

М.О. Корж, С.О. Хмизов, Є.С. Кацалап, М.Ю. Карпінський, О.В. Ярецько

Дослідження відносних деформацій міжуламкового регенерату в моделях різних варіантів остеосинтезу кісток гомілки з переломами в середній третині у дітей з недосконалим остогенезом та незавершеним ростом

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

Paediatric Surgery(Ukraine).2024.1(82):50-56; doi 10.15574/PS.2024.82.50

For citation: Korzh MO, Khmyzov SO, Katsalap YeS, Karpinsky MYu, Yaresko OV. (2024). Study of relative deformations of interfragmentary regenerate in models of different osteosynthesis options of tibia bones with fractures in the middle third in children with osteogenesis imperfecta and incomplete growth. Paediatric Surgery (Ukraine). 1(82): 50-56; doi: 10.15574/PS.2024.82.50.

Недосконалий остогенез – це генетична патологія, яка призводить до порушення процесів формування колагенових волокон, утворення кісткового матриксу та його мінералізації і, як наслідок, до формування кісткової тканини з низькими міцністними властивостями. Найперспективнішим засобом стабілізації фрагментів кісток за такої умови є інтрамедулярні фіксатори різних конструкцій.

Мета: дослідити величини відносних деформацій міжуламкового регенерату під впливом різних видів навантажень у моделях гомілки з переломами обох кісток у середній третині та їхнього остеосинтезу з використанням інтрамедулярних стрижнів різних конструкцій у дітей із недосконалим остогенезом та незавершеним ростом.

Матеріали та методи. Виконано математичне моделювання варіантів остеосинтезу кісток гомілки з переломом у середній третині в дітей із недосконалим остогенезом. Змодельовано 2 варіанти остеосинтезу великогомілкової кістки: стрижень без ротаційної стабільності; стрижень із ротаційною стабільністю. Остеосинтез малоомілкової кістки у всіх варіантах не змодельовано. Вивчено напружено-деформований стан моделі під впливом вертикального стискаючого, згинаючого та крутного навантажень, а також величини відносних деформацій міжуламкового регенерату.

Результати. «Зростаючий» інтрамедулярний стрижень із ротаційною стабільністю має суттєві переваги саме при навантаженнях на кручення. Наявність ротаційної стабільності дає змогу забезпечити вдвічі нижчі величини відносних деформацій міжуламкових регенератів у порівнянні з остеосинтезом ротаційно нестабільним стрижнем. При навантаженнях на стиск та згин обидва стрижні показали практично однакові результати відносних деформацій кісткових регенератів. Високі показники деформацій міжуламкових регенератів великогомілкових кісток обумовлені відсутністю повздовжньої осьової стабільності обох стрижнів, що є основою саме для можливості збільшення їхньої довжини у процесі росту пацієнта.

Висновки. Використання остеосинтезу інтрамедулярними стрижнями, що зростають під час лікування переломів великогомілкової кістки в пацієнтів із недосконалим остогенезом, не забезпечує достатнього рівня стабільності фіксації фрагментів кісток при навантаженнях на стиск та згин, що призводить до найбільших деформацій кісткових регенератів. Стрижень із ротаційною стабільністю надає переваги при спротиві навантаження на кручення, що визначається вдвічі нижчими показниками відносних деформацій міжуламкових регенератів.

Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

Ключові слова: недосконалий остогенез, гомілка, перелом, остеосинтез.

Study of relative deformations of interfragmentary regenerate in models of different osteosynthesis options of tibia bones with fractures in the middle third in children with osteogenesis imperfecta and incomplete growth

M.O. Korzh, S.O. Khmyzov, Ye.S. Katsalap, M.Yu. Karpinsky, O.V. Yaresko

Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkiv

Introduction. Osteogenesis imperfecta is a genetic pathology that leads to a violation of the processes of formation of collagen fibers, formation of bone matrix and its mineralization and, as a result, to the formation of bone tissue with low strength properties. The most promising means of stabilizing bone fragments under this condition are intramedullary fixators of various designs.

Aim. To investigate the relative deformations of the interfragmentary regenerate under the influence of various types of loads in models of the tibia with fractures of both bones in the middle third and their osteosynthesis using intramedullary rods of various designs in children with osteogenesis imperfecta and incomplete growth.

