

ДЕФОРМУВАННЯ НИЖНЬОЇ КІНЦІВКИ ПІД ДІЄЮ ОСЬОВИХ НАВАНТАЖЕНЬ ПРИ МОДЕЛЬОВАНИХ УШКОДЖЕННЯХ МАЛОГОМІЛКОВОЇ КІСТКИ

Ю. М. Литун¹, М. С. Шидловський²

¹ ДУ “Інститут травматології та ортопедії НАМН України”, м. Київ

² Науково-технічний університет України “Київський політехнічний інститут”

DEFORMATION OF LOWER LEGS UNDER THE INFLUENCE OF AXIAL LOADS FOR SIMULATED FIBULA DAMAGES

Yu. M. Litun, M. S. Shydlovskiy

A series of experiments studied the effect of damage on the stiffness of the fibula biomechanical system “shin – foot” and the laws of deformation under the action of external loads.

Key words: fibula, biomechanical system “shin – foot”, stiffness.

ДЕФОРМИРОВАНИЕ НИЖНЕЙ КОНЕЧНОСТИ ПОД ДЕЙСТВИЕМ ОСЕВЫХ НАГРУЗОК ПРИ МОДЕЛИРОВАННЫХ ПОВРЕЖДЕНИЯХ МАЛОБЕРЦОВОЙ КОСТИ

Ю. Н. Литун, Н. С. Шидловский

В серии экспериментов изучено влияние повреждений малоберцовой кости на жесткость биомеханической системы “голень – стопа” и закономерности развития деформаций под действием внешних нагрузок.

Ключевые слова: малоберцовая кость, биомеханическая система “голень – стопа”, жесткость.

Вступ

Переломи кісток гомілки у 80% випадків супроводжуються переломами малоомілкової кістки (МГК) [1]. При цьому необхідність металоостеосинтезу переломів МГК, поєднаних з ушкодженням дистального міжгомількового синдесмозу (ДМС) не викликає сумнівів у фахівців [2].

Питання про доцільність металоостеосинтезу переломів МГК при позасуглобових переломах дистального метафіза великогомілкової кістки (ВГК), особливо якщо лінія зламу МГК знаходиться вище рівня ДМС, залишається спірним. Хоча деякі автори рекомендують стабілізувати усі супутні переломи МГК, більшість з них погоджується з тим, що фіксація повинна бути виконана тільки у випадках ушкодження ДМС або суглобової поверхні надп'яtkово-гомількового суглоба (НГС) [3, 4].

Деякі експериментальні моделі переломів середньої третини кісток гомілки навели на думку про те, що механічна стабільність ВГК підвищується при додатковій фіксації МГК. Дослідження показали, що фіксація МГК збільшує ротаційну та осьову стабільність поєднаних переломів середньої третини кісток гомілки при застосуванні апаратів зовнішньої фіксації. При цьому жорсткість всієї системи фіксації зростає у 2–2,5 рази [5].

Інші автори, провівши біомеханічні дослідження жорсткості системи “гомілка – стопа” (Г – С) при порушенні цілісності МГК, не продемонстрували однозначних результатів [6].

Мета — визначити показання щодо фіксації МГК у випадках поєднаних ушкоджень гомілки та НГС.

Для цього представилося необхідним дослідити вплив характеру ушкодження на жорсткість систем Г–С та закономірності розвитку деформацій у зазначених системах під дією зовнішніх навантажень.

Матеріали і методи

Досліджено 8 анатомічних препаратів нижніх кінцівок.

Для випробувань використовували універсальну випробувальну машину TIRAtest-2151, за допомогою якої можна визначити характеристики міцності та деформації матеріалів та об'єктів при розтягу, стику та згину з максимальним зусиллям до 5,0 кН.

Попередніми експериментами встановлено, що виготовлення універсальних опор, таких, що підходять до всіх кісток, неможливе. Це пов'язано з індивідуальною формою поперечного перерізу кожної кістки.

