

Таблиця

Напруженість стінки ГКС, розрахована математичним та інструментальним методом

№	Метод		Різниця в розрахунку між математичним та інструментальним методом	
	математичний	інструментальний		
			абс.	%
1	9,2	9,6	0,4	4,2
2	17,6	16,7	0,9	5,4
3	10,2	9,6	0,6	5,8
4	13,4	13,8	0,4	2,8
5	14,5	15,0	0,5	3,3
6	10,9	10,4	0,5	4,8
7	18,4	17,7	0,7	3,9
8	23,2	22,2	1,0	4,5
9	32,8	33,1	0,3	1,0

вказують на підпорядкування процесів розвитку гангліона закону Лапласа.

2. Для первинної форми гангліона більш достовірною є обернено пропорційна залежність об'єму гангліона від внутрішньогангліонарного тиску, значення якого лежать поблизу прямої $y = -11,406x + 47,374$ (де y — тиск, а x — об'єм гангліона в безрозмірних величинах) з достовірністю $R^2 = 0,8185$ ($\approx 82\%$).

3. Для рецидивної форми гангліона більш достовірною є прямо пропорційна залежність товщини стінки гангліона від внутрішньогангліонарного тиску, значення якого лежать поблизу прямої $y = 18,357x + 20,844$ (де y — тиск, а x — товщина стінки гангліона в безрозмірних величинах) з достовірністю $R^2 = 0,7672$, ($\approx 77\%$).

4. Отримана формула розрахунку напруженості стінки гангліона незалежно від рівня внутрішньогангліонарного тиску дозволяє з високою часткою позитиву розглянути ідею використання цього показника як об'єктивного критерію для вибору методу лікування гангліона кистьового суглоба.

Література

1. Березовский В. А. Биофизические характеристики тканей человека : [Справочник] / В. А. Березовский, Н. Н. Колотилов. — К. : Наук. думка, 1990. — 226 с.
2. Демьянчук В. М. Синовиальные ганглии конечностей / В. М. Демьянчук, Е. И. Игнатъев. — СПб. : ВМА, 2004. — 183 с.
3. Кузин А. А. Моделирование напряженно-деформированного состояния грыжи / Кузин А. А., Кузин Р. А. // Математическая биология и биоинформатика. — 2008. — Т. 3, № 2. — С. 79–84.
4. МакНелли Ю. Ультразвуковые исследования костно-мышечной системы / МакНелли Ю. — М. : Видар, 2007. — 395 с.
5. Скрябин О. Н. Экспериментальное обоснование развития синовиального ганглия / Скрябин О. Н., Демьянчук В. М., Труфанов Г. Е. // Актуальные вопросы военной гинекологии : Всеармейская науч.-практ. конф. и сборы военных гинекологов. — СПб. : ВМА, 2004. — С. 2.
6. Філімонов В. І. Нормальна фізіологія / Філімонов В. І. — К., 1994. — 306 с.
7. Carstensen J. Die ganglien der hand in theorie und praxis / J. Carstensen. — Kēln, 1983. — 45 p.
8. Holm C. Treatment of ganglia of the hand and wrist with aspiration and injection / C. Holm, S. Pandey // Hand. — 2003. — Vol. 5. — P. 63–68.
9. http://www.critical.ru/ThyreoSchool/d_index.php. Йододефіцитні захворювання.

УДК 616.718.55–001.5–089.84:612.7.001

ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНО-БИМЕХАНІЧНІ ВИПРОБУВАННЯ НАКІСТКОВОГО ОСТЕОСИНТЕЗУ ПРИ ПЕРЕЛОМАХ ДІАФІЗА ВЕЛИКОГОМІЛКОВОЇ КІСТКИ

