

УДК 621:620.1.05(31)

Ю.М. Літун¹, асп., Д.Ю. Шпак², канд.техн.наук, доц., Д.В. Ковальов², студ.

1 – Національна медична академія післядипломної освіти імені П.Л. Шупика, м.Київ, Україна

2 – НТУ України "Київський політехнічний інститут", м.Київ, Україна

ОБҐРУНТУВАННЯ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ СПОСОБІВ НАКІСТКОВОГО ОСТЕОСИНТЕЗУ

Описаны результаты изучения механических характеристик систем на костного остеосинтеза, в частности, исследования систем "малоберцовая кость - фиксирующий элемент". Исследованы два типа фиксирующих пластин: стандартная и модернизированная.

The results of the study of the mechanical characteristics of the systems for internal fixation of the bone fractures are presented. In particular, the systems "fibula-fixing elements" were studied. Two types of fixing plates standard and modernized were studied.

Вступ. Пошкодження надп'яtkово-гомількового суглоба (НГС) за даними різних авторів складає 12 – 24% від усіх травм опорно-рухової системи, в тому числі в структурі переломів кісток гомілки – 40 – 60% [1]. Складність лікування таких переломів та переломовивихів обумовлена топографо – анатомічними та біомеханічними особливостями НГС. Особливо важко досягнути задовільних результатів, коли переломи виникають на фоні остеопорозу, трофічних розладів кінцівки, обумовлених супутньою патологією, або супроводжуються м'якотканними ушкодженнями.

Малогомілкова кістка (МГК) є важливим біомеханічним елементом рухового сегменту гомілки та НГС, у зв'язку з цим поєднані переломи МГК та пошкодження зв'язкового апарату часто призводять до виникнення нестабільності зазначеного рухового сегменту [2].

Металоостеосинтез (МОС) латеральної кісточки (ЛК) прямою пластиною широко застосовується в травматології. Проте зазначений спосіб має технічні складнощі, пов'язані з можливістю інтраопераційного ушкодження хряща. Крім того, неможливість наскрізної фіксації шурупів через обидва кортикальних прошарки дистального відламка ЛК, їх обмежена кількість, коротке плече суттєво знижує стабільність МОС [3,4].

Актуальною залишається розробка ефективних способів оперативного лікування при переломах МГК, малотравматичних методів і технологій лікування у зв'язку з характером ушкодження, за умов точної репозиції уламків, стабільної фіксації та можливості здійснення ранньої функції та оптимізації процесів репаративної регенерації.

Мета дослідження. На підставі розробки нових елементів накісткової пластини зменшити кількість технічних ускладнень МОС ЛК та підвищити стабільність біомеханічної системи кістка-фіксатор.

Матеріали та методи дослідження. На підставі остеометричних досліджень трупних кісток виготовлено фігурну пластину для МОС латеральної кісточочки, яка має тіло і два додаткові елементи (рис.1). Тіло являє собою пряму третьтрубчасту пластину, що містить три отвори під гвинти у проксимальній частині (1), один у середній для фіксації дистального міжгомількового синдесмоза (ДМС) (2) і ще один отвір у дистальній частині (3). Крім того, пластина має додаткові елементи – пелюстку (4) та стабілізатор (5).

Досліджено 14 анатомічних препаратів малогомілкових кісток (МГК) трупів людей, які були взяті в умовах Київського міського бюро судово-медичної експертизи та відсічені на рівні середньої третини МГК. Консервацію препаратів виконували шляхом заморожування до -18° ($\pm 2^{\circ}$). Перед випробуванням всі препарати розморожували у 0,9% розчині натрія хлориду при температурі $+36^{\circ}$ протягом 24 годин. Переломи ЛК моделювалися шляхом косої остеотомії під кутом 45° за допомогою остеотома.