Materials and methods. Mathematical modeling of options for osteosynthesis of tibia bones with a fracture in the middle third in children with osteogenesis imperfecta was performed. Two variants for tibial osteosynthesis were modelled: a rod without rotational stability; rod with rotational stability. Osteosynthesis of the fibula was not modelled in all variants. The stress-strain state of the model under the influence of vertical compressive, bending and torsional loads, as well as the magnitude of the relative deformations of the interstitial regenerate, were studied.

The results. A «growing» intramedullary shear with rotational stability provides essential advantages in the case of torsional loads. The presence of rotational stability makes it possible to ensure two times lower values of relative deformations of interfragmentary regenerates compared to osteosynthesis with a rotationally unstable rod. Under compressive and bending loads, both rods showed almost identical results of relative deformations of bone regenerates. High rates of deformation of interfragmentary tibial regenerates are due to the lack of longitudinal axial stability of both rods, which is the basis for the possibility of increasing their length during the growth of the patient.

Conclusions. The use of osteosynthesis with intramedullary rods, which increase during the treatment of tibial fractures in patients with osteogenesis imperfecta, does not ensure a sufficient level of stability for the fixation of bone fragments under compression and bending loads, which leads to the greatest deformations of bone regenerates. A rod with rotational stability provides advantages in resistance to torsional loads, which is determined by twice lower relative deformations of interfragmentary regenerates.

No conflict of interests was declared by the authors.

Keywords: osteogenesis imperfecta, tibia, fracture, osteosynthesis.

Вступ

Недосконалий остеогенез є генетичною патологією, яка призводить до порушення процесів формування колагенових волокон, утворення кісткового матриксу та його мінералізації і, як наслідок, до формування кісткової тканини з низькими міцнісними властивостями [4,10,13,14]. Така патологія супроводжується множинними переломами кісток скелета, розвитком прогресуючих деформацій довгих кісток кінцівок, що, своєю чергою, призводить до порушення функції опори та ходьби. На сьогодні найперспективнішим засобом стабілізації фрагментів кісток при цьому є інтрамедулярні фіксатори різних конструкцій [3]. Вони забезпечують утримання фрагментів кістки в корегованому положенні до їхнього зрощення. З урахуванням тривалого часу лікування та віку пацієнтів, встановлення внутрішніх фіксаторів без можливості їхнього подовження під час росту скелету, призводить до збільшення частоти повторних хірургічних втручань, обумовлених необхідністю їхньої заміни. Тому обґрунтування та розроблення телескопічних інтрамедулярних фіксаторів для лікування пацієнтів із недосконалим остеогенезом є актуальним завданням ортопедії та травматології.

Мета: дослідити величини відносних деформацій міжуламкового регенерату під впливом різних видів навантажень у моделях гомілки з переломами її кісток у середній третині та остеосинтезу великогомілкової кістки з використанням інтрамедулярних стрижнів різних конструкцій у дітей із недосконалим остеогенезом та незавершеним ростом.

Матеріали та методи дослідження

За основу було обрано модель дистального кінця нижньої кінцівки, розроблену в лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені проф. М.І. Ситенка НАМН України» [7] (рис. 1).

Було виконано математичне моделювання варіантів остеосинтезу кісток гомілки з переломом у середній третині в дітей із недосконалим остеогенезом. Було змодельовано 2 варіанти остеосинтезу великогомілкової кістки:

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

2 – стрижень із ротаційною стабільністю конструкції ПХС [8].

Остеосинтез малоомілкової кістки у всіх варіантах не було змодельовано. Прошарок між фрагмен-