М. Л. Анкін¹, Л. М. Анкін¹, М. С. Шидловський², М. М. Сатисhev¹

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

²Національний технічний університет України, Київський політехнічний інститут

EXPERIMENTAL-BIOMECHANICAL TEST OF EXTRACORTICAL OSTEOSYNTHESIS IN TIBIAL SHAFT FRACTURES

M. L. Ankin, L. M. Ankin, M. S. Shydlovskyi, M. M. Satyshev

It is reported about results of experimental-biomechanical study of fixation systems “bone fragments-implants” on the model of complicated multifragmental tibial shaft fracture by plates with minimal contact and plates with angular stability with various screw components of systems. The 24 preparations of human cadaveric tibia were divided into four groups (in equal parts — per 6 in each group) depending on plate

type and screw setting-up. The study included three main kinds of load: compression, bend and torsion. It was established that systems fixed by plates with angular stability with 3–4 screws setting-up as well as systems with 4 screw setting-up may be successfully used in small invasive osteosynthesis of complicated multifragmental tibial shaft fractures. Although in compression the preparations fixed by plates with the minimal contact and 3 screws in each fragment showed sufficient stability, however they were 1.5–2 times less rigid in bend and 25–30% less in rotation efforts in comparison to preparations fixed by plates with minimal contact with 4 screws in each fragment as well as plates with angular stability by 3–4 screws setting-up of the system.

Key words: fracture, tibial shaft, small invasive osteosynthesis.

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНО-БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ИСПЫТАНИЯ НАКОСТНОГО ОСТЕОСИНТЕЗА ПРИ ПЕРЕЛОМАХ ДИАФИЗА БОЛЬШЕБЕРЦОВОЙ КОСТИ

Н. Л. Анкин, Л. Н. Анкин, Н. С. Шидловский, Н. М. Сатышев

Представлены результаты экспериментально-биомеханического исследования систем фиксации “костные отломки — пластины” на модели сложного многооскольчатого перелома диафиза большеберцовой кости пластинами с минимальным контактом и пластинами с угловой стабильностью с различными винтовыми компоновками систем. 24 препарата трупной большеберцовой кости человека были распределены поровну (по 6 препаратов) в 4 группах в зависимости от типа пластины и компоновки винтов. Исследование включало 3 основных вида нагрузок: компрессию, изгиб и кручение. Выяснили, что системы, фиксированные пластинами с угловой стабильностью с 3–4-винтовыми компоновками, как и системы с 4-винтовой компоновкой, могут быть успешно применены при малоинвазивном на костном остеосинтезе сложных переломов диафиза большеберцовой кости. Препараты, фиксированные пластинами с минимальным контактом и 3 винтами в каждый отломок, хотя при компрессионных нагрузках также показали достаточную устойчивость, однако были менее жесткими в 1,5–2 раза при сгибающих и на 25–30% при ротационных усилиях чем препараты, фиксированные пластинами с минимальным контактом с 4 винтами в отломок, а также пластин с угловой стабильностью 3–4-винтовыми компоновками системы.

Ключевые слова: перелом, диафиз большеберцовой кости, малоинвазивный остеосинтез.

Вступ

Підвищення ефективності лікування постраждалих із *діафізарними переломами кісток гомілки*, що трапляються найчастіше серед переломів діффіза довгих кісток, залишається важливою медико-соціальною проблемою. Подальший розвиток та вдосконалення *малоінвазивних технологій остеосинтезу*, сутність яких полягає в мінімізації хірургічної травми, є сучасним перспективним напрямком травматології [1–3, 9]. Обмеження ятрогенного травмування під час операції набуває особливого значення при переломах діффіза кісток гомілки, оскільки анатомо-фізіологічними особливостями будови цього сегмента є розташування медіальної поверхні великогомілкової кістки на всьому її протязі безпосередньо під шкірою. У той же час великогомілкова кістка є однією з найбільш навантажувальних кісток опорно-рухового апарату, на яку в умовах функціонування діють декілька основних видів сил: сила тяжіння, сили прискорення, сили м'язових дій. При цьому малоомілкова кістка сприймає не більше 1/6 (15%) сумарного поздовжнього навантаження на гомілку, і вже при 500–700 Н відбувається її поздовжній згин [2, 8, 10]. Отже, доцільним та необхідним на шляху застосування нових способів і засобів оперативного лікування переломів у клінічній практиці є проведення експериментально-біомеханічної оцінки жорсткості фіксації систем “кісткові уламки — пластина”.