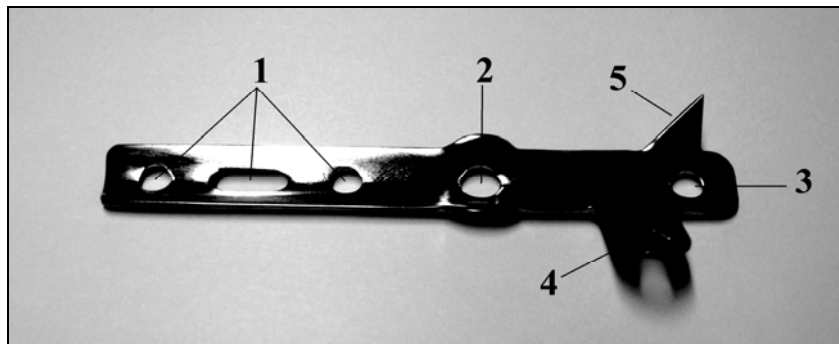


Рис. 1. Загальний вигляд фігурної пластини для остеосинтезу дистального відділу малогомілкової кістки (позначення в тексті)

Натурні моделі було поділено на 2 групи (по 7 моделей у кожній). В I групі фіксацію ЛК виконували прямою 1/3 трубчастою пластиною за загальноприйнятою методикою: 3 шурупи вводили у проксимальний уламок, 2 - у дистальний. У II групі виконували МОС ЛК фігурною пластиною у чотири етапи: 1 – моделювання тіла пластини; 2 – моделювання пелюстки, яку укладали на передню поверхню дистального відламка ЛК; 3 – згинання стабілізатора під кутом 80°–85° до площини тіла пластини та його забивання у задню поверхню дистального відламка ЛК; 4 – закручування шурупів.

Після МОС ЛК проксимальну частину МГК розміщували у формі, яку заливали пластмасою «Протакрил-М» та закріплювали до робочого столу випробувальної машини TIRAtest-2151 (виробництво Німеччини) [3].

Експериментальні дослідження проведено в лабораторії біомеханічних систем та композиційних матеріалів кафедри Динаміки, міцності машин та опору матеріалів НТУ України "КПІ". У випробуваннях брав участь доц. Шидловський М.С.

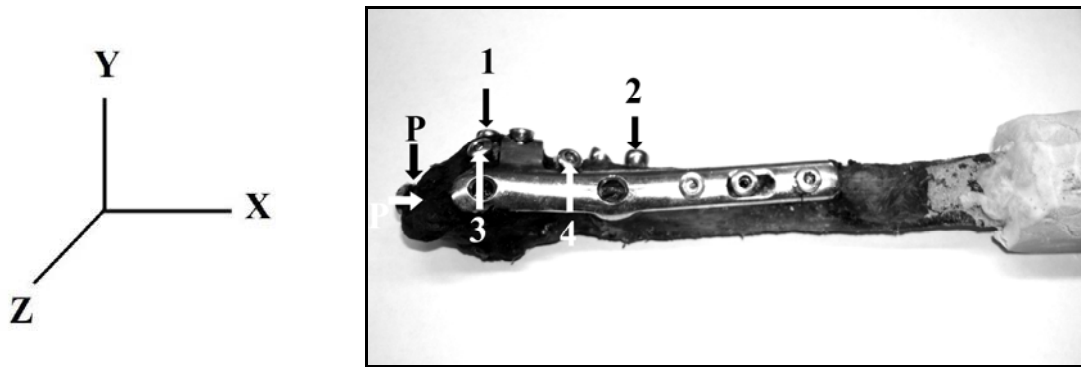


Рис. 2. Малогомілкова кістка з пластмасовим закріпленням, реперними елементами 1–4 та позначення координатних осей

Для вимірювання деформацій зразків при навантаженні використовували реперні елементи у вигляді шурупів, що були закріплені у 4 точках (рис.2): точки 1,3 розміщені у дистальному відламку, точки 2, 4 – у проксимальному. Переміщення окремих реперних точок препаратів вимірювали індикатором годинникового типу ИЧ-10 та штангенциркулем з цифровою індикацією з точністю $\pm 0,01$ мм.

Загальну деформацію біомеханічної системи вимірювали за допомогою датчика переміщень, що входить до складу випробувальної машини. Деформування препаратів МГК проводили одномоментно та циклічно, швидкість деформування зразків складала 3 мм/хв. Вісь навантаження спрямовували вздовж осі Y (згинання) та осі X (осьове стискання).

При кожному значенні сили вимірювали загальне переміщення точки прикладення навантаження $\Delta_{p(y)}$ та відносні зміщення уламків кістки $\Delta_{1-2(z)}$ (зміщення точки 1 відносно точки 2 у поперечному напрямку), $\Delta_{3-4(x)}$ (зміщення точки 3 відносно точки 4 у поздовжньому напрямку). Були розраховані сумарні зміщення відламків Δ як векторна сума зміщень точок $\Delta_{1-2(z)}$ та $\Delta_{3-4(x)}$, питомі переміщення точки прикладення навантаження $\delta_{p(y)} = \Delta_{p(y)} / P$ та питомі зміщення уламків $\delta = \Delta / P$. Препарати піддавали навантаженням у діапазоні 10 - 1300 Н.

