

# ЕФЕКТИВНІ КОНСТРУКТИВНІ УДОСКОНАЛЕННЯ КІСТКОВО-ТРАНСПОРТНОЇ ТЕХНІКИ ЛІКУВАННЯ ДЕФЕКТІВ ВЕЛИКОГОМІЛКОВОЇ КІСТКИ

**Байда М.В.**

*Національний медичний університет ім. О.О. Богомольця,  
м. Київ, Україна*

**Вступ.** Лікування сегментарних дефектів кісткової маси великогомілкової кістки після переломів є актуальною медичною та соціальною проблемою. Основним найпоширенішим методом лікування сегментарних кісткових дефектів є дистракційний остеогенез апаратами позавогнищевої фіксації [1, 2, 3]. Кістково-транспортна техніка пластики в лікуванні дефектів і незрощень довгих кісток гомілки за допомогою кільцевих фіксаторів (КФ) набула поширення по всьому світу. Вона має наступні переваги - реконструкція відбувається аутогенною кісткою без шкоди для здорових тканин інших областей; стійкість до інфекції [4, 5, 6]. Але цей метод має не тільки переваги, а і недоліки, що детермінує його використання. Техніка з використанням КФ малотравматична; створює достатню жорстку фіксацію. Метод має низький ризик глибокого інфікування, економічно вигідний і технічно може виконуватися в умовах фінансових та технічних обмежень. У випадках з використанням кістково-транспортної техніки заміщення реалізується можливість утворення високоякісної, біологічно нормальної нової кісткової тканини досить великих розмірів. Однак є наступні недоліки здійснення кістково-транспортної техніки дистракційного остеогенезу КФ. При зведенні «транспорту» можлива його недостатня стабільність, закидання (кутове зміщення). При тривалому з «апарат – кістка», зумовлена змінами в системі зовнішньої фіксації або явищами остеопорозу. Удосконалення технології кістково-транспортної техніки КФ дозволить покращити результати лікування цієї тяжкої патології [7, 8, 9].

**Мета роботи.** В умовах експерименту виявити найбільш ефективні конструктивні удосконалення кістково-транспортної техніки лікування дефектів великогомілкової кістки, підтвердити клінічні переваги.

**Завдання.** На основі літературного аналізу та особистих спостережень виявити найбільш значущі ускладнення технології кістково-транспортної техніки КФ і їх причини.

В експерименті виявити найбільш оптимальні конструктивні варіанти КФ для подальшого застосування їх в клінічній практиці.

На основі клінічного застосування покращень систем фіксації підтвердити клінічну ефективність.

**Матеріали і методи.** Дослідження проводились у Національному технічному університеті України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», кафедрі динаміки та міцності машин та опору матеріалів. Використовувалася випробувальна машина TIRATEST-2151 №48/8.9. Використовували сертифіковані композитні кістки Sawbones®, які відповідають характеристикам міцності реальної кістки. Виробники рекомендують їх використання для тестування, порівняння або конструювання імплантатів та інших пристроїв, що фіксують уламки, в тому числі і апаратів зовнішньої фіксації [10]. Моделі кортикальної оболонки виготовляються із твердого пінопласту з внутрішнім губчастим матеріалом. Зразки фіксації остеотомованого фрагмента випробували у різних режимах. Вибір режимів випробування базувався на аналізі причин ускладнень при проведенні дистракційного заміщення дефектів. У процесі дистракції «транспорт» повинен долати опір м'яких тканин. При хронічному процесі розвиваються рубцеві тканини, що визиває значний спротив транспортуванню фрагменту. На різних ділянках сегменту гомілки ці параметри дуже різняться. Так, внутрішня поверхня великогомілкової кістки покрита лише шкірою, підшкірною клітковиною і надкiсницею. Спротив переміщенню у цієї ділянці мінімальній. Но задній і латеральній поверхностях містяться компартменти з вираженими фасціями, які кріпляться до кістки; міжосна мембрана; м'язи і сухожилки. Тому розподіл загрузок на остеотомований сегмент дуже нерівномірне, що може приводити до його зміщення – закидання та ротаційних зміщень. Після закінчення дистракції і зіставлення уламків на довгий час виникає потреба щільного зіставлення і стабільного утримання для зрощення фрагментів (стабільність стиснення по осі). Застосовували спосіб реєстрації переміщень точок біологічних препаратів за допомогою цифрової фото зйомки, що забезпечувало одночасне вимірювання зміщень різних точок біомеханічної системи «фрагмент кістки – фіксатор». При фотографуванні об'єкту було використано контрастні по відношенню до решти зображення точки (мітки). Контрастні мітки розміщували у площинах кістки. Перед початком випробування проводили фотографування ненавантаженого зразка,