Мета роботи — на моделі складного багатоуламкового діффізарного перелому великогомілкової кістки провести стендові натурні випробування біомеханічних систем “кісткові уламки — пластина”, фіксованих пластинами з мінімальним контактом та з кутовою стабільністю з різними гвинтовими компоновками, визначити раціональні накісткові системи фіксації.

Матеріали і методи

Експериментально-біомеханічні випробування були проведені в лабораторії біомеханічних систем та композиційних матеріалів кафедри динаміки, міцності машин та опору матеріалів Національного технічного університету України “КПІ”. На кафедрах судової медицини та патологічної анатомії Національної медичної академії післядипломної освіти ім. П.Л. Шупика було заготовлено 24 препарати трупної великогомілкової кістки людей старшого віку, які померли від захворювань та пошкоджень, не пов'язаних з патологією опорно-рухового апарату.

Для можливості закріплення препарату та прикладення навантажень проксимальний та дистальний кінці великогомілкової кістки були залиті самотвердіючою пластмасою “Протакрил-М”.

Складний багатоуламковий перелом діффіза великогомілкової кістки моделювали шляхом розпилу її поперечника в середній третині гострим лезом (пилкою)

перпендикулярно поздовжній осі великогомілкової кістки та утворенням діастазу між уламками розміром 10 мм.

Експерименти з дослідження деформаційних властивостей біомеханічних систем виконували з використанням універсальної випробувальної машини "Tiratest-2151". Дослідження розпочинали з визначення пружних деформацій, що виникають при навантаженні непошкодженої кістки. Після чого переходили до біомеханічної оцінки систем "кісткові уламки — пластина". Для цього всі препарати великогомілкової кістки були розподілені на 4 групи (по 6 препаратів у кожній). Фіксацію перелому проводили за допомогою прямих широких пластин з мінімальним контактом (ПШП МК) та прямих широких пластин з кутовою стабільністю (ПШП КС) на 10 отворів, виготовлених із сталі відповідно до державного стандарту виробництвом ТОВ "Еталон", Україна. Пластину розташовували по латеральній поверхні великогомілкової кістки.

- у I групі — уламки фіксували ПШП МК та 6 великими кортикальними гвинтами за обидва кортикальні шари (по 3 гвинти в кожен уламок), 4 отвори пластини безпосередньо біля самої зони перелому залишали вільними (рис. 1а);

- у II групі — уламки фіксували ПШП МК та 8 великими кортикальними гвинтами за два кортикальні шари (по 4 гвинти в кожен уламок), 2 отвори пластини безпосередньо біля самої зони перелому залишали вільними (рис. 1б);

- у III групі — уламки фіксували ПШП КС та 6 бікортикальними блокуючими гвинтами (по 3 гвинти в кожен уламок), 4 отвори пластини безпосередньо біля самої зони перелому залишали вільними (рис. 1в);

- у IV групі — уламки фіксували ПШП КС та 8 бікортикальними блокуючими гвинтами (по 4 гвинти в кожен уламок), 2 отвори пластини безпосередньо біля самої зони перелому залишали вільними (рис. 1г).

До препаратів прикладали такі зусилля: *компресію*, *згин* та *кручення* — основні види навантажень, які діють на великогомілкову кістку в фізіологічних умовах.

Програма біомеханічних випробувань включає [4–7]:

- 1) запис діаграм деформування (графічні залежності між навантаженнями та деформації системи);

- 2) вимірювання загального навантаження системи по заданим переміщенням;

- 3) визначення релаксації навантажень системи протягом 5 хв;

- 4) фотореєстрацію переміщень реперних елементів для визначення зміщення уламків перелому;

- 5) реєстрацію накопичення деформацій при циклічних навантаженнях (50 циклів для кожного із видів навантаження).

