

УДК 616.718.42-0015-089.84

Шидловський¹ М.С., к.т.н., доц., Літун² Ю.М., к.м.н., хірург, Шпак¹ Д.Ю., к.т.н., доц.

1 - НТУУ «Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна; 2 - ДУ «ІТО НАМН України», м. Київ

ВПЛИВ УШКОДЖЕНЬ МАЛОГОМІЛКОВОЇ КІСТКИ НА ДЕФОРМАЦІЇ НИЖНЬОЇ КІНЦІВКИ ПРИ ЗОВНІШНІХ НАВАНТАЖЕННЯХ

Shydlovsky¹ M., Litun² Y., Shpak¹ D.

1 - National Technical University of Ukraine «Kyiv Polytechnic Institute», Kyiv, Ukraine;

2 - SI «The Institute of Traumatology and Orthopaedics of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine», Kyiv

IMPACT DAMAGE TO THE FIBULA IN THE LOWER LIMB DEFORMATION UNDER EXTERNAL LOADS

В серії експериментів вивчено вплив пошкоджень малогомілкової кістки на жорсткість біомеханічної системи «гомілка - стопа» та закономірності розвитку деформацій під дією зовнішніх статичних та циклічних навантажень. Ушкодження малогомілкової кістки на рівні нижньої та середньої її третин не приводять до критичної втрати несівної спроможності системи «гомілка - стопа». Деформування при циклічних навантаженнях більш чутливе до стану системи, ніж при одноразових навантаженнях. Цю властивість доцільно використовувати у біомеханіці при розробці програми оцінки якості систем фіксації переломів.

Ключові слова: малогомілкова кістка, система «гомілка - стопа», жорсткість, циклічні навантаження

Вступ. Переломи кісток гомілки за даними різних авторів становлять від 21% до 36% травм опорно-рухового апарату [1, 7]. Намагання покращити репозицію і фіксацію кісткових уламків, забезпечити ранню активізацію пацієнтів та якість життя сприяє більш широкому застосуванню оперативних методів лікування [4].

Поєднані переломи кісток гомілки супроводжуються дискусіями щодо необхідності додаткової фіксації малогомілкової кістки (МГК) [10]. Ряд авторів базуючись на результатах як біомеханічних так і клінічних досліджень рекомендують застосовувати додаткову фіксацію МГК, аргументуючи рядом її переваг: підвищенням механічної жорсткості; покращенням репозиції уламків, а також відновленням осьових співвідношень кісток гомілки [5]. Решта – навпаки: синтез МГК збільшує тривалість оперативного втручання; кількість післяопераційних ускладнень, потребує повторного хірургічного втручання (видалення імплантів).

Стабілізація МГК запобігає динамізації та може привести до сповільнення консолидації, утворенню хибних суглобів або осьових деформацій [6]. Окрім того, переважна більшість експериментальних досліджень (біомеханічні, математичне моделювання) стосується тільки статичних навантажень. Існують поодинокі повідомлення щодо поведінки зазначених об'єктів при циклічних осьових навантаженнях [9].