Рис. 1. Базова модель гомілки без ушкоджень кісток



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

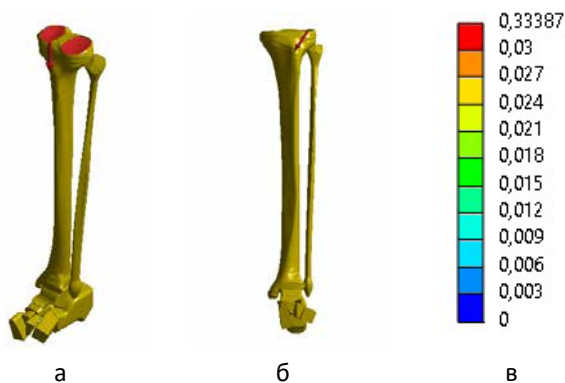


Рис. 3. Схеми навантаження моделей: а – на стиск; б – на згин; в – на кручення

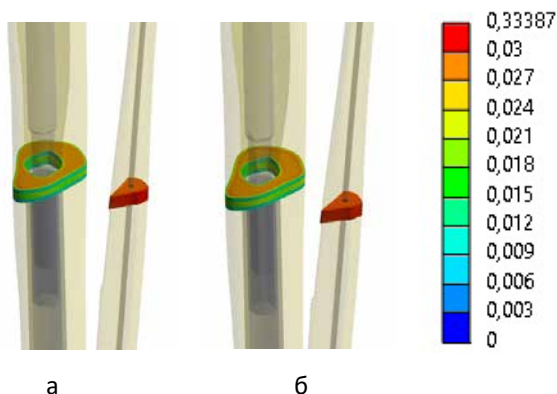


Рис. 4. Відносні деформації кісткового регенерату в моделі гомілки з переломами обох кісток у середній третині в умовах недосконалого остеогенезу при навантаженні на стиск: а – остеосинтез стрижнем без ротаційної стабільності; б – остеосинтез стрижнем з ротаційною стабільністю

Таблиця 1

Механічні характеристики матеріалів, які було використано під час моделювання

Матеріал	Модуль Юнга (E), МПа	Коефіцієнт Пуассона, ν
Кортикальна кістка	12240	0,30
Губчаста кістка	330	0,30
Хрящова тканина	5,58	0,45
Міжуламковий регенерат	1,00	0,45
Легована сталь	210000	0,30

тами малоомілкової кістки було заповнено матеріалом із властивостями міжуламкового регенерату. Модель із діафізарними переломами кісток гомілки в середній третині та інтрамедулярним остеосинтезом зображено на рис. 2.

Матеріал вважають однорідним та ізотропним. 10-вузловий тетраедр із квадратичною апроксимацією було обрано, як скінченний елемент. Під час обрання механічних властивостей біологічних тканин було враховано той факт, що при недосконалому остеогенезі кісткова тканина має низьку механічну міцність, на що було звернуто увагу під час вивчення літературних джерел [1,2,5,6,15]. Характеристики штучних матеріалів було обрано згідно із даними технічної літератури [11]. Механічні характеристики матеріалів, які було використано в розрахунках, наведені в таблиці 1.

Під час проведення досліджень було проаналізовано напружено-деформований стан моделі під впливом вертикального стискаючого, згинаючого та крутного навантажень. Схеми навантажень моделей наведено на рис. 3.

Для порівняння різних варіантів остеосинтезу було проведено реєстрацію величин відносних деформацій міжуламкового регенерату, оскільки цей елемент має найнижчий показник модуля пружності і, як наслідок, є найбільш деформуючим елементом моделі.

Дослідження напружено-деформованого стану моделей було виконано за допомогою методу кінцевих елементів. Величини відносних деформацій було використано, як критерій оцінки напруженого стану моделей [9].

Моделювання було виконано за допомогою системи автоматизованого проектування SolidWorks, а розрахунки напружено-деформованого стану моделей – за допомогою програмного комплексу CosmosM [12].

Результати дослідження та їх обговорення

Дослідження моделей гомілки з переломами обох кісток у середній третині в умовах недосконалого остеогенезу з різними варіантами їхнього остеосинтезу при навантаженні на стиск дозволило наочно побачити розподіл величини відносної деформації кісткового регенерату, який можна розглянути на рис. 4.