Попередньо визначали загальну жорсткість неушкодженої МГК.

З метою коректної оцінки результатів дослідження ми використовували критерій Стьюдента (t) для порівняння статистичної достовірності середніх зміщень кісткових уламків при обраних навантаженнях та способах фіксації. Для порівняння жорсткості фіксації різними способами, ми взяли за 100% жорсткість непошкодженої малогомілкової кістки і розрахували відсоток, на який жорсткість фіксації вища при відповідних навантаженнях.

Результати дослідження.

Встановлено лінійну залежність на обмежених ділянках між навантаженням та деформаціями, що виникали, причому ця залежність суттєво відрізнялася при різних способах фіксації і достовірно ($p < 0,05$) повторювалася при наступних дослідженнях.

Випробування на згин при одномоментних навантаженнях.

Встановлено, що МОС збільшує загальну жорсткість біомеханічної системи кістка – фіксатор у 1,3 рази при синтезі 1/3 трубчастою пластиною та у 2,4 рази при синтезі фігурною пластиною.

На рис. За подані залежності загальної деформації МГК від прикладеного навантаження. Для закріплення 1/3 трубчастою пластиною виявлено суттєву нелінійність зазначеної залежності після досягнення рівня навантаження (20 ± 1.5) Н (крива 1). Це може свідчити про розвиток незворотних деформацій при навантаженні цього типу закріплення та можливу нестабільність його функціонування.

Жорсткість МОС для прямої пластини становить $C_{(y)} = (83 \pm 2.3)$ Н/мм. У той же час жорсткість МОС запропонованою пластиною складала $C_{(y)} = (222 \pm 2.1)$ Н/мм.

Про знижену стабільність фіксації 1/3 трубчастої пластини свідчать дані, зображені на рис. 4а. На ньому показана зміна відношення питомого переміщення $\delta_{p(y)}$ до такого ж переміщення при навантаженні $P = 10$ Н. Встановлено (крива 1), що при збільшенні навантаження від 20 до 50 Н питомі переміщення змінюються приблизно на 17 - 20%.

Випробування на стиск при одноразових навантаженнях.

При випробуваннях на стиск препарати навантажували силами $P = 20-100$ Н. Залежності загальних деформацій від діючого навантаження зображені на рис. 3б. Встановлено, що препарати, в яких було використано 1/3 трубчасті пластини, проявляють нелінійність після досягнення навантаження у (60 ± 3.7) Н (крива 1) відносно пружних характеристик. Це підтверджується зміною питомого переміщення при збільшенні навантаження (рис. 4.б., крива 1).

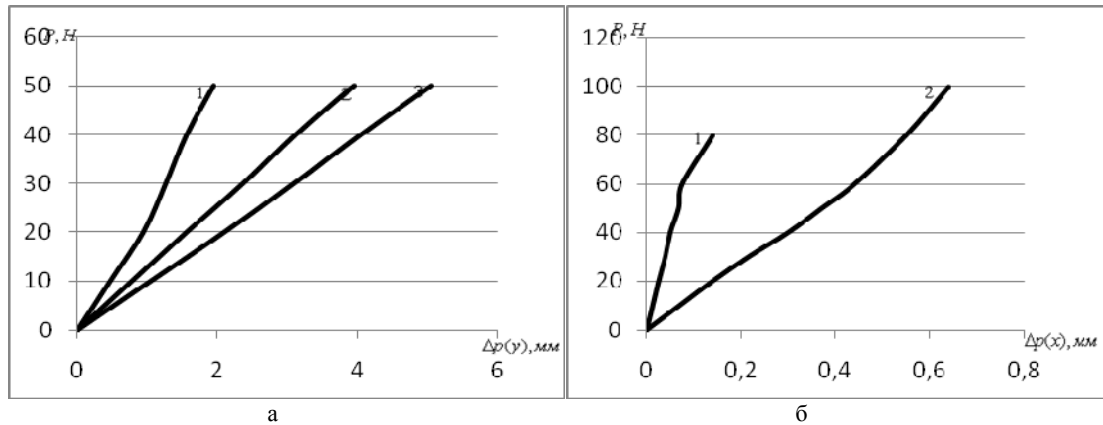


Рис. 3. Залежності деформації МГК від прикладеного навантаження при згині (а) та стиску (б).
1 – фіксація 1/3 трубчастою пластиною; 2 – фіксація фігурною пластиною; 3 – неушкоджена кістка

Позначення вказані на рис. 3.