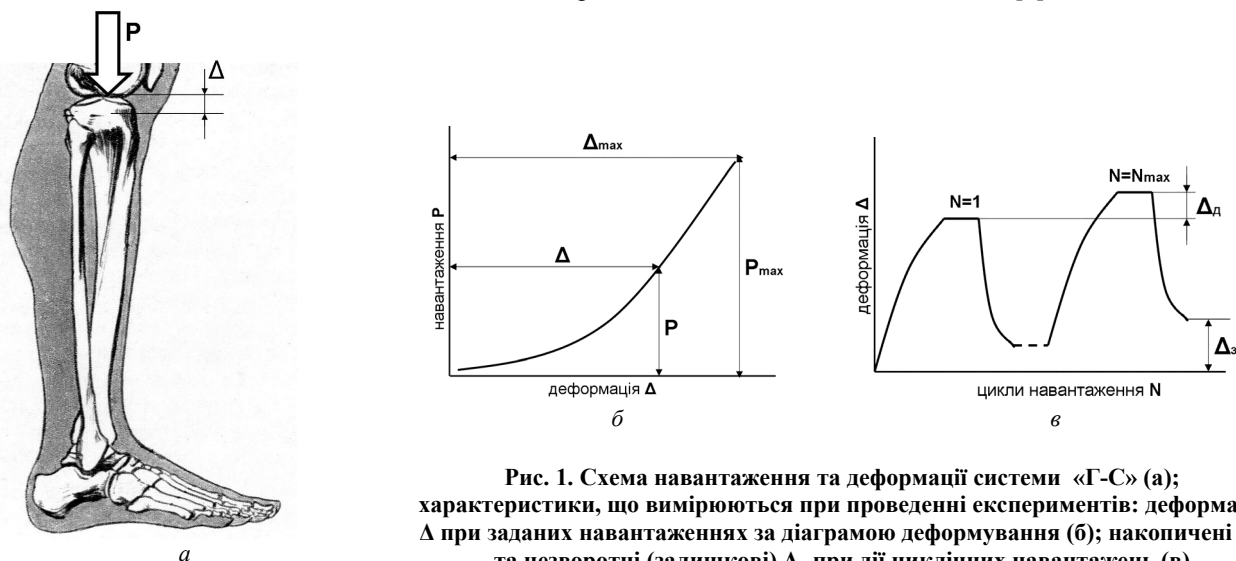


Рис. 1. Схема навантаження та деформації системи «Г-С» (а); характеристики, що вимірюються при проведенні експериментів: деформації Δ при заданих навантаженнях за діаграмою деформування (б); накопичені Δ_D та незворотні (залишкові) Δ_3 при дії циклічних навантажень (в)

Мета роботи. На основі вимірювання біомеханічних характеристик нижньої кінцівки під дією осьових (статичних і циклічних) навантажень встановити вплив рівня та характеру ушкодження МГК на стабільність і загальну жорсткість системи «гомілка – стопа» (Г-С) в цілому. Узагальнити результати досліджень впливу характеру ушкодження МГК на жорсткість системи гомілка-стопа та встановити закономірності розвитку деформацій під дією осьових статичних та циклічних навантажень.

Для оцінки впливу пошкоджень МГК на біомеханічні характеристики системи «Г-С» (рис.1а) слід відповісти на такі запитання:

1. Як система «Г-С» опирається дії одноразового навантаження або які деформації Δ виникають під впливом компресійної сили P , прикладеної вздовж осі ВГК (рис.1б).

2. Як відбувається накопичення деформацій Δ_d під впливом циклічних навантажень, що можуть виникати у процесі лікування (ходьба, фізичні вправи та інше) (рис.1в).

3. Наскільки значний рівень незворотних (залишкових) деформацій Δ_z системи, що обов'язково виникають під дією зазначених циклічних навантажень.

Для відповідей на поставлені запитання була розроблена програма експериментальних досліджень, блок-схема якої зображена на рис. 2.