Вимірювання загальної деформації, прикладеного навантаження та накопичення деформації біомеханічної системи виконували за допомогою динамометра, що входить до складу випробувальної машини.

Релаксацію навантажень системи та реєстрацію переміщень реперних точок (загострені шпиги Кіршнера) виконували за допомогою цифрової фотокамери. Релаксацію зусиль при короткочасних навантаженнях знімали протягом 5 хв, а їх аналіз проводили за різницею у відсотках між початковим (прийнятим за 100%) та кінцевим внутрішнім зусиллям системи за 5 хв випробування.

Дані цифрових фотознімків опрацюювали за допомогою стандартної програми ACDSee. Взаємні переміщення уламків та кути повороту вимірювали шляхом розшифровки фотознімків об'єктів зазначеною програмою, як різницю між абсолютними переміщеннями реперних точок до та після навантаження.

Визначали питомі переміщення, жорсткість фіксації уламків перелому при стискаючому і згинаючому зусиллях. Для ротаційних навантажень визначали кути закручування кінців уламків перелому, питомі кути закручування та жорсткість фіксації уламків.

Результати та їх обговорення

Результати *експериментального дослідження* оцінювали на основі положення про те, що менше сумарне зміщення вказує на більшу жорсткість біомеханічної системи "кісткові уламки — пластина" і навпаки.

Результати *біомеханічного дослідження* оцінювали на основі аналізу релаксації зусиль при короткочасних навантаженнях. Менший ступінь релаксації свідчить

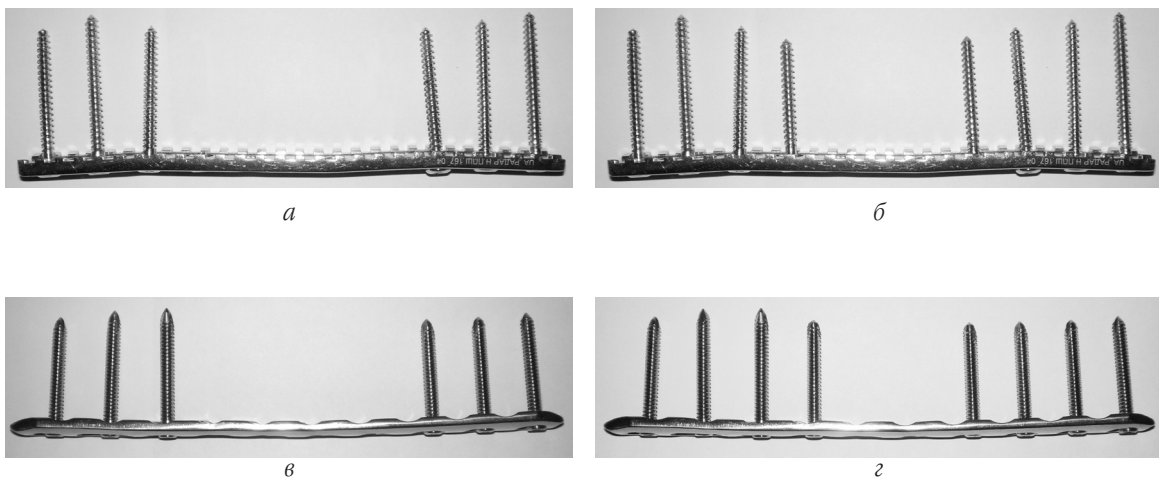


Рис. 1. Схема розташування гвинтів: а — I група; б — II група; в — III група; г — IV група

про більшу стабільність системи протягом певного часу. При циклічних навантаженнях менший рівень накопичення деформації також свідчить про більшу стабільність системи.

При оцінюванні діаграм деформування аналізували навантаження, що прикладені до біомеханічної системи за загальними переміщеннями системи, які задавали для кожного виду навантаження через мікропроцесор випробувальної машини.

