

УДК 616.718.5/.6-001.59-089.227.84:519.5

М.О. Корж, С.О. Хмизов, Є.С. Кацалап, М.Ю. Карпінський, О.Д. Карпінська,  
О.В. Ярьсько

## Дослідження розподілу напружень під впливом згинаючого навантаження в моделях різних варіантів остеосинтезу кісток гомілки з переломами в середній третині при їх уродженому псевдоартрозі в дітей з незавершеним ростом

ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М.І. Ситенка НАМН України», м. Харків

Paediatric Surgery(Ukraine).2023.3(80):71-77; doi 10.15574/PS.2023.80.71

**For citation:** Korzh MO, Khmyzov SO, Katsalap ES, Karpinsky MYu, Karpinska OD, Yaresko OV. (2023). Study of stress distribution under the influence of bending load in models of different options for osteosynthesis of tibia bones with fractures in the middle third of their congenital pseudarthrosis in children with incomplete growth. Paediatric Surgery (Ukraine). 3(80): 71-77. doi: 10.15574/PS.2023.80.71.

Уроджений псевдоартроз кісток гомілки – рідкісне захворювання, яке характеризується наявністю незрощення (псевдоартрозу) кісток гомілки, що не зростається самостійно. Більшість хірургічних методик передбачає видалення патологічних м'яких тканин у зоні псевдоартрозу з наступною кістковою аутопластикою та фіксацією фрагментів великогомілкової кістки в апаратах зовнішньої фіксації чи за допомогою інтрамедулярних фіксаторів.

**Мета** – дослідити напружено-деформований стан моделей гомілки за наявності псевдоартрозу в середній третині під впливом згинаючого навантаження та їх остеосинтезу з використанням інтрамедулярних стрижнів різних конструкцій у дітей із незавершеним ростом.

**Матеріали та методи.** Виконано математичне моделювання трьох варіантів остеосинтезу кісток гомілки за їх уродженого псевдоартрозу в середній третині: 1 – стрижень без ротаційної стабільності; 2 – стрижень із ротаційною стабільністю; 3 – стрижень із ротаційною стабільністю та блокованим рухом при стисканні. Вивчено напружено-деформований стан моделей під впливом згинаючого навантаження величиною 300 Н.

**Результати.** За використання ротаційно нестабільного стрижня, що «зростає», максимальний рівень напружень 18,5 МПа і 23,1 МПа визначається на проксимальному та дистальному кінцях великогомілкової кістки, відповідно. У зоні перелому рівень напружень мінімальний і не перевищує позначки 0,2 МПа. У діафізарній частині напруження визначаються на рівні 0,3 МПа і 0,4 МПа вище і нижче зони перелому, відповідно. У зоні перелому малоомілкової кістки рівень напруження також незначний – 0,7 МПа і 0,8 МПа в проксимальному та дистальному фрагментах. Використання стрижня з ротаційною стабільністю не приводить до будь-яких значних змін напружено-деформованого стану моделі порівняно з остеосинтезом великогомілкової кістки ротаційно нестабільним стрижнем. Використання інтрамедулярного стрижня з блокованим рухом при стисканні дає змогу знизити величини напружень на проксимальному та дистальному кінцях великогомілкової кістки – до 16,9 МПа і 21,2 МПа, відповідно. В усіх контрольних точках діафізарної частини великогомілкової кістки напруження мінімальні і дорівнюють 0,2 МПа. Слід звернути увагу, що в даному випадку практично зникають напруження в зоні перелому малоомілкової кістки, де вони не перевищують позначки 0,1 МПа.

**Висновки.** У разі навантажень на згин усі типи інтрамедулярних стрижнів забезпечують мінімальний рівень напружень у зоні перелому великогомілкової кістки. Додаткові ротаційна та повздовжня стабільність стрижнів дають змогу незначно знизити рівень напружень у проксимальному та дистальному кінцях великогомілкової кістки.

## Оригінальні дослідження. Ортопедія

Дослідження виконано відповідно до принципів Гельсінської декларації. Протокол дослідження ухвалено Локальним етичним комітетом зазначеної в роботі установи. На проведення досліджень отримано інформовану згоду батьків дітей.

Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

**Ключові слова:** уроджений псевдоартроз, остеосинтез, моделювання.

### Study of stress distribution under the influence of bending load in models of different options for osteosynthesis of tibia bones with fractures in the middle third of their congenital pseudoarthrosis in children with incomplete growth

*M.O. Korzh, S.O. Khmyzov, E.S. Katsalap, M.Yu. Karpinsky, O.D. Karpinska, O.V. Yaresko*

*Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the NAMS of Ukraine, Kharkiv*

Congenital pseudoarthrosis of the bones of the lower leg is a rare disease characterized by the presence of non-union (pseudoarthrosis) of the bones of the lower leg, which does not grow independently. The majority of surgical techniques involve the removal of pathological soft tissues in the zone of pseudoarthrosis followed by bone autoplasty and fixation of tibial bone fragments in external fixation devices or with the help of intramedullary fixators.

**Purpose** – to investigate the stress-deformed state of models of the leg in the presence of pseudoarthrosis in the middle third under the influence of bending load and their osteosynthesis using intramedullary rods of various designs in children with incomplete growth.

**Materials and methods.** Mathematical modeling of 3 variants of osteosynthesis of lower leg bones with congenital pseudoarthrosis in the middle third was performed: 1 – rod without rotational stability; 2 – rod with rotational stability; 3 – rod with rotational stability and blocked movement during compression. The stress-strain state of the models under the influence of a bending load of 300 N was studied.

**Results.** When using a rotationally unstable «growing» rod, maximum stress levels of 18.5 MPa and 23.1 MPa are determined at the proximal and distal ends of the tibia, respectively. In the fracture zone, the stress level is minimal and does not exceed 0.2 MPa. In the diaphyseal part, stresses are determined at the level of 0.3 MPa and 0.4 MPa above and below the fracture zone, respectively. In the zone of the fracture of the fibula, the stress level is also not significant – 0.7 MPa and 0.8 MPa in the proximal and distal fragments. The use of a rod with rotational stability does not lead to any significant changes in the stress-strain state of the model compared to tibial osteosynthesis with a rotationally unstable rod. The use of an intramedullary rod with blocked movement during compression allows to reduce the values of stresses at the proximal and distal ends of the tibia – up to 16.9 MPa and 21.2 MPa, respectively. In all control points of the diaphyseal part of the tibia, the stresses are minimal and equal to 0.2 MPa. It should be noted that in this case the stresses in the area of the fracture of the fibula, where they do not exceed the mark of 0.1 MPa, are almost negligible.

**Conclusions.** Under bending loads, all types of intramedullary rods provide a minimum level of stress in the tibial fracture zone. Additional rotational and longitudinal stability of the rods allow to slightly reduce the level of stress in the proximal and distal ends of the tibia.

The research was carried out in accordance with the principles of the Helsinki Declaration. The study protocol was approved by the Local Ethics Committee of the participating institution. The informed consent of the patient was obtained for conducting the studies.

No conflict of interests was declared by the authors.

**Keywords:** congenital pseudoarthrosis, osteosynthesis, modeling.

## Вступ

Уроджений псевдоартроз кісток гомілки (УПКГ) – це рідкісне захворювання, яке характеризується наявністю незрощення (псевдоартрозу) кісток гомілки, що не зростається самостійно. Псевдоартроз кісток гомілки може існувати вже при народженні чи формуватися після народження, як наслідок мінімальної травми в дитини [14]. Клінічне значення УПКГ у дітей обумовлене значними порушеннями функції опори та ходьби, що відзначаються в дітей та дорослих із цією патологією. Клінічними проявами УПКГ у дітей є кульгання, розвиток деформації та вкорочення гомілки, формування вторинної вальгусної деформації колінного суглоба та стопи

[2]. Більшість хірургічних методик передбачає видалення патологічних м'яких тканин у зоні псевдоартрозу з наступною кістковою аутопластиком та фіксацією фрагментів великогомілкової кістки в апаратах зовнішньої фіксації [4] чи за допомогою інтрамедулярних фіксаторів [1]. До більш технічно складних належить методика з використанням вільного васкуляризованого кісткового аутотрансплантату малоомілкової кістки [19]. Але залишається незадовільно високий відсоток поганих результатів (від 30% до 60%), обумовлених труднощами досягнення зрощення на рівні псевдоартрозу великогомілкової кістки, а також значною кількістю її рефрактур після первинної консолідації [15]. Саме



**Рис. 1.** Базова модель гомілки без ушкоджень кісток



**Рис. 2.** Модель гомілки з переломом обох кісток у середній третині та інтрамедулярним остеосинтезом

профілактика рефрактур після досягнення первинної консолідації УПКГ є наразі найбільш актуальною темою [6].

