

- кости / Лоскутов О. Е., Олейник А. Е., Бредихин А. В. : зб. наук. праць співробіт. КМАПО ім. П. Л. Шупика. – Вип. 9, Кн. 1. – К., 2000. – С. 51–54.
4. Омельчук В. П. Внутрішньокісткова тонометрія та осередкова декомпресія в профілактиці ускладнень при лікуванні медіальних переломів шийки стегнової кістки / В. П. Омельчук // Вісн. морської медицини. – № 3. – Одеса, 2006. – С. 191–196.
 5. Попов В. А. Рентгеноантропометричне дослідження шийки стегнової кістки при плануванні малоінвазивного остеосинтезу / Попов В. А., Вадзюк Н. С., Іванченко О. О. // Укр. журн. телемедицини та медичної телематики. – 2009. – Т. 7, № 2. – С. 219–223.
 6. Попов В. А. Структурні особливості шийки стегнової кістки за даними комп'ютерної томографії / В. А. Попов, Н. С. Вадзюк // Літопис травматол. та ортопед. – 2010. – № 1–2. – С. 65–69.
 7. Biomechanical factors and failure of transcervical hip fracture repair / Spangler L., Cummings P., Tencer A. F. [et al.] // Injury. – 2001. – № 32. – P. 223–228.
 8. Bonnaire F. A. Analysis of fracture gap changes, dynamic and static stability of different osteosynthetic procedures in femoral neck / F. A. Bonnaire, A. T. Weber // Injury Int. J. Care Injured. – 2002. – № 33. – P. 24–32.
 9. Maybew P. M. Relation between age, femoral neck cortical stability, and hip fracture risk / P. M. Maybew // Lancet. – 2005. – № 366. – P. 129–135.
 10. Parker M. J. Is Pauwels classification still valid? / M. J. Parker, Y. Dynan // Injury. – 1998. – Vol. 29 (Issue 7). – P. 521–523.
 11. Patwa J. J. Biogeometry of femoral neck for implant placement / Patwa J. J., Krisnan Ajay, Pamcha C. C. // Indian J. Orthopaedics. – 2006. – Vol. 40, № 4. – P. 224–227.
 12. Stewart T. D. Basic biomechanics of human joints : hips, knees and the spine / T. D. Stewart, R. M. Hall // Current Orthopaedics. – 2006. – № 20. – P. 23–31.
 13. The Pauwels classification for intracapsular hip fractures : Is it reliable? / Roukema G. R., D. van Embden, F. Genelin [et al.] // 9th European Congress of Trauma and Emergency Surgery – 1st ESTES Congress. – Budapest, 2008. – P. 67.

УДК 616.718.71-001.5-089.84.001.42

НОВИЙ СПОСІБ ОСТЕОСИНТЕЗУ ДИСТАЛЬНОГО ЕПІМЕТАФІЗА МАЛОГОМІЛКОВОЇ КІСТКИ ФІГУРНОЮ ПЛАСТИНОЮ (біомеханічне дослідження)

О. А. Радомський¹, Ю. М. Літун¹, М. С. Шидловський²

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

²Національний технічний університет України
“Київський політехнічний інститут”

NEW METHOD OF OSTEOSYNTHESIS OF DISTAL EPIMETAPHYSIS OF THE FIBULA BY A FIGURED PLATE (biomechanical study)

O. A. Radomskyi, Yu. M. Litun, M. S. Shydlovskiy

With the purpose of substantiation of fixation methods bench running was performed. Fractures of the lateral ankle-bone were simulated on the 14 autopsy specimens of bone. Specimens were divided into two groups, 7 specimens in each one. In the first group fragments were fixed by the straight plate, in the second one they were fixed by the suggested fixator.

