

Хмизов С.О., Кацалап Є.С., Карпінський М.Ю., Яресько О.В.

ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», м. Харків, Україна

Математичне моделювання остеосинтезу кісток гомілки з використанням титанової сітки при їх вродженому псевдоартрозі в нижній третині

Резюме. Актуальність. Уроджений псевдоартроз кісток гомілки належить до групи орфанних захворювань і проявляється незрощенням (псевдоартрозом) кісток гомілки, що призводить до формування деформації та вкорочення кінцівки і, як наслідок, супроводжується стійким порушенням опороздатності кінцівки. На сьогодні питання вибору хірургічної методики й оптимальної фіксації при хірургічному лікуванні уродженого псевдоартрозу кісток гомілки залишається невирішеним. **Мета:** дослідити напружено-деформований стан моделі гомілки з псевдоартрозом її кісток у нижній третині при їх остеосинтезі з використанням титанової сітки. **Матеріали та методи.** Моделювали остеосинтез інтрамедулярним стрижнем, спицею та блоком із кісткових трансплантатів на обидві кістки гомілки з накладанням сітки з титану поверх трансплантатів під впливом двох видів навантажень — на стиск та кручення. **Результати.** Проведені дослідження показали, що додаткова фіксація блока кісткових трансплантатів титановою сіткою дозволяє знизити рівень напружень практично на всіх контрольних точках моделі остеосинтезу кісток гомілки при їх вродженому псевдоартрозі при навантаженні як на стиск, так і на кручення. Як найбільш позитивні зміни можна відмітити зниження величин напружень на великогомілкової кістці навколо лінії незрощення, що можна пояснити тим, що блок кісткових трансплантатів, зміцнений титановою сіткою, бере на себе більше навантаження. Це впливає на підвищення рівня напружень на нижній межі блока трансплантатів та великогомілкової кістки. До негативних факторів слід віднести підвищення рівня напружень вздовж лінії незрощення малогомілкової кістки. Це також пояснюється підвищенням модуля пружності блока кісткових трансплантатів, що ще більше навантажує малогомілкову кістку. **Висновки.** Використання титанової сітки для додаткової фіксації кісток гомілки при лікуванні їх вродженого псевдоартрозу позитивно впливає на напружено-деформований стан моделі, що підтверджується зниженням рівня напружень практично на всіх контрольних точках моделі, при навантаженнях як на стиск, так і на кручення. Найбільш позитивні зміни спостерігаються вздовж лінії незрощення великогомілкової кістки.

Ключові слова: псевдоартроз; остеосинтез; навантаження

Вступ

Уроджений псевдоартроз кісток гомілки (УПКГ) належить до групи орфанних захворювань і проявляється незрощенням (псевдоартрозом) кісток гомілки, що призводить до формування деформації та вкорочення кінцівки та, як наслідок, супроводжується стійким порушенням опороздатності кінцівки [1].

Хірургічне лікування УПКГ спрямоване на досягнення консолідації зони псевдоартрозу, що досягається

ся шляхом видалення патологічно змінених тканин у зоні псевдоартрозу з наступною кістковою автопластикою й остеосинтезом фрагментів великогомілкової кістки різними фіксаторами [2, 3]. Для остеосинтезу фрагментів кісток гомілки при хірургічному лікуванні використовують різні металофіксатори: інтрамедулярні стрижні (блоковані, неблоковані, «ростучі»), пластини й апарати зовнішньої фіксації [4]. На сьогодні питання вибору хірургічної методики й оптимальної

фіксації при хірургічному лікуванні УПКГ залишається невирішеним. Продовжується розробка нових методик, спрямованих на стимуляцію біологічного аспекту зрощення в зоні псевдоартрозу [5] й оптимізацію біомеханіки остеосинтезу при УПКГ [6].

Мета: дослідити напружено-деформований стан моделі гомілки з псевдоартрозом її кісток у нижній третині при їх остеосинтезі з використанням титанової сітки.