**Мета** дослідження – дослідити напружено-деформований стан моделей гомілки за наявності псевдоартрозу в середній третині під впливом згинаючого навантаження та їх остеосинтезу з використанням інтрамедулярних стрижнів різних конструкцій у дітей з незавершеним ростом.

### Матеріали та методи дослідження

За основу обрано модель дистального кінця нижньої кінцівки, розроблену в лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М.І. Ситенка НАМН України» (ІПХС) [10] (рис. 1).

Виконано математичне моделювання варіантів остеосинтезу кісток гомілки при їх уродженому псевдоартрозі в середній третині. Змодельовано три варіанти остеосинтезу великогомілкової кістки (рис. 2):

1 – стрижень без ротаційної стабільності (типу Фасье-Дюваль);

2 – стрижень із ротаційною стабільністю конструкції ІПХС [9];

3 – стрижень із ротаційною стабільністю та блокованим рухом при стисканні конструкції ІПХС [5].

Остеосинтез малогомілкової кістки в усіх варіантах моделювання здійснено інтрамедулярною спицею.

Матеріал вважали однорідним та ізотропним. За скінчений елемент обрано 10-вузловий тетраедр із квадратичною апроксимацією. Обираючи механічні властивості біологічних тканин, враховано, що за вродженого псевдоартрозу кісткова тканина має низьку механічну міцність, на що звернуто увагу під час вивчення літературних джерел [2,3,7,8,18]. Для кісткового блоку з аутотрансплантатів обрано властивості здорової кістки [17]. Характеристики штучних матеріалів обрано за даними технічної літератури [16]. Механічні характеристики матері-

**Таблиця 1**

Механічні характеристики матеріалів, використовуваних у моделюванні

Матеріал	Модуль Юнга (E), МПа	Коефіцієнт Пуассона, $\nu$
Кортикальна кістка	12240	0,30
Губчаста кістка	330	0,30
Хрящова тканина	5,58	0,45
Міжуламковий регенерат	1,00	0,45
Кістковий блок	18350	0,29
Легована сталь	210000	0,30

алів, використовуваних у розрахунках, наведено в таблиці 1.

Під час досліджень вивчено напружено-деформований стан моделей під впливом згинаючого навантаження величиною 300 Н. Схеми навантаження моделей наведено на рисунку 3.

Для порівняння різних варіантів остеосинтезу проведено реєстрацію величин напружень у моделях у певних контрольних точках. Схему розташування контрольних точок наведено на рисунку 4. Контрольні точки, у яких проведено 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 – проксимальний фрагмент великогомілкової кістки в зоні перелому;

6 – дистальний фрагмент великогомілкової кістки в зоні перелому;

7 – дистальний кінець проксимального фрагмента малогомілкової кістки;

8 – проксимальний кінець дистального фрагмента малогомілкової кістки.

Дослідження напружено-деформованого стану моделей виконано за допомогою методу кінцевих елементів. Як критерій оцінки напруженого стану моделей використано напруження за Мізесом [13].

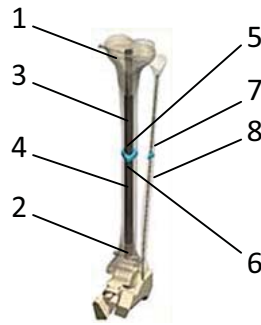
Моделювання виконано за допомогою системи автоматизованого проектування «SolidWorks». Розрахунки напружено-деформованого стану моделей здійснено за допомогою програмного комплексу «CosmosM» [11].

