

УДК 616.718.5/6-001.52-007.2(045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-598720221-249-54>

Дослідження деформацій кісткового регенерату за різних варіантів остеосинтезу кісток гомілки в разі їхнього уродженого псевдоартрозу

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

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

Congenital pseudarthrosis of the leg bones is accompanied by its shortening and deformation. It's still unclear what is an optimal method of surgical treatment. Objective. Using a mathematical model, to study the relative deformations of the regenerate (RDR) in the zone of pseudarthrosis bones of the lower leg under different options of osteosynthesis. Methods. The zone of non-union was modeled of the bones of the lower leg third of tibia and 4 variants of osteosynthesis on were analysed: intramedullary rod and needle (1); rod, spoke and bone graft in the form of a block on the tibia (2) or on both (3) bones; rod, spoke and bone with a graft on both bones of the leg with wrapping titanium mesh (4). A rotationally stable and unstable rod was used. Under the influence of the load on compression and torsion determined the values of RDR in the zone of pseudarthrosis. Results. In the case of osteosynthesis of option 1, intramedullary rods of both types (due to axial mobility of their elements) do not provide minimal deformation regenerates of both bones, so there is a possibility of their growth during the growth of the patient. Bone blocks grafts (options 2 and 3) take over part of the compressive load and the level of the RDR of the bones decreases up to 20 times. Rotationally stable rod is better under conditions of torsional loads, since RDR of the tibia is reduced by 20 times. However, bone graft blocks negate this advantage, providing rotational stability of bone fragments lower legs. The use of titanium mesh provides an additional strength of fixation of fragments of both tibia bones and level RDR of bones is reduced by 10 % compared to models of osteosynthesis with a block of grafts for both loading options. Conclusions. The use of only intramedullary rods that «grow» leads to the greatest deformations of regenerates. A rod with rotational stability is better under torsional loading conditions. Blocks from bone grafts reduce the level of RDR of bones tibia to a level of less than 0.1 % for both loading options, and the titanium mesh to an additional 10 %. Key words. Congenital pseudarthrosis, tibia, fibula, osteosynthesis, load, deformation, mathematical models.

Уроджений псевдоартроз кісток гомілки супроводжується її вкороченням і деформацією. Питання щодо вибору оптимальної методики хірургічного лікування залишається відкритим. Мета. На математичній моделі вивчити відносні деформації регенерату (ВДР) у зоні псевдоартрозу кісток гомілки за різних варіантів остеосинтезу. Методи. Моделювали зону незрошення кісток гомілки в нижній третині та 4 варіанти остеосинтезу: інтрамедулярним стрижнем і спицею (1); стрижнем, спицею та кістковим трансплантатом у вигляді блока на великогомілкову (2) або на обидві (3) кістки; стрижнем, спицею та кістковим трансплантатом на обидві кістки гомілки з обгорненням титановою сіткою (4). Використано ротаційно стабільний і нестабільний стрижні. Під дією навантаження на стискання та кручення визначали величини ВДР у зоні псевдоартрозу. Результати. У разі остеосинтезу варіанта 1 інтрамедулярні стрижні обох типів (через осьову рухомість їхніх елементів) не забезпечують мінімальну деформацію регенератів обох кісток, тому виникає можливість їхнього зростання в процесі росту пацієнта. Блоки кісткових трансплантатів (варіант 2 і 3) приймають на себе частину стискального навантаження та рівень ВДР кісток знижується до 20 разів. Ротаційно стабільний стрижень є кращим за умов навантажень на кручення, оскільки ВДР великогомілкової кістки знижується в 20 разів. Проте блоки з кісткових трансплантатів нівелюють цю перевагу, забезпечуючи ротаційну стабільність фрагментів кісток гомілки. Використання титанової сітки надає додаткову міцність фіксації фрагментів обох кісток гомілки та рівень ВДР кісток знижується на 10 % відносно моделей остеосинтезу з блоком трансплантатів за обох варіантів навантаження. Висновки. Застосування лише інтрамедулярних стрижнів, які «зростають» призводить до найбільших деформацій регенератів. Стрижень із ротаційною стабільністю є кращим за умов навантаження на кручення. Блоки з кісткових трансплантатів знижують рівень ВДР кісток гомілки до рівня менш ніж 0,1 % за обох варіантів навантаження, а титанова сітка — додатково на 10 %.

