

ДЕФОРМАЦІЙНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ СИСТЕМ ФІКСАЦІЇ, ЩО ЗАСТОСОВУЮТЬСЯ ПРИ ПЕРЕЛОМАХ ТА КОРЕКЦІЙНИХ ОСТЕОТОМІЯХ ДИСТАЛЬНОГО ВІДДІЛУ ВЕЛИКОГОМІЛКОВОЇ КІСТКИ

Робота базується на результатах натурного експериментального дослідження на трупних великогомілкових кістках, шляхом стандартизованого моделювання поперечного перелому на рівні дистального епіметафіза великогомілкової кістки. В одній серії досліджень виконали кліноподібну резекцію для моделювання корекційної відкритої остеотомії дистального відділу великогомілкової кістки. В подальшому виконували метало остеосинтез з застосуванням різних варіантів блокованих, анатомічно змодельованих пластин з кутовою стабільністю та пластини для відкритої остеотомії великогомілкової кістки. Вивчали стабільність та жорсткість системи «фіксатор-кістка» при стандартизованих циклічних навантаженнях на стискання, згин та скручування в межах пружних деформацій.

Встановлено, що процес деформування системи «фіксатор-кістка» залежить як від типу фіксації та конструкційних особливостей засобу остеосинтезу, так і від виду навантаження (стискування кістки, її згинання або кручення). Найбільш небезпечними видами навантажень для дистального відділу великогомілкової кістки з встановленим фіксатором є згинальні навантаження.

За більшістю вимірних характеристик визначено, що перевагу в стабільності фіксації та стійкості до циклічних навантажень має медіальна дистальна великогомілкова L-подібна опорна пластина з кутовою стабільністю, медіальна дистальна блокована пластина з кутовою стабільністю, а також пластина для відкритої корекційної остеотомії, що не поступається за стабільністю, а в деяких параметрах (при випробовуванні на стиск) навіть переважає стабільність при використанні інших пластин.

Ключові слова: стабільність «фіксатор-кістка», жорсткість «фіксатор-кістка», дистальний відділ гомілки, корекційні остеотомії гомілки, пілон перелом.

Вступ

Внутрішньосуглобові та навколосуглобові переломи дистального відділу великогомілкової кістки становлять близько 1-2% серед переломів кісток скелета і до 9-17% серед переломів великогомілкової кістки [4,5,6]. Помилки та усклад-

нення в лікуванні переломів дистального відділу кісток гомілки залишаються досить частим явищем, обумовлюють тривалий період непрацездатності та часто призводять до інвалідизації пацієнтів. Незадовільні результати лікування таких пошкоджень в більшості випадків обумовлені важкістю травми, неадекватною тактикою хірургічного лікування, неадекватним вибором систем фіксації, що призводить до нестабільної фіксації, вторинних зміщень уламків, деформації дистального відділу гомілки [6,7,8].

В разі хірургічного лікування наслідків переломів дистального відділу кісток гомілки з необхідністю усунення осьових деформацій шляхом виконання корекційної остеотомії, адекватність вибору системи фіксації є не менш важливим фактором успішного лікування. Враховуючи тривалість відновлення кісткової структури на рівні дистального відділу гомілки та наявність циклічних навантажень при ходьбі та рухах у гомілковостопному суглобі, жорсткість (опір деформації), стійкість до механічних коливань та стабільність системи «кістка-фіксатор» в значній мірі визначає результат лікування [2,8].

Сьогодні вибір системи фіксації здебільшого обумовлений досвідом та знаннями хірурга. Згідно сучасних рекомендацій міжнародної асоціації остеосинтезу (AO ASIF), при накістковому вогнищевому остеосинтезі перевага надається вибору блокованих, анатомічно змодельованих пластин з кутовою стабільністю [6,7,8]. Водночас, і в цьому сегменті фіксаційних систем існує ряд варіантів, вибір яких обґрунтовується з одного боку характером перелому, а з іншого досвідом та вподобанням хірурга. При цьому часто не враховуються механічні та деформаційні характеристики в системі «кістка-фіксатор», що в ряді випадків стає причиною незадовільних результатів та ускладнень. В разі планування корекційних остеотомій дистального відділу великогомілкової кістки, крім опорних блокованих пластин з кутовою стабільністю, можна застосовувати і так-звані «pudgy-plate», блоковані пластини для

дистальної «open-wedge» остеотомії великогомілкової кістки з заданим розміром клину [9].