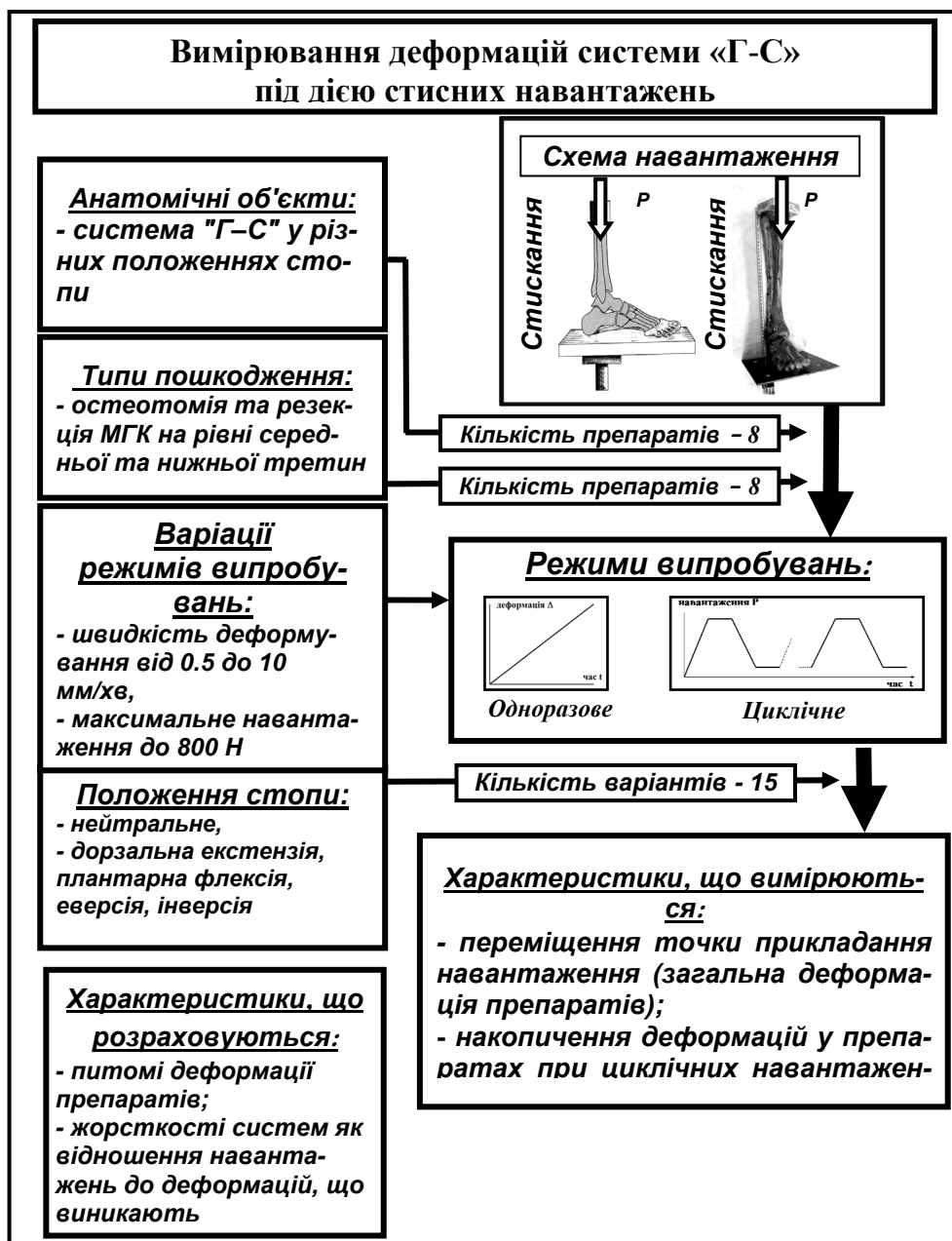


Рис. 2. Основні етапи досліджень, особливості програм навантаження препаратів та характеристик, що вимірюються та розраховуються у процесі випробувань

Матеріали та методи. Досліджено 8 препаратів нижніх кінцівок з використанням універсальної випробувальної машини системи **TIRA-test**. Проведено експерименти при циклічній дії стисних навантажень. При цьому вимірювали тільки загальні деформації зразків. Детальний опис методики наведено в роботі [11].

Програмне керування випробувальної машини відтворює циклічне навантаження зразків з підтриманням заданих мінімальних та максимальних значень сили протягом певних проміжків часу. За допомогою цієї програми здійснювали циклічні навантаження та розвантаження між двома заданими значеннями сили при кількості циклів до 50. Протягом заданих часів τ_1 та τ_2 у зразку підтримуються мінімальне P_{\min} та максимальне P_{\max} навантаження.

Реалізована така програма циклічного навантаження зразків:

- деформування зі швидкостями переміщень препарату від 0.5 до 10 мм/хв до виникнення сили $P_{\max} = 800$ Н;
- витримка зразка при цьому навантаженні протягом 1с;
- розвантаження зразка з тією ж швидкістю до $P_{\min} = 100$ Н;
- витримка зразка при цьому навантаженні протягом 1с.

Після цього цикл повторювали. Максимальна кількість циклів для кожного зразка складала 50. У процесі циклічного навантаження вимірювали деформації препарату при навантаженнях P_{\max} та P_{\min} та накопичення (приріст) деформації Δ_d (рис.1).

Неушкоджені препарати випробовували у різних положеннях стопи (нейтральне «НП», дорзальна екстензія «а», плантарна флексія «б», інверсія «с», еверсія «д»).

Слід зауважити, що на даний момент немає чіткого визначення в термінології, яка б характеризувала рухи надп'яtkово-гомилкового суглоба [3, 8].

Щодо дорзальної екстензії (дорзальна поверхня стопи підіймається і наближається до передньої поверхні гомілки) та плантарної флексії (опускання стопи в бік підошовної поверхні), то тут непорозуміння не виникає. А от решта рухів слід більш чітко охарактеризувати.