Ключові слова. Уроджений псевдоартроз, великогомілкова кістка, малоогомілкова кістка, остеосинтез, навантаження, деформація, математичні моделі

Вступ

Уроджений псевдоартроз кісток гомілки (УПКГ) — це патологічний стан, який належить до орфанних захворювань і супроводжується вкороченням і деформацією нижньої кінцівки, а саме гомілки [1]. Нині ще продовжують вивчати етіологію захворювання, але вже відомий чіткий зв'язок із нейрофіброматозом I типу [2], остеофіброзною дисплазією Кампаначчі та фіброзною дисплазією [3]. УПКГ може бути діагностовано як на момент народження, так і в перші роки життя дитини [4]. Зазвичай, основними проявами є деформація гомілки (передньобічний вигин), укорочення або ж патологічна рухомість у середній чи нижній її третині [5].

Лікування патології здебільшого передбачає різні варіанти хірургічних утручань: інтрамедулярна фіксація великогомілкової кістки з використанням кісткових трансплантатів самостійно [6] або зі стимуляцією остеогенезу шляхом введення бісфосфонатів і кісткових морфогенетичних білків [7], встановлення апаратів зовнішньої фіксації (у тому числі методика Ілізарова) [8], технологія заміщення васкуляризованим автотрансплантатом малоомілкової кістки [9], метод «індукованої мембрани» за Masquet [10] або ж комбіновані методи внутрішньокісткової, накісткової та зовнішньої фіксації тощо [11]. Усі вони спрямовані на досягнення однієї мети — консолідації в зоні псевдоартрозу кісток гомілки, відновлення правильної осі нижньої кінцівки та її довжини [12].

Зважаючи на чисельність методів хірургічного лікування, питання щодо вибору оптимального на сьогодні залишається відкритим. Саме тому триває пошук і розроблення нових перспективних напрямів вирішення складної проблеми дитячої ортопедії — лікування УПКГ. Проводять модернізацію фіксаторів і видів кісткової пластики і, відповідно, біомеханічні дослідження в цій галузі [13].

Мета: на математичній моделі вивчити деформації кісткового регенерату в зоні псевдоартрозу кісток гомілки за різних варіантів остеосинтезу.

Матеріал і методи

У лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України» виконано математичне моделювання декількох варіантів остеосинтезу кісток гомілки за умов уродженого псевдоартрозу великогомілкової кістки. Для вирішення цього завдання побудовано експериментальну модель дистального

кінця нижньої кінцівки, яка містила великогомілкову та малоомілкову кістки, а також кісткові елементи стопи [14]. Моделювали зону незрошення кісток гомілки в нижній третині та чотири варіанти остеосинтезу: інтрамедулярним стрижнем і спицею (варіант 1); стрижнем, спицею та кістковим трансплантатом у вигляді блока на великогомілкову (2) або на обидві (3) кістки; стрижнем, спицею та кістковим трансплантатом на обидві кістки гомілки з обгорненням титановою сіткою (4) (рис. 1). Використано ротаційно стабільний і нестабільний стрижні, «які зростають».

Для остеосинтезу великогомілкової кістки моделювали інтрамедулярний двосегментний стрижень із подовжньою рухомістю та ротаційною стабільністю конструкції розробленого та запатентованого ДУ «ІПХС ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України» [15].