З попередніх досліджень відомо, що ознакою стабільності функціонування системи “кісткові уламки – пластина” є лінійна (прямо пропорційна) залежність між навантаженнями та деформаціями. Нелінійність цих залежностей при незначних навантаженнях свідчить про недостатню якість контакту елементів фіксації з кісткою, а при значних навантаженнях указує на появу необоротних деформацій у системі “кісткові уламки – пластина” у цілому.

Деформація системи при різних навантаженнях
При компресійному навантаженні

Як видно з графіка (рис. 2), при компресійному навантаженні спостерігається лінійна залежність між переміщеннями та прикладеними зусиллями. Ці залежності практично не відрізняються при фіксації різними пластинами з різними компоновками гвинтів та наближені до непошкодженої кістки.

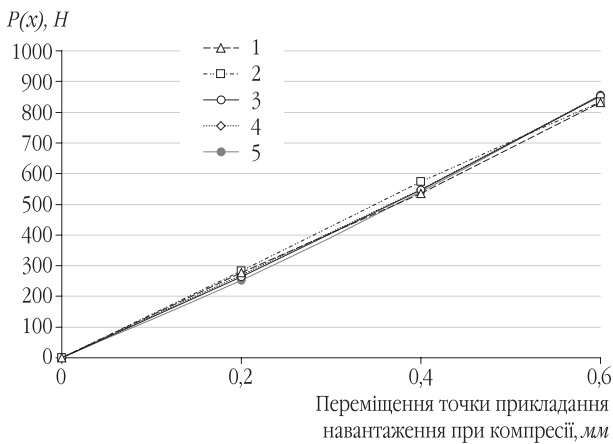


Рис. 2. Графік залежності деформації від прикладеного навантаження *при компресії*:
1 – фіксація ПШП МК (3 гвинти в кожен уламок);
2 – фіксація ПШП МК (4 гвинти в кожен уламок);
3 – фіксація ПШП КС (3 гвинти в кожен уламок);
4 – фіксація ПШП КС (4 гвинти в кожен уламок);
5 – непошкоджена великогомілкова кістка

При згинальному навантаженні

Як видно з графіка (рис. 3), при згинальному навантаженні спостерігається лінійна залежність на обмеженій ділянці (до 40 Н, що відповідає переміщенню 2 мм) при фіксації ПШП МК (3 гвинти в кожен уламок), після чого відмічається зниження приросту зусиль на ділянці до 4 мм загального переміщення і практично відсутній

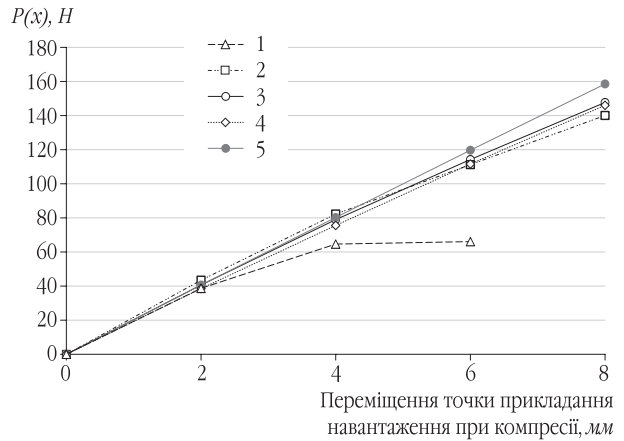


Рис. 3. Графік залежності деформації від прикладеного навантаження *при згині*.
Лінії позначені аналогічно графіку на рис. 2

приріст зусиль на ділянці до 6 мм загального переміщення, що свідчить про наявність необоротних пластичних деформацій препарату.

Препарати непошкодженої кістки, фіксовані ПШП МК (4 гвинти в кожен уламок) та ПШП КС, при вищевказаних переміщеннях витримують згинальні навантаження у 1,5–2 рази більше ніж системи, фіксовані ПШП МК (3 гвинти в кожен уламок).