Мета роботи. Визначення та порівняння механічних характеристик системи «кістка-пластина», що застосовуються для металоостеосинтезу при лікуванні переломів та виконанні корекційних остеотомій на рівні дистального відділу великогомілкової кістки.

Для досягнення поставленої мети, розроблена програма проведення натурального експерименту та визначено деформаційні характеристики системи «кістка-фіксатор» під дією зовнішніх навантажень. Експериментальне дослідження проводили при найбільш характерних фізіологічних навантаженнях, що супроводжують ходьбу людини – стиск, згин та кручення [1].

МАТЕРІАЛ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

Об'єкти досліджень

Як об'єкти випробувань застосовували непошкоджені, трупні великогомілкові кістки, однорідні за станом кісткової тканини та часом забору, на яких моделювали прямі переломи в зоні дистального епіметафізу, виконували металоостеосинтез з застосуванням різних варіантів блокованих, анатомічно змодельованих пластин з кутовою стабільністю та пластини для відкритої остеотомії великогомілкової кістки (рис. 1). В подальшому вивчали стабільність та жорсткість системи «фіксатор-кістка» при стандартизованих циклічних навантаженнях на стискання, згин та скручування в межах пружних деформацій.

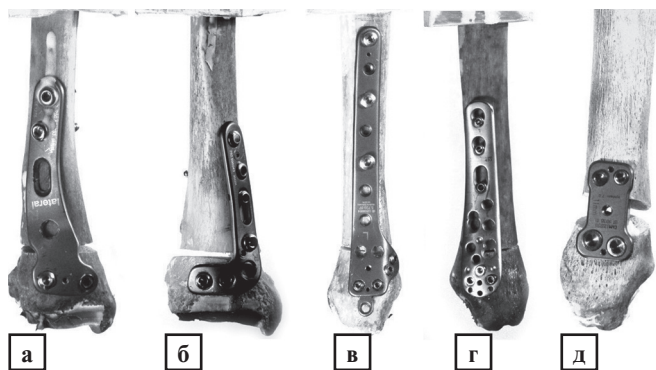


Рис. 1. Спосіб фіксації переломів: а – латеральна блокована дистальна великогомілкова пластина з кутовою стабільністю – «1L», б – медіальна дистальна великогомілкова L-подібна пластина з кутовою стабільністю – «1М», в – медіальна дистальна великогомілкова пластина з кутовою стабільністю – «2М», г – медіальна великогомілкова блокована пластина – «3М», д – медіальна великогомілкова блокована пластина для відкритої корекційної остеотомії – «4М».

Підготовка зразків до випробувань

Перед вимірюванням біомеханічних характеристик на всіх зразках стандартно моделювали поперечний перелом на рівні дистального

епіметафіза великогомілкової кістки, при цьому в одній виконали клиноподібну резекцію для моделювання корекційної відкритої остеотомії. В подальшому виконали фіксацію за допомогою різних систем. Переломи моделювали шляхом поперечної остеотомії осциляторною пилкою. Для запобігання виникнення локальних деформацій кортикального шару у місці контакту на поверхню кістки наносили шар пластмаси Протакрил-М [2,3].

Методика випробувань

Підготовлені зразки закріплювали на робочому столі універсальної випробувальної машини. Зусилля на зразок при випробуваннях передавали за допомогою сталеві кульки. Швидкість деформування зразка становила 2,5 мм/хв. Попереднє навантаження становило 10 Н. Випробування проводили на стиск, згин і кручення. Зусилля P_{max} варіювалось у межах від 20 Н до 100 Н. Зусилля та переміщення вимірювали динамометром, сигнал з якого поступав в мікропроцесор випробувальної машини. Для вимірювання переміщень на відстані 280 мм від зразка встановлювали дзеркальну цифрову фотокамеру Nikon D 5200. Переміщення, що виникали під дією одноразових навантажень реєстрували шляхом запису діаграм деформування та за допомогою послідовного фотографування зразка дзеркальною цифровою фотокамерою Nikon D 5200 [1,2,3].

РЕЗУЛЬТАТИ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

На прикладі системи фіксації медіальною титановою пластиною «2М» покажемо розрахунок переміщень за допомогою послідовного фотографування зразка (рис.2).