Аддукція – абдукція, пронація – супінація стопи насправді не може відбуватися тільки за рахунок власних суглобів. Так, приведення обов'язково супроводжується супінацією та легким розгинанням. Ці три компоненти руху характерні для положення – інверсії стопи. І, навпаки, відведення включає в себе пронацію та згинання, що приводить до еверсії стопи.

Зважаючи на вищевказане та рекомендації деяких авторів щодо стандартизації термінології (це і стосується попередньої нашої публікації) в подальшому будемо дотримуватися її.

Після випробувань неушкоджених препаратів (0) в різних положеннях стопи, виконували остеотомию на рівні нижньої (I) та середньої (II) її третини. Дослідження проводили за умов, що були ідентичні умовам випробувань неушкоджених препаратів.

Особливості закріплення препаратів та методики проведення експериментів при одноразових навантаженнях з записом діаграм деформування детально описано в попередніх публікаціях [2, 11].

Результати та їх обговорення

Одноразові навантаження систем «Г-С».

На рис. 3 зображені діаграми деформування систем неушкоджених комплексів «Г-С» (рис.3а) та з модельованими переломами МГК (рис.3б), при різних положеннях стопи.

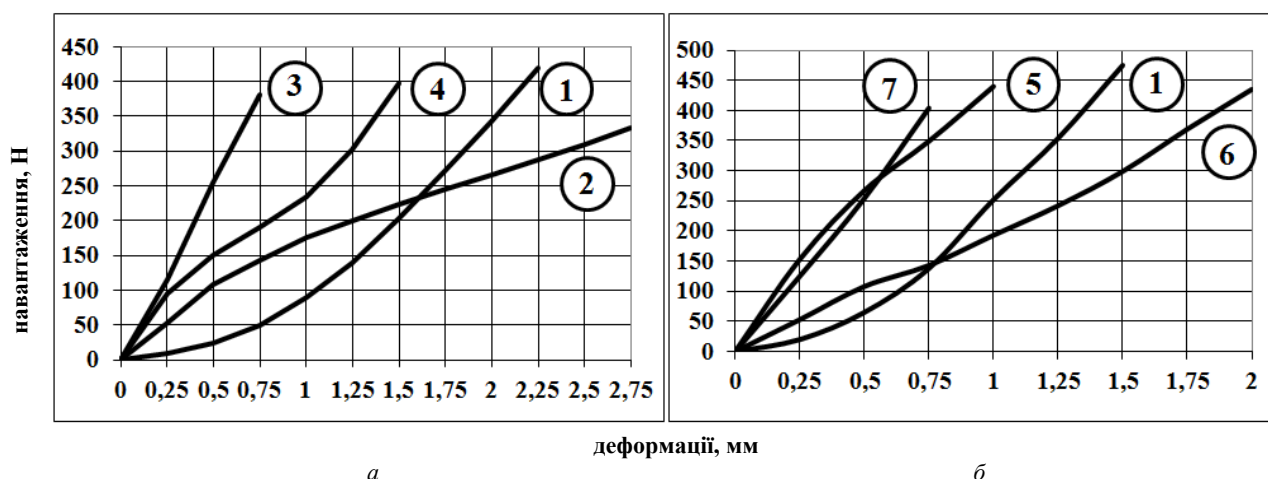


Рис. 3. Діаграми деформування неушкоджених систем «Г-С» (а) та систем з модельованими переломами МГК типу «I» (б): криві 1 – нейтральне положення стопи; криві 2 та 6 – положення «а»; криві 3 та 7 – положення «б»; крива 4 – положення «с»

Як видно з рис. 3 та табл. 1, деформації неушкоджених систем «Г-С» та систем з ушкодженими МГК у різних положеннях стопи суттєво відрізняються. Так, у «НП» неушкодженого препарату (крива 1) початкова ділянка діаграми деформування при навантаженні 100 Н суттєво нелінійна. Це свідчить про вплив на

деформацію систем всіх складових гомілки. Після збільшення навантаження деформування більш податливих елементів припиняється і надалі деформуються більш жорстка частина системи – великогомілкова кістка (ВГК).