При ротаційному навантаженні

Як видно з графіка (рис. 4), непошкоджена великогомілкова кістка при ротаційному навантаженні при однакових загальних переміщеннях витримує зусилля в 1,5 рази більше ніж при фіксації ПШП КС (по 3 і 4 гвинти в кожен уламок) та ПШП МК (4 гвинти в кожен уламок). При фіксації ПШП МК (3 гвинти в кожен уламок) система витримує навантаження в 2 рази менше ніж непошкоджена великогомілкова кістка та відносно систем фіксованих ПШП МК (4 гвинти в уламок) та ПШП КС також витримує навантаження менше на 25–30%.

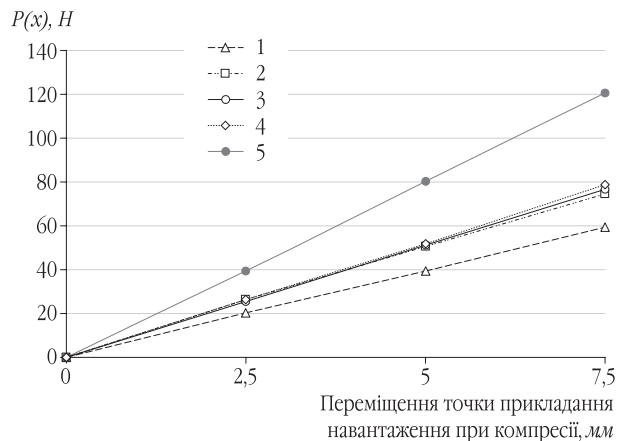


Рис. 4. Графік залежності деформації від прикладеного навантаження *при крученні*.
Лінії позначені аналогічно графікам на рис. 2, 3

Таблиця 1

Релаксація зусиль препаратів при різних навантаженнях

У табл. 1 наводимо розрахунки релаксації зусиль непошкоджених препаратів та біомеханічних систем фіксації переломів при різних видах навантажень.

Релаксація зусиль порівняно з непошкодженою кісткою при компресійному навантаженні системи, фіксованої ПШП КС (4 гвинти в уламок), збільшилась на 5%; при фіксації ПШП КС (3 гвинти в уламок) — на 9%; при фіксації ПШП МК (4 гвинти в уламок) — на 24% та ПШП МК (3 гвинти в уламок) — на 26%.

Релаксація зусиль при згинальному навантаженні для систем, фіксованих ПШП МК (3 гвинти в уламок), становить 13,84%, що в 3 рази перевищує релаксацію непошкодженої кістки, тоді як релаксація системи, фіксованої ПШП МК (4 гвинти в уламок), відносно непошкодженої кістки збільшилась на 50%.

Релаксація зусиль для пластин з кутвою стабільністю відносно непошкодженої кістки збільшилась на 9% для 4-гвинтової компоновки та на 26% — для 3-гвинтової компоновки.

При ротаційних навантаженнях збільшення релаксації зусиль відносно непошкодженої кістки для систем, фіксованих ПШП МК (3 гвинти в уламок), відбулося на 25%, для такої ж пластини (4 гвинти в уламок) — на 14%, а для систем, фіксованих ПШП КС (3 гвинти в уламок та 4 гвинти в уламок), релаксація збільшилась відповідно на 7% та 1%.

Жорсткість фіксації уламків

У табл. 2 представлені усереднені дані жорсткості з'єднання уламків ПШП МК та ПШП КС з різними гвинтовими компоновками систем.

Порівняння жорсткості з'єднання уламків при компресії, згині та крученні свідчить про найменшу жорсткість для системи фіксованої ПШП МК (3 гвинти в кожен уламок) (рис. 5).

Вивчення процесів накопичення деформацій при циклічних змінних навантаженнях становлять певний інтерес для науковців, адже за фізіологічних умов нижні кінцівки піддаються не тільки короточасним, а й циклічним динамічним зусиллям (при ходьбі, бігу, стрибках). Накопичення деформацій для систем, фіксованих ПШП МК (3 гвинти в уламок), було більшим при компресії в 1,2–4 рази, при згині — в 1,76–3 рази, при крученні — в 1,6–2 рази ніж 3 інших систем фіксації (табл. 3).