Trials of the fragments fixation stability against axial loads, bend, cyclical and peak axial loads were performed. It was established that the hardening of the biomechanical system bone-fixator in osteosynthesis by figured plate was 222.47 ± 4.40 N/mm in the bending loads and 322.03 ± 1.81 N/mm in the axial load. At the same time the rigidity of osteosynthesis by the straight plate was 82.4 ± 1.51 N/mm (bending) and 223.64 ± 2.29 N/mm (axial load).

Osteosynthesis of the lateral ankle-bone fractures by the figured plate reduces the rate of deformation accumulation in cyclical loads. The bench running results showed high fixation stability in use of the suggested fixator.

Key words: fractures, lateral ankle-bone, treatment, osteosynthesis.

НОВЫЙ СПОСОБ ОСТЕОСИНТЕЗА ДИСТАЛЬНОГО ЭПИМЕТАФИЗА МАЛОБЕРЦОВОЙ КОСТИ ФИГУРНОЙ ПЛАСТИНОЙ (биомеханическое исследование)

А. А. Радомский, Ю. Н. Литун, Н. С. Шидловский

Для биомеханического обоснования способов фиксации дистального эпиметафиза малоберцовой кости проведены стендовые исследования. На 14 препаратах трупных костей смоделированы переломы латеральной лодыжки. Препараты были разделены на две группы – по 7 в каждой. В I группе отломки были фиксированы прямой пластиной, во II группе – предложенным фиксатором.

Проведены исследования устойчивости фиксации отломков к нагрузкам по оси, на изгиб, к циклическим и максимальным нагрузкам по оси. Установлено, что ужесточение биомеханической системы “кость – фиксатор” при металлоостеосинтезе фигурной пластиной составляет $222,47 \pm 4,40$ Н/мм при изгибающих нагрузках и $322,03 \pm 1,81$ Н/мм – при осевой нагрузке. В то же время жесткость металлоостеосинтеза прямой пластиной составила $82,4 \pm 1,51$ Н/мм (изгиб) и $223,64 \pm 2,29$ Н/мм (осевая нагрузка).

Металлоостеосинтез переломов латеральной лодыжки фигурной пластиной сбавляет скорость накопления деформаций при циклических нагрузках. Результаты исследования показали высокую прочность фиксации предложенного фиксатора.

Ключевые слова: переломы, латеральная лодыжка, лечение, остеосинтез.

Вступ

Металлоостеосинтез (МОС) латеральної кісточки (ЛК) прямою пластиною широко застосовується в травматології. Проте зазначений спосіб має технічні складнощі, пов'язані з вірогідністю інтраопераційного ушкодження хряща та внутрішньосуглобового введення шурупів. Крім того, неможливість наскрізної фіксації шурупів через обидва кортикальних прошарки дистального уламка ЛК, їх обмежена кількість та коротке плече суттєво зменшують стабільність МОС [2, 4].

Мета роботи – провести порівняльне дослідження особливостей виникнення та розвитку деформацій у системі “кістка – фіксатор” (К–Ф) під дією зовнішніх навантажень при МОС прямою третьотрубчастою та фігурною пластинами.

Матеріали і методи

На підставі остеометричних досліджень трупних кісток виготовлено фігурну пластину для МОС ЛК, яка має тіло і два додаткові елементи (рис. 1). Тіло являє собою пряму третьотрубчасту пластину, що містить

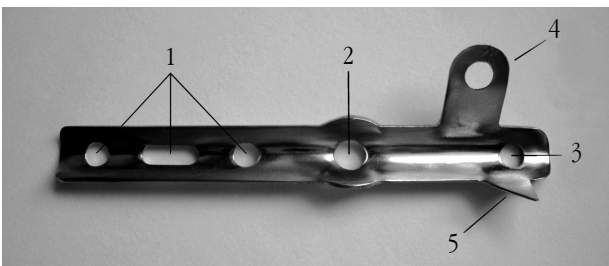


Рис. 1. Загальний вигляд фігурної пластины для остеосинтезу дистального відділу малоомілкової кістки (пояснення в тексті)

три отвори під гвинти у проксимальній частині (1), один – у середній для фіксації дистального міжгомілкового синдесмоза (ДМС) (2) і ще один отвір – у дистальній частині (3). Крім того, пластина має додаткові елементи – пелюстку (4) та стабілізатор (5).