Матеріал вважали однорідним та ізотропним. За скінченний елемент обрано 10-вузловий тетраедр із квадратичною апроксимацією. Обираючи механічні властивості біологічних тканин урахували, що за вродженого псевдоартрозу кісткова тканина має низьку механічну міцність [16–18]. Для кісткового автотрансплантата у вигляді блока обирали властивості здорової кістки [19]. Зважаючи на те, що кісткова тканина проростає в титанову сітку, останню моделювали як шар товщиною 1 мм навколо блока трансплантатів зі змішаними механічними властивостями титану та коркової кістки [20]. Характеристики штучних матеріалів обирали з технічної літератури [21]. Використані в розрахунках механічні характеристики матеріалів наведені в табл. 1.

Для досліджень моделювали два види навантажень — на вертикальне осьове стискання та кручення. Схеми навантаження моделей наведено на рис. 2.

Визначали величини відносних деформацій кісткового регенерату в зоні псевдоартрозу — елемента, який зазнає найбільших деформацій унаслідок найменшого значення модуля пружності. Дослідження напружено-деформованого стану моделей виконували за допомогою методу скінченних елементів. За критерій оцінки напруженого стану моделей використано напруження за Мізесом [22].

Моделювання проведено в системі автоматизованого проектування SolidWorks, розрахунки напружено-деформованого стану моделей — за допомогою програмного комплексу CosmosM [23].

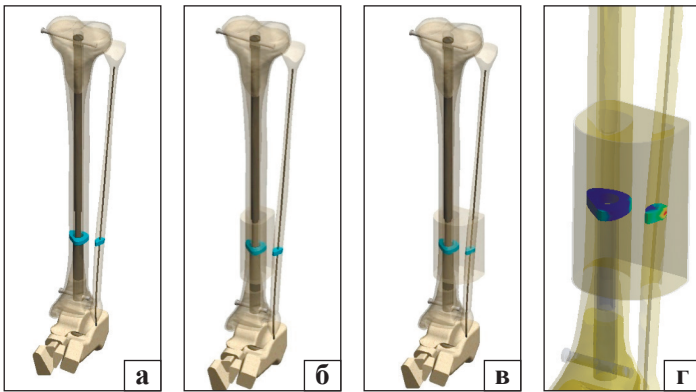


Рис. 1. Моделі гомілки з переломом кісток у нижній третині. Остеосинтез: а) стрижень і спиця; б) стрижень і спиця + кістковий трансплантат у вигляді блока на великогомілкову кістку; в) стрижень і спиця + кістковий трансплантат на обидві кістки; г) стрижень і спиця + кістковий трансплантат на обидві кістки, обгорнений титановою сіткою

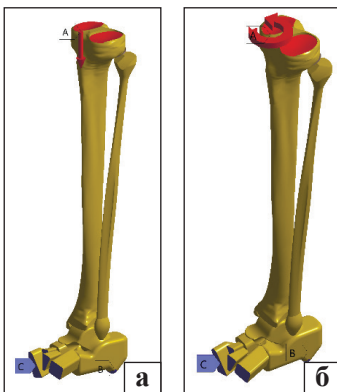


Рис. 2. Схеми навантаження моделей: а) вертикальне осьове стискання; б) кручення

кістку різко знизило величину відносних деформацій регенератів: до 0,120 % великогомілкової кістки, до 0,064 % — малоюмілкової. Коли блок із кісткових трансплантатів використаний на обидві кістки, величина відносних деформацій їхніх регенератів зменшилась до 0,1 і 0,016 % відповідно.

За умов застосування для остеосинтезу стрижня з ротаційною стабільністю картина розподілу відносних деформацій у кістковому регенераті під впливом осьових стискальних навантажень майже не змінилась (рис. 4, табл. 2).

Наявність осьової рухомості, загального для обох типів стрижнів чинника, обумовила їхню однотипну реакцію на осьові стискальні навантаження та, відповідно, однакові деформації регенератів обох кісток гомілки. Слід відмітити, що використання титанової сітки дало можливість зменшити деформації регенерату ще на 10 % порівняно з варіантом остеосинтезу «стрижень і спиця + кістковий трансплантат на обидві кістки».

Наступним етапом роботи вивчали відносні деформації кісткового регенерату в усіх моделях гомілки з різними варіантами остеосинтезу під впливом навантаження на кручення.