Матеріали та методи

У лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України» було виконане математичне моделювання остеосинтезу кісток гомілки з використанням титанової сітки при їх вродженому псевдоартрозі. Для вирішення поставленого завдання була використана модель дистального кінця нижньої кінцівки, що містила великогомілкову та малогомілкову кістки із зоною незрощення в їх нижній третині, а також кісткові елементи стопи [7]. Моделювали остеосинтез інтрамедулярним стрижнем, спицею та блоком із кісткових трансплантатів на обидві кістки гомілки з накладанням сітки з титану поверх трансплантатів (рис. 1).

Для остеосинтезу великогомілкової кістки моделювали інтрамедулярний двосегментний стрижень із подовжною рухомістю та ротаційною стабільністю конструкції Інституту патології хребта та суглобів [8].

Матеріал вважали однорідним та ізотропним. Як скінченний елемент був обраний 10-вузловий тетраedr із квадратичною апроксимацією. При обранні механічних властивостей біологічних тканин враховували той факт, що при вродженому псевдоартрозі кісткова тканина має низьку механічну міцність, на що звертали увагу при вивченні літературних джерел [9–11]. Для кісткового блока з автотрансплантатів обирали властивості здорової кістки [12]. З урахуванням того, що титанова сітка проростає кістковою тканиною, її наявність моделювали як шар товщиною 1 мм навколо блока трансплантатів із змішаними механічними властивостями титану та кортикальної кістки [13]. Характеристики штучних матеріалів обирали за даними технічної літератури [14]. Механічні характеристики матеріалів, що використовували в розрахунках, наведені в табл. 1.

При проведенні досліджень моделювали два види навантажень — на стиск та кручення. Схеми навантаження моделей наведено на рис. 2.

Для порівняння різних варіантів остеосинтезу проводили реєстрацію величин напружень у моделях у певних контрольних точках. Схема розташування контрольних точок наведена на рис. 3.

Контрольні точки, в яких проводили реєстрацію величин напружень у моделях:

- 1 — проксимальний метафіз великогомілкової кістки;
- 2 — дистальний метафіз великогомілкової кістки;
- 3 — дистальний кінець проксимального фрагмента великогомілкової кістки;
- 4 — проксимальний кінець дистального фрагмента великогомілкової кістки;
- 5 — великогомілкова кістка вище зони перелому;
- 6 — великогомілкова кістка нижче зони перелому;
- 7 — дистальний кінець проксимального фрагмента малогомілкової кістки;
- 8 — проксимальний кінець дистального фрагмента малогомілкової кістки.

Отримані результати порівнювали з даними попередніх досліджень моделі в нормі та при остеосинтезі інтрамедулярним стрижнем, спицею та блоком із кісткових трансплантатів на обидві кістки гомілки без використання титанової сітки [1].

Дослідження напружено-деформованого стану моделей виконували за допомогою методу кінцевих елементів. Як критерій оцінки напруженого стану моделей використовували напруження за Мізесом [15].

Моделювання виконували за допомогою системи автоматизованого проектування SolidWorks. Розрахунки напружено-деформованого стану моделей виконували за допомогою програмного комплексу CosmosM [16].

Результати та їх обговорення

На першому етапі роботи виконували дослідження моделі остеосинтезу кісток гомілки з використанням титанової сітки під впливом стискаючого осьового навантаження. Картина напружено-деформованого стану моделі при навантаженні на стиск наведена на рис. 4.

Таблиця 1. Механічні характеристики матеріалів, що використовували при моделюванні

Матеріал	Модуль Юнга (E), МПа	Коефіцієнт Пуассона, ν
Кортикальна кістка	12 240	0,30
Губчаста кістка	330	0,30
Хрящова тканина	5,58	0,45
Кістковий регенерат	1,00	0,45
Блок із кісткових трансплантатів	18 350	0,29
Легована сталь	210 000	0,30
Титан ВТ16	110 000	0,20
Титанова сітка з кісткою	25 520	0,30

