

ВИЗНАЧЕННЯ ПЕРЕМІЩЕНЬ В ПЕРЕЛОМАХ ІЗ ЗАСОБАМИ ФІКСАЦІЇ ПРИ СУМІСНІЙ ДІЇ СТИСКУ, ЗГИНУ ТА КРУЧЕННЯ

Описано пристрій для просторового навантаження натурних зразків кісток з переломами та засобами фіксації і одночасним вимірюванням взаємних зміщень, що виникають в переломах в результаті дії цих навантажень. Пристрій дозволяє прикладати до зразка поздовжні, поперечні згинальні та ротаційні навантаження. Конструкція пристрою передбачає прикладання одноразових та довготривалих циклічних навантажень, що моделює дію системи навантажень при ходьбі. Вимірювання переміщень проводили шляхом цифрового фотографування областей перелому з подальшою комп'ютерною обробкою зображень. Наведено результати тестових випробувань систем «великогомілкова кістка з модельованим переломом – фіксуюча пластина» при просторовому навантаженні трьома зовнішніми силами, що викликають стиск, згин та кручення. В результаті випробувань виміряні величини взаємних переміщень та кути взаємного повороту частин перелому.

З метою перевірки придатності методу проведено аналітичні розрахунки переміщень точок перелому та кутів повороту з використанням даних, отриманих шляхом окремих навантажень стиску, згину та кручення. Співставлення результатів випробувань та розрахунків показало придатність методу, що дає можливість оперативно та достовірно оцінювати рівень переміщень в переломах кісток під дією просторової системи сил. При цьому можливо оцінювати вклад кожної компоненти навантажень в загальний рівень деформації системи остеосинтезу і визначати небезпечні напрями навантажень та їх допустимі рівні.

Ключові слова: остеосинтез, біомеханічні характеристики, великогомілкова кістка, стиск, згин, кручення, переміщення в переломі, кут повороту, небезпечні навантаження, допустиме навантаження.

Експериментальному дослідженню надійності засобів фіксації переломів кісток останнім часом присвячено велика кількість робіт [1-5 та інші]. Більшість цих досліджень базується на способах вимірювання переміщень в переломах при одноразових та короткочасних зовнішніх навантаженнях переважно при їх дії уздовж поздовжньої осі кістки, рідше – при згині. Спільний вплив більшості можливих напрямків сил практично не розглядається, хоча саме цей випадок,

на наш погляд, найбільш важливий з практичної точки зору (ходьба, лікувальні процедури та ін.)

Для експериментального вивчення просторових переміщень точок перелому і взаємних кутів повороту розроблено і створено пристрій, що дозволяє відтворювати одночасну дію на систему «кістка з переломом – засіб фіксації» стискаючих, згинальних і ротаційних навантажень. Загальний вигляд пристрою представлений на рис. 1.

Пристрій призначений для прикладання статичних та циклічних навантажень при випробуваннях засобів ОС при одночасній дії стиску, згину та кручення. У процесі навантаження у кожний момент часу є можливість цифрового фотографування області перелому та подальше визначення переміщень (взаємних зміщень) точок протилежних частин перелому [6-9].

Принцип роботи пристрою. Експериментальний пристрій включає такі основні вузли (рис. 2): система закріплення кістки з модельованим переломом та засобом фіксації; вузол для навантаження кістки при стисканні; вузол для навантаження кістки шляхом згинання; вузол для прикладання до кістки ротаційного навантаження; важільна система для прикладання циклічного навантаження.

Осьове навантаження створює вантаж 20 (рис. 2). Це навантаження передається через талреп 17 і гнучкий трос 13 на важіль 8. Останній навантажує стержень 9, жорстко з'єднаний з рухомим верхнім затискувачем 6. Верхній затискувач здійснює осьове стискаюче навантаження на кістку 5.

Згинальне навантаження створюється вантажем 19 через гнучкий трос 12, перекинута через блок 15. Шнур 12 приєднаний до кістки 5 та створює згинальний момент.

Момент кручення створюється вантажем 18, з'єднаним з гнучким тросом 12, який через другий блок 13 передає зусилля на стержень, закріплений у верхньому рухомому затискувачі (6) перпендикулярно до поздовжньої осі кістки.