Визначено, що найбільші відносні деформації кісткового регенерату виникають у моделі остеосинтезу кісток гомілки з використанням лише ротаційно нестабільного стрижня типу Фасье-Дюваль: у зоні псевдоартрозу великогомілкової кістки — 1,92 %, малоюмілкової — 0,13 %. Величину відносних деформацій регенерату великогомілкової кістки вдалося знизити у випадку використання кісткових трансплантатів у вигляді блока власне на цій кістці — до 0,035 %, на обох кістках гомілки — до 0,024 %. На малоюмілкової кістці відносні деформації регенерату за використання блока трансплантатів лише на великогомілкової кістці не перевищували 0,06 %, на обох кістках гомілки — 0,056 % (рис. 5, табл. 3).

Таблиця 1

Використані механічні характеристики матеріалів

Матеріал	Модуль Юнга (E), МПа	Коефіцієнт Пуассона, ν
Коркова кістка	12240	0,30
Губчаста кістка	330	0,30
Хрящова тканина	5,58	0,45
Кістковий регенерат	1,0	0,45
Кістковий ауто трансплантат	18350	0,29
Легована сталь	210000	0,30

Результати та їх обговорення

Аналіз моделей гомілки з псевдоартрозом обох кісток у нижній третині за різними варіантами їхнього остеосинтезу з використанням інтрамедулярного стрижня типу Фасье-Дюваль без ротаційної стабільності під дією навантаження на стиск дав змогу отримати величини відносної деформації регенератів кісток, подані на рис. 3 і в табл. 2. Визначено, що в цьому випадку вертикальне осьове навантаження спричинює найбільші відносні деформації регенерату і великогомілкової (1,96 %), і малоюмілкової (1,6 %) кісток. Це є результатом подовжньої рухомості стрижня, яка забезпечує його збільшення під час зростання пацієнта. Додавання в модель кісткового трансплантата у вигляді блока на великогомілкову

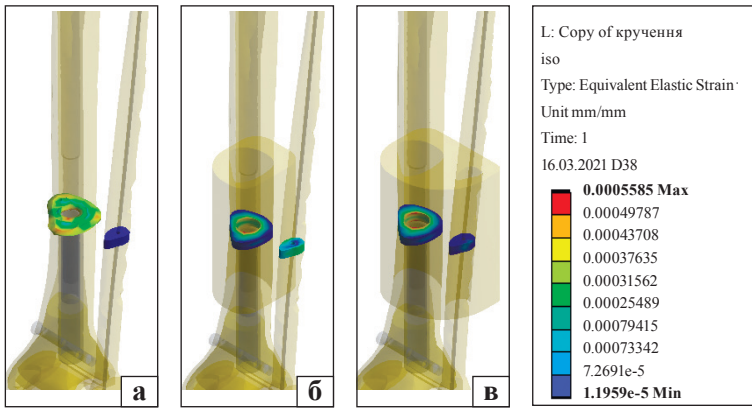


Рис. 3. Відносні деформації кісткового регенерату в моделі гомілки з псевдоартрозом обох кісток у нижній третині під впливом навантаження на стиск. Стрижень типу Фасье-Дюваль. Остеосинтез: а) стрижень і спиця; б) стрижень і спиця + кістковий трансплантат у вигляді блока на великогомілкову кістку; в) стрижень і спиця + кістковий трансплантат на обидві кістки