Таблиця 1

Деформації (мм), що виникають у системах «Г-С» під дією осевого навантаження				
МГК	Положення стопи	Осьове навантаження, Н		
		100	200	400
«0»	«НП»	0.64	0.94	1.43
	«а»	0.37	1.00	1.99
	«b»	0.24	0.49	0.89
	«с»	0.23	0.65	1.25
	«d»	0.24	0.54	1.09
«I»	«НП»	0.23	0.46	1.01
	«а»	0.57	1.13	1.97
	«b»	0.27	0.52	0.93
	«с»	0.24	0.47	0.87
	«d»	0.23	0.45	0.87
«II»	«НП»	0.49	0.88	1.36
	«а»	0.49	0.93	1.66
	«b»	0.29	0.53	1.00
	«с»	0.24	0.49	0.93
	«d»	0.21	0.44	1.00

Зміна положення стопи (криві 2, 3 та 4) впливає на характер деформування системи: діаграми стають більш лінійними, жорсткість систем у положенні «а» та «с» зменшується, у положенні «b» – зростає.

Ушкодження МГК (рис. 3б) також змінює характер деформування систем при навантаженнях до 400 Н, але нелінійні ділянки діаграм деформування практично відсутні навіть у «НП». Це свідчить про те, що при ушкодженні МГК навантаження майже повністю передається на ВГК.

Результати випробувань систем «Г-С» при циклічних навантаженнях.

На основі даних, що розміщені в табл. 2, проведено детальний аналіз змін деформаційних характеристик в залежності від типу остеотомії МГК та зміни положення стопи під час випробувань.

Таблиця 2

Поздовжні деформації препаратів (мм) під дією осевого навантаження 800 Н									
Положення стопи	МГК								
	«0»	«I»	«II»	«0»	«I»	«II»	«0»	«I»	«II»
	Деформації при одноразовому навантаженні (1-цикл навантаження), мм			Додаткові деформації, що виникають у системах протягом 50 циклів навантаження (Δ_1), мм			Незворотні деформації, що накопилися у системах за 50 циклів навантаження (Δ_3), мм		
«НП»	2.45±0.11	2.13±0.11	2.08±0.10	0.23±0.03	0.21±0.02	0.12±0.02	0.26±0.03	0.25±0.02	0.21±0.03
«а»	3.70±0.13	3.01±0.12	2.78±0.13	0.56±0.06	0.47±0.03	0.48±0.03	0.84±0.05	0.61±0.04	0.69±0.05
«b»	1.76±0.10	1.55±0.09	1.62±0.11	0.22±0.03	0.07±0.01	0.18±0.02	0.20±0.03	0.15±0.02	0.27±0.02
«с»	2.38±0.12	1.80±0.08	1.53±0.06	0.34±0.03	0.13±0.02	0.31±0.04	0.35±0.04	0.20±0.03	0.32±0.04
«d»	2.46±0.15	1.75±0.09	1.85±0.10	0.33±0.02	0.10±0.01	0.39±0.04	0.54±0.04	0.18±0.01	0.47±0.05

На рис. 4 відображено ступінь впливу ушкоджень МГК та положення стопи на деформації комплексів «Г-С» при одноразових навантаженнях (незаштриховані стовпчики), на деформації, що додаються за 50 циклів навантаження (одинарна штриховка) та на незворотні деформації, накопичені за 50 циклів (подвійна штриховка). Показані відношення деформацій препаратів з неушкодженими (рис. 4а) та ушкодженими (рис. 4б та 4в) МГК при різних положеннях стопи до деформацій неушкодженої системи «Г-С» у «НП».

1. Порівняння деформацій неушкоджених препаратів при різних положеннях стопи.

1-й цикл навантаження (повна деформація). В положенні «а» деформації збільшуються на 51% у порівнянні з «НП». В інших положеннях деформації або не змінюються (положення «с» та «d»), або зменшуються на 28% (положення «b»).

50-й цикл навантаження (накопичення загальних деформацій Δ_1). Деформації збільшуються від 43-48% (положення «d» та «с») до 143% (положення «а»). У положенні «b» деформації не змінюються.

50-й цикл навантаження (незворотні деформації Δ_3). Деформації збільшуються на 35, 108 та 223% у положеннях «с», «d» та «а» відповідно. У положенні «b» – зменшуються на 23%.