Проведене дослідження засвідчило, що під час виконання остеосинтезу інтрамедулярними стрижнями будь-якої конструкції, вертикальне осьове навантаження викликає практично однакові деформації міжуламкових регенератів, тому що вони не мають вер-

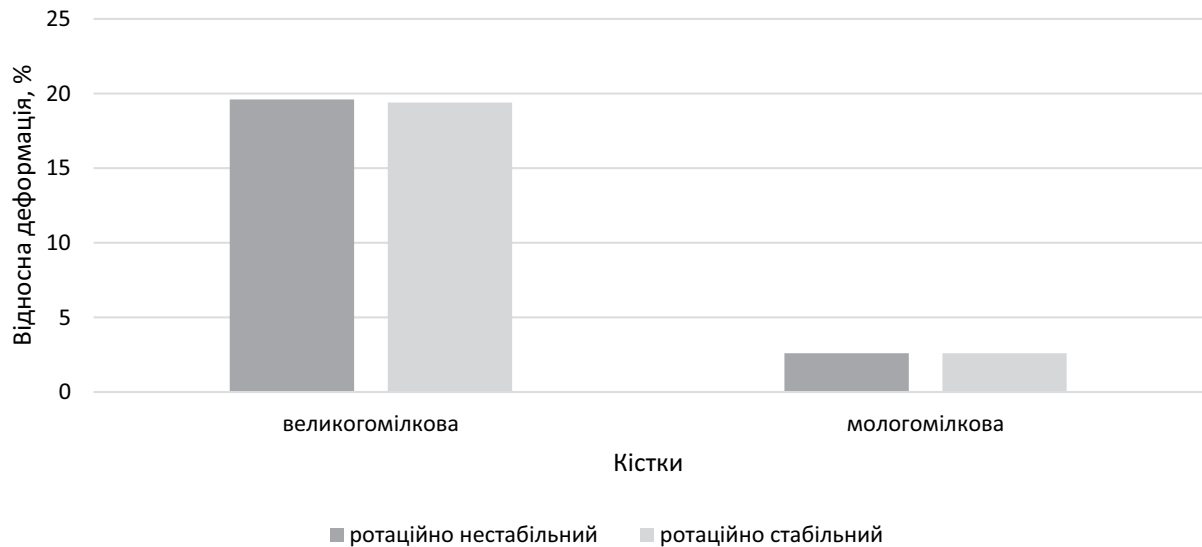


Рис. 5. Діаграма величин відносних деформацій міжуламкового регенерату в моделях гомілки з переломами обох кісток у середній третині в умовах недосконалого остеогенезу при навантаженні на стиск

тикальної осьової стабільності при навантаженні на стиск, що є платою за можливість «зростання». Так найбільш відносні деформації кісткового регенерату виникають у великогомілкової кістці, де вони сягають значень 8,5% – при остеосинтезі стрижнем типу Фасье-Дюваль, та 8,3% – при остеосинтезі стрижнем з ротаційною стабільністю. Відносні деформації міжуламкового регенерату в малоюмілкової кістці визначаються, відповідно, на позначках 2,6% та 2,3%. Незначна розбіжність у показниках відносної деформації полягає в тому, що навіть при вертикальному навантаженні між уламками кісток все ж таки виникає невеличкий ротаційний компонент. Дані про величини відносних деформацій міжуламкового регенерату в моделях під впливом стискаючого навантаження наведені в табл. 2.

Наочне уявлення про співвідношення величин відносних деформацій міжуламкового регенерату в моделях гомілки з переломами обох кісток у середній третині в умовах недосконалого остеогенезу при навантаженні на стиск можна отримати за допомогою діаграми, наведеної на рис. 5.

Як бачимо, використання для остеосинтезу стержня з ротаційною стабільністю, майже, не змінює картину розподілу відносних деформацій у кістковому регенераті при осьових стискаючих навантаженнях.

Розглянемо, як впливає згинаюче навантаження на деформацію міжуламкових регенератів у моделях гомілки з переломами обох кісток у середній третині (рис. 6).

Дослідження показало, що при навантаженні на згин міжуламкові регенерати в моделях із викорис-