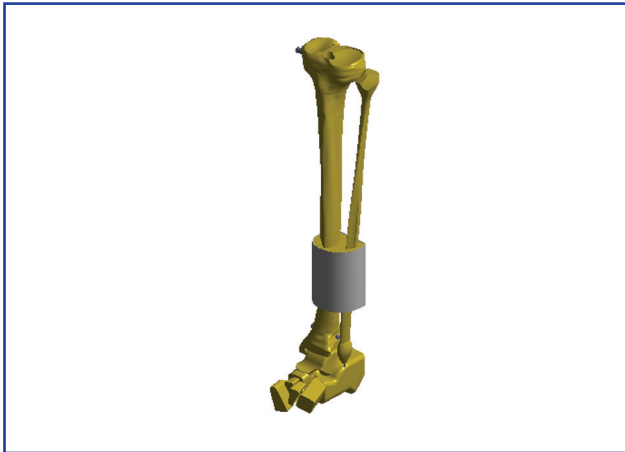


Рисунок 1. Модель гомілки із зоною незрощення обох кісток у нижній третині та їх остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем, спицею та блоком із кісткових трансплантатів на обидві кістки гомілки з накладанням сітки з титану поверх трансплантатів

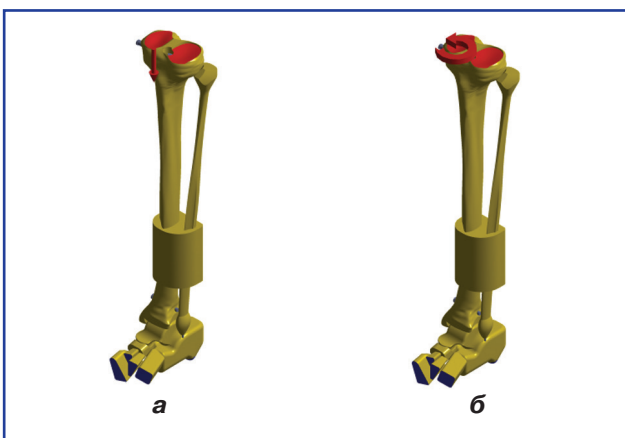


Рисунок 2. Схеми навантаження моделей: а – вертикальний осьовий стиск; б – кручення

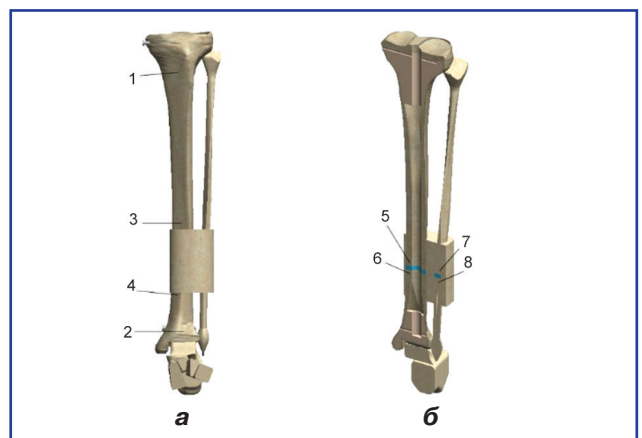


Рисунок 3. Схема розташування контрольних точок: а – на великогомілковій кістці; б – навколо ліній переломів

