

## ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНО-БИОМЕХАНІЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ МАЛОІНВАЗИВНОГО ОСТЕОСИНТЕЗУ ПЕРЕЛОМІВ ШИЙКИ СТЕГНОВОЇ КІСТКИ

В. А. Попов<sup>1</sup>, В. В. Кривенюк<sup>2</sup>, Н. С. Вадзюк<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Національна медична академія післядипломної освіти ім. П. Л. Шупика, м. Київ, Україна

<sup>2</sup>Інститут проблем міцності ім. Г. С. Писаренка НАН України, м. Київ

### EXPERIMENTAL-BIOMECHANICAL MOTIVATION IN MINIMAL INVASIVE OSTEOSYNTHESIS OF THE FEMORAL NECK FRACTURES

V. A. Popov, V. V. Kryvenyuk, N. S. Vadzyuk

*Experimental-biomechanical investigation of stability of the femoral neck fracture osteosynthesis with AO cannulated cancellous screws was made on synthetic models of proximal part of femoral bone. Usage of synthetic models facilitated for decrease of errors in investigations due to identity of size and mechanical properties of specimens. Experimental models were divided into 4 groups due to points of insertion and disposition of screws. Experiment was made in to series. The best results were found in referent group where there were considered principles of subcortical insertion and three-point fixation in subtrochanteric lateral cortex of femoral bone, internal wall of femoral neck's cortex and femoral head.*

*In new developed minimal invasive osteosynthesis stability holds in 1898 N of vertical load. In horizontal load fixation with original method of osteosynthesis can hold up to 1046 N.*

*Key words: femoral neck fracture, screw osteosynthesis.*

### ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНО-БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ МАЛОИНВАЗИВНОГО ОСТЕОСИНТЕЗА ПЕРЕЛОМОВ ШЕЙКИ БЕДРЕННОЙ КОСТИ

В. А. Попов, В. В. Кривенюк, Н. С. Вадзюк

*Проведено експериментально-біомеханічне дослідження стабільності остеосинтезу переломів шийки бедренної кістки канюльованими спонгіозними винтами типу АО з використанням синтетических моделей проксимального отдела бедренної кістки. Використання синтетических моделей сприяло зниженню погрешностей досліджень, завдяки ідентичності розмірів і механічних характеристик образців. Експериментальні моделі були розподілені на 4 групи згідно з точками введення і взаємного розположення винтів. Експеримент проводився в двох серіях. Найкращі показники надійності фіксації виявлені в референтній групі, в якій враховувалися принципи субкортикального введення і трьохточечної фіксації винтів в компактній тканині латеральної кортикальної стінки підвертальної області бедренної кістки, внутрішньої стінки кортикального слоя шийки і головки.*

*При розробаному способі малоінвазивного остеосинтезу переломів шийки бедренної кістки стабільність зберігається при вертикальній нарузці з силою до 1898 Н. При горизонтальній нарузці фіксація оригінальним способом остеосинтезу може протидіювати силі до 1046 Н.*

*Ключевые слова: перелом шийки бедренной кости, остеосинтез винтами.*

### Вступ

Значна кількість ускладнень лікування *переломів шийки стегнової кістки* (ПШСК) у вигляді незрощення, міграції фіксаторів, вторинного зміщення уламків сягає 40–50% [3, 4]. Загальновідомо, що успіх лікування значною мірою залежить від локалізації і давності перелому шийки, міцності фіксації уламків та життєздатності головки стегнової кістки (СК). Втім, незважаючи на це, ряд клінічних та біомеханічних досліджень вказують на відсутність впливу локалізації та кута пло-

щини перелому шийки СК до горизонталі на результати остеосинтезу канюльованими гвинтами [7, 10, 13]. У зв'язку з цим важливого значення набуває вдосконалення техніки остеосинтезу ПШСК з урахуванням анатомо-морфологічних і біомеханічних особливостей проксимального відділу СК для раціонального розміщення спонгіозних гвинтів [5].

На підставі аналізу даних *комп'ютерної томографії* нами встановлено форму, розміри поперечника та товщину кортикального шару шийки СК.

Вертикальний розмір шийки коливається в межах 28–42 мм. Передньо-задні розміри знаходяться в межах 18–32 мм у верхній половині та 13–24 мм – у нижній [9, 11]. Еліпсоподібна форма каналу шийки СК з вершиною, спрямованою дистально і поперечним розміром над дугою Адамса в середньому 16 мм обумовлює значні труднощі в розміщенні в цій ділянці двох спонгіозних гвинтів з діаметром різьби і головки 6,5 мм і 8,0 мм відповідно [6].