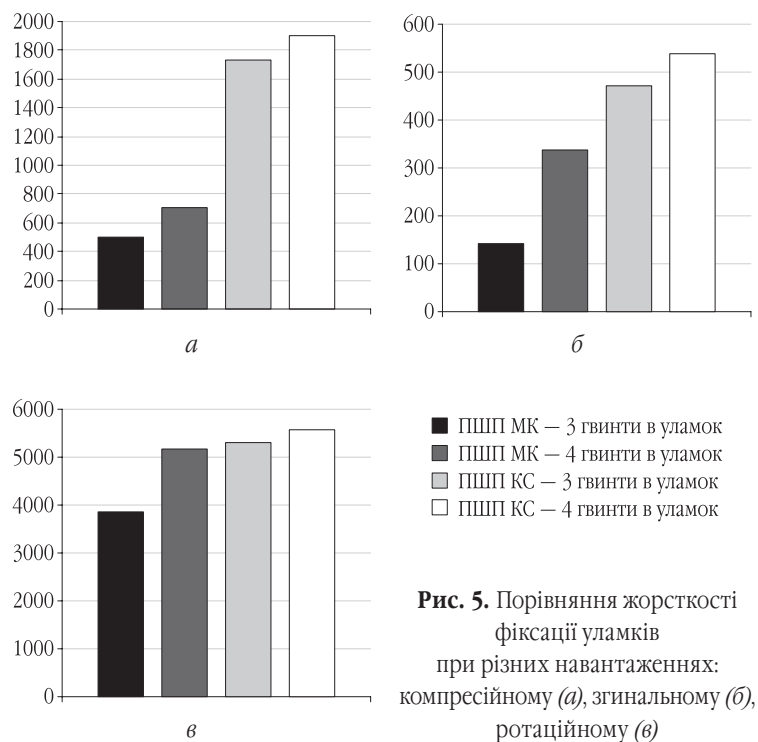
Релаксація зусиль препаратів при короточасних навантаженнях

Препарат	Вид прикладеного навантаження	Загальне переміщення, мм	Навантаження, Н	Релаксація зусиль, %
Непошкоджена великогомілквова кістка	Компресія	0,61	919,20	5,41
	Згин	6,02	120,33	4,61
	Кручення	7,51	120,85	4,63
ПШП МК (3 гвинти в уламок)	Компресія	0,61	835,90	6,84
	Згин	4,02	66,57	13,84
	Кручення	7,52	60,02	5,8
ПШП МК (4 гвинти в уламок)	Компресія	0,61	837,10	6,76
	Згин	6,02	110,70	6,79
	Кручення	7,51	73,07	5,3
ПШП КС (3 гвинти в уламок)	Компресія	0,61	856,90	5,91
	Згин	6,02	114,00	5,81
	Кручення	7,52	76,77	4,96
ПШП КС (4 гвинти в уламок)	Компресія	0,61	860,30	5,7
	Згин	6,02	111,60	5,06
	Кручення	7,51	78,95	4,69

Таблиця 2

Жорсткість фіксації уламків біомеханічних систем

Препарат	Жорсткість з'єднання уламків		
	Компресія, Н/мм	Згин, Н/мм	Кручення, Н·мм/град.
ПШП МК (3 гвинти в уламок)	502,82	143,08	3846,68
ПШП МК (4 гвинти в уламок)	702,05	337,57	5162,82
ПШП КС (3 гвинти в уламок)	1736,5	472,70	5312,28
ПШП КС (4 гвинти в уламок)	1903,6	538,97	5575,11



Таблиця 3

Накопичення деформацій (мм) при циклічних навантаженнях (Н)