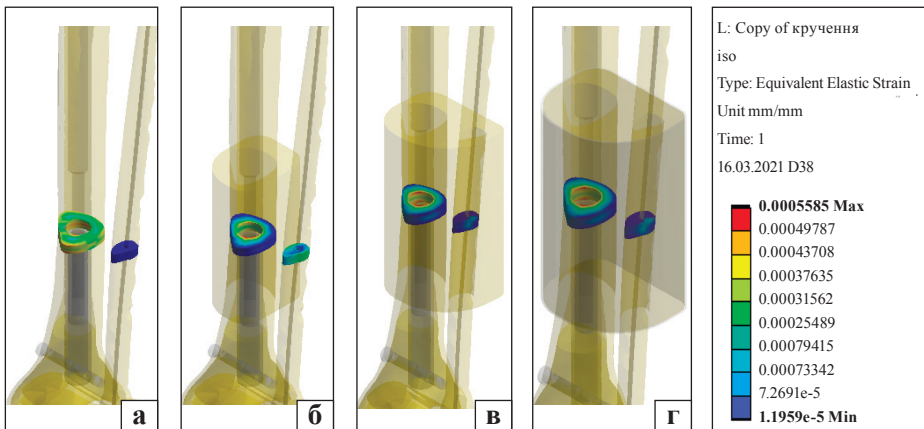


Рис. 4. Відносні деформації кісткового регенерату в моделі гомілки з псевдоартрозом обох кісток у нижній третині, навантаження на стиск. Ротаційно стабільний стрижень. Остеосинтез: а) стрижень і спиця; б) стрижень і спиця + кістковий трансплантат у вигляді блока на великогомілкову кістку; в) стрижень і спиця + кістковий трансплантат на обидві кістки; г) стрижень і спиця + кістковий трансплантат на обидві кістки, обгорнений титановою сіткою

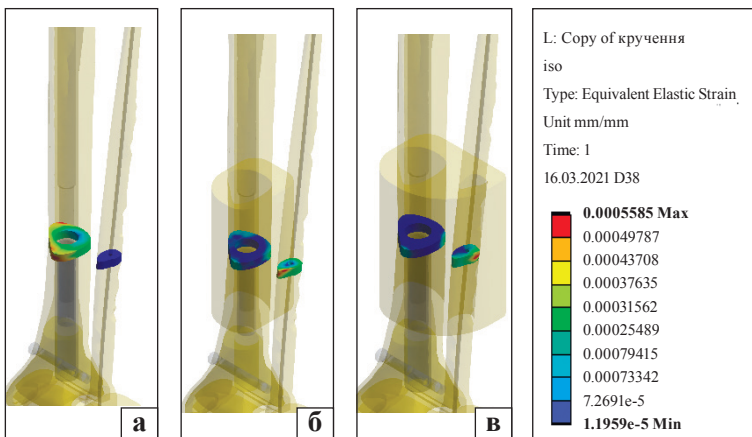


Рис. 5. Відносні деформації кісткового регенерату в моделі гомілки з псевдоартрозом обох кісток у нижній третині під впливом навантаження на кручення. Стрижень типу Фасье-Дюваль. Остеосинтез: а) стрижень і спиця; б) стрижень і спиця + кістковий трансплантат у вигляді блока на великогомілкову кістку; в) стрижень і спиця + кістковий трансплантат на обидві кістки