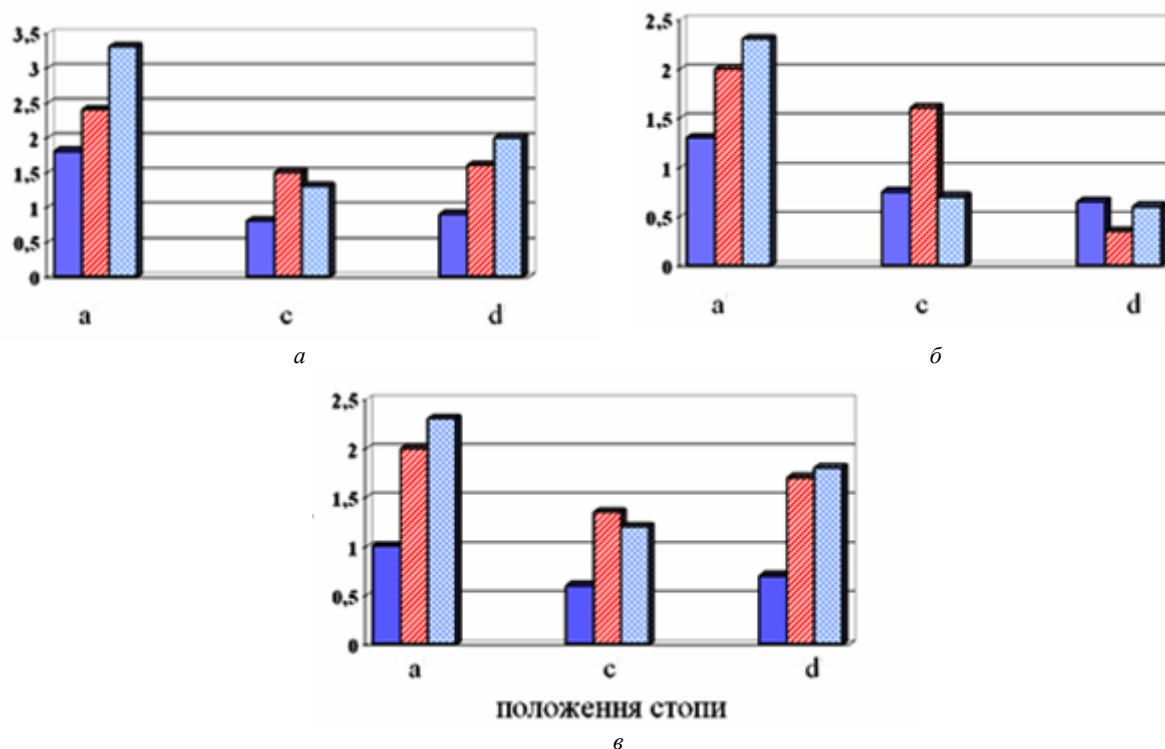


Рис. 4. Зміна деформаційних характеристик систем «Г-С» як відношення їх деформацій в заданому положенні до деформацій неушкоджених систем у нейтральному положенні: а – «0»; б – «І»; в – «ІІ»

II. Порівняння деформацій комплексів «Г-С» з модельованими ушкодженнями МГК з деформаціями неушкоджених препаратів у «НП».

1-й цикл навантаження (повна деформація). Збільшується деформації тільки у положенні «а» (для систем з остеотомією МГК типу «І» на 23%, типу «ІІ» на 13%). У решті положень деформації зменшуються від –13% (остеотомія типу «І», «НП») до –38% (остеотомія типу «ІІ», положення «с»).

50-й цикл навантаження (накопичення загальних деформацій Δ_d). Зазначені деформації збільшилися на 104-109% (остеотомія МГК типу «І» та «ІІ», положення «а»), на 70% (остеотомія МГК типу «ІІ», положення «б») та на 35-56% (остеотомія МГК типу «І» та «ІІ», положення «с»). У решті положень – зменшення деформацій від –9% («НП», остеотомія типу «І») до –70% (положення «б», остеотомія типу «І»).

50-й цикл навантаження (незворотні деформації Δ_3). Ці деформації переважно зростають (на 135% з остеотомією типу «І» у положенні «а», на 35, 81 та 165% з остеотомією типу «ІІ» у положеннях «с», «d» та «а» відповідно). При решті положень стопи спостерігається зменшення рівня деформацій: від –4% (остеотомія типу «І» у «НП») до –42% (остеотомія типу «І» у положенні «б»).