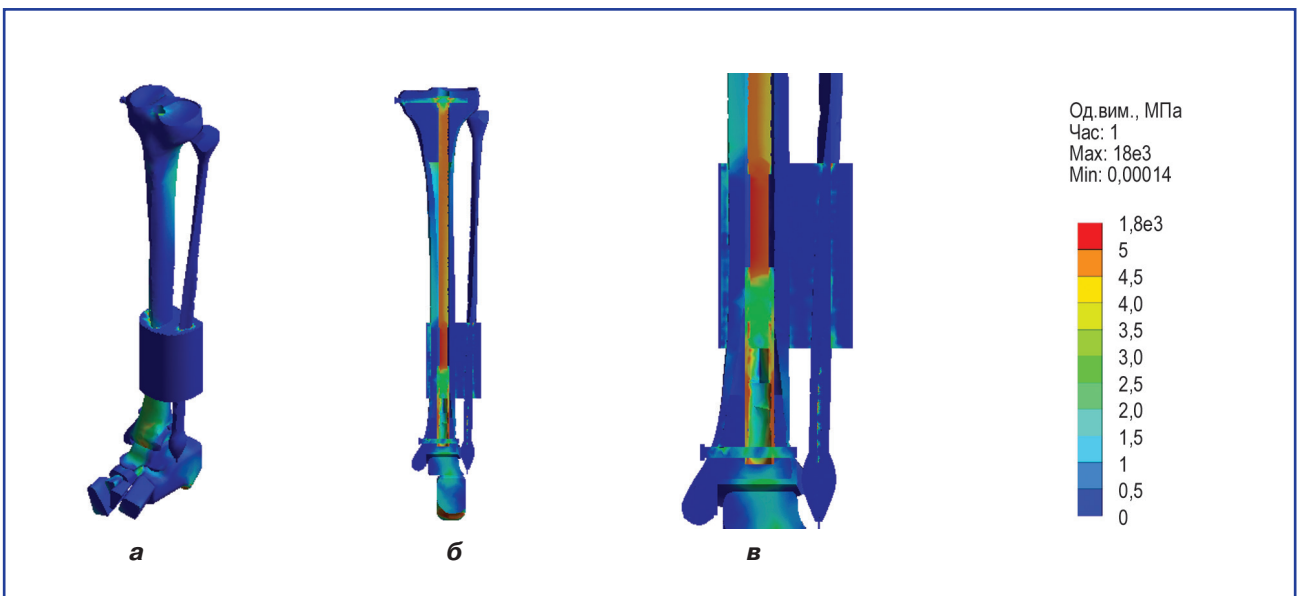


Рисунок 4. Розподіл напружень у моделі остеосинтезу кісток гомілки з використанням титанової сітки під навантаженням на стиск: а – загальний вигляд; б – розтин великогомілкової кістки; в – зона перелому

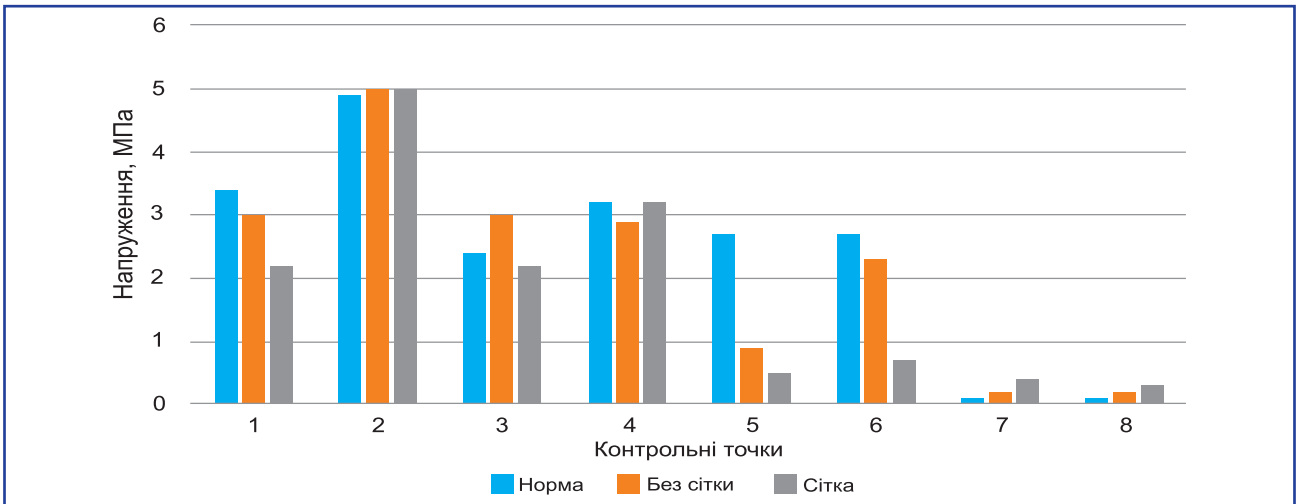


Рисунок 5. Діаграма величин напружень у контрольних точках моделей під навантаженням на стиск