**Мета** роботи – поліпшити результати хірургічного лікування хворих з трансцервікальними ПШСК.

Поставлено такі **задачі**:

1) обґрунтувати раціональне розташування спонгіозних гвинтів, потрібне для забезпечення оптимальної стабільності уламків шийки СК;

2) визначити максимальне навантаження, яке може витримати система «кістка – фіксатор» при вертикальному та горизонтальному навантаженнях.

## Матеріали і методи

Нами виконано *експериментально-біомеханічне дослідження чотирьох способів остеосинтезу спонгіозними гвинтами*. Дослідження стабільності фіксації ПШСК виконано в лабораторії Інституту проблем міцності ім. Г. С. Писаренка НАН України. Остеосинтез ПШСК виконанувався канюльованими спонгіозними гвинтами типу АО діаметром 6,5 мм з короткою різьбою на синтетичних моделях (СМ) проксимального відділу стегнових кісток «Synbone». Механічні характеристики СМ відповідають характеристикам здорової людської кістки, що завдяки їх ідентичності сприяє зменшенню похибок результатів експериментальних досліджень.

Модель ПШСК створювалась у такій послідовності:

1) використовувались СМ правої СК, у якій просвердлювали паралельні канали для постановки канюльованих гвинтів;

2) далі їх розпилювали у площині 50° до горизонталі, моделюючи трансцервікальний нестабільний перелом;

3) після чого вводили канюльовані гвинти до субхондрального шару головки.

*Експериментальна робота* полягала в навантаженні синтезованих уламків у двох взаємно перпендикулярних площинах – вертикальній (діафіз стегна встановлюється під кутом 7° до вертикалі, що відповідає розташуванню СК у вертикальному положенні тіла) і горизонтальній (що симулює навантаження з положення «сидячи» до положення «стоячи») – для вивчення кутового зміщення між уламками.

У роботі аналізувалось 40 спостережень. *Експериментальні моделі розподілялись на групи* залежно від точок введення та взаємного розташування гвинтів. У кожній групі було по 5 моделей.

• *I група* – точки введення гвинтів на поверхні підвертлюгової ділянки розміщуються трикутником з вершиною, спрямованою дистально, причому введення їх здійснювалось субкортикально і паралельно один одному так, щоб вони розмістились у шийці стегна на 2, 6 та 9 год циферблата годинника, а дистальний гвинт опирався на дугу Адамса.

• *II група* – точки введення гвинтів на поверхні підвертлюгової ділянки розміщуються трикутником з основою, спрямованою дистально, причому два дистальних гвинти вводяться над дугою Адамса, а третій – у верхній полюс головки.

• *III група* – точки введення гвинтів на поверхні підвертлюгової ділянки розміщуються лінійно у фронтальній площині, причому дистальний гвинт вводиться над дугою Адамса, середній – через центр шийки, а проксимальний – паралельно попереднім, у верхній полюс головки.

• *IV група* – точки введення гвинтів на поверхні підвертлюгової ділянки розміщуються трикутником навколо осі шийки СК, і вводяться близько один до одного та до субхондрального шару центральної частини головки.

Ураховуючи вивчення навантажень на синтезовані уламки шийки СК у вертикальному та горизонтальному напрямках, проведено дві серії досліджень.

*Дослідження жорсткості остеосинтезу* моделі «імплантати – СМ» при дії сили у вертикальному та горизонтальному напрямках виконували на установці АИМА-5-2 з такими характеристиками:

- точність вимірювання прикладеного навантаження – 0,1 Н;
- точність вимірювання переміщення рухомого захвату –  $10^{-5}$  м;
- швидкість переміщення активного захвату:  $8,3 \times 3 \times 10^{-6}$  м –  $3,3 \times 10^{-5}$  м/с.

Проксимальний кінець моделі поміщали між опорними площадками установки.