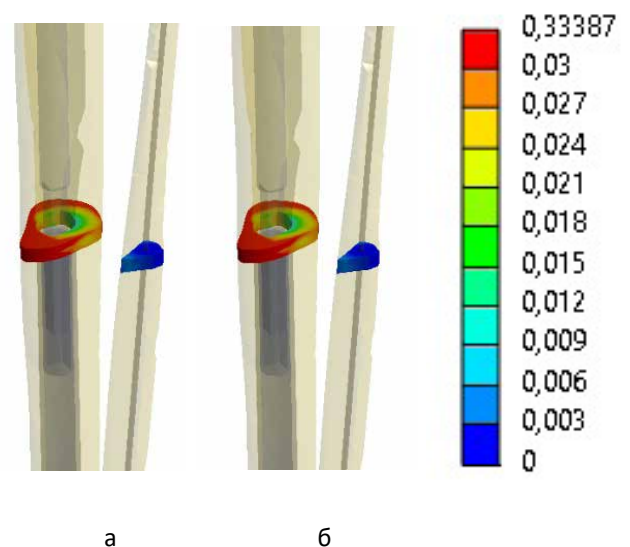


Рис. 6. Відносні деформації кісткового регенерату в моделі гомілки з переломами обох кісток у середній третині в умовах недосконалого остеогенезу при навантаженні на згин: а – остеосинтез стрижнем без ротаційної стабільності; б – остеосинтез стрижнем з ротаційною стабільністю

Таблиця 2

Величини відносних деформацій міжуламкового регенерату в моделях гомілки з переломами обох кісток у середній третині в умовах недосконалого остеогенезу при навантаженні на стиск

Кістка	Відносні деформації, %	
	без ротаційної стабільності	із ротаційною стабільністю
Великогомілкова	8,5	8,3
Малоюмілкова	2,6	2,3

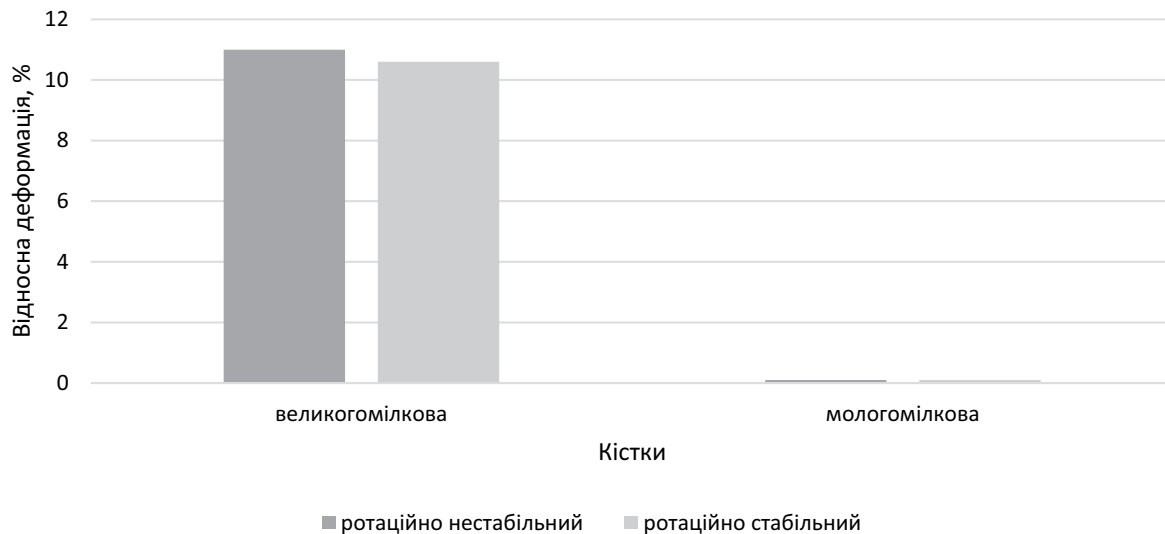


Рис. 7. Діаграма величин відносних деформацій міжуламкового регенерату в моделях гомілки з переломами обох кісток у середній третині в умовах недосконалого остеогенезу при навантаженні на згин

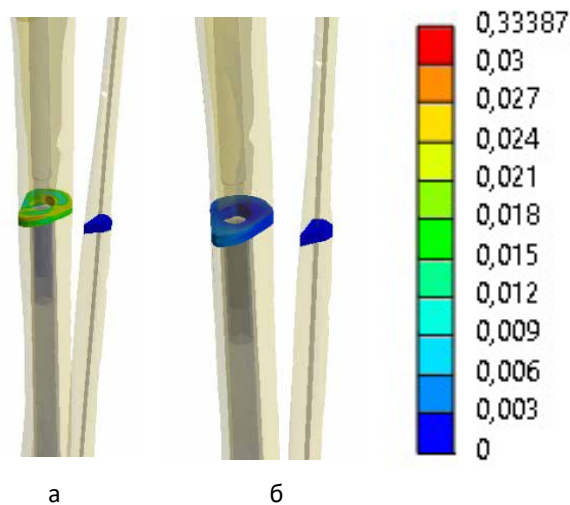


Рис. 8. Відносні деформації кісткового регенерату в моделі гомілки з переломами обох кісток у середній третині в умовах недосконалого остеогенезу при навантаженні на кручення: а – остеосинтез стрижнем без ротаційної стабільності; б – остеосинтез стрижнем з ротаційною стабільністю