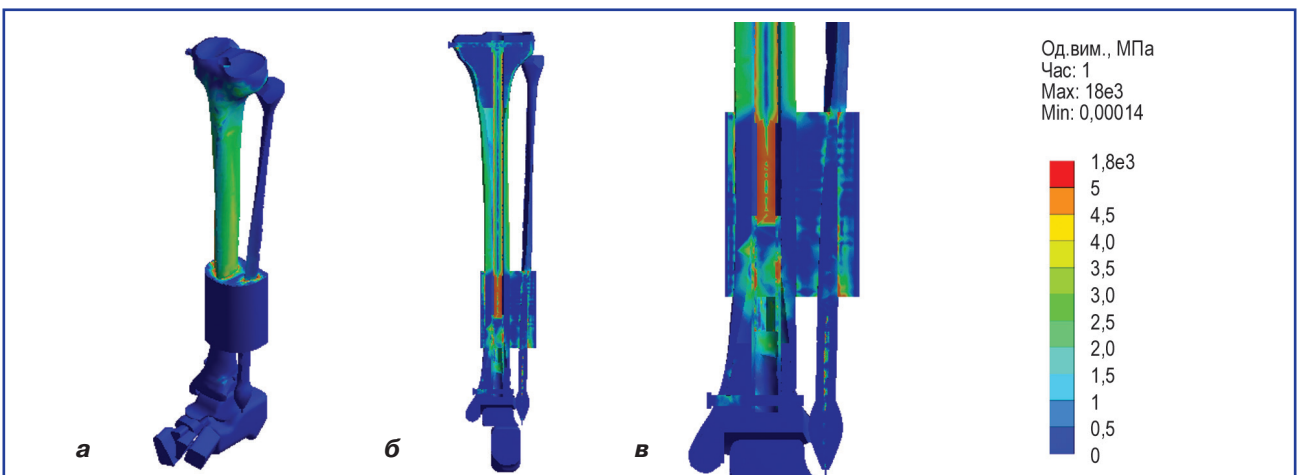


Рисунок 6. Розподіл напружень у моделі остеосинтезу кісток гомілки з використанням титанової сітки під навантаженням на кручення: а – загальний вигляд; б – розтин великогомілкової кістки; в – зона перелому

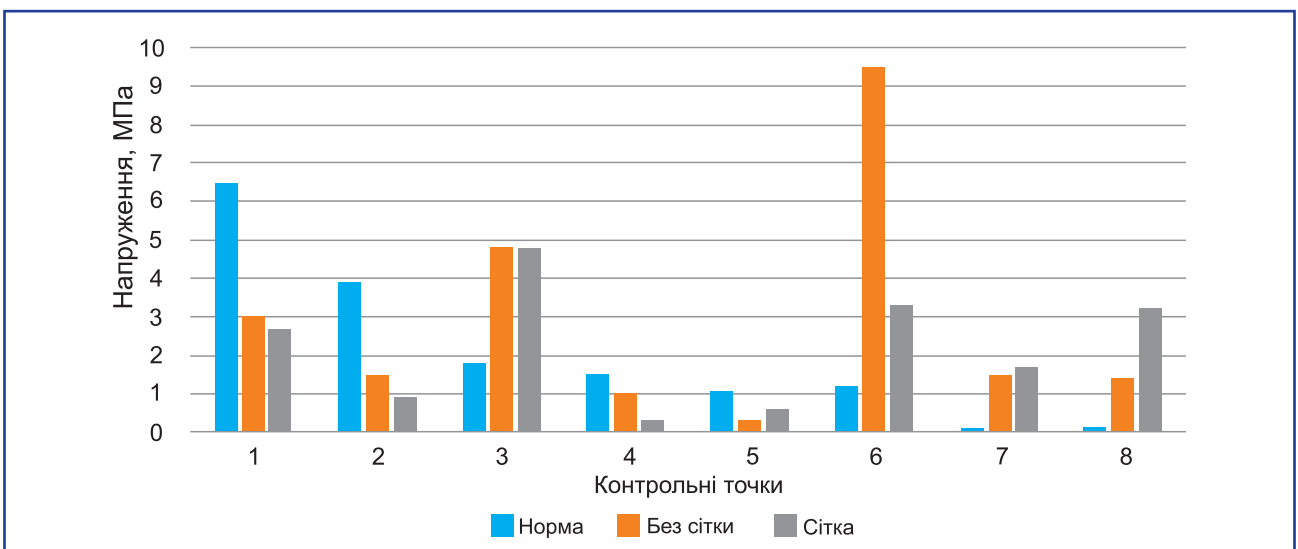


Рисунок 7. Діаграма величин напружень у контрольних точках моделей під навантаженням на кручення