Для підйому і опускання вантажів та здійснення одноразових або циклічних навантажень використано універсальну випробувальну машину TIRA-test. Режими циклічного навантаження (число циклів, швидкість та частота навантажен-

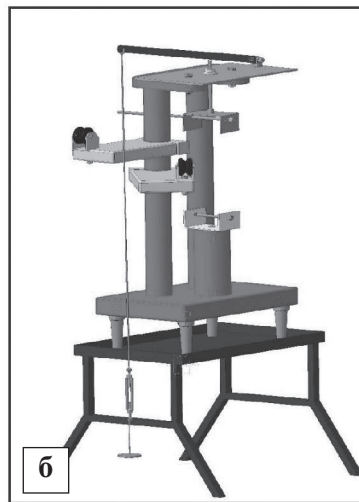
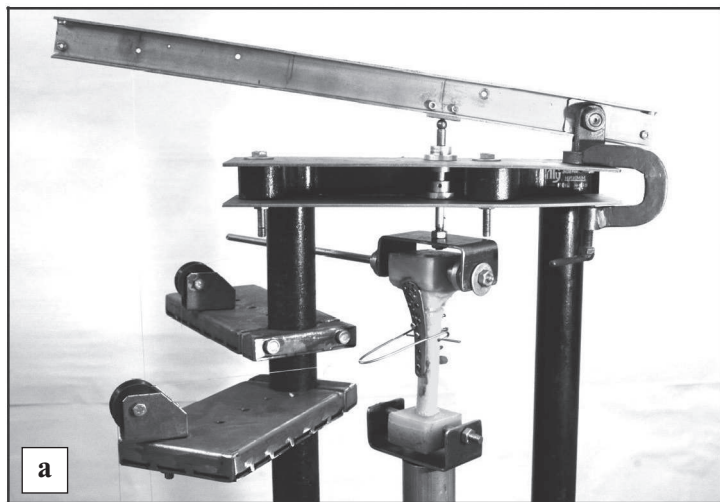


Рис. 1. Пристрій для складного навантаження системи «кістка з переломом – фіксуєча пластина» (а) та його комп'ютерна модель (б)

ня, інші характеристики циклу) задаються керуючим блоком випробувальної машини.

Можливості пристрою: прикладення компресійних навантажень в діапазоні від 10 до 800 Н; прикладення згинальних навантажень в діапазоні від 10 до 200 Н; прикладення ротаційних моментів сил в діапазоні від 2 до 20 Н м; прикладення циклічних навантажень у зазначених діапазонах з періодичністю 1-5 с; визначення лінійних зміщень частин переломів у різних напрямках у процесі навантаження з точністю до ± 0.02 мм; визначення кутів повороту частин переломів у різних площинах з точністю до ± 0.1 градуса; визначення незворотних зміщень частин переломів під дією статичних та циклічних навантажень

Контрольні випробування проводили із застосуванням великогомілкової кістки з модельованим переломом, що був фіксований медіальною блокованою пластиною (надалі «пластина»). Детальний опис пластины, способу виготовлення зразків та підготовки до випробувань наданий в [10].

На рис. 3 приведені фотографії закріплених зразків та напрями дії сил та моментів при просторовому навантаженні. Узагальнені дані про геометричні характеристики зразків та навантаження надані в табл. 1.

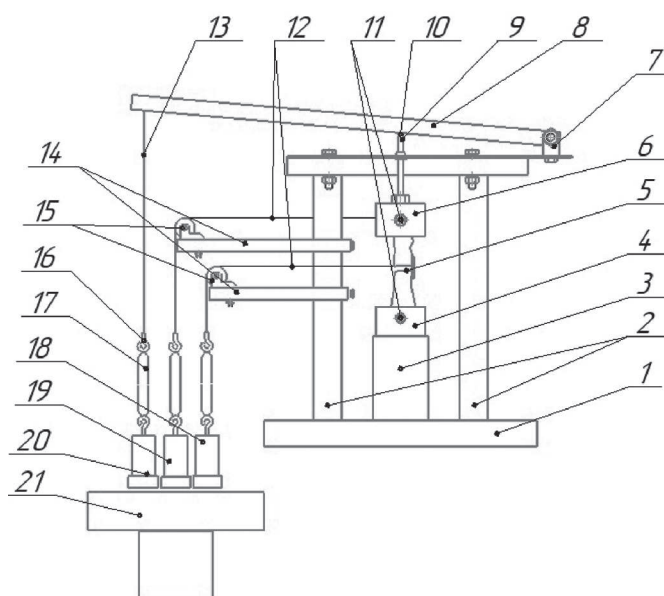


Рис. 2. Схема випробувального пристрою для дослідження систем остеосинтезу при складному навантаженні: 1 – нерухома рама; 2 – опори; 3 – нижня опора; 4 – нижній затискувач; 5 – кістка; 6 – верхній затискувач; 7 – вилка – шарнір; 8 – важіль; 9 – навантажувальний стержень; 10 – кулька; 11 – вісь; 12 – шнури; 13 – трос; 14 – підставки для блоків; 15 – змінні блоки; 16 – гак; 17 – талреп; 18 – вантаж для створення кручення; 19 – вантаж для створення згину; 20 – вантаж для створення стиску; 21 – блок навантаження