Для фіксації препаратів при дії осьових навантажень для кожної кістки були виготовлені індивідуальні форми під розмір кісток, що в подальшому фіксувалися пластмасою Протакрил-М.

Проксимальну частину системи “Г – С” жорстко фіксували до динамометра так, щоб при зміні кута нахилу та ротації стопи положення ВГК та МГК не змінювались.

Для фіксації стопи в різних фізіологічних положеннях виготовлено пристрій, до складу якого входять взаємно пов'язані між собою елементи (рис. 1).

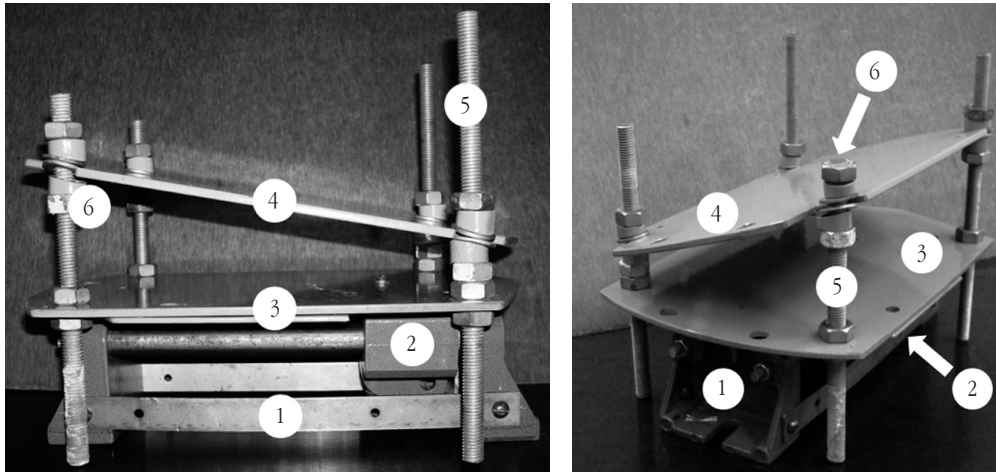


Рис. 1. Пристрій для фіксації стопи в різних фізіологічних положеннях:
 1 — нерухома основа; 2 — рухома платформа (каретка з роликами); 3 — нижня горизонтальна пластина;
 4 — верхня пластина для зміни положення стопи; 5 — стержні для закріплення верхньої пластини;
 6 — опорні (стопорні) гайки для зміни положення верхньої пластини

Для зміни кута нахилу пластини (4) використовували чотири стержні (5), що нерухомо закріплені по краях нижньої пластини (3) у вертикальному положенні. Верхня пластина (4) через шайби з похилими торцями опирається на гайки (6), що розміщені на стержнях (5) на різних рівнях. Кут нахилу верхньої пластини з закріпленою до неї стопою може варіювати залежно від положення опорних гайок (6).

Нижня пластина (3) фіксована до рухомої платформи (2), що при необхідності може переміщуватися відносно нерухомої основи та робочого столу випробувальної машини в сагітальній площині під дією згинаючих (кутових) навантажень.

На рис. 2 представлено фото стопи, зафіксованої в різних фізіологічних положеннях (нейтральна, тильна флексія, підшовна флексія, еверсія, інверсія).