що в подальшому використовували як базове зображення. В процесі випробування дослідний зразок фотографували при різних величинах навантаження. Зображення у цифровому вигляді обробляли на комп'ютері, використовуючи стандартну систему управління цифровим зображенням.

Для досліджень реалізовано 5 схем закріплення спиць в кільці апарату, яким переміщується остеотомований фрагмент великогомілкової кістки (табл. 1).

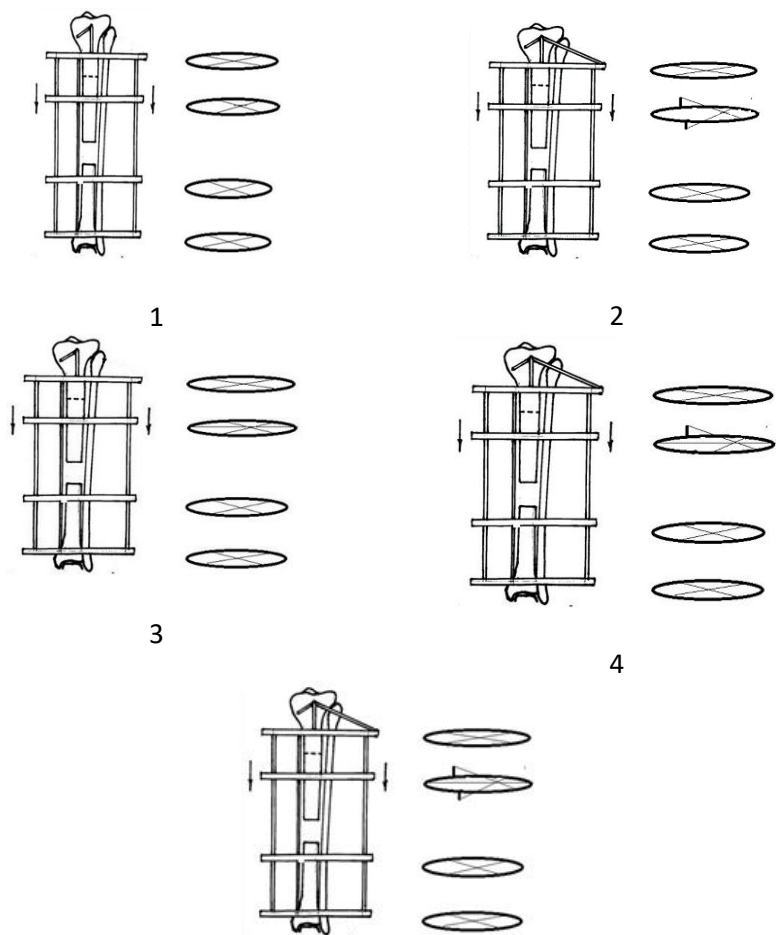
Таблиця 1

Схеми розташування спиці в кільці,  
яким здійснювалося переміщення фрагменту.

<b>№</b>	<b>Розташування елементів фіксатора</b>
1	2 спиці: розташовані в одній площині
2	2 спиці: 1 розташована під кутом
3	3 спиці: розташовані в одній площині
4	3 спиці: 2 під кутом, 1 у площині кільця
5	3 спиці: 1 під кутом, 2 у площині кільця

Візуалізація варіантів наведена на рисунку 1.