За даними фото розраховуємо:

– зміщення медіальної точки перелому у напрямку осі X (мм)

$$\Delta^M_X = (M_{X,P(X)} - M_{X,0}) \cdot m = (77-91) \cdot 0.022 \text{ мм/піх} = -0.308 \text{ мм};$$

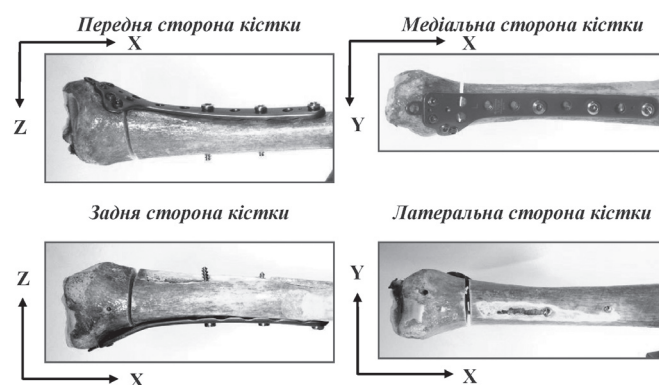


Рис. 2. Види сторін кістки (зліва) та напрями координатних осей відносно перелому

– зміщення медіальної точки перелому у напрямі Z (мм)

$$\Delta^M_Z = (M_{Z,P(X)} - M_{Z,0}) \cdot m = 23 - 23 = 0 ;$$

– зміщення латеральної точки перелому у напрямі X (мм)

$$\Delta^L_X = (L_{X,P(X)} - L_{X,0}) \cdot m = (139 - 176) \cdot 0.022 \text{ мм/ріх} = -0.814 \text{ мм};$$

– зміщення латеральної точки перелому у напрямі Z (мм)

$$\Delta^L_Z = (L_{Z,P(X)} - L_{Z,0}) \cdot m = 17 - 17 = 0 .$$

Масштаб $m = 0.022 \text{ мм/ріх}$ розрахований шляхом фотографування каліброваного елемента.

Приведені зміщення розраховуємо за формулою $\lambda^i_j = \Delta^i_j / P_x$, де навантаження $P_x = 100 \text{ Н}$.

Аналогічним чином розраховуємо переміщення вентральної та дорсальної точок перелому (рис. 3,4,5).

Результати розрахунків приведених переміщень та кутів повороту представлені в табл. 1 та табл. 2.

Таблиця 1

Приведені зміщення окремих точок переломів, закріплених різними типами пластин

Тип пластини	Напрямок зміщення	Приведене зміщення $\lambda \cdot 10^3, \text{ мм / Н}$				λ_{MAX}
		λ^M_j	λ^L_j	λ^D_j	λ^V_j	
2 М	Х	- 3.08	- 8.14	- 6.16	- 5.28	- 7.92
		- 3.52	- 7.92	- 7.04	- 3.96	
	Y	0	0	0.88	0.88	- 0.44
		0	0	- 0.22	0	
	Z	0	0	0	0	
		- 0.44	0	0	0	

Таблиця 2

Розрахунок абсолютних та приведених кутів повороту

Тип пластини	Площина	Абсолютні кути $\Gamma_{ij}, \text{ градуси}$	Приведені кути	
			$\gamma_{ij}^p \cdot 10^3, \text{ град / Н}$	$\gamma_{ij}^m \cdot 10^3, \text{ град / (Н-мм)}$
2 М	ХоZ	0.78	7.80	0.60
		0.63	6.30	0.48
		0.06	0.60	0.05
	ХоY	0.17	1.70	0.13
		0.57	5.70	0.44
		0.04	0.40	0.03

Результати вимірювань та розрахунків зображені на рисунку 6 та рисунку 7.

На рисунку 6 наведені результати вимірювання жорсткостей фіксації, визначених за початковими ділянками діаграм деформування великогомілкових кісток.



Вид із задньої сторони кістки

Рис. 3. Позначення точок перелому (зліва) та напрями координатних осей відносно перелому