Залежності зміщень відламків кісток від величини навантаження також, як і при згині, практично лінійні. Питомі деформації $\delta_{(y)} = 0,00445$ мм/Н (1/3 трубчаста пластина) та $\delta_{(x)} = 0,00310$ мм/Н (фігурна пластина). Відповідні жорсткості кріплень становлять (225 ± 2.7) Н/мм та (323 ± 4.5) Н/мм.

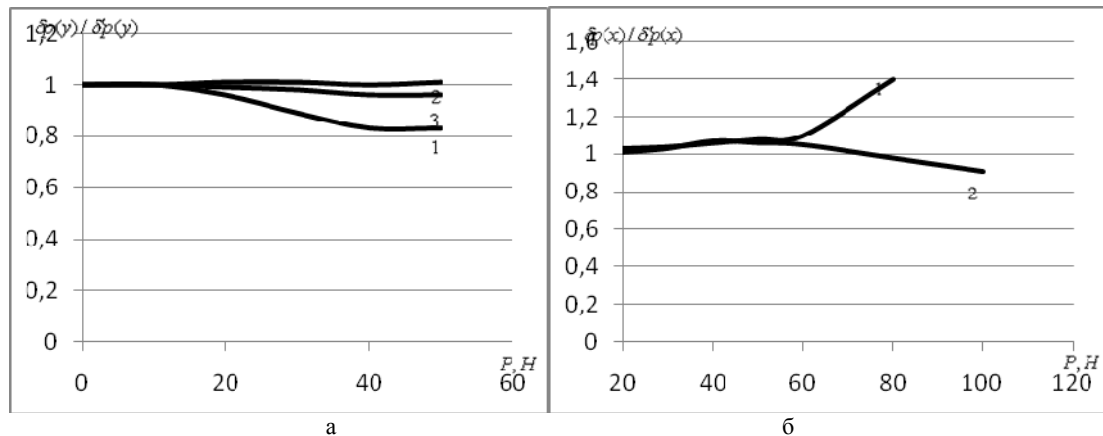


Рис. 4. Відносна зміна питомих переміщень МГК від прикладених навантажень при згині (а) та стиску (б)

Випробування на стиск при циклічних навантаженнях.

Циклічне деформування препаратів здійснювали при мінімальному та максимальному за цикл навантаженнях 20 та 100 Н відповідно. Максимальна кількість циклів складала 50. Реєстрацію деформації проводили при максимальному навантаженні на 1, 2, 5, 10, 20, 30, 40 та 50-му циклах. У таблиці 1 наведені прирости деформацій на кожному циклі відносно деформацій 1-го циклу. Такий аналіз краще характеризує здатність різних типів фіксацій накопичувати залишкові деформації, які негативно впливають на стабільність системи "кістка – фіксатор" у цілому.

Таблиця 1

Накопичення деформацій (мм) при циклічному стисканні.

№ цикла	фіксація 1/3 трубчастою пластиною		фіксація фігурною пластиною	
	$\Delta_{p(x)}$	$\Delta_{3-4(x)}$	$\Delta_{p(x)}$	$\Delta_{3-4(x)}$
2	0,09	0,04	0,01	0
5	0,09	0,06	0,01	0
10	0,10	0,06	0,01	0
20	0,10	0,08	0,02	0,02
30	0,10	0,08	0,02	0,02
40	0,11	0,08	0,02	0,02
50	0,11	0,09	0,03	0,02

Як видно з таблиці, фіксація перелому стабілізуючою пластиною значно зменшує швидкість накопичення деформацій при циклічних навантаженнях і в значній мірі стабілізує роботу фіксації перелому. Порівнюючи співвідношення загальних деформацій (переміщення точки прикладання сили $\Delta_{p(x)}$ та зміщення у місці кріплення $\Delta_{3-4(x)}$), можна зробити висновок, що значна частина залишкових деформацій системи "кістка – фіксатор" припадає саме на місце кріплення.