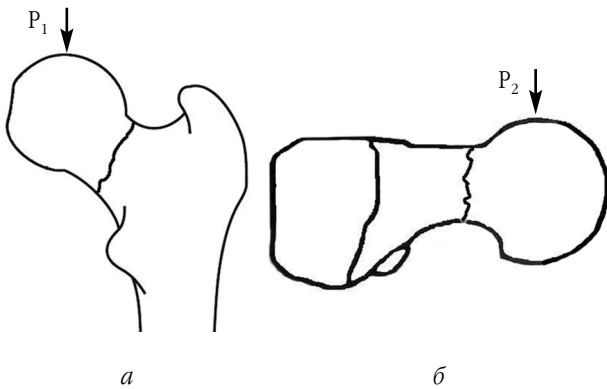
Препарат закріплювався в ділянці діафізарної частини СМ. Сила Р передавалась через спеціальний наконечник на головку СК, імітуючи таким чином передачу концентричного навантаження від вертлюгової западини.

• *У I серії дослідження* до проксимального уламка прикладалась сила  $P_1$  у краніо-каудальному напрямку, що відповідає дії сили на кульшовий суглоб при одноопорному стоянні людини, що викликало деформацію згину з'єднань відповідних уламків верхньої третини СК (рис. 1а).

• *У II серії дослідження* сила  $P_2$  прикладалась перпендикулярно поздовжній осі СК до її головки у вентро-дорсальному напрямку, яка викликала деформацію згину та кручення синтезованих уламків верхньої третини СК. Імітувався згинаючий момент у вентро-дорсальному напрямку, який відповідає напрямку дії зусилля при підніманні людини по сходах та вставанню із сидячого положення (рис. 1б).

*Величину діастазу між уламками в напрямку дії сили* визначали за допомогою індикатора годинникового типу. Таким чином експериментально оцінювались наслідки навантаження, яке було необхідне для досягнення діастазу між уламками шийки СК, що дорівнював 2 мм. Відповідні сили обирались для симуляції навантаження, яке відповідає умовам клінічної практики під час рухів у КС.

Реєструвалась величина зміщення уламків відносно один одного після кожного збільшення навантаження на 50 Н із статичною витримкою на кожному збільшенні



**Рис. 1.** Дія сили на головку стегнової кістки у вертикальному (а) і горизонтальному (б) напрямку

t=60 с. Величина зміщення визначалась у кінці витримки. Кінцева величина сили навантаження була  $P_{max}=2000$  Н, що відповідає дії сили при одноопорному періоді кроку при середній масі тіла людини [12].

Отримані дані опрацьовувались статистично з використанням ліцензійного програмного забезпечення *Microsoft Excel 2003* та *Premier Biostatistics V 4.03*. Для характеристики точності даних використано параметричні методи статистики [1].

### Результати та їх обговорення

Застосування СМ сприяло зниженню похибок досліджень завдяки ідентичності розмірів та механічних характеристик зразків. Це дозволило знівелювати властивостями, що притаманні людській кістці, а саме – віковій зміні кісткової тканини, остеопенія та остеопороз, різниця розмірів та товщини. У двох серіях випробувань отримано результати, подібні з попередніми дослідженнями [7].

**У I серії дослідження** у чотирьох групах людей (по 5 осіб у кожній) зміщення уламків у межах 2 мм наставало при дії сили (табл. 1):

- у I групі –  $1898 \pm 44,38$  Н;
- у II групі –  $1682 \pm 31,14$  Н;
- у III групі –  $1404 \pm 40,37$  Н;
- у IV групі –  $1182 \pm 61,81$  Н.

Причому відмінності II–IV груп статистично достовірні відносно I групи.

Таблиця 1

#### Результати навантаження у вертикальному напрямку після остеосинтезу шийки СК канюльованими гвинтами різними способами

Показники	Групи людей			
	I	II	III	IV
Середнє значення, Н	1898	1682*	1404*	1182*
Стандартне відхилення	44,38	31,14	40,37	61,81
Стандартна помилка середнього	19,85	19,85	18,06	27,64

\*Достовірно відносно I групи ( $p \leq 0,0005$ ).

З табл. 1 видно, що триангулярне розташування канюльованих гвинтів з вершиною, спрямованою дистально (I група) забезпечує найбільшу стійкість до дії сили в краніо-каудальному напрямку.

**У II серії дослідження** у чотирьох групах людей (по 5 осіб у кожній) зміщення уламків у межах 2 мм наставало при дії сили (табл. 2):

- у I групі –  $1046 \pm 65,42$  Н;
- у II групі –  $806 \pm 62,29$  Н;
- у III групі –  $400 \pm 25,5$  Н;
- у IV групі –  $648 \pm 49,19$  Н.