Біомеханічне дослідження виконано на 14 анатомічних препаратах малоомілкових кісток (МГК) трупів людей, які були взяті в умовах Київського міського бюро судово-медичної експертизи. Препарат відсікали на рівні середньої третини МГК, а його консервація виконувалась шляхом заморожування до $-18 \pm 2^\circ\text{C}$. Перед випробуванням усі препарати розморозувались у 0,9% розчині натрія хлориду при температурі $+36 \pm 1^\circ\text{C}$ протягом 24 год.

Експеримент починали з визначення пружних деформацій, що виникають при навантаженні металевого стержня та неушкодженої МГК. Наступним етапом вимірювали жорсткість системи “К–Ф” при косій остеотомії ЛК під кутом 45° [1, 4].

Препарати було поділено на дві групи – по 7 у кожній.

У I групі МОС ЛК виконувалась прямою третьотрубчастою пластиною за загальноприйнятою методикою: 3 шурупи вводили у проксимальний уламок, 2 – у дистальний.

У II групі МОС ЛК виконували фігурною пластиною у чотири етапи:

- 1) моделювання тіла пластины;
- 2) моделювання пелюстки, яку уклали на передню поверхню ЛК;
- 3) згинання стабілізатора під кутом $80-85^\circ$ до площини тіла пластины та його забивання у задню поверхню дистального уламка ЛК;
- 4) загвинчування шурупів (рис. 2).

В обох групах використовувалась фіксація уламків міжфрагментарним шурупом.

Після МОС ЛК проксимальну частину МГК розміщували у форму, яку заливали пластмасою “Протакрил-М”

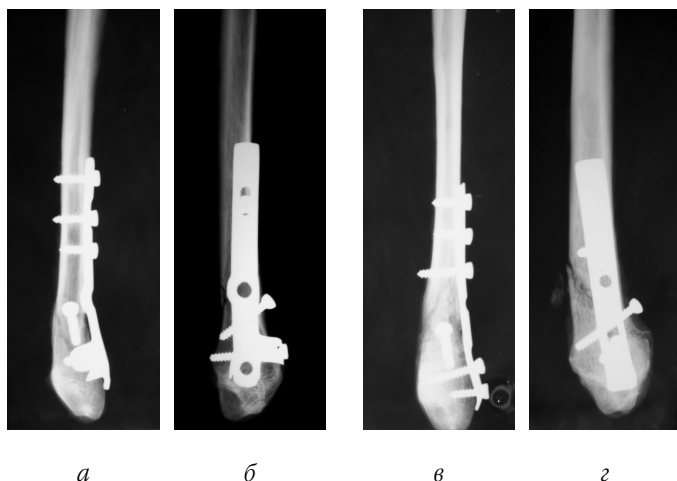


Рис. 2. Рентгенограми малогомілкових кісток (пряма (а, в) та бокова (б, з) проекції), синтезованих фігурною (а–б) та прямою третьтрубчастою (в–з) пластинами

та закріплювали до робочого столу випробувальної машини “TIRA-test-2151” (виробництва Німеччини) [3].

Для вимірювання деформацій зразків при навантаженні використовували реперні елементи у вигляді шурупів, що були закріплені у 4 точках (рис. 3): точки 1, 3 розміщені у дистальному уламку, 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.

Вісь навантаження спрямовували вздовж осей у (згинання) та х (осьове стискання).

Препарати випробували на згин та стиск наростаючими силами від 20 до 100 Н.

Крім того, проводили циклічне деформування препаратів, що здійснювали при осьових навантаженнях 20 Н та 100 Н за цикл. Кількість циклів становила 50.

Для визначення сили навантаження, що призводило до руйнування зразка, деформували біопрепарати в осьовому напрямку (х) зі швидкістю 3 мм/хв.