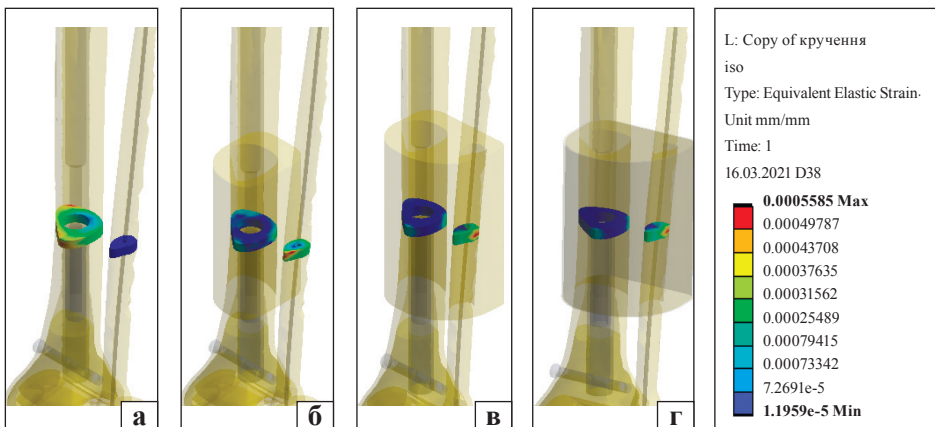


Рис. 6. Відносні деформації кісткового регенерату в моделі гомілки з псевдоартрозом обох кісток у нижній третині, навантаження на кручення. Ротаційно стабільний стрижень. Остеосинтез: а) стрижень і спиця; б) стрижень і спиця + кістковий трансплантат у вигляді блока на великогомілкову кістку; в) стрижень і спиця + кістковий трансплантат на обидві кістки; г) стрижень і спиця + кістковий трансплантат на обидві кістки, обгорнений титановою сіткою

Таблиця 2

Величини відносних деформацій (%) кісткового регенерату під впливом навантаження на стиск у моделях із різними варіантами остеосинтезу кісток гомілки за умов їхнього вродженого псевдоартрозу

Кістка	Стрижень	Варіант остеосинтезу			
		1	2	3	4
Великогомілкова	нестабільний	1,96	0,120	0,100	—
	стабільний	1,94	0,120	0,100	0,090
Малогомілкова	нестабільний	1,60	0,064	0,016	—
	стабільний	1,60	0,062	0,015	0,014

Таблиця 3

Величини відносних деформацій (%) кісткового регенерату під впливом навантаження на кручення в моделях із різними варіантами остеосинтезу кісток гомілки за умов їхнього вродженого псевдоартрозу

Кістка	Стрижень	Варіант остеосинтезу			
		1	2	3	4
Великогомілкова	нестабільний	1,920	0,035	0,024	—
	стабільний	0,251	0,034	0,023	0,021
Малогомілкова	нестабільний	0,130	0,060	0,056	—
	стабільний	0,086	0,059	0,056	0,056

Під впливом навантаження на кручення виявлено переваги стрижня з ротаційною стабільністю (рис. 6, табл. 3). Доведено, що заміна стрижня типу Фасье-Дюваль на ротаційно стабільний у разі дії навантажень на кручення дала змогу знизити величину відносної деформації регенерату великогомілкової кістки до 0,251 %, малогомілкової — до 0,086 %. При цьому використання додаткових блоків із кісткових трансплантатів (як на обидві кістки гомілки, так і лише на великогомілкової) забезпечило той самий рівень деформацій регенерату, що визначений за умов моделювання остеосинтезу з ротаційно нестабільним стрижнем. Це свідчить, що в цьому випадку функцію ротаційної стабілізації беруть на себе саме блоки кісткових трансплантатів. Титанова сітка також надала додаткову стабілізацію, що привело до зниження величини відносної деформації регенерату великогомілкової кістки до 0,021 %, але показник регенерату малогомілкової кістки не змінився.

Таким чином, у результаті виконаного математичного моделювання встановлено, що в разі вродженого псевдоартрозу кісток гомілки використання остеосинтезу за допомогою лише інтрамедулярних стрижнів обох типів (ротаційно стабільного або нестабільного) не забезпечує досягнення мінімальної деформації регенератів обох кісток. Це пояснюється наявністю осьової рухомості елементів стрижнів, яка уможлиблює збільшення їхньої довжини в процесі зростання пацієнта. Блоки кісткових трансплантатів, розмі-

щені навколо великогомілкової кістки або обох кісток гомілки, нівелюють цей недолік, сприймаючи на себе частину стискального навантаження, що дозволяє значно (до 20 разів) знизити рівень деформації регенератів.

Переваги ротаційно стабільного стрижня виявлено під впливом навантажень на кручення, коли визначені у 20 разів менші відносні деформації регенерату на рівні псевдоартрозу великогомілкової кістки. Блоки з кісткових трансплантатів у цьому випадку нівелюють цю перевагу, оскільки забезпечують ротаційну стабільність фрагментів кісток гомілки.