Причому відмінності II–IV груп статистично достовірні відносно I групи.

Таблиця 2

#### Результати навантаження у горизонтальному напрямку після остеосинтезу шийки СК канюльованими гвинтами різними способами

Показники	Групи людей			
	I	II	III	IV
Середнє значення, Н	1046	806*	400*	648*
Стандартне відхилення	65,42	62,29	25,5	49,19
Стандартна помилка середнього	29,26	27,86	11,4	22,00

\*Достовірно відносно I групи ( $p \leq 0,0005$ ).

З табл. 2 видно, що триангулярне розташування канюльованих гвинтів з вершиною, спрямованою дистально (I група) забезпечує найбільшу стійкість до дії сили у вентро-дорсальному напрямку.

**Дисперсійний аналіз** показав статистичну значимість відмінностей між групами в обох серіях дослідження при  $p \leq 0,0001$ :

- у I серії:  
 $F = 234,37; v_{між} = 1,47; v_{вну} = 3,35$ ;

- у II серії:  
 $F = 131,29; v_{між} = 1,11; v_{вну} = 4,49$ ,

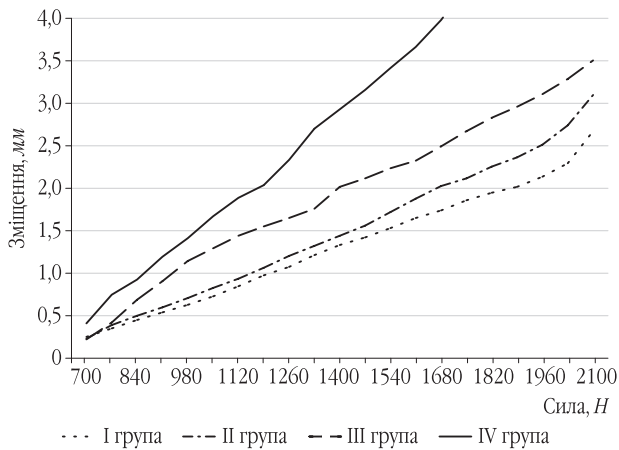
де  $v_{між}$  – міжгрупове число ступенів свободи;

$v_{вну}$  – внутрішньогрупове число ступенів свободи.

Наступне попарне порівняння референтної групи з усіма контрольними групами показало статичну достовірність отриманих даних за критерієм Стьюдента з поправкою Бонферроні ( $p \leq 0,05$ ).

**У I групі** гвинти розташовано субкортикально, що забезпечує триточкову фіксацію кожного гвинта у щільній компактній тканині латеральної кортикальної стінки підвертлюгової ділянки СК, внутрішньої стінки кортикального шару шийки та головіці. Саме опора на кортикальний шар шийки забезпечує необхідну стабільність фіксації та попереджує зміщення уламків. Зміщення на 2 мм відмічено при дії сили 1898 Н. Динаміку залежності зміщення до дії сили показано на графіку (рис. 2).

**У II групі** не відмічено значної різниці в результатах, оскільки два гвинти, розташовані над дугою Адамса, з третім субкортикально розташованим гвинтом



**Рис. 2.** Середні значення зміщення уламків при вертикальному навантаженні

у верхньому полюсі забезпечують добру вертикальну стабільність. Зміщення уламків на 2 мм відмічено при дії сили 1682 Н.

**У III групі** отримано показники, наближені до попередніх. На нашу думку, такий результат отримано завдяки тому, що всі три гвинти розташовані у фронтальній площині, два з яких – верхній та нижній також розташовані субкортикально. Тому зміщення на 2 мм відмічено при дії сили 1404 Н.

**У IV групі** відмічено найменшу стабільність уламків шийки СК, зміщення на 2 мм настало при дії сили 1182 Н. Це зумовлено тим, що гвинти мають лише дві точки фіксації – підвертлюгова ділянка і головка СК. У середині шийки гвинти проходять у спонгіозному шарі, який має низькі показники міцності.

**У I серії дослідження** отримано результати, що характеризують міцність фіксації уламків при прикладанні сили у вентро-дорсальному напрямку. Зміщення на 2 мм зафіксовано при дії сили 1046 і 806 Н для I і II груп відповідно (рис. 3).