У процесі навантаження були записані таблиці, в яких розміщені дані, що реєструвала випробувальна установка. Таблиці містять величини переміщення (мм) і сили (Н), що прикладалася. Щоб виключити вплив на розрахунок жорсткості недійсних результатів (система реєструвала результати і під час того, коли навантаження було знято), необхідно було побудувати графіки залежності сили (Н) від переміщення зразка (мм). Далі виділяли лінійний відрізок графіку залежності «сила – переміщення», по якому розраховувалася жорсткість системи (Н / мм). Застосовували спосіб реєстрації переміщень точок біологічних препаратів за допомогою цифрової фото зйомки, що забезпечувало одночасне вимірювання зміщень різних точок біомеханічної системи «уламки кістки – фіксатор». При фотографуванні об'єкту було використано контрастні по відношенню до решти зображення крапки (мітки). Зображення у цифровому вигляді обробляли на комп'ютері, використовуючи стандартну систему керування цифровим зображенням.



5

Рис. 1. Схема розташування елементів КФ:

- 1 - 2 спиці: розташовані в одній площині;
- 2 - 2 спиці: розташовані під кутом до площини кільця;
- 3 - 3 спиці: розташовані в одній площині;
- 4 - 3 спиці: 2 під кутом, 1 у площині кільця;
- 5 - 3 спиці: 1 під кутом, 2 у площині кільця

## Результати і їх обговорення.

Отримані в експерименті результати представлені в табл. 2.

Таблиця 2

Порівняння жорсткостей систем за різного просторового розміщення спиць при дії різних видів навантажень (Н/мм)

№ схеми, її опис	Стиск вздовж осі кістки (Н/мм)	Згин (Н/мм)	Кручення (Н/мм)
1 - 2 спиці: розташовані в одній площині	66,7	0,91	1,41
2 - 2 спиці: розташовані під кутом	71,3	1,05	1,36
3 - 3 спиці: розташовані в одній площині	69,8	0,96	1,46
4 - 3 спиці: 2 під кутом, 1 у площині кільця	76,3	1,19	1,52
5 - 3 спиці: 1 під кутом, 2 у площині кільця	67,1	0,93	1,48

Графічно жорсткість системи в залежності від компоновки виглядає наступним чином (рисунки 2, 3, 4).



Рис. 2. Порівняння жорсткості системи на стиск при різних схемах компоновки

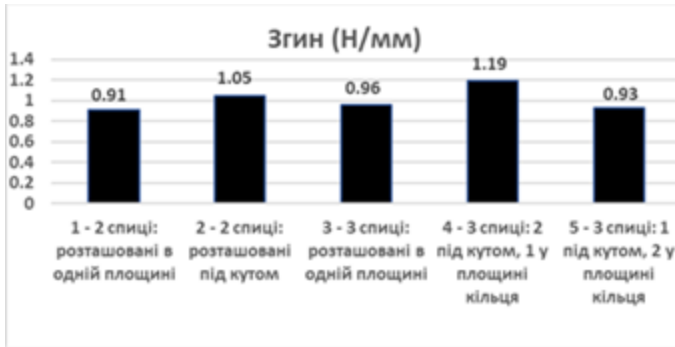


Рис. 3. Порівняння жорсткості системи на згин при різних схемах компоновки.

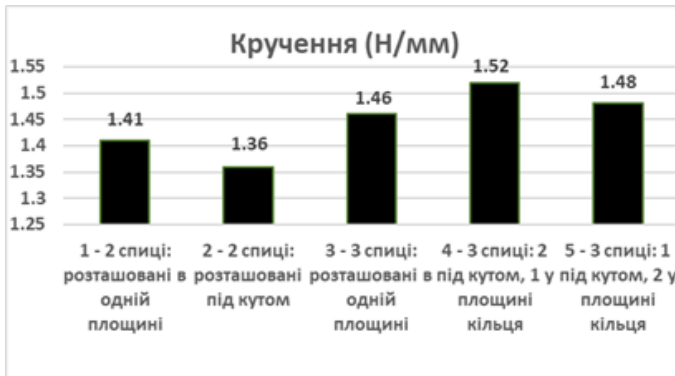


Рис. 4. Порівняння жорсткості системи на згин при різних схемах компоновки.