Використання титанової сітки надає додаткової міцності фіксації фрагментів обох кісток гомілки, що дозволяє знизити деформації регенератів кісток на 10 % відносно моделей остеосинтезу з блоком трансплантатів на обидві кістки гомілки за обох варіантів навантаження.

Висновки

Використання остеосинтезу кісток гомілки під час лікування вродженого псевдоартрозу з використанням лише інтрамедулярних стрижнів, які «зростають», не забезпечує достатнього рівня стабільності фіксації фрагментів кісток, що призводить до найбільших деформацій регенератів кісток.

Застосування стрижня з ротаційною стабільністю є переважним за умов дії навантаження на кручення, оскільки відносні деформації регенерату на рівні псевдоартрозу великогомілкової кістки

у 20 разів менші, ніж за моделювання остеосинтезу з ротаційно нестабільним стрижнем.

Установлення блоків із кісткових трансплантатів дає змогу знизити рівень відносної деформації регенератів обох кісток гомілки до рівня менш ніж 0,1 % за обох варіантів навантаження. Використання титанової сітки додає додаткові 10 % зниження величини деформацій кісткових регенератів.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Список літератури

- Pannier S. Congenital pseudarthrosis of the tibia / S. Pannier // *Orthopaedics & Traumatology, Surgery & Research*. — 2011. — Vol. 97 (7). — P. 750–761. — DOI: 10.1016/j.otsr.2011.09.001.
- Crawford A. H. Neurofibromatosis in children / A. H. Crawford // *Acta Orthopaedica Scandinavica*. — 1986. — Vol. 218. — P. 1–60.
- Campanacci M. The differential diagnosis of congenital pseudarthrosis of the tibia / M. Campanacci, E. A. Nicoll, P. Pagella // *International Orthopaedics*. — 1981. — Vol. 4 (4). — P. 283–288. — DOI: 10.1007/BF00266070.
- McFarland B. 'Birth fracture' of the tibia / B. McFarland // *British Journal of Surgery*. — 1940. — Vol. 27 (108). — P. 706–712. — DOI: g/10.1002/bjs.18002710809.
- Congenital pseudarthrosis of the tibia: history, etiology, classification, and epidemiologic data / F. Hefti, G. Bollini, P. Dungal [et al.] // *Journal of Pediatric Orthopedics. Part B*. — 2000. — Vol. 9 (1). — P. 11–15. — DOI: 10.1097/01202412-200001000-00003.
- Use of an intramedullary rod for treatment of congenital pseudarthrosis of the tibia. A long-term follow-up study / M. B. Dobbs, M. M. Rich, J. E. Gordon [et al.] // *The Journal of Bone and Joint Surgery. American volume*. — 2004. — Vol. 86 (6). — P. 1186–1197. — DOI: 10.2106/00004623-200406000-00010.
- Shannon C. E. Cross-union surgery for congenital pseudarthrosis of the tibia / C. E. Shannon, A. J. Huser, D. Paley // *Children*. — 2021. — Vol. 8 (7). — Article ID: 547. — DOI: 10.3390/children8070547.
- Eisenberg K. A. Management of congenital pseudoarthrosis of the tibia and fibula / Eisenberg K. A., Vuillermin, C. B. // *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*. — 2019. — Vol. 12 (3). — P. 356–368. — DOI: 10.1007/s12178-019-09566-2.
- Long-term follow-up on the use of vascularized fibular graft for the treatment of congenital pseudarthrosis of the tibia / A. Sakamoto, T. Yoshida, Y. Uchida [et al.] // *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*. — 2008. — Vol. 3. — Article ID: 13. — DOI: 10.1186/1749-799X-3-13.