Дослідження виконано відповідно до принципів Гельсінської декларації. Протокол дослідження ухвалено Локальним етичним комітетом зазначеної

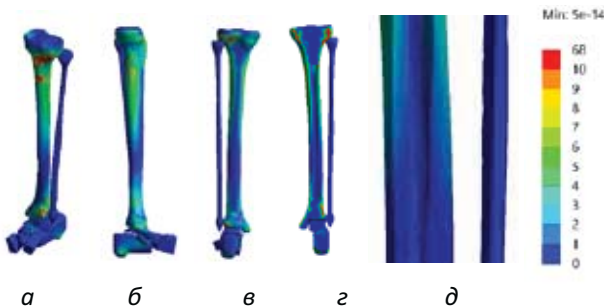
Оригінальні дослідження. Ортопедія



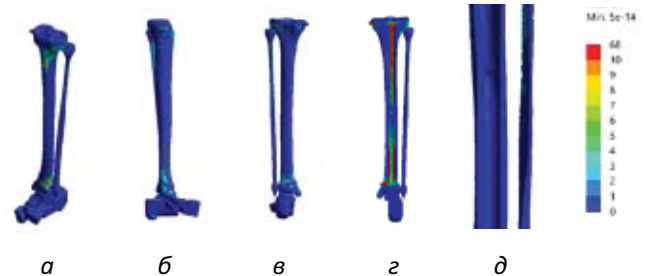
**Рис. 3.** Схеми навантаження моделей на стискання



**Рис. 4.** Схема розташування контрольних точок: 1 – проксимальний метафіз великогомілкової кістки; 2 – дистальний метафіз великогомілкової кістки; 3 – дистальний кінець проксимального фрагменту великогомілкової кістки; 4 – проксимальний кінець дистального фрагменту великогомілкової кістки; 5 – проксимальний фрагмент великогомілкової кістки в зоні перелому; 6 – дистальний фрагмент великогомілкової кістки в зоні перелому; 7 – дистальний кінець проксимального фрагменту малогомілкової кістки; 8 – проксимальний кінець дистального фрагменту малогомілкової кістки



**Рис. 5.** Картина розподілу напружень у моделі гомілки в нормі під впливом навантаження на згин: а – загальний вигляд; б – вигляд із медіального боку; в – вигляд ззаду; г – розтин великогомілкової кістки; д – зона перелому



**Рис. 6.** Картина розподілу напружень у моделі гомілки з переломами обох кісток у середній третині під впливом навантаження на згин. Остеосинтез стрижнем без ротаційної стабільності: а – загальний вигляд; б – вигляд із медіального боку; в – вигляд ззаду; г – розтин великогомілкової кістки; д – зона перелому

в роботі установи. На проведення досліджень отримано інформовану згоду батьків дітей.

**Результати дослідження та їх обговорення**

Під час дослідження моделей на стискання першим етапом вивчено напружено-деформований стан моделі гомілки без ушкоджень. Картину розподілу напружень у цієї моделі під впливом згинаючого навантаження наведено на рисунку 5.

За відсутності ушкоджень кісток гомілки за згинаючого навантаження найбільші напруження виникали у великогомілковій кістці та сягали значення 7,7 МПа на її проксимальному кінці та 7,2 МПа на дистальному. У діафізарній частині величини напружень не перевищували позначки 2,0 МПа. Малоомілкова кістка залишалася практично не навантаженою, що засвідчив низький рівень напружень у ній – 0,1 МПа.

На рисунку 6 наведено картину напружено-деформованого стану моделі з остеосинтезом великогомілкової кістки інтрамедулярним стрижнем без

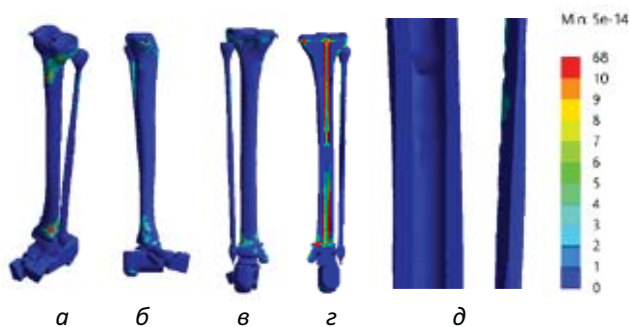
ротаційної стабільності та малоомілкової кістки спицею.