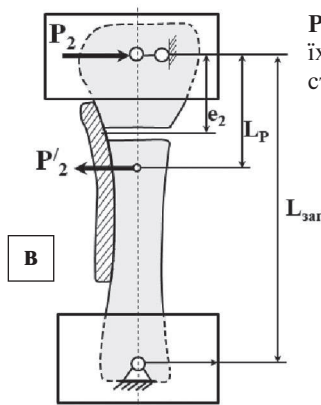
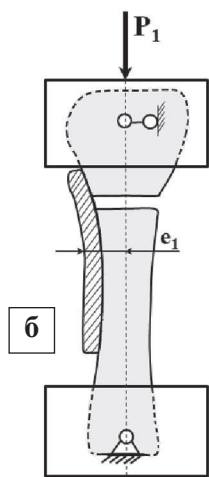
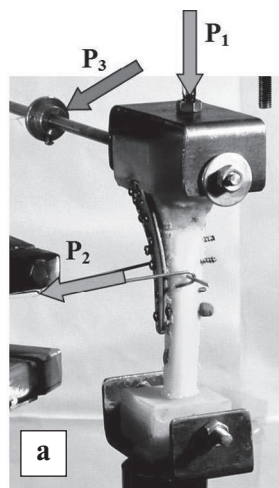
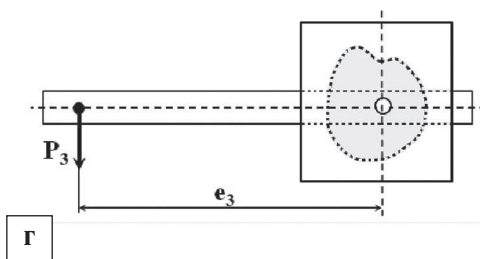


Рис. 3. Напрями навантажень на кістку при їх сумісній дії (а) та окремі навантаження при стиску (б), згині (в) та крученні (г)



Таблиця 1

Навантаження та геометричні характеристики зразків ВГК з переломом, фіксованим пластиною 3М, підданих сумісному навантаженню стиском, згином та крученням

Характеристика	Значення	
Осьове навантаження (стиск)	P_1	147.1 Н
Поперечне навантаження (згин)	P'_2	49.1 Н
Поперечна сила (реакція в верхній опорі)	P_2	28.5 Н
Ротаційне навантаження	P_3	5.88 Н
Відстані від лінії дії сили до місця закріплення перелому	e_1	17.5 (± 0.5) мм
	e_2	32.0 (± 0.8) мм
	e_3	215 (± 1.5) мм
Відстань між опорами (згин)	$L_{\text{заг}}$	146 (± 0.5) мм
Відстань від верхньої опори до точки прикладання сили	L_p	61.2 (± 0.5) мм
Розмір перелому (відстань між медіальною точкою М та латеральною точкою L)	S_{ML}	29.0 (± 0.5) мм

Результати експериментального визначення переміщень. Після прикладання навантажень P_1 , P_2 та P_3 за допомогою цифрової фотозйомки виміряні переміщення точок перелому Λ^L та Λ^M на максимальному віддаленні від пластини (точка L) та поблизу пластини (точка M). Результати вимірювань наведено в табл. 2 (спосіб I). Індексми X, Y, Z позначено проекції повних переміщень на відповідні осі (X – поздовжня вісь кістки, Y – вісь, перпендикулярна напрямку X та паралельна площині пластини, Z – вісь, перпендикулярна осям X та Y)

Таблиця 2

Переміщення точок перелому L (віддалена від пластини) та M (поблизу пластини) для фіксації перелому пластиною «3М»