III. Порівняння деформацій систем «Г-С» з ушкодженими та неушкодженими МГК при різних положеннях стопи.

Для систем з обома типами ушкоджень спостерігається зменшення усіх трьох типів деформацій практично при всіх положеннях стопи.

1-й цикл навантаження (повна деформація). Ці деформації зменшилися від –8% (остеотомія типу «ІІ», положення «б») до –36% (остеотомія типу «ІІ», положення «с»).

50-й цикл навантаження (накопичення загальних деформацій Δ_d). Деформації зменшуються від –9% (остеотомія типу «І» в «НП», остеотомія типу «ІІ», положення «с») до –60...70% (остеотомія типу «І», положення «б», «с» та «d»).

50-й цикл навантаження (незворотні деформації Δ_3). Ці деформації зменшилися від –4% (остеотомія типу «І», «НП») до –67% (остеотомія типу «І», положення «d»). Як виняток – остеотомія МГК типу «ІІ» при положенні стопи типу «б»: зазначені деформації збільшилися на 35%.

Висновки

1. Ушкодження малогомілкової кістки на рівні нижньої та середньої її третин не приводять до критичної втрати несівної здатності системи «гомілка - стопа» у цілому.

2. Деформування при циклічних навантаженнях більш чутливе до стану системи «гомілка - стопа», ніж при одноразових навантаженнях. Цю властивість доцільно використовувати у біомеханіці при розробці програми оцінки якості систем фіксації переломів.

Аннотация. В серии экспериментов изучено влияние поврежденных малоберцовой кости на жесткость биомеханической системы «голень-стопа» и закономерности развития деформаций под действием внешних статических и циклических нагрузок. Повреждения малоберцовой кости на уровне нижней и средней ее трети не приводят к критической потере несущей способности системы «голень - стопа». Деформирования при циклических нагрузках более чувствительное к состоянию системы, чем при однократных нагрузках. Это свойство целесообразно использовать в биомеханике при разработке программы оценки качества систем фиксации переломов

Ключевые слова: малоберцовая кость, биомеханическая система «голень-стопа», жесткость.

Abstract. Purpose. Based on experimental studies of biomechanical characteristics of lower limb under axial (static and cyclic) loads determine the effect of the level and nature of damage fibula on stability and overall stiffness of the “shin-foot” complex in general.

Design/methodology/approach. Using 8 fresh-frozen lower limbs examples (“shin-foot” complex) and universal examining machine TIRAtest-2151 we studied axial static and cyclic loadings of ankle at changes of foot’s position (neutral, dorsal extension, plantar flexion, inversion, eversion) and modeled fibula injuries (osteotomy and resection of middle and lower thirds thereof), tibia bone is intact. Software control testing machine TIRA-test reproduces the cyclic loading of samples while maintaining the specified minimum and maximum values of power during certain periods of time. With this program performed cyclic loading and unloading cycled between two given values force from 100 to 800 N with the number of cycles to 50.

Findings. 1. The modeled lower and middle third of fibula injures, do not cause critical decrease of “shin-foot” complex load bearing capacity. 2. Deformation under cyclic loads more sensitive to the state of the “shin-foot” complex than in single loads. This property should be used in biomechanics in the development of programs for evaluating the quality of fixation of fractures.

Keywords: Experimental biomechanics, fibula, “shin-foot” complex, stiffness, static and cyclic loadings.