танням інтрамедулярних стрижнів обох конструкцій поводяться приблизно однаково, про що свідчать показники їхніх відносних деформацій. Так у міжуламкових регенератах великогомілкової кістки відносні деформації набувають значень 11,0% – при

остеосинтезі стрижнем без ротаційної стабільності та 10,6% – при остеосинтезі ротаційно стабільним стрижнем. У малоомілкових кістках міжуламковий регенерат практично не деформується при обох варіантах остеосинтезу, відносні деформації не перевищують 0,1%. Значення максимальних величин відносних деформацій міжуламкового регенерату в моделях гомілки з переломами обох кісток у середній третині в умовах недосконалого остеогенезу при навантаженні на згин наведені в табл. 3.

Діаграма, наведена на рис. 7, дає уявлення про співвідношення величин відносних деформацій міжуламкового регенерату в моделях гомілки з переломами обох кісток у середній третині в умовах недосконалого остеогенезу при навантаженні на згин.

Незначні відмінності у величинах відносних деформацій міжуламкового регенерату у великогомілковій кістці між моделями з остеосинтезом, стрижнями різних конструкцій також свідчать про наявність невеличких ротаційних компонентів між уламками при навантаженнях на згин.

Під час останнього етапу роботи було виконано дослідження відносних деформацій кісткового регенерату в моделях гомілки з псевдоартрозом обох кісток у нижній третині з різними варіантами їхньо-

Таблиця 3

Величини відносних деформацій й міжуламкового регенерату в моделях гомілки з переломами обох кісток у середній третині в умовах недосконалого остеогенезу при навантаженні на згин

Кістка	Відносні деформації, %	
	без ротаційної стабільності	із ротаційною стабільністю
Великогомілкова	11,0	10,6
Малоомілкова	0,1	0,1

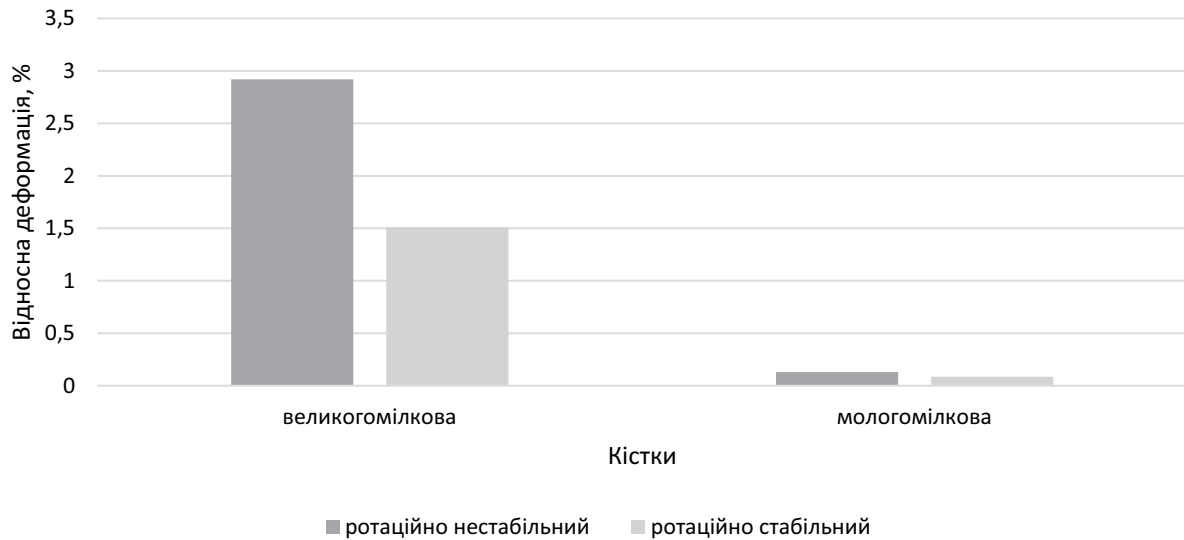


Рис. 9. Діаграма величин відносних деформацій міжуламкового регенерату в моделях гомілки з переломами обох кісток у середній третині в умовах недосконалого остеогенезу при навантаженні на кручення