- Masquelet A. C. The concept of induced membrane for reconstruction of long bone defects / A. C. Masquelet, T. Begue // *The Orthopedic clinics of North America*. — 2010. — Vol. 41 (1). — P. 27–37. — DOI: 10.1016/j.ocl.2009.07.011.
- Paley D. Congenital pseudarthrosis of the tibia: biological and biomechanical considerations to achieve union and prevent refracture / D. Paley // *Journal of Children's Orthopaedics*. — 2019. — Vol. 13 (2). — P. 120–133. — DOI: 10.1302/1863-2548.13.180147.
- Khmyzov S. The current state of diagnosis and treatment of the congenital tibia pseudoarthrosis / S. Khmyzov, E. Katsalap // *Orthopaedics, Traumatology and Prosthetics*. — 2021. — № 3. — P. 85–91. — DOI: 10.15674/0030-59872021385-91. (in Ukrainian)
- Mathematical modeling of the osteosynthesis of the lower leg bones using a titanium mesh for their congenital pseudoarthrosis in the lower third. / S. Khmyzov, E. Katsalap, M. Karpinsky, O. Yaresko // *Trauma*. — 2021. — Vol. 22 (4). — P. 23–29. — DOI: 10.22141/1608-1706.4.22.2021.239706. (in Ukrainian)
- Pat. 149929 UA. МПК (2006) А61 В17/72. Інтрамедулярний телескопічний фіксатор для лікування переломів та дефектів довгих кісток у дітей з незавершеним ростом / Кацалап Є. С., Хмизов С. О., Ковальов А. М. [та ін.]; заявник і патентовласник ДУ «ПІХС ім. М.І. Ситенка НАМНУ». — № u202103957; заявл. 07.07.2021; опубл. 15.12.2021; Бюл. № 50.
- Bone mechanics handbook / Ed. S. C. Cowin. — CRC Press, 2001. — 980 p.
- Mechanical characterization of femoral cartilage under unicompartimental osteoarthritis / A. Vidal-Lesso, E. Ledesma-Orozco, L. Daza-Benítez, R. Lesso-Arroyo // *Ingeniería Mecánica Tecnología Y Desarrollo*. — 2014. — Vol. 4 (6). — P. 239–246.
- Boccaccio A. Mechanobiology of fracture healing: basic principles and applications in orthodontics and orthopaedics / A. Boccaccio, C. Pappalettere // *Theoretical Biomechanics* / Ed. Vaclav Klika. — IntechOpen, 2011. — DOI: 10.5772/19420.
- Mathematical modeling of options for osteosynthesis of distal tibial metaphyseal fractures type C1 / V. Vasyuk, O. Koval, M. Karpinsky, O. Yaresko // *Trauma*. — 2019. — Vol. 20 (1). — P. 37–46. — DOI: 10.22141/1608-1706.1.20.2019.158666.
- Investigation of the effect of porous titanium cups on stress distribution in bone tissue (mathematical modeling) / S. Bondarenko, S. Denisenko, M. Karpinsky, O. Yaresko // *Trauma*. — Vol. 22 (3). — P. 28–37. — DOI: 10.22141/1608-1706.3.22.2021.236320. (in Ukrainian)
- Марочник сталей и сплавов / Под ред. В. Г. Сорокина. — М. : Машиностроение, 1989. — 640 с.
- Zenkevich O. K. Finite element method in technology / O. K. Zenkevich. — Moscow : Mir, 1978. — 519 p. (in Russian)
- Alyamovsky A. A. (2004). SolidWorks / COSMOSWorks. Engineering analysis by the finite element method / A. A. Alyamovsky. — Moscow : DMK Press, 2004. — 432 p. (in Russian)

Стаття надійшла до редакції 13.05.2022

STUDY OF DEFORMATIONS OF BONE REGENERATE UNDER DIFFERENT OPTIONS OF OSTEOSYNTHESIS OF LOWER LEG BONES IN THE CASE OF THEIR CONGENITAL PSEUDARTHROSIS

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

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

✉ Sergij Khmyzov, MD, Prof. in Traumatology and Orthopaedics: s.khmyzov@gmail.com

✉ Yelizaveta Katsalap, MD: lizaveta27@ukr.net

✉ Mykhaylo Karpinsky: korab.karpinsky9@gmail.com

✉ Oleksandr Yaresko: avyresko@gmail.com