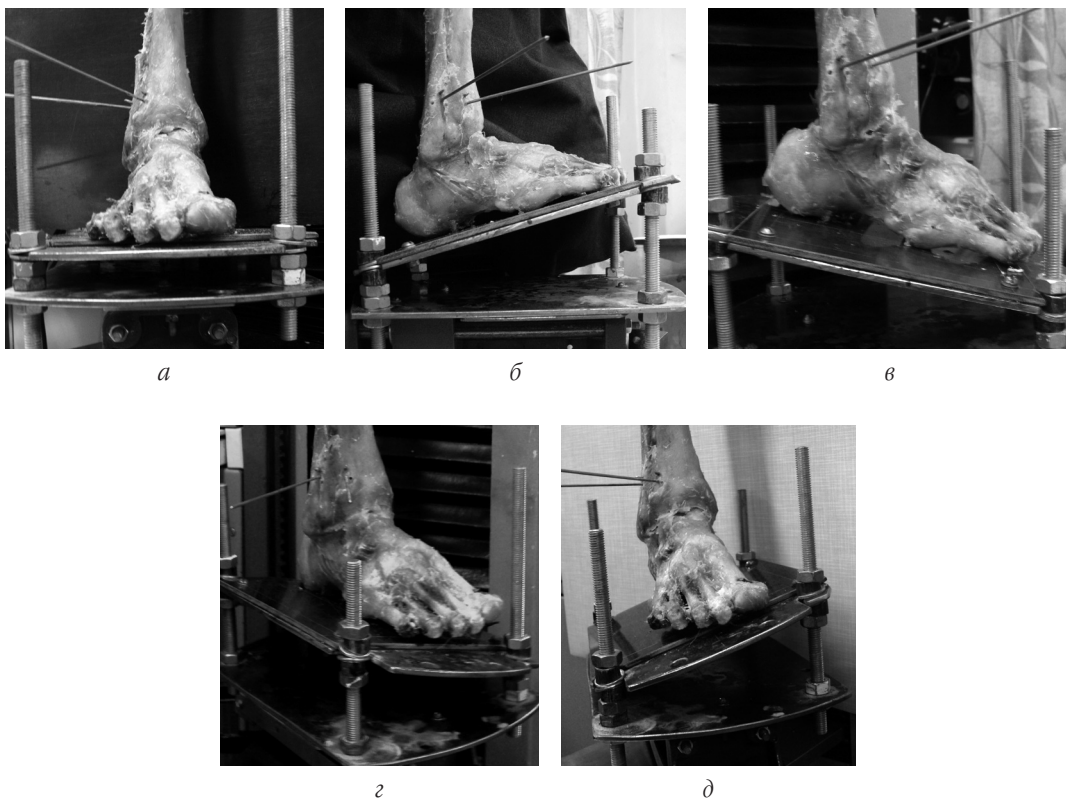


Рис. 2. Фото стопи, зафіксованої в різних фізіологічних положеннях:
 а — нейтральне; б — тильна флексія; в — підшовна флексія; г — еверсія; д — інверсія

Стопу фіксували до верхньої пластини у трьох точках: головка I плеснової кістки, головка V плеснової кістки та п'ятковий горб, що відповідає фізіологічним точкам навантаження стопи.

Осьове навантаження препаратів здійснювали за допомогою рухомої травеси зі встановленим на ній робочим столом. Використовуючи різні модулі, що входять у програмне забезпечення випробувальної машини, були реалізовані такі навантаження:

1) осьове стискання препаратів з заданною швидкістю переміщення робочого стола для запису діаграм деформування препарату;

2) осьове стискання до заданного значення деформації.

При кожному положенні стопи (див. рис. 2) препарати стискалися на величину $D=1,0; 2,0$ та $3,0$ мм. Під величиною D надалі будемо розуміти деформацію (загальне скорочення) препарату в напрямку осі X , яка співпадає з переміщенням точки прикладення сили P у вертикальному напрямі. Величину D вимірювали за допомогою спеціального динамометра, що входить до складу випробувальної машини.

Після випробувань неушкоджених препаратів виконували остеотомію на рівні нижньої та середньої третини МГК. Дослідження проводили за умовами, що були ідентичні умовам випробувань неушкоджених препаратів.

Результати та їх обговорення

Розраховано жорсткість системи C (Н/мм) як відношення навантаження P до деформації D . Результати, одержані при стискуванні препаратів на 1, 2 та 3 мм, наведені в таблиці.

Установлені такі закономірності деформування системи "Т—С" з неушкодженими та з порушенням цілісності МГК при дії осьових одномоментних навантажень.