Аналіз переміщення уламків кістки різних систем КФ при різних видах навантажень свідчив про наступне. Найбільшу жорсткість мала система 4, в якій в «транспорті» було проведено 3 спиці, з них – 1 в площині кільця, 2 - під кутом; фіксація стрижня здійснювалася з плечем жорсткості кріплення. Збільшення кількості спиць з 2 до 3 (всі були проведені в площині кільця) вело до збільшення жорсткості стиснення вздовж осі кістки системи з 66,7 до 69,8 Н/мм; згинання – з 0,91 до 0,96 Н/мм і скручування з 1,41 до 1,46 Н/мм. Найбільш вдалою була наступна компоновка - 3 спиці: 2 під кутом, 1 у площині кільця. Жорсткість значно покращилася: стиснення до 76,3; згин до 119 і скручування до 1,52. Найкращі

результати були отримані при цієї компоновці Від стандартного варіанту (2 спиць у площині кільця) досягли таких покращень показників: жорсткість стиснення підвищилася на 14,4% (до 76,3 Н/мм); згинання – на 30,8% (до 1,19 з 0,91 Н/мм) і скручування на 4,8% (до 1,52 Н/мм).

**Клінічна частина.** Наш попередній клінічний досвід свідчить про вірогідність виникнення запалення в зоні введення спиць та стрижня. Найчастішою причиною була нестабільність системи «апарат-кістка». Отримавши експериментальні дані підвищення стабільності системи, ми використовували КФ з варіантами компоновки 3 спиць у кільці, яким ниводився остеотомований фрагмент - «транспорт» - з перехрестям 2 з них не лише у фронтальній, а й і у сагітальній площинах. Застосування у періопераційному мультимодальному знеболюванні безпечного нестероїдного протизапального препарату Дексалгіну® з вираженою знеболюючою дією в комбінації з розчином парацетамолу Ірфулгану дозволило мінімізувати використання опіоїдних препаратів в післяопераційному періоді (лише у 3 хворих), що теж вплинуло на функціональні результати.

**Обговорення отриманих результатів.** Слід зазначити, що багато авторів пропонують різні удосконалення апаратів для дистракційного заміщення кісткових дефектів. Запропоновані конструкції не знайшли широкого застосування завдяки їх складності і травматичності. Запропоноване нами удосконалення просте, малотравматичне, ефективне, базується на використанні стандартних наборів апаратів позавогницевої фіксації. Це дозволяє використовувати його спеціалізованих відділеннях лікарень.

Експериментальні і клінічні дані свідчать, що компоновка з проведенням в кільці, яким здійснюється дистракція остеотомованого фрагменту, з 3 спиць - 2 під кутом, 1 у площині кільця – є найбільш стабільною, особливо на стиснення. Клінічне застосування отриманих експериментальних даних свідчило про зниження ускладнень і покращення результатів. Удосконалені варіанти кістково-транспортної техніки під час лікування дефектів великогомілкової кістки були здійснені у 12 постраждалих з травматичними дефектами великогомілкової кістки. Ускладнень за типом закидання «транспорту» та виникнення нестабільності та запалення в зоні введення спиць та стрижня не спостерігалось.

Були отримані наступні результати лікування постраждалих з кістковим дефектом гомілки з використанням КФ із запропонованими нами режимами використання за оцінною анатомо-функціональною шкалою Modified Functional Evaluation Systemby Karlstrom-Olerud (табл. 3).

Таблиця 3

Результати лікування постраждалих з кістковим дефектом гомілки за оцінною анатомо-функціональною шкалою Modified Functional Evaluation Systemby Karlstrom-Olerud

Характеристика категорії	Результати за шкалою Karlstrom-Olerud	
	Абс.	%
Погані (незадовільні) результати	1	8,3
Задовільні результати з помірними порушеннями функції	3	25,0
Гарні і відмінні результати	8	66,7
Всього	12	100,0

Графічна структура результатів лікування постраждалих з кістковим дефектом гомілки за оцінною анатомо-функціональною шкалою Modified Functional Evaluation Systemby Karlstrom-Olerud представлена на рис. 5.



Рис. 5. Графічна структура результатів лікування.