Таблиця 2. Величини напружень у контрольних точках моделей під навантаженням на стиск

Контрольні точки	Напруження, МПа		
	Норма	Без сітки	Сітка
1	3,4	3,0	2,2
2	4,9	5,0	5,0
3	2,4	3,0	2,2
4	3,2	2,9	3,2
5	2,7	0,9	0,5
6	2,7	2,3	0,7
7	0,1	0,2	0,4
8	0,1	0,2	0,3

Проведені дослідження моделі на стиск показали, що порівняно з попередньою моделлю остеосинтезу кісток гомілки використання титанової сітки призводить до зниження величин напружень практично на всіх контрольних точках моделі. Виняток становлять зони навколо лінії перелому малоюгомілкової кістки, де напруження зростають від 0,2 до 0,3 та 0,4 МПа, відповідно вище та нижче лінії незрощення. На великогомілкової кістці підвищення рівня напружень від 2,9 до 3,2 МПа спостерігається на нижній межі блока кісткових трансплантатів. Дані про величини напружень у контрольних точках моделей остеосинтезу кісток гомілки при їх вродженому псевдоартрозі під впливом стискаючого навантаження наведені в табл. 2.

Для науочного порівняння величин напружень у контрольних точках моделей остеосинтезу кісток гомілки з використанням титанової сітки та без неї при їх вродженому псевдоартрозі, а також із моделлю гомілки в нормі під впливом стискаючого навантаження побудована діаграма, що наведена на рис. 5.

Як бачимо, при використанні титанової сітки найзначніші зниження величин напружень визначаються вздовж лінії незрощення великогомілкової кістки з 2,3 до 0,7 МПа — нижче лінії незрощення, з 0,9 до 0,5 МПа — над нею, в порівнянні з моделлю без використання сітки.

На рис. 6 наведена картина розподілу напружень у моделі остеосинтезу кісток гомілки з використанням титанової сітки під навантаженням на кручення.

При навантаженнях на кручення моделі остеосинтезу кісток гомілки з використанням титанової сітки спостерігається картина змін напружень, аналогічна тій, що була отримана при навантаженні на стиск, порівняно з моделлю остеосинтезу без використання титанової сітки. Найбільші позитивні зміни визначаються на великогомілкової кістці нижче лінії незрощення, де напруження знижуються втричі — від 9,5 до 3,3 МПа. Підвищення рівня напружень визначаються вздовж лінії незрощення малоюгомілкової кістки та на нижній межі блока трансплантатів на великогомілкової кістці. Результати розрахунків величин напружень у контрольних точках моделей остеосинтезу кісток гомілки при їх вродженому псевдоартрозі при навантаженні на кручення наведені в табл. 3.

Діаграма, що наведена на рис. 7, дозволяє отримати науочне уявлення про співвідношення величин напружень у контрольних точках моделей остеосинтезу кісток гомілки з використанням титанової сітки та без неї при їх вродженому псевдоартрозі, а також у моделі гомілки в нормі під впливом навантаження на кручення.

Проведені дослідження показали, що додаткова фіксація блока кісткових трансплантатів титановою сіткою

Таблиця 3. Величини напружень у контрольних точках моделей під навантаженням на кручення

Контрольні точки	Напруження, МПа		
	Норма	Без сітки	Сітка
1	6,5	3,0	2,7
2	3,9	1,5	0,9
3	1,8	4,8	4,8
4	1,5	1,0	0,3
5	1,1	0,3	0,6
6	1,2	9,5	3,3
7	0,1	1,5	1,7
8	0,1	1,4	3,2