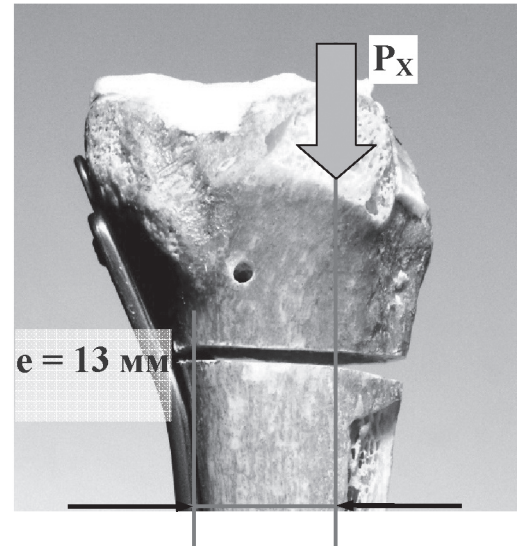


Рис. 4. Напрямок та точка прикладання сили P_x

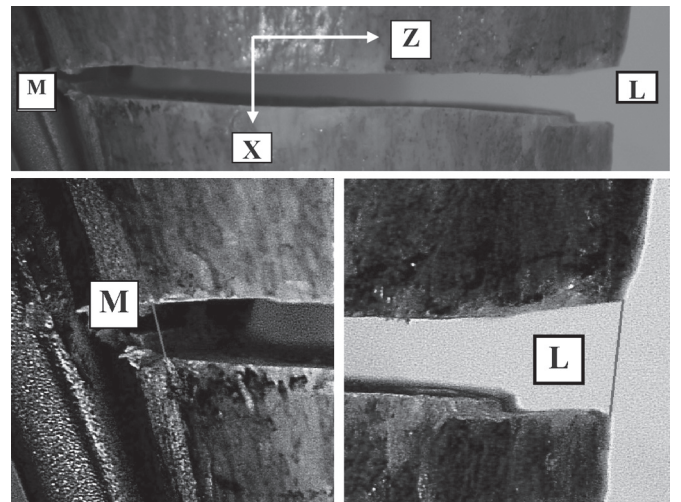


Рис. 5. Графічна обробка знімка перелому, закріпленого пластиною «2 М», без додаткового стискаючого навантаження (початкове навантаження $P_0 = 10 \text{ Н}$): а – загальний вигляд перелому із задньої сторони кістки; проєкції відстаней між суміжними точками перелому на осі X та Z: б – медіальна область; в – латеральна область

На рисунку 7 наведені результати обробки фотознімків, що одержані при випробуваннях зразків на міцність після прикладання одноразових стискаючих, згинаючих та крутильних навантажень у діапазоні від 10 Н до 100Н.

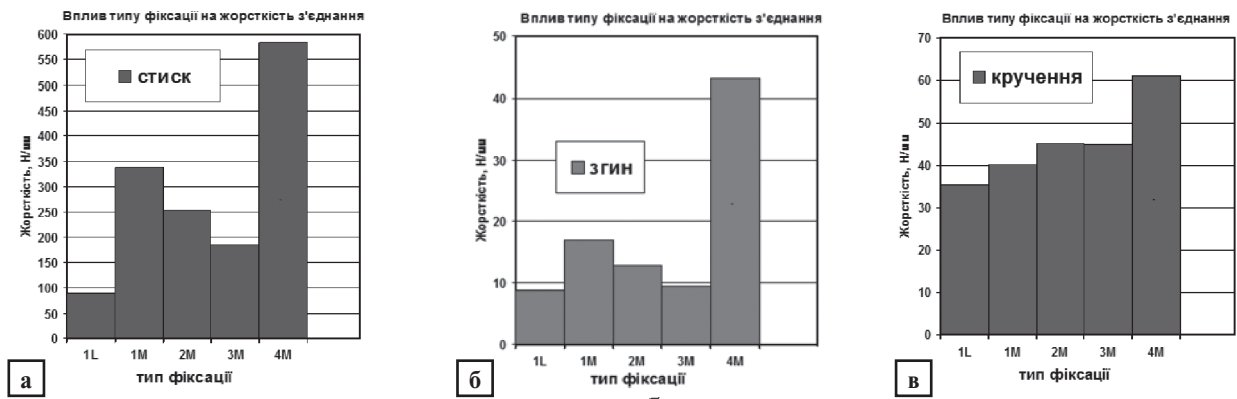


Рис. 6. Жорсткості фіксації великогомілкових кісток різними способами при стиску (а), згину (б) та крученні (в)