Особливо слід відзначити той факт, що в III групі настало зміщення на 1,38 мм при дії сили всього 300 Н через те, що гвинти, розташовані в одній площині, перпендикулярній до напрямку дії сили, не здатні забезпечити кутової стабільності.

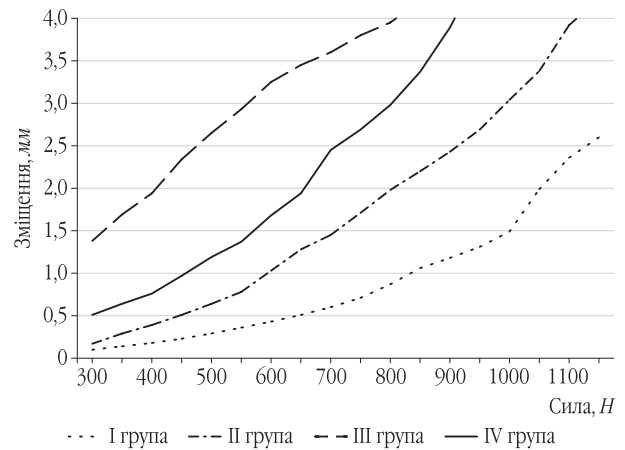
Важливо відмітити, що в II серії дослідження руйнівна сила була майже вдвічі меншою ніж у I серії. Це зумовлено анатомо-біомеханічними особливостями проксимального відділу СК.

Суттєву роль для кращої вертикальної стабільності відіграють:

- 1) товщина кортикального шару, який є більшим у ділянці дуги Адамса;
- 2) більший розмір ПШК у краніально-каудальному напрямку порівняно до передньо-заднього.

До факторів, які знижують міцність фіксації належать:

- 1) відносно тонка верхньо-задня стінка кортикального шару шийки;
- 2) слабкі показники міцності спонгіозної тканини шийки СК.



**Рис. 3.** Середні значення зміщення уламків при горизонтальному навантаженні

Установлені нами факти та проведені раніше біомеханічні дослідження [7] указують на те, що розмір і форма фіксатора є менш важливими ніж взаємне розташування металевих конструкцій між собою та розташування відносно анатомічних утворень проксимального відділу стегна [12]. Використання СМ замість нативних препаратів відкриває додаткові можливості для проведення експериментальних досліджень – підвищення точності результатів та нівелювання поліморфізмом людської кістки, таких як розмір, шийково-діафізарний кут, товщина та щільність окремих анатомічних утворень. До загальновідомого факту, що дуга Адамса відіграє найважливішу роль у стабільності шийки СК, можна додати кортикальний шар шийки.

## Висновки

Оптимальні показники міцності фіксації уламків шийки СК установлено в I групі, характерною особливістю якої були такі принципи: субкортикальне введення та триточкова фіксація кожного гвинта у щільній компактній тканині латеральної кортикальної стінки підвертлюгової ділянки СК, внутрішньої стінки кортикального шару шийки та головіці.

При розробленому триангулярному способі остеосинтезу ПШСК стабільність уламків зберігається при вертикальному навантаженні із силою до 1898 Н, що близьке до одноопорної фази кроку. При горизонтальному навантаженні фіксація за оригінальним способом остеосинтезу витримує дію сили до 1046 Н.

## Література

1. Гланц С. Медико-биологическая статистика / Гланц С. : пер. с англ. – М. : Практика, 1998. – 459 с.
2. Климовицкий В. Г. Анализ изменений напряженно-деформированного состояния шейки бедренной кости при ее остеосинтезе винтами / Климовицкий В. Г., Кандзюба М. А., Кандзюба А. И. // Укр. мед. альманах. – 2006. – Т. 8, № 2. – С. 77–80.
3. Лоскутов А. Е. Тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава при медиальных переломах шейки бедренной

- 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.] // 9<sup>th</sup> European Congress of Trauma and Emergency Surgery – 1<sup>st</sup> 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. Радомський<sup>1</sup>, Ю. М. Літун<sup>1</sup>, М. С. Шидловський<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Національна медична академія післядипломної освіти ім. П. Л. Шупика, м. Київ, Україна

<sup>2</sup>Національний 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  $222.47 \pm 4.40$  N/mm in the bending loads and  $322.03 \pm 1.81$  N/mm in the axial load. At the same time the rigidity of osteosynthesis by the straight plate was  $82.4 \pm 1.51$  N/mm (bending) and  $223.64 \pm 2.29$  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.*