Точка та напрям переміщення	Спосіб I	Спосіб II	Відносна різниця Δ , %	
Найвіддаленіша від пластини латеральна точка L	Λ^L_x , мм	2.09	2.20	5.00
	Λ^L_y , мм	1.48	1.53	3.26
	Λ^L_z , мм	0.46	0.49	6.12
Повне переміщення точки Λ^L , мм		2.60	2.72	4.41
Поблизу пластини, медіальна точка M	Λ^M_x , мм	0.67	0.70	4.29
	Λ^M_y , мм	0	0	---
	Λ^M_z , мм	0.46	0.49	6.12
Повне переміщення точки Λ^M , мм		0.80	0.85	5.88
Кут повороту частин перелому Γ , °		4.05	4.23	4.25

Примітка: спосіб I – дані безпосереднього вимірювання переміщень при сумісній дії сил P_1 , P_2 та P_3 ; спосіб II – результати розрахунків з застосуванням даних, одержаних при простих навантаженнях

В цій же таблиці надані повні взаємні переміщення двох точок перелому як геометричні суми трьох компонент

$$\Lambda^L = \sqrt{(\Lambda^L_x)^2 + (\Lambda^L_y)^2 + (\Lambda^L_z)^2}; \quad (1)$$

$$\Lambda^i = \sqrt{(\Lambda^i_x)^2 + (\Lambda^i_y)^2 + (\Lambda^i_z)^2} \quad (2)$$

та кут взаємного повороту частин перелому, розрахований за формулою

$$\tilde{A} = \arccos \left[1 - \frac{(\Lambda^L_x - \Lambda^i_x)^2 + (\Lambda^L_y - \Lambda^i_y)^2 + (\Lambda^L_z - \Lambda^i_z)^2}{2 \cdot S_M^2} \right], \quad (3)$$

Порівняльні розрахунки. Для перевірки результатів тривимірного навантаження зроблено аналітичні розрахунки переміщень точок перелому та кутів повороту з використанням даних, отриманих шляхом випробувань при дії окремих навантажень стику, згиону та кручення [10].

Складові переміщень для латеральної (найвіддаленішої від пластини) точки перелому L та медіальної (поблизу пластини) точки перелому M були розраховані за формулами

$$\Lambda^L_j = \left[\sum_{k=1}^3 P_k \cdot (\lambda_k^L + \bar{\lambda}_k^L \cdot e_k) \right]; \quad (3)$$

$$\Lambda^M_j = \left[\sum_{k=1}^3 P_k \cdot (\lambda_k^M + \bar{\lambda}_k^M \cdot e_k) \right], \quad (4)$$

а повні переміщення цих точок за формулами

$$\Lambda^L = \sqrt{\sum_{j=1}^3 \left[\sum_{k=1}^3 P_k \cdot (\lambda_k^L + \bar{\lambda}_k^L \cdot e_k) \right]^2}; \quad (5)$$

$$\Lambda^M = \sqrt{\sum_{j=1}^3 \left[\sum_{k=1}^3 P_k \cdot (\lambda_k^M + \bar{\lambda}_k^M \cdot e_k) \right]^2}. \quad (6)$$

В виразах (3) – (6) $\lambda_{jk}^i = \frac{\Lambda_{jk}^i}{P_k}$ та $\bar{\lambda}_{jk}^i = \frac{\Lambda_{jk}^i}{M_k}$ – приведені переміщення, значення яких одержали при випробуваннях зразків окремо на стиск згин та кручення. Тут $j = X, Y, Z$ позначення осей (X, Y або Z), $k = 1, 2, 3$ – номер сили. Моменти сил $M_k = P_k \cdot e_k$. В табл. 3 приведені значення цих коефіцієнтів, розрахованих для системи «ВГК з переломом – фіксуєча пластина «3М».

Значення навантажень (сили P_1 , P_2 , P_3) та геометричні характеристики системи (відстані e_1 , e_2 , e_3) при розрахунках взяті ті ж самі, що і в експерименті (табл. 1). Результати визначення взаємних зміщень частин перелому великогомілкової кістки, фіксованому медіальною блокованою пластиною «3М» наведені в табл. 2 (спосіб II).