У 8 (66,7 %) хворих результати були оцінені як добрі та відмінні, і лише у 1 – як незадовільний. Беручи до уваги тяжкість патології і близькість отриманих результатів інших авторів [7, 8, 9], отримані клінічні результати слід вважати непоганими. За даними цих авторів, отримані функціональні результати під час лікування незрощення великогомілкової кістки коливаються в таких межах: чудові та хороші - від 37,6 до 84,7 %; погані, незадовільні - від 6,7 до 16,67 %. Така різноманітність отриманих результатів зумовлена неоднорідністю патології: різні розміри кісткових дефектів, стан м'яких тканин, вираженість нейро-трофічних порушень, строки після травми, вираженість запалення та ін. Таким чином, спице-стрижневі вдосконалені конструкції апаратів дозволили уникнути багатьох ускладнень позавогнищевої фіксації та отримати добрі результати. Отримані результати вдосконаленого дистракційного остеосинтезу КФ слід вважати обнадійливими, проте ця проблема потребує подальшого вивчення.

**Висновки.** В експерименті виявлено, що найкращі показники жорсткості фіксації мають варіанти компоновки спиць з перехрестям не лише у фронтальній, а й і у сагітальній площинах.

Отримані клінічні дані свідчать про перспективність застосування удосконалених кільцевих фіксаторів.

**Ключові слова:** дефекти великогомілкової кістки, кільцеві фіксатори.

## Література

1. Perut, F.; Roncuzzi, L.; Gómez-Barrena, E.; Baldini, N. Association between Bone Turnover Markers and Fracture Healing in Long Bone Non-Union: A Systematic Review. *J. Clin. Med.* 2024; 13: 2333. Doi: 10.3390/jcm13082333.
2. Maimaiti, X., Liu, K., Yusufu, A. Et al. Treatment of tibial bone defects caused by infection: a retrospective comparative study of bone transport using a combined technique of unilateral external fixation over an intramedullary nail versus circular external fixation over an intramedullary nail. *BMC Musculoskelet Disord* 2024; 25: 284. Doi: 10.1186/s12891-024-07377-2.
3. Cao ZM, Sui XL, Xiao Y, Qing LM, Wu PF, Tang JY. Efficacy comparison of vascularized iliac crest bone flap and Ilizarov bone transport in the treatment of traumatic bone defects of the tibia combined with large soft tissue defects. *J Orthop Surg Res* 2023;18:349. Doi: 10.1186/s13018-023-03783-9

4. Zhang Q, Kang Y, Wu Y, Ma Y, Jia X, Zhang M, Lin F. Masquelet combined with free-flap technique versus the Ilizarov bone transport technique for severe composite tibial and soft-tissue defects. – *Injury*, 2024;4:111521. Doi: 10.1016/j.injury
5. Laksha AA. [Biomechanical justification of the use of external fixation systems in the surgical treatment of wounded with gunshot fractures of long bones (clinical-experimental study)] : dissertation of candidate of medical sciences. Liman, 2018. 29 p.
6. Shidlovskiy MS, Laksha AA, Musienko OS. [Characteristics of the hardness of rod apparatus for the fixation of fired fractures]. In: *Progressive technique, technology and engineering education. Materials of the XIX International Scientific and Technical Conference*. Kyiv, 2018: 24-27. Doi: 10.20535/2409-7160.2018.XIX.241015
7. Liu, K., Zhang, H., Maimaiti, X. Et al. Bifocal versus trifocal bone transport for the management of tibial bone defects caused by fracture-related infection: a meta-analysis. *J Orthop Surg Res* 18, 140 2023. <https://doi.org/10.1186/s13018-023-03636-5>
8. Aktuglu, K., Erol, K., & Vahabi, A. (2019). Ilizarov bone transport and treatment of critical-sized tibial bone defects: a narrative review. *Journal of Orthopaedics and Traumatology*, 20(1), pp.1-14. Doi: 10.1186/s10195-019-0527-1
9. Wu Y., Yin Q., Rui Y., Sun Z., Gu S. Ilizarov technique: Bone transport versus bone shortening-lengthening for tibial bone and soft-tissue defects. *Journal of Orthopaedic Science*, 2018; 23: 2:341–345. Doi: /10.1016/j.jos.2017.12.002
10. Best orthopedic workshop bone models for surgical skills education training. View at: Publisher Site: <https://www.sawbones.com/ORTHOPAEDIC-MODELS-PRODUCT-INFO>

✉ Байда М.В.  
[meredian18@gmail.com](mailto:meredian18@gmail.com)