У разі використання для остеосинтезу великогомілкової кістки ротаційно нестабільного стрижня, що «зростає», максимальний рівень напружень 18,5 МПа і 23,1 МПа визначався на її проксимальному та дистальному кінцях, відповідно. У зоні перелому рівень напружень був мінімальним і не перевищував позначки 0,2 МПа. У діафізарній частині напруження визначалися на рівні 0,3 МПа та 0,4 МПа вище і нижче зони перелому, відповідно. У зоні перелому малоомілкової кістки рівень напруження також був незначним – 0,7 МПа і 0,8 МПа у проксимальному та дистальному фрагментах.

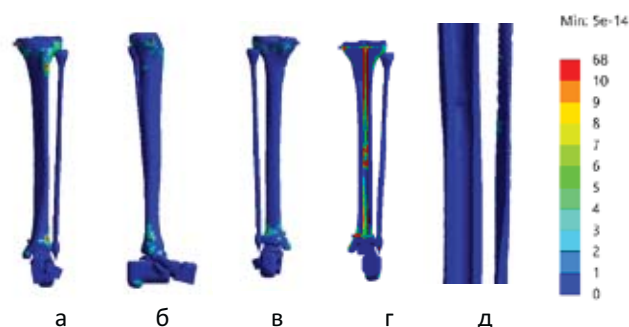
На рисунку 7 показано, як змінюється розподіл напружень у моделі гомілки з переломами обох кісток у середній третині під впливом навантаження на згин у разі використання для остеосинтезу стрижня з ротаційною стабільністю.

Як показали результати моделювання, у разі навантаження на згин використання стрижня з рота-





**Рис. 7.** Картина розподілу напружень у моделі. Остеосинтез стрижнем із ротаційною стабільністю: а – загальний вигляд; б – вигляд із медіального боку; в – вигляд ззаду; г – розтин великогомілкової кістки; д – зона перелому



**Рис. 8.** Картина розподілу напружень у моделі. Остеосинтез стрижнем із ротаційною стабільністю та блокованим рухом при згинанні: а – загальний вигляд; б – вигляд із медіального боку; в – вигляд ззаду; г – розтин великогомілкової кістки; д – зона перелому

ційною стабільністю не приводить до будь-яких значних змін напружено-деформованого стану моделі порівняно з остеосинтезом великогомілкової кістки ротаційно нестабільним стрижнем. Спостерігалось незначне зниження рівня напружень у всіх контрольних точках моделі.

Напружено-деформований стан моделі гомілки з переломом її кісток у середній третині та остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем із ротаційною стабільністю та блокованим рухом при стисканні під впливом згинаючого навантаження наведено на рисунку 8.

Використання інтрамедулярного стрижня з блокованим рухом при стисканні для остеосинтезу великогомілкової кістки з переломом у середній третині дав змогу ще більше знизити величини напружень на проксимальному та дистальному кінцях великогомілкової кістки – до 16,9 МПа і 21,2 МПа, відповідно. У всіх контрольних точках

діафізарної частини великогомілкової кістки напруження були мінімальними і дорівнювали 0,2 МПа. Слід звернути увагу, що в такому випадку практично зникають напруження в зоні перелому мало-мілкової кістки, де вони не перевищують позначки 0,1 МПа.

Значення величини напружень у контрольних точках моделей гомілки з переломами обох кісток у середній третині під впливом навантаження на згин, в умовах остеосинтезу тільки стрижнями та спицями, наведено в таблиці 2.

Величини напружень у контрольних точках моделей гомілки з переломами обох кісток у середній третині під впливом навантаження на згин, в умовах остеосинтезу тільки стрижнями та спицями, зображено на рисунку 9.

