

ПАРАМЕТРИ ЖОРСТКОСТІ РІЗНИХ МОДИФІКАЦІЙ КІЛЬЦЕВИХ ФІКСАТОРІВ

¹Рущай А.К. <https://orcid.org/0000-0002-9530-2321>

¹Байда М.В.

¹Мартинчук О.О.

²Мусієнко О.С. <https://orcid.org/0000-0001-8255-3909>

¹ Національний медичний університет імені О.О. Богомольця, Київ, Україна

² Національний технічний університет «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Київ, Україна

anatoliyrushay@gmail.com

Актуальність. На сьогодні нема остаточного вирішення теоретичних і практичних питань проблеми зовнішньої фіксації при лікуванні переломів довгих кісток.

Ціль: визначити раціональні методи комплектації кільцевих фіксаторів (КФ) при лікуванні незрощення кісток гомілки після переломів довгих кісток на основі клініко-експериментального обґрунтування вибору з урахуванням особливостей комплектації апаратів та здійснення зв'язку «апарат-уламки незрощення».

Матеріали та методи. Експериментальна частина проводилася з використанням синтетичної композитної кістки Sawbones®. Вивчалася жорсткість фіксації кісткових уламків КФ спице-стрижневого типу. Випробували і порівнювали 5 різних варіантів фіксації кісткових уламків у КФ. Випробування зразків здійснювалося у 4 режимах: стиск уздовж осі кістки; стиск на голівку кістки; скручування; згинання. Характеристики міцності та деформації матеріалів визначалися з максимальним зусиллям до 5 кН за допомогою універсальної випробувальної машини TIRATEST-2151. Обирали найоптимальнішу комплектацію КФ. Потім, в клінічній частині оцінювали клінічну ефективність обраних оптимальних конструкцій на підставі аналізу застосування їх у 12 постраждалих з незрощенням кісток гомілки.

Результати. Визначено оптимальні конструкції з погляду інтегральної жорсткості конструкції. Найбільшу жорсткість мала система КФ № 3, у якій застосовано 3 спиці: з них 2 проведені під кутом, 1 – в площині кільця. У разі збільшення кількості спиць – збільшувалася жорсткість системи. При випробуванні на стиск уздовж осі кістки, жорсткість системи № 3 на 6,5 % більша за жорсткість системи № 2 і на 12,5 % від системи № 1, в яких застосовано тільки по 2 спиці. Фіксація спиць під кутом до площини кільця також підвищує жорсткість системи. При випробуванні на стиск уздовж осі кістки, жорсткість системи № 3 на 6,5 % більша за жорсткість системи № 2. Ребро жорсткості впливає на жорсткість усієї системи. Але найчутливішим став згин. Жорсткість при згинанні зменшилася на 23 %, при стисканні на 8,5 %. Усунення уламків при вигині збільшилося в 1,5-1,8 рази.

Висновки. Найкращі показники жорсткості фіксації мають варіанти компоновки спиць з перехрестям не лише у фронтальній, а й у сагітальній площинах. Стабільність фіксації стрижня значно посилюється монтуванням «трикутника жорсткості». Отримані клінічні дані свідчать про перспективність застосування удосконалених кільцевих фіксаторів.

Ключові слова: кільцеві фіксатори, параметри жорсткості.

Актуальність. Існує багато біомеханічних систем зовнішньої фіксації при лікуванні переломів довгих кісток. Вони мають різні властивості. Дослідженню їх присвячено роботи багатьох авторів [1, 2, 3]. Однак багато теоретичних і практичних питань остаточно не вирішено. Визначенню оптимальної комплектації кільцевих фіксаторів (КФ) та здійснення зв'язку «апарат-уламки незрощення» присвячена наша робота.

Ціль: визначити раціональні методи комплектації КФ при лікуванні незрощення кісток гомілки після переломів довгих кісток на основі клініко-експериментального обґрунтування вибору з урахуванням особливостей комплектації апаратів та здійснення зв'язку «апарат-уламки незрощення».

МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ

Дослідження проведено у два етапи: експериментальний та клінічний.

Спочатку у експериментах вивчили жорсткість фіксації кісткових уламків КФ спице-стрижневого типу і визначили найоптимальніші варіанти, з погляду інтегральної жорсткості конструкції. Потім, на клінічному етапі, попередньо оцінили клінічну ефективність винайдених оптимальних конструкцій у пацієнтів.

Експериментальна частина

Експериментальна частина проводилася на базі кафедри динаміки та міцності машин та опору матеріалів Механіко-машинобудівного інституту Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського».