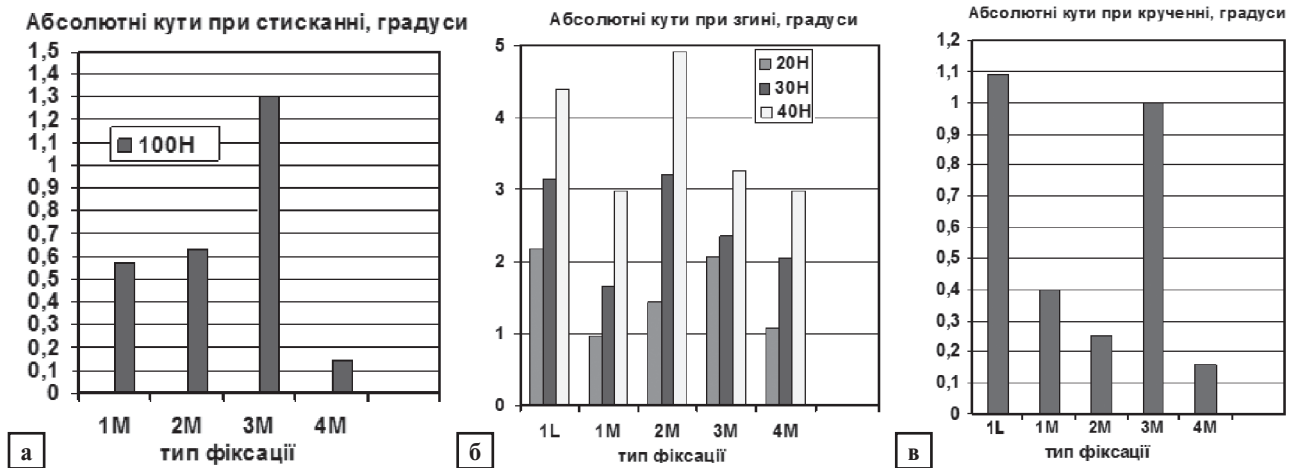


Рис. 7. Абсолютні кути змішень точок перелому великогомілкових кісток при стиску (а), згину (б) та крученні (в)

При дії стискаючих, згинаючих та крутильних навантажень найбільшу жорсткість мають системи фіксації з пластиною «4М» та «1М».

Як видно, з наведених результатів, за більшістю вимірних характеристик перевагу в стабільності фіксації та стійкості до циклічних навантажень має медіальна дистальна великогомілкова L-подібна опорна пластина з кутовою стабільністю, медіальна дистальна блокована пластина з кутовою стабільністю, а також пластина для відкритої корекційної остеотомії, що не поступається за стабільністю, а в деяких параметрах (при випробуванні на стиск) навіть переважає стабільність при використанні інших пластин.

ВИСНОВКИ

Процес деформування системи «фіксатор-кістка» залежить як від типу фіксації та конструкційних особливостей засобу остеосинтезу, так і від виду навантаження (стискування кістки, її згинання або кручення).

Найбільш небезпечними видами навантажень для дистального відділу великогомілкової кістки з встановленим фіксатором є згинальні навантаження.

За більшістю вимірних характеристик перевагу в стабільності та стійкості до деформування при остеосинтезі мають пластини медіальні великогомілкової блоковані опорні пластини з кутовою стабільністю («1М», «2М») та медіальна великогомілкова блокована пластина для відкритої дистальної корекційної остеотомії («4М»).

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Експериментальні дослідження засобів остеосинтезу. Кол. авторів / За ред. Шидловського М.С., Лакши А.М., – К.: Ленвіт, 2017. – 277 с.
2. Нікітін П.В., Лакша А.М., Шидловський М.С. Визначення та порівняння жорсткості фіксації перелому таранної кістки при використанні різних методик остеосинтезу (експериментальне дослідження) // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2004, №4. – С. 44–49.
3. Шидловський М.С., Лакша А.М., Шпак Д.Ю. Застосування уніфікованих характеристик деформування систем остеосинтезу в біомеханічних дослідженнях // Вісник СевНТУ: зб. наук. пр. Вип.137/2013. Серія: Механіка, енергетика, екологія. – Севастополь, 2013. – С. 142–147.
4. Mandi DM; Belin RP; Banks J; Barrett B (Apr 2012). "Pilon fractures". *Clinics in podiatric medicine and surgery*. 29 (2): 243–78.