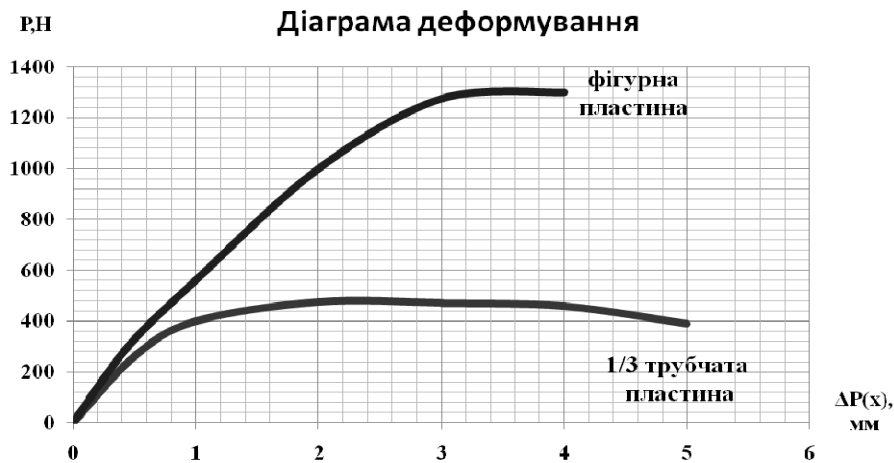


Рис. 5. Діаграми деформування системи "кістка-фіксатор" при стискуванні

Випробування на стиск до втрати несівної здатності.

Для оцінки здатності системи "кістка – фіксатор" при стискуванні з навантаженнями, що перевищують границю пропорційності препаратів, проведені такі експерименти. Біопрепарат встановлювали вертикально на робочий стіл випробувальної машини та проводили деформування в осьовому напрямі (X) зі швидкістю 3 мм/хв до повного руйнування зразка.

На рис. 5 представлені діаграми деформування систем "кістка-фіксатор" при стискуванні препаратів із закріпленням 1/3 трубчастою та фігурною пластиною.

Діаграми деформування препаратів при стиску складаються з лінійної (у межах пропорційності) та нелінійної ділянок. Як показали розрахунки, стабілізуюча та 1/3 трубчаста пластини при такому способі навантаження мають практично однакову жорсткість ($\approx 520 - 530$ Н/мм). Це пов'язано з більшою швидкістю навантаження зразка при записі діаграми деформування у порівнянні зі швидкістю, з якою проводили навантаження у статичному режимі.

При стиску осьовими навантаженнями, препарати, які фіксовані прямою пластиною, витримують до (480 ± 3.8) Н, що відображено на рис. 5. Руйнування препаратів, фіксованих запропонованою пластиною, відбулося при навантаженні близько (1300 ± 5) Н у місці скріплення пластиною.

Висновки

1. Встановлено, що фіксація запропонованою пластиною для металоостеосинтезу латеральної кісточки у порівнянні з прямою трубчастою зменшує деформацію системи "кістка – фіксатор" у 2,5 рази як при згинаючих, так і при стискаючих навантаженнях.

2. Фіксація перелому фігурною пластиною значно зменшує швидкість накопичення деформацій при циклічних навантаженнях.

3. Розроблено новий спосіб кріплення препарату, що дає можливість мінімізувати деформації, що виникають у місці з'єднання кістки з елементами навантаження випробувальної машини.

Список літератури

1. Міренков К.В. Функціональне оперативне лікування переломів гомілковостопного суглоба / К.В. Міренков, В.С. Гацак, О.І. Великий та ін. // Літопис травматол. та ортопед. — 2005. — №1–2. — С. 73–74.
2. Тяжелов А.А. Биомеханическое исследование механических свойств жесткой и упруго-стабильной моделей остеосинтеза / Тяжелов А.А., Михайлов С.Р., Суббота И.А. и др. // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2003. — №2. — С. 61–66.
3. Шидловський М.С. Дослідження деформаційних характеристик систем фіксації, що використовуються при лікуванні пошкоджень кісток та суглобів / Шидловський М.С., Лакша А.М., Бур'янов О.А. // Вестник національного технічного університету України. — К. — 2008. — №54. — С. 51–62.
4. Lambert K.L. The weight-bearing function of the fibula: A strain gauge study. / K.L. Lambert // J. Bone Joint Surg. — 1971. — V. 53A. — P. 507–513.