го остеосинтезу при навантаженні на кручення. Розподіл відносних деформацій в моделях зображено на рис. 8.

Найбільш значні відмінності в показниках відносних деформацій міжуламкових регенератів між різними варіантами остеосинтезу відбуваються саме при навантаженнях на кручення. У цьому випадку проявляються переваги інтрамедулярного стрижня з ротаційною стабільністю, який забезпечує максимальні відносні деформації міжуламкових регенератів великогомілкової кістки на рівні 1,51% та малогомілкової – 0,086%. Це, практично, вдвічі нижчі за аналогічні показники моделі зі стрижнем без ротаційної стабільності, які визначаються на позначках 2,92% та 0,13%, відповідно. Максимальні значення відносних деформацій міжуламкових регенератів у моделях наведені в табл. 4.

Порівняти величини відносних деформацій між уламкового регенерату в моделях гомілки з переломами обох кісток у середній третині в умовах недосконалого остеогенезу при навантаженні на кручення можна за допомогою діаграми, наведеної на рис. 9.

Результати проведеного дослідження показали, що «зростаючий» інтрамедулярний стрижень із ро-

таційною стабільністю має суттєві переваги саме при навантаженнях на кручення. Наявність ротаційної стабільності дозволяє забезпечити вдвічі нижчі величини відносних деформацій міжуламкових регенератів у порівнянні з остеосинтезом ротаційно нестабільним стрижнем. При навантаженнях на стиск та згин обидва стрижні показали практично однакові результати відносних деформацій кісткових регенератів. Високі показники деформацій міжуламкових регенератів великогомілкових кісток обумовлені відсутністю повздовжньої осьової стабільності обох стрижнів, що є основою саме для можливості збільшення їхньої довжини у процесі росту пацієнта.

Висновки

Використання остеосинтезу інтрамедулярними стрижнями, що зростають під час лікування переломів великогомілкової кістки в пацієнтів з недосконалим остеогенезом, не забезпечує достатнього рівня стабільності фіксації фрагментів кісток при навантаженнях на стиск та згин, що призводить до найбільших деформацій кісткових регенератів.

Стрижень із ротаційною стабільністю надає переваги при спротиву навантаженням на кручення, що

Таблиця 4

Величини відносних деформацій міжуламкового регенерату в моделях гомілки з переломами обох кісток у середній третині в умовах недосконалого остеогенезу при навантаженні на кручення

Кістка	Відносні деформації, %	
	без ротаційної стабільності	із ротаційною стабільністю
Великогомілкова	2,92	1,51
Малогомілкова	0,13	0,086

Original articles. Orthopedics

визначається вдвічі нижчими показниками відносних деформацій міжуламкових регенератів.

Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

References/Література

1. Boccaccio A, Pappalettere C. (2011). Mechanobiology of Fracture Healing: Basic Principles and Applications in Orthodontics and Orthopaedics. Theoretical Biomechanics. Dr Vaclav Klika (Ed.).
2. Cowin SC. (2001). Bone mechanics. Handbook. Edited by Stephen C. Cowin. CRC Press Reference.
3. El-Adl G, Khalil MA, Enan A, Mostafa MF, El-Lakkany MR. (2009). Telescoping versus non-telescoping rods in the treatment of osteogenesis imperfecta. Acta Orthopaedica Belgica. 75(2): 200.
4. Jepsen KJ, Goldstein SA, Kuhn JL, Schaffler MB, Bonadio J. (1996). Type-I collagen mutation compromises the post-yield behavior of Mov13 long bone. Journal of orthopaedic research. 14(3): 493–499. doi: 10.1002/jor.1100140320.
5. Khmyzov SO, Katsalap YeS, Karpinsky MJu, Karpinska O. (2022). Experimental study of bone density in patients with congenital pseudoarthrosis of the tibia before and after surgery. Wiadomości Lekarskie. LXXV (9); part 1: 2112–2120. doi: 10.36740/WLek202209112.
6. Khmyzov SO, Katsalap YeS, Karpinsky MYu, Karpinska OD. (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 ОС, Кацалап ЄС, Карпінський МЮ, Карпінська ОД. (2022). Експериментальне дослідження щільності кісткової тканини у хворих з вродженим псевдоартрозом великогомілкової кістки до та після операції за даними комп'ютерної томографії. Paediatric Surgery (Ukraine). 3 (76): 59–67]. doi: 10.15574/PS.2022.76.59.
7. Khmyzov SO, Katsalap YeS, Karpins'kyu MYu, Yares'ko OV. (2022). Doslidzhennya deformatsiy kistkovoho reheneratu za riznykh variantiv osteosyntezy kistok homilky v razi yikhno urodzhenoho psevdartrozu. Ortopedyya, travmatolohyya y protezyrovannya. (1–2): 49–54. [Хмизов СО, Кацалап ЄС, Карпінський МЮ, Ярьсько ОВ. (2022). Дослідження деформацій кісткового регенерату за різних варіантів остеосинтезу кісток гомілки в разі їхнього уродженого псевдоартрозу. Ортопедія, травматологія і протезування. (1–2): 49–54]. <https://doi.org/10.15674/0030-598720221-249-54>.
8. Khmyzov SO, Pashenko AV, Koval'ov AM. (2016). Prystriy dlya khirurhichnoho likuvannya deformatsiy stehnovykh kistok u ditey z nezavershenym rostom. Patent na korynsnu model' UA No.114597U, A61V17/72. Patentovlasnyk DU «Instytut patolohiyi khrebt ta sughlobiv imeni profesora M.I. Sytenka NAMN Ukrainy». Zayavka u201610052 vid 03.10.2016. Opubl. No.5. [Хмизов СО, Пашенко АВ, Ковальов АМ. (2016). 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. Оpubл. No.5].
9. Kumar K, Zindani D, Davim JP. (2020). Mastering SolidWorks. Practical Examples. Springer Cham: 316. doi: 10.1007/978-3-030-38901-7.
10. Lehmann HW, Herbold M, Von Bodman J, Karbowski A, Stücker R. (2000). Osteogenesis imperfecta Aktuelles Therapiekonzept. Monatsschrift Kinderheilkunde. 148(11): 1024–1029. doi: 10.1007/s001120050687.
11. Niinomi M. (2008). Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications. J Mech Behav Biomed Mater. 1(1): 30–42. doi: 10.1016/j.jmbbm.2007.07.001, PMID: 19627769.
12. Rao SS. (2010). The Finite Element Method in Engineering: Fifth Edition. Editeur: Elsevier Science. Année de Publication: 726. ISBN: 978-1-85617-661-3.
13. Sillence DO, Senn A, Danks DM. (1979). Genetic heterogeneity in osteogenesis imperfecta. Journal of Medical Genetics. 16(2): 101–116. doi: 10.1136/jmg.16.2.101.
14. Sillence D, Danks D. (1978). Differentiation of genetically distinct varieties of osteogenesis imperfecta in newborn period. In Clinical Research. 26(2): A178-A178.
15. 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.

Відомості про авторів:

Корж Микола Олексійович – д.мед.н., проф., директор ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», засл. діяч науки і техніки України, лауреат Державної премії України. Адреса: м. Харків, вул. Пушкінська, 80; тел. +38 (057) 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 ім. 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 ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», асистент каф. спортивної, фізичної та реабілітаційної медицини, фізичної терапії, ерготерапії ХНМУ. 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 ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України». Адреса: м. Харків, вул. Пушкінська, 80. <https://orcid.org/0000-0002-3004-2610>.

Ярьсько Олександр Василійович – мол.н.с. лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України». Адреса: м. Харків, вул. Пушкінська, 80; тел. +380 (057) 725-14-74. <https://orcid.org/0000-0002-2037-5964>.

Стаття надійшла до редакції 06.12.2023 р., прийнята до друку 12.03.2024 р.