При кожному значенні сили вимірювали загальне переміщення точки прикладення навантаження $\Delta_{p(y)}$ та відносні зміщення уламків кістки:

1) $\Delta_{1-2(z)}$ – зміщення точки 1 відносно точки 2 у поперечному напрямку;

2) $\Delta_{3-4(x)}$ – зміщення точки 3 відносно точки 4 у повздовжньому напрямку.

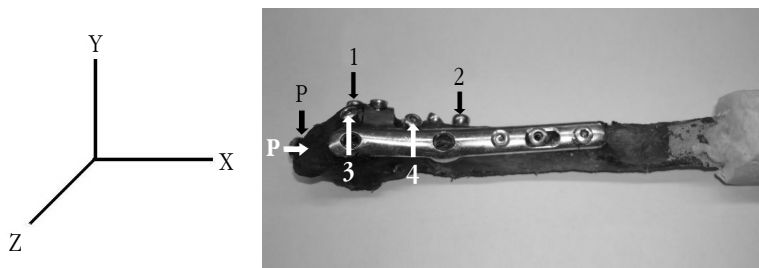


Рис. 3. Малоомілкова кістка із пластмасовим закріпленням реперними елементами 1–4 та позначення координатних осей x, y, z

Були розраховані:

1) сумарні зміщення уламків Δ як векторна сума зміщень точок $\Delta_{1-2(z)}$ та $\Delta_{3-4(x)}$;

2) питомі переміщення точки прикладення навантаження: $\delta_{p(y)} = \Delta_{p(y)}/P$;

3) питомі зміщення уламків: $\delta = \Delta/P$.

Для порівняння статистичної достовірності середніх зміщень кісткових уламків при обраних навантаженнях та способах фіксації використовували t-критерій Стьюдента.

Результати та їх обговорення

Як показують дослідження систем “К–Ф”, одним з показників, що характеризує якість закріплення уламків кістки при остеосинтезі, є **лінійна (прямо пропорційна) залежність** між прикладеними до системи зовнішніми навантаженнями та деформаціями, що при цьому виникають – переміщеннями точок або взаємними зміщеннями уламків.

Лінійна (прямо пропорційна) залежність між навантаженням та деформаціями в діапазоні фізіологічних навантажень є ознакою стабільності функціонування системи “К–Ф”.

Нелінійність цих залежностей при малих навантаженнях (початкова ділянка діаграм $P - \Delta_{i(y)}$ або $P - \Delta_{k-1(i)}$) свідчить про недостатню якість контакту елементів фіксації (шурупи, стержні, пластини) з кісткою. Нелінійність при значних навантаженнях указує на появу незворотніх деформацій (можливо, початок руйнування кісткової тканини) у системі “К–Ф” у цілому.

Випробування на згинання при одномоментних навантаженнях

Залежності зміщень уламків кісток від навантаження при обох способах кріплення в діапазоні згинаючих сил від 20 до 50 Н практично лінійні.

За результатами вимірювання взаємних зміщень уламків МГК розраховано жорсткості їх закріплень C_{1-2} . Визначено, що жорсткість закріплення уламків становила $82,4 \pm 1,51$ Н/мм при МОС *третьтрубчастою* пластиною та $222,47 \pm 4,40$ Н/мм – при МОС *фігурною* пластиною ($p < 0,05$).

Про знижену стабільність фіксації *третьтрубчастої* пластини свідчать дані, зображені на рис. 4а. На ньому показана зміна співвідношення питомого переміщення $\delta_{p(y)}$ до відповідного переміщення $\delta/p(y)$ при навантаженні $P = 10$ Н.

Установлено (крива 1), що при збільшенні навантаження від 20 до 50 Н пито-

мі переміщення змінюються приблизно на 17–20%. У цьому діапазоні навантажень зміна питомих переміщень неушкодженої МГК (крива 3) не перевищує 4%, а при МОС фігурною пластиною (крива 2) – 1% (рис. 5а).