дозволяє знизити рівень напружень практично на всіх контрольних точках моделі остеосинтезу кісток гомілки при їх вродженому псевдоартрозі при навантаженні як на стиск, так і на кручення. Як найбільш позитивні зміни можна відмітити зниження величин напружень на великогомілковій кістці навколо лінії незрощення, що можна пояснити тим, що блок кісткових трансплантатів, зміцнений титановою сіткою, бере на себе більше навантаження. Це впливає на підвищення рівня напружень на нижній межі блока трансплантатів та великогомілкової кістки. До негативних факторів слід віднести підвищення рівня напружень вздовж лінії незрощення малоомілкової кістки. Це також пояснюється підвищенням модуля пружності блока кісткових трансплантатів, який ще більше навантажує малоомілкову кістку.

Висновки

Використання титанової сітки для додаткової фіксації кісток гомілки при лікуванні їх вродженого псевдоартрозу позитивно впливає на напружено-деформований стан моделі, що підтверджується зниженням рівня напружень практично на всіх контрольних точках моделі при навантаженнях як на стиск, так і на кручення. Найбільш позитивні зміни спостерігаються вздовж лінії незрощення великогомілкової кістки.

Конфлікт інтересів. Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів та власної фінансової зацікавленості при підготовці даної статті.

Список літератури

1. Hefti F., Bollini G., Dungal P., Fixsen J., Grill F., Ippolito E. et al. Congenital pseudarthrosis of the tibia: history, etiology, classification, and epidemiologic data. *J. Pediatr. Orthop.* 2000. 9(1). 11-15.
2. Paley D. Congenital pseudarthrosis of the tibia: combined pharmacologic and surgical treatment using bisphosphonate intravenous infusion and bone morphogenetic protein with periosteal and cancellous autogenous bone grafting, tibio-fibular cross union, intramedullary. In: Zorzi A., editor. *Bone grafting*. Vienna, Austria: InTech, 2012. doi: 10.5772/31149.
3. Paley D. Congenital pseudarthrosis of the tibia: biological and biomechanical considerations to achieve union and prevent refracture. *Journal of Children's Orthopaedics*. January 2019. DOI: 10.1302/1863-2548.13.180147.
4. Zhu G.H., Mei H.B., He R.G. et al. Combination of intramedullary rod, wrapping bone grafting and Ilizarov's fixator for the treatment of Crawford type IV congenital pseudarthrosis of

the tibia: mid-term follow up of 56 cases. *BMC Musculoskeletal Disord.* 2016. 17. 443.

5. Kesireddy N., Kheireldin R.K., Lu A. et al. Current treatment of congenital pseudarthrosis of the tibia: a systematic review and meta-analysis. *J. Pediatr. Orthop. B.* 2018. 27(6). 541-550.

6. Shah H., Joseph B., Bvs N. et al. What factors influence union and Refracture of congenital Pseudarthrosis of the tibia? A multicenter long-term study [J]. *J. Pediatr. Orthop.* 2018. 38(6). 332-337.

7. Khmyzov S.O., Katsalap E.S., Karpinsky M.Yu., Yaresko O.V. Mathematical modeling of osteosynthesis of the lower leg bones during their congenital pseudarthrosis in the middle third. *Bulletin of problems biology and medicine.* 2020. 4(158). 239-246. DOI: 10.29254/2077-4214-2020-4-158-239-246.

8. Корж М.О., Хмизов С.О., Ковальов А.М., Пащенко А.В., Єршов Д.В. Інтрамедулярний телескопічний фіксатор. 2014. (UA Патент № 88254). ДСІВ України.

9. *Bone mechanics handbook*. Ed. by Stephen C. Cowin. CRC Press Reference, 2001.

10. Vidal-Lesso A., Ledesma-Orozco E., Daza-Benitez L., Lesso-Arroyo R. Mechanical Characterization of Femoral Cartilage Under Unicompartimental Osteoarthritis. *Ingenieria Mecánica Tecnología Y Desarrollo.* 2014. 4(6). 239-246.

11. Boccaccio A., Pappalettere C. *Mechanobiology of Fracture Healing: Basic Principles and Applications in Orthodontics and Orthopaedics*. Theoretical Biomechanics. Dr Vaclav Klika (Ed.). 2011.