Біомеханічні системи	Характеристика циклу (max–min значення навантаження)					
	для компресії	накопичення деформації	для згину	накопичення деформації	для кручення	накопичення деформації
ПШ ПМК (3 гвинти)	900–40	0,12	60–10	0,30	70–10	0,70
ПШПМК (4 гвинти)	900–40	0,10	120–10	0,17	70–10	0,42
ПШП КС (3 гвинти)	900–40	0,06	120–10	0,12	70–10	0,40
ПШП КС (4 гвинти)	900–40	0,03	120–10	0,10	70–10	0,35
Непошкоджена велико-гомількова кістка	900–40	0,03	120–10	0,08	120–10	0,30

Висновки

1. Випробування показали високу якість фіксації пластинами з кутовою стабільністю при 3–4-гвинтових компоновках, а також для пластин з мінімальним контактом при компоновці 4 гвинти в уламок, що дозволяє рекомендувати їх застосування при малоінвазивному накістковому остеосинтезі та забезпечувати достатню стабільність системи “кісткові уламки — пластини” при мостовидному шинуванні зони складного багатуламкового перелому.

2. Системи, фіксовані пластинами з мінімальним контактом (3 гвинти в кожен уламок), хоча виявились досить стійкими до стискаючих навантажень, проте при дії згинаючих та ротаційних зусиль, а також при дії циклічних навантажень поступались системам, фіксованим пластинами з кутовою стабільністю та пластинами з мінімальним контактом при 4-гвинтовій компоновці.

3. У процесі вивчення релаксації зусиль виявлені переваги пластин з кутовою стабільністю з 3–4-гвинтовими компоновками та 4-гвинтової компоновки системи, фіксованої пластиною з мінімальним контактом, над 3-гвинтовими компоновками систем фіксованих пластинами з мінімальним контактом.

Література

1. Анкин Л.Н. Практическая травматология. Европейские стандарты диагностики и лечения / Л.Н. Анкин, Н.Л. Анкин. — М. : Книга-плюс, 2002. — 480 с.
2. Бегун П.И. Биомеханика / П.И. Бегун, Ю.А. Шукейло. — СПб. : Политехника, 2000. — 463 с.
3. Шаповалов В.М. Основы внутреннего остеосинтеза / Шаповалов В.М., Хоминец В.В., Михайлов С.В. — М. : ГЭОТАР — Медиа, 2009. — 240 с.
4. 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. // Вісник НТУ України “КПІ”. — (Сер. Машинобудування). — 2008. — № 54. — С. 51–62.
5. Шидловський М.С. Механічні дослідження різних способів з'єднання переломів вертлюгової ділянки стегнової кістки людини / Шидловський М.С., Юрійчук Л.М., Шпак Д.Ю. // Вісн. НТУ України “КПІ”. — (Сер. Машинобудування). — К., 2010. — № 59. — С. 271–276.
6. Шидловський Н.С. Методы экспериментальных исследований систем фиксации, применяемых для лечения поврежденных конечностей человека / Н.С. Шидловский // Динамика, надежность и долговечность механических и биомеханических систем и элементов их конструкций : материалы междунар. науч.-тех. конф. (Севастополь, 8–11 сент.) / Севастоп. нац. техн. ун-т. — Севастополь : Изд-во СевНТУ, 2009. — С. 88–96.
7. Шидловський Н.С. О методах исследования систем остеосинтеза конечностей человека / Н.С. Шидловский // Вісн. НТУ України “КПІ”. — (Сер. Машинобудування). — 2010. — № 58. — С. 195–203.
8. Янсон Х.А. Биомеханика нижней конечности человека / Х.А. Янсон. — Рига : Зинатне, 1975. — 324 с.
9. Schatzker J. The rationale of operative fracture care / J. Schatzker, M. Tile. — Berlin, Heidelberg, New York : Springer Verlag, 2005. — 668 p.
10. Varsalona R. Distal tibial metaphyseal fractures: the role of fibular fixation / R. Varsalona, G.T. Liu // Strat Traum Limb Recon. — 2006. — № 1. — P. 42–50.