Використовували сертифіковані композитні кістки Sawbones®, які відповідають характеристикам міцності реальної кістки. Виробники рекомендують їх використання для тестування,

Таблиця 1

Схеми розташування елементів КФ

№ схеми	Розташування елементів КФ
1	2 спиці: проведені в одній площині
2	2 спиці: з них 1 проведена під кутом, 1 – в площині кільця
3	3 спиці: з них 2 проведені під кутом, 1 – в площині кільця
4	3 спиці: з них 1 проведена під кутом, 2 – в площині кільця
5	3 спиці: з них 2 проведені під кутом, 1 – в площині кільця, але без плеча жорсткості

порівняння або конструювання імплантів та інших пристроїв, що фіксують уламки, в тому числі і апаратів зовнішньої фіксації [4]. Моделі кортикальної оболонки з піноматеріалу виготовляються із твердого пінопласту з внутрішнім губчастим матеріалом.

Для дослідження міцності та жорсткості фіксації переломів ми використовували синтетичні композитні кістки стегна (рис. 1).



Рис. 1. Об'єкт дослідження – синтетична кістка з КФ спице-стрижневого типу

Для дослідження реалізовано 5 схем розташування елементів КФ (табл. 1, рис. 2).

Візуалізація варіантів наведена у рисунку 2.

За допомогою універсальної випробувальної машини TIRATEST-2151 визначалися характеристики міцності та деформації матеріалів з максимальним зусиллям до 5 кН.

Передачу зусилля, що діє на зразок підйому робочого столу, здійснювали за допомогою сталеві кульки діаметром 5 мм.

Систему встановлювали на робочому столі випробувальної машини TIRATEST-2151. Зразки випробували у чотирьох режимах (рис. 3).

Опробування кожного зразку здійснювалося у 4 режимах: стиск уздовж осі кістки; стиск на головку кістки; скручування; згинання.

У процесі навантаження було записано таблиці, в яких розміщені дані, що реєстрували випробувальна установка. Таблиці містять величини переміщення (мм) і сили (Н), що додається. Щоб унеможливити вплив на розрахунок жорсткості недійсних результатів (система реєструвала результати і під час зняття навантаження), необхідно було побудувати графіки залежності сили (Н) від переміщення зразка (мм).

У процесі випробування дослідний зразок, включаючи контрастні точки, фотографували за різних величин навантаження. Зображення у цифровому вигляді оброблялося на комп'ютері, вико-

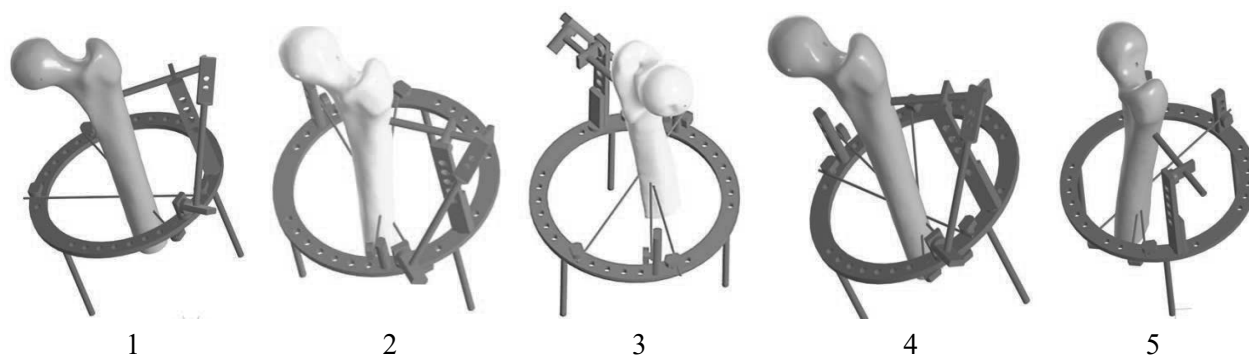


Рис. 2. Схеми розташування елементів КФ

ристовуюючи стандартну систему керування цифровим зображенням.