Випробування на стиск при одномоментних навантаженнях

Установлено, що системи “К-Ф” (рис. 4б) виявляють нелінійність після досягнення навантаження у $60 \pm 3,7$ Н (крива 1) та $60 \pm 1,7$ Н (крива 2) ($p < 0,05$).

Вищесказане підтверджується зміною питомого переміщення при збільшенні навантаження (рис. 5б, крива 1).

На цьому рисунку показана зміна співвідношення питомого переміщення $\delta_p(x)$ до відповідного переміщення $\delta/\Delta p(x)$ при навантаженні $P = 10$ Н. Так, збільшення навантаження від 60 до 80 Н призводить до зміни $\delta_p(x)$ системи “К-Ф” з МОС прямою третьорубчастою пластиною на 40%, тоді як зміна $\delta_p(x)$ системи “К-Ф” з фігурною пластиною не перевищує 10%.

Залежності зміщень уламків кісток від величини навантаження, як і при згині, практично лінійні. Питомі деформації:

- *третьорубчаста* пластина: $\delta_{(x)} = 0,00445$ мм/Н;
- *фігурна* пластина: $\delta_{(x)} = 0,00310$ мм/Н.

Відповідно жорсткості кріплень становлять $223,64 \pm \pm 2,29$ Н/мм та $322,03 \pm 1,81$ Н/мм ($p < 0,05$).

Таким чином, при однакових значеннях стискаючих навантажень взаємні зміщення уламків при закріпленні *фігурною* пластиною в середньому в 1,4 рази менше, ніж при закріпленні *третьорубчастою* пластиною.

Випробування на стиск при циклічних навантаженнях

Накопичення залишкової деформації при навантаженні 20 Н не реєструвалось.

- У I групі, де МОС виконували прямою третьорубчастою пластиною, накопичення деформації починалося з 2-го циклу, її величина поступово збільшувалася до 0,09 мм на 50-му циклі (див. таблицю на с. 44).

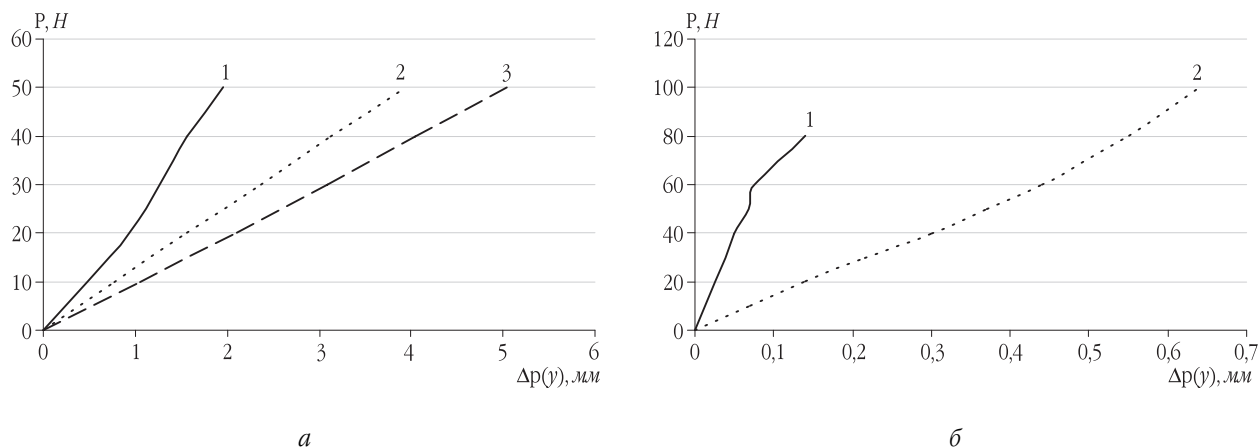


Рис. 4. Залежність деформації МГК від прикладеного навантаження при згинанні (а) та стисканні (б): 1 – фіксація *третьорубчастою* пластиною; 2 – фіксація *фігурною* пластиною; 3 – неушкоджена кістка