За даними рисунку 9, у разі навантажень на згин в усіх моделях максимальний рівень напружень виникав на проксимальному та дистальному кінцях

**Таблиця 2**

Величини напружень у моделі гомілки з переломами обох кісток у середній третині під впливом навантаження на згин. Остеосинтез стрижнем та спицею

Контрольні точки	Напруження, МПа			
	норма	стрижень		
		ротаційно нестабільний	ротаційно стабільний	з блокованим рухом при стисканні
1	7,7	18,5	18,3	16,9
2	7,2	23,1	22,7	21,2
3	2,0	0,3	0,2	0,2
4	1,7	0,4	0,2	0,2
5	0,6	0,2	0,2	0,2
6	0,5	0,2	0,2	0,2
7	0,1	0,7	0,5	0,1
8	0,1	0,8	0,5	0,1

Оригінальні дослідження. Ортопедія

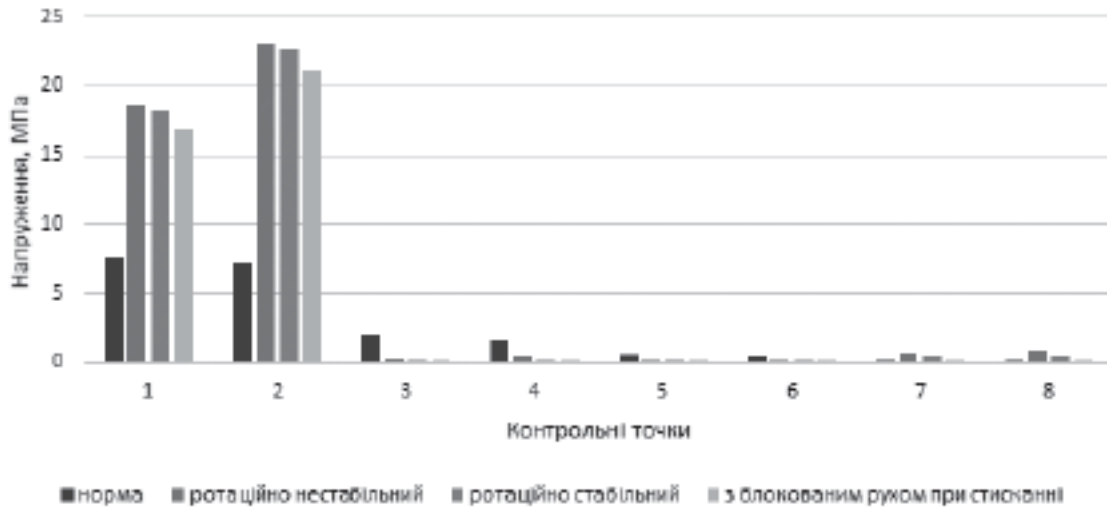


Рис. 9. Діаграма напружень у моделі голімки з переломами обох кісток у середній третині під впливом навантаження на згин. Остеосинтез стрижнем та спицею

великогомілкової кістки. Додаткові ротаційна та повздовжня стабільність давали змогу незначно знизити рівень напружень у цих зонах. Усі типи інтрамедулярних стрижнів забезпечували мінімальний рівень напружень у зоні перелому великогомілкової кістки.

Проведене дослідження показало, що в разі навантажень на згин усі типи інтрамедулярних стрижнів забезпечують мінімальний рівень напружень у зоні перелому великогомілкової кістки. На всіх досліджених моделях максимальний рівень напружень виникає на проксимальному та дистальному кінцях великогомілкової кістки. Наявність ротаційної стабільності дає змогу незначно знизити рівень напружень у моделі, що пояснюється відсутністю скручувальних навантажень при згинанні. Але при згинанні виникають розтягувальні навантаження з одного боку стрижня і стискальні – з протилежного, тому інтрамедулярний стрижень із додатковою функцією блокування стискальних навантажень дає змогу трохи більше знизити рівень напружень у моделі, ніж інші конструкції.

**Висновки**

У разі навантажень на згин усі типи інтрамедулярних стрижнів забезпечують мінімальний рівень напружень у зоні перелому великогомілкової кістки. Додаткові ротаційна та повздовжня стабільність стрижнів дають змогу незначно знизити рівень напружень у проксимальному та дистальному кінцях великогомілкової кістки.

Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

**References/Література**

1. Alzahrani MM, Fassier F, Hamdy RC. (2016). Use of the Fassier-Duval telescopic rod for the management of congenital pseudarthrosis of the tibia. *J Limb Lengthen Reconstr.* 2: 23–28.
2. Boccaccio A, Pappalettere C. (2011). *Mechanobiology of Fracture Healing: Basic Principles and Applications in Orthodontics and Orthopaedics.* Theoretical Biomechanics. Edited by Dr Václav Klika.
3. Cowin SC. (2001). *Bone mechanics handbook.* Edited by Stephen C. Cowin. CRC Press Reference.
4. Grill F, Bollini G, Dungal P, Fixsen J, Hefti F, Ippolito E et al. (2000). Treatment approaches for congenital pseudarthrosis of tibia: results of the EPOS multicenter study. *European Paediatric Orthopaedic Society (EPOS). J Pediatr Orthop.* 9: 75–89.
5. Katsalap YeS, Khmyzov SO, Kovalov AM, Karpinskyi MІu, Karpinska OD. (2022). *Intrameduliarnyi teleskopichnyi fiksator dlia likuvannia perelomiv ta defektiv dovykh kistok u ditei z vrodzhenym psevdartrozom ta nezavershenym rostom.* Patent na korysnu model No.151605 UA, МПК А61V17/72. Patentovlasnyk DU «Instytut patolohii khrehta ta suhlobiv imeni profesora M.I. Sytenka NAMN Ukrainy». Zaiavka u202200760 vid 21.02.2022. Opubl. 17.08.2022, biul. No.33. [Кацалап ЄС, Хмизов СО, Ковальов АМ, Карпінський МІО, Карпінська ОД. (2022). Інтрамедулярний телескопічний фіксатор для лікування переломів та дефектів довгих кісток у дітей з вродженим псевдоартрозом та незавершеним ростом. Патент на корисну модель №151605 UA, МПК А61В17/72. Патентовласник ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М.І. Ситенка НАМН України». Заявка u202200760 від 21.02.2022. Опубл. 17.08.2022, бюл. №33].
6. Kesireddy N, Kheireldin RK, Lu A, Cooper J, Liu J, Ebraheim NA. (2018). Current treatment of congenital pseudarthrosis of the tibia: a systematic review and meta-analysis. *J Pediatr Orthop B.* 27 (6): 541–550. doi: 10.1097/BPB.0000000000000524.
7. Khmyzov SO, Katsalap YeS, Karpinsky MІu, Karpinska O. (2022). Experimental study of bone density in patients with congenital pseudarthrosis of the tibia before and after surgery. *Wiadomości Lekarskie.* LXXV (9); part 1: 2112–2120. doi: 10.36740/WLek202209112.
8. Khmyzov SO, Katsalap YeS, Karpinsky MІu, Karpinska O. (2022). Experimental study of bone tissue density in patients with congenital pseudarthrosis of the tibia bones before and after surgery according to computer tomography data. *Paediatric Surgery (Ukraine).* 3 (76): 59–67. [Хмизов СО, Кацалап ЄС,