5. Liporace Frank A.; Yoon Richard S. (August 2012). "Decisions and Staging Leading to Definitive Open Management of Pilon Fractures". *Journal of Orthopaedic Trauma*. 26 (8): 488–498.
6. Crist BD; Khazzam M; Murtha YM; Della Rocca GJ (Oct 2011). "Pilon fractures: advances in surgical management.". *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 19 (10): 612–22.
7. Calori GM, Tagliabue L, Mazza E, de Bellis U, Pierannunzii L, Marelli BM, Colombo M, Albisetti W (Nov 2010). "Tibial pilon fractures: which method of treatment?". *Injury*. 41 (11):1183–90.
8. Tarkin IS; Clare MP; Marcantonio A; Pape HC (Feb 2008). "An update on the management of high-energy pilon fractures.". *Injury*. 39 (2):142–54.
9. Cheng, YM; Huang, PJ; Hong SH; et al.: Low tibial osteotomy for moderate ankle arthritis. *Arch. Orthop. Trauma Surg*. 121:355 – 358, 2001.

¹Бурьянов А.А., ²Шидловський Н.С., ¹Омельченко Т.Н.,
²Димань М.М., ²Мусиенко О.С.

¹Національний медичний університет ім. А.А. Богомольця,
Київ, Україна

²Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут ім.
Ігоря Сикорського», Київ, Україна

Деформационные характеристики систем фиксации, применяемых при переломах и корригирующих остеотомиях дистального отдела большеберцовой кости

Работа основана на результатах натурного экспериментального исследования на трупных большеберцовых костях, путем стандартизированного моделирования поперечного перелома на уровне дистального эпиметафиза большеберцовой кости. В одной серии исследований выполнили клиновидную резекцию для моделирования коррекционной открытой остеотомии дистального отдела большеберцовой кости. В дальнейшем выполняли металлоостеосинтез с применением различных вариантов блокированных, анатомически предмоделированных пластин с угловой стабильностью и пластины для открытой дистальной остеотомии большеберцовой кости. Изучали стабильность и жесткость системы «фиксатор-кость» при стандартизированных циклических нагрузках на сжатие, изгиб и скручивание в пределах упругих деформаций.

Установлено, что процесс деформирования системы «фиксатор-кость» зависит как от типа фиксации и конструктивных особенностей фиксатора, так и от вида нагрузки (сжатие кости, сгибания или кручение). Наиболее опасными видами нагрузок для дистального отдела большеберцовой кости с установленным фиксатором является загрузки на изгиб.

По большинству измеренных характеристик определено, что преимущество в стабильности фиксации и устойчивости к циклическим нагрузкам имеет медиальная дистальная большеберцовая L-образная опорная пластина с угловой стабильностью, медиальная дистальная блокированная пластина с угловой стабильностью, а также пластина для дистальной открытой корригирующей остеотомии большеберцовой кости, которая не уступает по стабильности, а в некоторых параметрах (при испытании на сжатие) даже превосходит стабильность при использовании других пластин.

Ключевые слова: стабильность «фиксатор-кость», жесткость «фиксатор-кость», дистальный отдел голени, корригирующие дистальные остеотомии голени, пилон перелом.

¹Olexandr Buryanov, ²Mykola Shydlovskiy,

¹Taras Omelchenko, ²Marianna Dyman, ²Olga Musiyenko

¹Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine

²National Technical University of Ukraine "I.Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute", Kyiv, Ukraine

Strain characteristics of fixation used in fractures and corrective osteotomy of the distal tibia

The work is based on the results of a full-scale experimental study on cadaveric tibia, through standardized modeling of the transverse fracture at the level of the distal epiphysis of the tibia. In one series of studies, a wedge resection was performed to simulate corrective open osteotomy of the distal tibia. In the future, metalloosteosynthesis was performed using various variants of blocked, anatomically premodeled plates with angular stability and plates for open tibial osteotomy. We studied the stability and rigidity of the "fixator-bone" system under standardized cyclic loads on compression, bending and torsion within elastic deformations.

It is established that the process of deformation of the "fixator-bone" system depends both on the type of fixation and structural features of the fixator, and on the kind of load (compression of bone, bending or torsion). The most dangerous types of load for the distal tibia with the fixator installed are bending loads.

For most of the measured characteristics, it has been determined that the medial distal tibial L-shaped support plate with angular stability, the medial distal blocked plate with angular stability, as well as the plate for the distal open corrective osteotomy of the tibia, is not an advantage in fixing stability and resistance to cyclic loads. Is inferior in stability, and in some parameters (in the compression test) even exceeds stability when using using other plates.

Key words: stability "fixator-bone", rigidity "fixator-bone", distal part of lower leg, corrective distal osteotomy of the tibia, pylon fracture, pylon fracture.