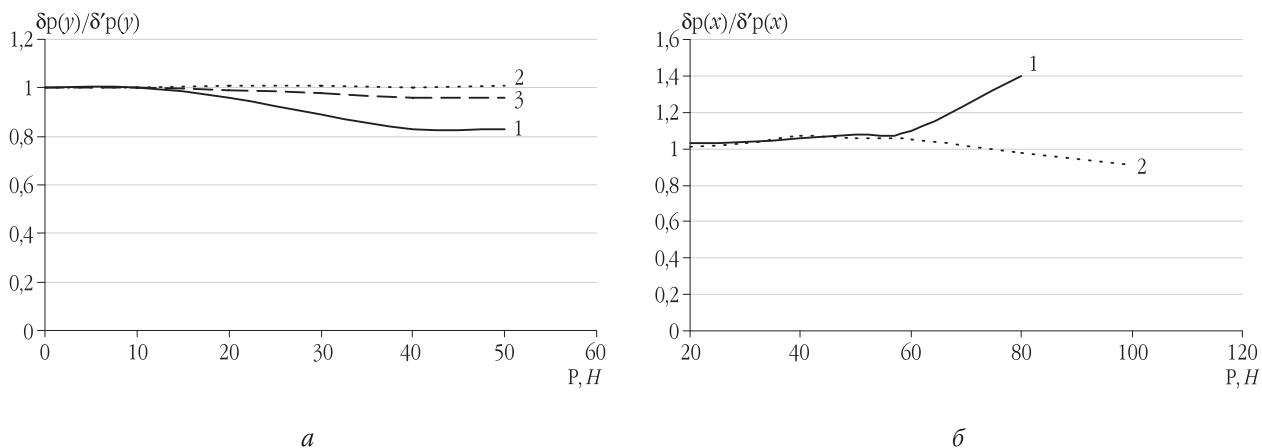


Рис. 5. Відносна зміна питомих переміщень МГК при згинанні (а) та стисканні (б): 1 – фіксація *третьорубчастою* пластиною; 2 – фіксація *фігурною* пластиною; 3 – неушкоджена кістка

Таблиця

**Накопичення деформацій (мм)
при циклічному стисканні силою 100 Н**

№ циклу	Фіксація пластиною			
	прямою третьтрубчастою		фігурною	
	$\Delta_p(x)$	$\Delta_{3-4}(x)$	$\Delta_p(x)$	$\Delta_{3-4}(x)$
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

• У II групі, де МОС виконували *фігурною* пластиною, накопичення деформації починалося тільки з 20-го циклу і на 50-му циклі становило лише 0,02 мм, що у 4,5 рази менше ніж *прямою третьтрубчастою* пластиною (див. таблицю, наведену вище).

Порівнюючи співвідношення загальних деформацій (переміщення точки прикладення сили $\Delta_p(x)$) та зміщень у місці закріплення $\Delta_{3-4}(x)$, можна зробити висновок, що значна частина деформацій системи “К–Ф” припадає саме на місце закріплення.

Так, на 50-му циклі частка зміщення, що виникає у місці закріплення, становить 82% від загального переміщення системи для *прямої третьтрубчастої* пластини і 67% – для *фігурної*.

Випробування на стиск до втрати здатності нести навантаження

На рис. 6 представлені графіки деформування системи “К–Ф” при стисканні препаратів із закріпленням *третьтрубчастою* та *фігурною* пластинами. Графіки деформування препаратів при стисканні складаються з лінійної (у межах пропорційності) та нелінійної ділянок.