В цій же таблиці представлена відносна різниця між даними, одержаними описаними способами:

Таблиця 3

Приведені переміщення $\lambda_{jk}^L \cdot 10^3$, мм/Н та $\lambda_{jk}^{-L} \cdot 10^3$, мм/(Н мм) точок перелому L (віддалена від пластини) та M (поблизу пластини) для фіксації перелому пластиною «3М»

	λ_{Xk}^L	λ_{Yk}^L	λ_{Zk}^L	λ_{Xk}^{-L}	λ_{Yk}^{-L}	λ_{Zk}^{-L}
k = 1	4.75	0	0	0.429	0	0.134
k = 2	0	0	0.64	0.427	0	0.134
k = 3	0	0	0	0	1.213	0
	λ_{Xk}^M	λ_{Yk}^M	λ_{Zk}^M	λ_{Xk}^{-M}	λ_{Yk}^{-M}	λ_{Zk}^{-M}
k = 1	4.75	0	0	0	0	0.134
k = 2	0	0	0.64	0	0	0.134
k = 3	0	0	0	0	0	0

$$\Delta = \frac{|\Lambda_{k(I)}^i - \Lambda_{k(I)}^j|}{\Lambda_{k(I)}^i} \cdot 100\% \quad (7)$$

Виходячи з даних табл. 2, можна відзначити задовільний збіг даних, отриманих зазначеними способами. Зауважимо, що результати розрахунків із застосуванням даних простих навантажень та приведених переміщень, у всіх випадках дещо перевищують результати вимірювання переміщень при одночасній дії навантажень P_1 , P_2 та P_3 . Це пояснюється деяким взаємним впливом цих сил та зниження фактичних навантажень за рахунок сил тертя у вузлах блочно-важільного пристрою. В цілому, розходження показників, виміряних обома способами лежить в межах 3 – 6%, що знаходиться на рівні похибки вимірювання.

Переваги та недоліки запропонованих способів

Переваги способу безпосереднього вимірювання переміщень точок перелому при одночасному навантаженні силами P_1 , P_2 та P_3 (спосіб I):

- навантаження відповідає реальному функціонуванню кістки;
- для проведення випробувань потрібна мінімальна кількість зразків.

Недоліки способу:

- без додаткових вимірювальних засобів не можливо записувати діаграми «навантаження – переміщення», у зв'язку з чим неможливо точно визначати значення руйнуючих навантажень;
- навантаження відбувається тільки при певних значеннях сил P_1 , P_2 та P_3 .

Переваги розрахункового способу за результатами випробувань при роздільній дії сил P_1 , P_2 та P_3 :

- є можливість записувати діаграми «навантаження – переміщення» з визначенням значення руйнуючого навантаження;
- можна визначати приведені переміщення, необхідні для застосування подальших аналітичних розрахунків.

Недоліки способу:

- необхідна більша кількість зразків для випробувань порівняно зі способом I.

ВИСНОВКИ

1. Розроблений та створений пристрій, за допомогою якого можливо навантажувати натурні зразки кісток при одночасній дії осьової та поперечної сил і крутильного моменту. При цьому методом цифрового фотографування можна вимірювати переміщення різних точок перелому в різних площинах та напрямках.
2. Проведено тестові випробування з вимірюванням просторових переміщень латеральної (найбільш віддаленої) точки перелому при складному навантаженні (стиск, згин та кручення). Порівняння результатів випробувань з розрахунками, проведеними з використанням даних простих випробувань (роздільна дія стику, згину та кручення), показало задовільний збіг результатів.
3. Запропонований спосіб дає можливість прискорених порівняльних оцінок жорсткості різних систем остеосинтезу на натурних зразках з модельованими переломами або за допомогою штучних моделей, виготовлених з синтетичних матеріалів.

ЛІТЕРАТУРА

1. Weber T.G. The role of fibular fixation in combined fractures of the tibia and fibula: a biomechanical investigation / Weber T.G., Harrington R.M., Henley M.B., Tencer A.F. // J Orthop. Trauma. – 1997. – V. 11(3). – P. 206 – 211.1.
2. Zelle B.A. Treatment of distal tibia fractures without articular involvement: a systematic review of 1125 fractures / Bhandari M., Espiritu M., et al. // J Orthop Trauma. 2006;20:76–9
3. Jaarsma R.L. Rotational malalignment after fractures of the femur/van Kampen A. // J Bone Joint Surg Br. 2004;86:1100–4
4. Ricci W.M. Angular malalignment after intramedullary nailing of femoral shaft fractures./Bellabarba C., Lewis R., et al. // J Orthop Trauma. 2001;15:90–5
5. Tonin M.S. (2009), Biomechanical systems of osteosynthesis in the treatment of clavicle fractures : Author's thesis [Biomechanicheskie sistemy osteosinteza pri lechenii perelomov klyuchitsyi : avtoref. dis. kand. phys-mat. nauk], Saratov, 22 p. (in Russian)
6. Експериментальні дослідження засобів остеосинтезу. Кол. авторів / За ред. Шидловського М.С., Лакши А.М., – К.: Ленвіт, 2017. – 277 с.
7. Патент на корисну модель № 68177. Спосіб вимірювання змішень уламків кісток людини в експерименті. Шидловський М.С., Радомський О.А., Літун Ю.М., Аксютін А.Г. Зареєстровано 12.03.2012 р., Бюл. № 5, 2012.