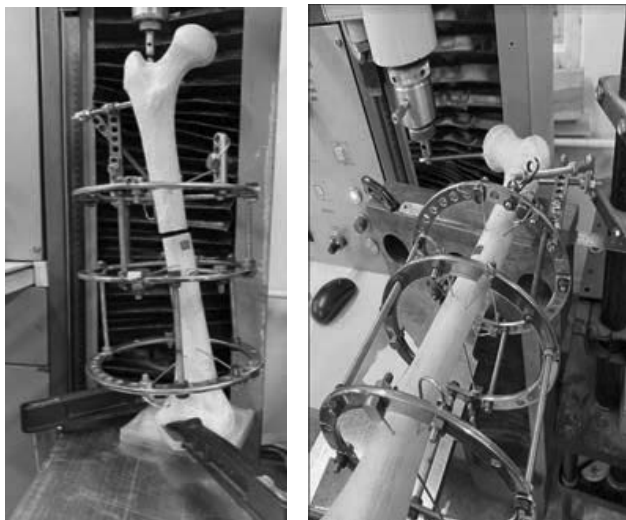


Рис. 3. Випробування зразку на машині TIRATEST-2151

Клінічна частина

За запропованою методикою було проліковано 12 постраждалих з незрощеннями кісток нижньої кінцівки (компонування КФ за 3 або 4 схемами). Стабільність фіксації стрижня посилювалася монтуванням «трикутника жорсткості». Спиці проводилися з перехрестям не лише у фронтальній, а й сагітальній площинах; при проведенні дистракційного остеосинтезу в кільці, яким проводилося переміщення остеотомованого фрагмента (транспорту), доводилися спиці на виносках під кутом, з метою профілактики закидання фрагмента.

Дуже важливим ми вважали проведення ранньої адекватної консервативної терапії. Вона здійснювалася з позиції розвитку вторинного запалення після початку активної реабілітації і порушень в кінцівці (порушень венозного відтоку, лімфостазу; явищ хронічного компартмент-синдрому). Мультиmodalьне періопераційне знеболення проводилося із застосуванням внутрішньом'язового введення Дексалгіну і внутрішньовенного Інфулгану перед втручанням та через 12 годин. Використовували епідуральну анестезію.

Хворі отримували магнітотерапію і Пайлер-терапію, після демонтажу апарату – фонофорез Ліотону і Фастум-гелю на суглоби.

РЕЗУЛЬТАТИ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

Експериментальна частина

Були отримані такі результати (табл. 2).

Таблиця 2

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

№ схеми	Здавлення		Згинання	Скручування
	на головку кістки	вздовж вісі кістки		
1	37,3	66,7	0,96	1,41
2	30,2	71,3	1,05	1,36
3	44,7	76,3	1,19	1,52
4	44,3	67,1	0,93	1,48
5	41,8	69,8	0,91	1,46

Аналіз переміщення уламків кістки при різних видах навантажень свідчить про наступне:

1. Найбільшу жорсткість мала система № 3.
2. У разі збільшення кількості спиць – збільшувалася жорсткість системи. При випробуванні на стиск уздовж осі кістки, жорсткість системи № 3 на 6,5 % більша за жорсткість системи № 2 і на 12,5 % від системи № 1.
3. Фіксація спиць під кутом до площини кільця підвищує жорсткість системи. При випробуванні на стиск уздовж осі кістки, жорсткість системи № 3 на 6,5 % більша за жорсткість системи № 2.
4. Ребро жорсткості впливає на жорсткість усієї системи. Але найчутливішим став згин. Жорсткість при згинанні зменшилася на 23 %, при стисканні на 8,5 %. Усунення уламків при вигині збільшилося в 1,5-1,8 рази.

Клінічна частина

Отримані експериментальні дані дозволили у клінічній практиці використовувати за показаннями найоптимальніші варіанти компонування КФ – 3 або 4 схеми.

Були отримані наступні результати лікування постраждалих з незрощеннями кісток нижньої кінцівки з використанням КФ із запропонованими нами режимами використання за оцінкою анатомо-функціональною шкалою Modified Functional Evaluation System by Karlstrom-Olerud. У 8 (66,7 %) хворих результати були оцінені як добрі та відмінні.

Таким чином, спице-стрижневі вдосконалені конструкції апаратів дозволили уникнути багатьох ускладнень позавогнищевої фіксації та отримати добрі результати. Отримані результати вдосконаленого 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 у сагітальній площинах.

Стабільність фіксації стрижня значно посилювалася монтуванням «трикутника жорсткості».

Отримані клінічні дані свідчать про перспективність застосування удосконалених кільцевих фіксаторів.

Конфлікт інтересів. Автори стверджують, що вони ніяк не пов'язані з будь-якою організацією з якоюсь фінансовою зацікавленістю (наприклад, гонорари, освітні гранти, участь у бюро доповідачів, членство, працевлаштування, консультації, володіння акціями або інший інтерес в акціонерному капіталі, а також свідчення експертів або домовленості про ліцензування патентів), або нефінансовим інтересом (такий як особисті чи професійні відносини, належність, знання чи переконання) у предметі чи матеріалах, що обговорюються у цій статті.