Як показали розрахунки, *фігурна* та *пряма третьтрубчаста* пластини при такому способі навантажен-

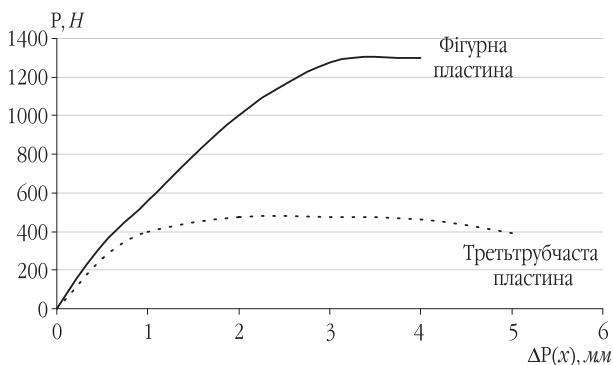


Рис. 6. Деформування системи “К–Ф” при стисканні препаратів із закріпленням *прямою третьтрубчастою* та *фігурною* пластинами

ня в межах лінійних ділянок мають практично однако-ву жорсткість ($\approx 520\text{--}530$ Н/мм). Це пов'язано з більшою швидкістю навантаження зразка при записі графіка деформування порівняно до швидкості, з якою проводили навантаження у статичному режимі.

При максимальних осьових навантаженнях (див. рис. 6) препарати, фіксовані *прямою третьтрубчастою* пластиною, витримували до $480,23 \pm 1,43$ Н (48 кг) ($p < 0,05$).

У той же час руйнування препаратів, фіксованих *фігурною* пластиною, відбулось при навантаженні $1300,56 \pm 2,72$ Н (130 кг) ($p < 0,05$).

Висновки

1. З метою підвищення стабільності переломів латеральної кісточки запропоновано нову *фігурну* пластину та виконано біомеханічне дослідження її фіксаційних можливостей порівняно до традиційного металоостеосинтезу *прямою третьтрубчастою* пластиною.

2. Установлено, що жорсткість біомеханічної системи “кістка – фіксатор” при металоостеосинтезі *фігурною* пластиною становить $222,47 \pm 4,40$ Н/мм при згинаючих навантаженнях та $322,03 \pm 1,81$ Н/мм – при осьовому навантаженні. Водночас жорсткість металоостеосинтезу *прямою* пластиною становила $82,4 \pm 1,51$ Н/мм (згин) та $223,64 \pm 2,29$ Н/мм (осьове навантаження).

3. Металоостеосинтез переломів латеральної кісточки *фігурною* пластиною зменшує швидкість накопичення деформацій при циклічних навантаженнях.

4. Загалом, біомеханічне дослідження засвідчило те, що металоостеосинтез *фігурною* пластиною переломів латеральної кісточки суттєво поліпшує стабільність системи “кістка – фіксатор” порівняно до традиційного металоостеосинтезу *прямою третьтрубчастою* пластиною.

Література

1. Биомеханическое исследование механических свойств жесткой и упруго-стабильной моделей остеосинтеза / Тяжелов А. А., Михайлов С. Р., Суббота И. А. [и др.] // Ортопед, травматол. и протезир. – 2003. – № 2. – С. 61–66.
2. Функціональне оперативне лікування переломів гомілковостопного суглоба / Міренков К. В., Гацак В. С., Великий О. І. [та ін.] // Літопис травматол. та ортопед. – 2005. – №1–2. – С. 73–74.
3. Шидловский Н. С. Методы экспериментальных исследований систем фиксации, применяемых для лечения поврежденных конечностей / Н. С. Шидловский // Динамика, надійність і довговічність механічних і біомеханічних систем та елементів їхніх конструкцій : міжнар. наук.-техн. конф. (8–11 вер. 2009 р.). – Севастополь, 2009. – С. 88–90.
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. // Вест. нац. техн. ун-та України. – К., 2008. – № 54. – С. 51–62.
5. Bicortical screw fixation of distal fibula fractures with a lateral plate : an anatomic and biomechanical study of a new technique / Milner B. F., Mercer D., Firoozbakhsb K. [et al.] // The journal of foot & ankle surgery. – 2007. – Vol. 46, № 5. – С. 341–347.