- Карпінський МЮ, Карпінська ОД. (2022). Експериментальне дослідження щільності кісткової тканини у хворих з уродженим псевдоартрозом кісток гомілки до та після операції за даними комп'ютерної томографії. *Хірургія дитячого віку (Україна)*. 3 (76): 59–67]. doi: 10.15574/PS.2022.76.59.
9. Khmyzov SO, Pashenko AV, Kovalov AM. (2017). Prystrii dlia khirurhichnoho likuvannya deformatsii stehnovykh kistok u ditei z nezavershenym rostom. Patent na korysnu model UA No.114597U, A61V17/72. Patentovlasnyk DU «Instytut patolohii khrebra ta suhlobiv imeni profesora M.I. Sytenka NAMN Ukrainy». Zaiavka u201610052 vid 03.10.2016. Opubl. 10.03.2017, biul. No.5. [Хмизов СО, Пашенко АВ, Ковальов АМ. (2017). Пристрій для хірургічного лікування деформацій стегнових кісток у дітей з незавершеним ростом. Патент на корисну модель UA №114597U, A61B17/72. Патентовласник ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М.І. Ситенка НАМН України». Заявка u201610052 від 03.10.2016. Опубл. 10.03.2017, бюл. №5].
  10. Korolkov O, Rakhman P, Karpinsky M, Shishka I, Yaresko O. (2017). Assessment of stress-strain distribution in flatfoot deformity (part 1). *Orthopaedics, Traumatology and Prosthetics*. 4: 80–84. doi: 10.15674/0030–59872017480–84.
  11. Kurowski PM. (2007). *Engineering Analysis with COSMOS-Works 2007*: SDC Publications.
  12. Pannier S. (2011). Congenital pseudarthrosis of the tibia. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*. 97: 750–761.
  13. Rao SS. (2005). *The Finite Element Method in Engineering*: Elsevier Science.
  14. Shabtai L, Ezra E, Wientroub S, Segev E. (2015, Sep). Congenital tibial pseudarthrosis, changes in treatment protocol. *J Pediatr Orthop B*. 24 (5): 444–449.
  15. Shah H, Joseph B, Nair BVS, Kotian DB, Choi IH, Richards BS et al. (2018). What factors influence union and Refracture of congenital Pseudarthrosis of the tibia? A multicenter long-term study [J]. *J Pediatr Orthop*. 38 (6): e332–337. doi: 10.1097/BPO.0000000000001172.
  16. Shyshkov MM. (2000). *Marochnyk stalei i splaviv: Dovidnyk*. Donetsk: 456. [Шишков ММ. (2000). *Марочник сталей і сплавів: Довідник*. Донецьк: 456].
  17. Vasyuk VL, Koval OA, Karpinsky MYu, Yaresko OV. (2019). Mathematical modeling of options for osteosynthesis of distal tibial metaphyseal fractures type C1. *Trauma*. 20 (1): 37–46. doi: 10.22141/1608–1706.1.20.2019.158666.
  18. Vidal-Lesso A, Ledesma-Orozco E, Daza-Benítez L, Lesso-Arroyo R. (2014). Mechanical Characterization of Femoral Cartilage Under Unicompartimental Osteoarthritis. *Ingeniería Mecánica Tecnología Y Desarrollo*. 4 (6): 239–246.
  19. Yan A, Mei HB, Liu K, Wu J-Y, Tang J, Zhu G-H, Ye W-H. (2017). Wrapping grafting for congenital pseudarthrosis of the tibia: a preliminary report [J]. *Medicine*. 96 (48): e8835. doi: 10.1097/MD.0000000000008835.

#### Відомості про авторів:

**Корж Микола Олексійович** – д.мед.н., проф., директор ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені проф. М.І. Ситенка НАМН України», заслужений діяч науки і техніки України, лауреат Державної премії України. Адреса: м. Харків, вул. Пушкінська, 80; тел. +380(57) 725–14–00. <https://orcid.org/0000–0002–0489–3104>.

**Хмизов Сергій Олександрович** – д.мед.н., проф., зав. відділу патології хребта та суглобів дитячого віку ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені проф. М.І. Ситенка НАМН України». Адреса: м. Харків, вул. Пушкінська, 80. <https://orcid.org/0000–0002–6725–0915>.

**Кацалап Єлизавета Сергіївна** – мол.н.с. відділу патології хребта та суглобів дитячого віку ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені проф. М.І. Ситенка НАМН України», асистент каф. спортивної, фізичної та реабілітаційної медицини, фізичної терапії, ерготерапії Харківського НМУ. Адреса: м. Харків, вул. Пушкінська, 80. <https://orcid.org/0000–0002–8193–4360>.

**Карпінський Михайло Юрійович** – ст.н.с. лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені проф. М.І. Ситенка НАМН України». Адреса: м. Харків, вул. Пушкінська, 80. <https://orcid.org/0000–0002–3004–2610>.

**Карпінська Олена Дмитрівна** – н.с. лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М.І. Ситенка НАМН України». Адреса: м. Харків, вул. Пушкінська, 80. <https://orcid.org/0000–0002–1482–7733>.

**Яресько Олександр Васильович** – мол.н.с. лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені проф. М.І. Ситенка НАМН України». Адреса: м. Харків, вул. Пушкінська, 80. <https://orcid.org/0000–0002–2037–5964>.

Стаття надійшла до редакції 11.06.2023 р., прийнята до друку 10.09.2023 р.