8. Патент на корисну модель № 117085 Спосіб визначення зміщення уламків кісток в місцях переломів / Шидловський М.С., Заховайко О.П., Димань М.М. Зареєстровано 12.06.2017 р., Бюл. № 11, 2017.
9. Патент на корисну модель № 128638 Спосіб вимірювання просторових переміщень уламків кісток людини в експерименті / Шидловський М.С., Літун Ю.М., Заховайко О.П., Онищенко Є.Є., Димань М.М. Зареєстровано 25.09.2018 р., Бюл. № 18, 2018.
10. Бур'янов О.А., Шидловський М.С., Омельченко Т.М., Димань М.М., Мусієнко О.С. Деформаційні характеристики систем фіксації, що застосовуються при переломах та корекційних остеотоміях дистального відділу великогомілкової кістки // Літопис травматології та ортопедії. – № 1-2(35-36), 2017. – С. 129-133.

*Н. С. Шидловский, М. М. Дымань, А. П. Заховайко,
Д. Г. Одудько*

Определение перемещений в переломах со средствами фиксации при совместном действии сжатия, изгиба и кручения

Описано устройство для пространственной нагрузки натуральных образцов костей с переломами и средствами фиксации и одновременным измерением взаимных смещений, возникающих при переломах в результате действия этих нагрузок. Устройство позволяет прикладывать к образцу продольные, поперечные изгибающие и ротационные нагрузки. Конструкция устройства предусматривает приложения одноразовых и длительных циклических нагрузок, моделирующих действие системы нагрузок при ходьбе. Измерение перемещений проводили путем цифровой фотосъемки областей перелома с последующей компьютерной обработкой изображений. Приведены результаты тестовых испытаний систем «большеберцовая кость с моделированным переломом – фиксирующая пластина» при пространственной нагрузке тремя внешними силами, вызывающими сжатие, изгиб и кручение. В результате испытаний измерены величины взаимных перемещений и углы взаимного поворота частей перелома. С целью проверки пригодности метода проведены аналитические расчеты перемещений точек перелома и углов поворота с использованием данных, полученных путем отдельных нагрузок при сжатии, изгибе

и кручении. Сопоставление результатов испытаний и расчетов показало пригодность метода, что позволяет оперативно и достоверно оценивать уровень перемещений при переломах костей под действием пространственной системы сил. При этом возможно оценивать вклад каждой компоненты нагрузок в общий уровень деформации системы остеосинтеза и определять опасные направления нагрузок и их допустимые уровни.

Ключевые слова: остеосинтез, биомеханические характеристики, большеберцовая кость, сжатие, изгиб, кручение, перемещения в переломе, угол поворота, опасные нагрузки, допустимая нагрузка.

*М. S. Shidlovskiy, M. M. Dyman, O. P. Zakhovayko,
D. G. Odudko*

Determination of movements in fractures with means fixation with joint action of bending and torsion

A device is described for the spatial load of full-scale bone samples with fractures and means of fixation and simultaneous measurement of mutual displacements arising from fractures as a result of the action of these loads. The device allows to apply longitudinal, transverse bending and rotational loads to the sample. The design of the device provides for the application of one-time and long-term cyclic loads that simulate the action of the system loads during walking. Measurement of movements was performed by digital photography of fracture areas with subsequent computerized image processing. The results of test tests of the “tibial bone with a simulated fracture-fixing plate” system under spatial load with three external forces causing compression, bending and torsion are given. As a result of the tests, the values of mutual displacements and angles of mutual rotation of the fracture parts were measured. In order to verify the suitability of the method, analytical calculations of the movements of fracture points and rotation angles were carried out using data obtained by individual loads in compression, bending and torsion. Comparison of the results of tests and calculations showed the suitability of the method, which allows you to quickly and reliably assess the level of movement in bone fractures under the influence of a spatial system of forces. It is possible to estimate the contribution of each component of the load to the total level of deformation of the osteosynthesis system and to determine the dangerous directions of the loads and their permissible levels.

Key words: osteosynthesis, biomechanical characteristics, tibia, compression, bending, torsion, movements at the fracture, rotation angle, dangerous loads, permissible load.