12. Vasyuk V.L., Koval O.A., Karpinsky M.Yu., Yaresko O.V. Mathematical modeling of options for osteosynthesis of distal tibial metaphyseal fractures type C1. *Trauma.* 2019. 20(1). 37-46. DOI: 10.22141/1608-1706.1.20.2019.158666.

13. Бондаренко С.Є., Денисенко С.А., Карпінський М.Ю., Яреско О.В. Дослідження впливу чашок ендопротезів кульшових суглобів з пористого титану на розподіл напружень в кістковій тканині (математичне моделювання). *Травма.* 2021. 22(3). 35-44. DOI: 10.22141/1608-1706.3.22.2021.236320.

14. Сорокин В.Г., Волосникова А.В., Вяткин С.А. и др. *Марочник сталей и сплавов*. Под ред. В.Г. Сорокина. М.: Машиностроение, 1989. 640 с.

15. Зенкевич О.К. *Метод конечных элементов в технике*. М.: Мир, 1978. 519 с.

16. Алямовский А.А. *SolidWorks/COSMOSWorks. Инженерный анализ методом конечных элементов*. М.: ДМК Пресс, 2004. 432 с.

Отримано/Received 21.07.2021

Рецензовано/Revised 03.08.2021

Прийнято до друку/Accepted 10.08.2021 ■

Information about authors

S.O. Khmyzov, MD, PhD, Professor, Head of the Department of pediatric spine and joint pathology, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine; e-mail: s.khmyzov@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-6725-0915>.

E.S. Katsalap, PhD-student at the State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine; e-mail: lizaveta27@ukr.net; <https://orcid.org/0000-0002-8193-4360>.

M.Yu. Karpinsky, Research Fellow at the Department of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine; e-mail: korab.karpinsky9@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-3004-2610>.

O.V. Yaresko, Junior Research Fellow at the Department of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine; e-mail: avyresko@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-2037-5964>.

Conflicts of interests. Authors declare the absence of any conflicts of interests and their own financial interest that might be construed to influence the results or interpretation of their manuscript.

S.O. Khmyzov, E.S. Katsalap, M.Yu. Karpinsky, O.V. Yaresko
Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine

Mathematical modeling of the osteosynthesis of the lower leg bones using a titanium mesh for their congenital pseudoarthrosis in the lower third

Abstract. Background. Congenital pseudoarthrosis of the lower leg bones belongs to the group of orphan diseases and manifests itself in non-union (pseudoarthrosis) of the lower leg bones, which leads to the formation of deformity and shortening of the limb, and, as a result, is accompanied by a persistent violation of the limb's supportability. To date, the question of choosing a surgical technique and optimal fixation in the surgical treatment of congenital pseudoarthrosis of the lower leg bones remains unresolved. The purpose was to investigate the stress-strain state of the shin model with pseudoarthrosis of its bones in the lower third during their osteosynthesis using a titanium mesh. **Materials and methods.** Osteosynthesis was simulated with an intramedullary nail, wires, and a block of bone grafts on both shin bones with the imposition of a titanium mesh over the grafts under the influence of two types of compression and torsion loads. **Results.** Studies have shown that additional fixation of the bone graft block with a titanium mesh allows reducing the stress level at almost all control points of the model of osteosynthesis of the lower

leg bones in their congenital pseudoarthrosis, both under compression and torsion. As the most positive changes, we can note a decrease in the stress values on the tibia around the nonunion line. This can be explained by the fact that the bone graft block reinforced with a titanium mesh takes on a great load. The same fact contributes to the increase in the level of stress at the lower border of the graft block and tibia. The negative factors include an increase in the level of stress along the line of non-union of the fibula. This is also explained by an increase in the modulus of elasticity of the bone graft block, which further loads the fibula. **Conclusions.** The use of a titanium mesh for additional fixation of the shin bones in the treatment of their congenital pseudoarthrosis has a positive effect on the stress-strain state of the model, which is confirmed by a decrease in the stress level at almost all control points of the model, both under compression and torsion loads. The most positive changes are observed along the line of non-union of the tibia.

Keywords: pseudoarthrosis; osteosynthesis, load