Джерела фінансування. Робота виконана у рамках НДР «Теорія та методика ефективного лікування постраждалих з порушенням регенерації тканин». Державний реєстраційний номер: 0121U108114. Дата реєстрації: 10-02-2021.

REFERENCES

1. Tkacheva AV. [Biomechanical systems of external fixation in the treatment of tibial fractures] : dissertation of candidate of physical and mathematical sciences. Saratov, 2006. 149 p. [in Russian]
View at:
Publisher Site: <https://www.dissercat.com/content/biomekhanicheskie-sistemy-vneshnei-fiksatsii-pri-lechenii-perelomov-bolshebertsovoi-kosti>
2. 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. [in Ukrainian]
View at:
URL: <http://ir.library.nmu.com/bitstream/123456789/1609/1/%D0%9B%D0%B0%D0%BA%D1%88%D0%B5%D0%B4.%D0%BD.pdf>
3. 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. p. 24-27. DOI: 10.20535/2409-7160.2018.XIX.241015 [in Ukrainian]
View at:
Publisher Site: <http://conf.mmi.kpi.ua/proc/article/view/241015>
URL: <file:///C:/Users/%D0%A2%D0%B5%D1%82%D1%8C%D1%8F%D0%BD%D0%B0%20%D1%82%D1%96-553056-1-10-20210928.pdf>
4. Best orthopedic workshop bone models for surgical skills education training [Internet]
View at:
Publisher Site: <https://www.sawbones.com/ORTHOPAEDIC-MODELS-PRODUCT-INFO>

Article history:
Received: 02.09.2022
Revision requested: 12.09.2022
Revision received: 21.09.2022
Accepted: 27.09.2022
Published: 30.09.2022

STIFFNESS PARAMETERS OF VARIOUS MODIFICATIONS OF RING FIXATOR

¹Rushai A.K., ²Baida M.V., ¹Martinchuk A.A., ²Musienko O.S.

¹ Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine

² National Technical University «Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute», Kyiv, Ukraine

anatoliyrushay@gmail.com

Relevance. To date, there is no final solution to the theoretical and practical issues of the problem of external fixation in the treatment of long bone fractures.

Objective. To determine the rational methods of completing ring retainer (RF) in the treatment of nonunions of the shin bones after fractures of long bones on the basis of clinical and experimental substantiation of the choice, taking into account the peculiarities of the assembly of the apparatus and the implementation of the connection «apparatus-fragments of non-union».

Materials and methods. In the experimental part, Sawbones® synthetic composite bone was used. The rigidity of fixation of bone fragments of the RF of the wire-rod type was studied. We tested and compared 5 different options for fixation of bone fragments in RF. The samples were tested in 4 modes: compression along the axis of the bone; compression on the head of the bone; twisting; bending. The strength and deformation characteristics of the materials were determined with a maximum force of up to 5 kN using the TIRATEST-2151 universal testing machine. They chose the most optimal configuration of the RF. Then, in the clinical part, the clinical effectiveness of the optimal structures was evaluated based on the analysis of their use in 12 patients with non-union of the shin bones.

Results. Optimal structures have been determined from the point of view of integral rigidity of the structure. The greatest rigidity was the RF system No. 3, in which 3 spokes are used: 2 of them are held at an angle, 1 – in the plane of the ring. In the case of an increase in the number of spokes, the stiffness of the system increased. When tested in compression along the axis of the bone, the stiffness of System No. 3 is 6.5% greater than that of System No. 2 and 12.5 % greater than System No. 1, in which only 2 spokes are used. Fixing the spokes at an angle to the plane of the ring also increases the rigidity of the system. When tested in compression along the axis of the bone, the stiffness of System No. 3 is 6.5 % greater than that of System No. 2. The stiffening rib affects the stiffness of the entire system. But the bend became the most sensitive. Flexural stiffness decreased by 23 % and compression by 8.5 %. Debris removal during bending increased by 1.5-1.8 times.

Conclusion. The best indicators of fixation rigidity have options for the arrangement of spokes with a cross not only in the frontal, but also in the sagittal planes. The stability of the fixation of the rod is significantly increased by mounting the «stiffness triangle». The obtained clinical data indicate the promising application of improved ring fixators.

Keywords: ring fixator, stiffness parameters.