Бібліографічний список використаної літератури

1. Помилки та ускладнення при лікуванні дистального епіметафізу кісток гомілки / О. А. Бур'янов, В. П. Кваша, М. М. Аюб [та ін.] // Літопис травматології та ортопедії. – 2008. – № 1–2. – С. 79–82.
2. Літун Ю.М., Шидловський М.С. Деформування нижньої кінцівки під дією осьових навантажень при модельованих ушкодженнях малогомілкової кістки // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2012. – №1. – С. 69–71.
3. Лябах А. П. Клінічна діагностика деформацій стопи / А. П. Лябах. – К. : ЗАТ «Атлант ЮЕМСі», 2003. – 110 с..
4. Canale S. T. Canale & Beaty: Campbell's Operative Orthopaedics, 11th ed. / S. T. Canale, J. H. Beaty. – Philadelphia: Elsevier Inc., 2008. – 4902 P.
5. Distal fibular length needed for ankle stability / E. Uchiyama, D. Suzuki, H. Kura [et al.] // Foot & ankle international. – 2006. – Vol. 27, № 3. – P. 185–189.
6. External fixation of tibial plafond fractures: is routine plating of the fibula necessary? / T. M. Williams, J. L. Marsh, J. V. Nepola [et al.] // Journal of orthopaedic trauma. – 1998. – Vol. 12, № 12. – P. 16–20.
7. French B. High-energy tibial shaft fractures / B. French, P. Tornetta // Orthopedic clinics of North America. – 2002. – Vol. 33, № 1. – P. 211–230.
8. Logan A. L. The foot and ankle: clinical applications / A. L. Logan. – Gaithersburg, Maryland. : Aspen Publishers, 1995. – 185 p..
9. The effect of concurrent fibular fracture on the fixation of distal tibia fractures: A laboratory comparison of intramedullary nails with locked plates / E. J. Strauss, D. Alfonso, F.J. Kummer [et al.] // Journal of orthopaedic trauma. – 2007. – Vol. 21, № 3. – P. 172–177.
10. The role of fibular fixation in combined fractures of the tibia and fibula: a biomechanical investigation. / T. G. Weber, R. M. Harrington, M. B. Henley [et al.] // Journal of orthopaedic trauma. – 1997. – Vol. 11, № 3. – P. 206–211.
11. Шидловський Н.С., Лакша А.М., Шпак Д.Е. Натурные испытания систем "большеберцовая кость с переломом – стержневой аппарат фиксации" // Вісник Національного технічного університету України "Київський політехнічний інститут", Серія Машинобудування, – К: 2011, – № 61 том 2. – С. 134–140.

References

1. Pomylyky ta uskladnennya pry likuvanni dystalnogo epimetafizu kistok gomilky. O.A.Buryanov, V.P.Kvasha, M.M.Ayub [ta in.] [ta in.]. Litopys travmatologii ta ortopedii. 2008. No 1–2. P. 79–82.
2. Litun Yu.M., Shydlovsky M.S. Deformuvannya nyjnyoyi kintsivky pid diyeyu osyovyh navantajen pry modelyovanyh ushkozhenyakh malogomilkovoyi kistky. Visnyk ortopedii, travmatologii ta protezuвання. 2012. No 1. P. 69–71.
3. Lyabah A.P. Klinichna diagnostyka deformatsiyi stopy ZAT «Atlant YUEMSi», 2003. p. 110.
4. Canale S. T. Canale & Beaty: Campbell's Operative Orthopaedics, 11th ed. / S. T. Canale, J. H. Beaty. Philadelphia: Elsevier Inc., 2008. 4902 P.
5. Distal fibular length needed for ankle stability / E. Uchiyama, D. Suzuki, H. Kura [et al.] // Foot & ankle international. 2006. Vol. 27, No 3. P. 185–189.
6. External fixation of tibial plafond fractures: is routine plating of the fibula necessary. T. M. Williams, J. L. Marsh, J. V. Nepola [ta in.] // Journal of orthopaedic trauma. 1998. Vol. 12, No 12. P. 16–20.
7. French B. High-energy tibial shaft fractures / B. French, P. Tornetta // Orthopedic clinics of North America. 2002. Vol. 33, No 1. P. 211–230.
8. Logan A. L. The foot and ankle: clinical applications / A. L. Logan. Gaithersburg, Maryland. Aspen Publishers, 1995. 185 p.
9. The effect of concurrent fibular fracture on the fixation of distal tibia fractures: A laboratory comparison of intramedullary nails with locked plates / E. J. Strauss, D. Alfonso, F.J. Kummer [et al.]. Journal of orthopaedic trauma. 2007. Vol. 21, No3. p. 172–177.
10. The role of fibular fixation in combined fractures of the tibia and fibula: a biomechanical investigation. T. G. Weber, R. M. Harrington, M. B. Henley [et al.]. Journal of orthopaedic trauma. 1997. Vol. 11, No3. p. 206–211.
11. Shydlovsky N.S., Laksha A.M., Shpak D.E. Naturnye ispytaniya system «bolshebertsovaya kost s perelomom – stержnevoy apparat fiksatsii» Visnyk Natsionalnogo tekhnichnogo universytetu Ukrainy «Kyivskiy politekhnichny instytut», Seriya Mashinobuduvannya, K: 2011, No 61, 2. p. 134–140.

Подана до редакції 05.05.2014