip joint structure was created and the design of three different fixation plates using *SolidWorks* was made. The plates were fixed at distances of 10, 20 and 30 mm from the acetabulum. The model was meshed into finite elements, a static external load of 2500 N was added and the analysis of stress distribution in plates and fracture displacement was performed.

The obtained results showed that fracture displacement was quite similar in all fixation methods. However, the maximal stress in the nearest from the acetabulum plate was higher than yield strength. Thus, this placement is not eligible. The plate fixed at a distance of 30 mm from the acetabulum appeared the most suitable because of the smallest and symmetrical stress distribution in the plate.

Keywords: finite element method, pelvis, acetabular transverse fracture, implants, osteosynthesis.