Зі збільшенням навантаження жорсткість усіх дослідних об'єктів зростає. Це пояснюється тим, що неушкоджена МГК при малих навантаженнях утримує систему "Т—С" у "розведеному, підпружиненому" стані. При незначних навантаженнях така система має меншу жорсткість, а зі збільшенням стискаючої сили ефект дії МГК припиняється, основне навантаження несе ВГК, що призводить до збільшення жорсткості системи.

При збільшенні загальної деформації комплексу від 1 до 3 мм жорсткість збільшується від 6–7% (неушкоджена МГК, стопа в положенні еверсії) до 110–120% (неушкоджена МГК, стопа в положенні підшовної флексії; порушення цілісності МГК на рівні нижньої третини, стопа в нейтральному положенні і при тильній флексії).

• *Найменша жорсткість* спостерігалася у препаратів з неушкодженою МГК при тильній флексії та інверсії, а також при порушенні цілісності на рівні середньої і нижньої третини при тильній флексії.

• *Найбільша жорсткість* спостерігалася у препаратів МГК як з неушкодженою, так і при порушенні її цілісності в положенні підшовної флексії стопи.

Висновки

1. У цілому, при ушкодженні МГК на рівні її нижньої та середньої третини, критичних зменшень жорсткості систем "гомілка—стопа" не спостерігається.

2. Модельовані ушкодження малогомілкової кістки в більшості випадків збільшують компресійну жорсткість препаратів.

3. Для зменшення позацентрового навантаження на вісь гомілки (збільшення тиску на суглобові поверхні великогомілкової і надп'яткової кісток) рекомендовано виконувати фіксацію МГК на рівні її нижньої та середньої третин.

Література

1. *Илларионов В.В.* Анатомо-физиологические особенности голени и их роль в возникновении, течении и заживлении двойных переломов (обзор литературы) / *Илларионов В.В., Шпаченко Н.Н., Давыдов Д.И.* // Травма. — 2009. — Т. 10, № 1. — С. 94–101.
2. Особенности остеосинтеза у больных с переломами дистального метаэпифиза большеберцовой кости / *Каплунов В.А., Котысова В.А., Брижко А.Н.* [и др.] // Травматол. и ортопед. России. — 2009. — Т. 4, № 54. — С. 100–104.
3. Distal fibular length needed for ankle stability / *Uchiyama E., Suzuki D., Kuwa H.* [et al.] // Foot & Ankle international. — 2006. — Vol. 27, № 3. — P. 185–189.
4. *Im G.I.* Distal metaphyseal fractures of tibia : a prospective randomized trial of closed reduction and intramedullary nail versus open reduction and plate and screws fixation / *G.I. Im, S.K. Tae* // The journal of trauma. — 2005. — Vol. 59, № 5. — P. 1219–1223.
5. Its potential value as an adjunct to external fixation of the tibia / *K.M. Morrison, N.A. Ebrabeim, S.R. Southworth* [et al.] // Clinical orthopaedics and related research. — 1991. — № 266. — P. 209–213.
6. *Varsalona R.* Distal tibial metaphyseal fractures : the role of fibular fixation / *R. Varsalona, G.T. Liu* // Strategies in trauma and limb reconstruction. — 2006. — № 1. — P. 42–50.

Таблиця

Компресійні жорсткості препаратів системи С

Положення стопи	Деформація препаратів, мм	Жорсткість С, Н/мм		
		неушкоджена МГК	остеотомія с/3 МГК	остеотомія н/3 МГК
Нейтральне	1	219,55±10,12	362,75±12,93	179,00±11,00
	2	279,37±4,87	347,50±6,25	337,87±7,84
	3	318,62±9,87	363,37±8,71	400,50±13,00
Тильна флексія	1	164,75±5,62	152,63±7,33	137,64±6,50
	2	193,25±4,75	173,32±9,11	209,55±7,33
	3	206,25±5,12	262,03±11,05	290,05±10,02
Підшовна флексія	1	341,57±8,90	411,27±5,61	328,03±3,45
	2	448,70±11,21	462,00±7,40	448,64±7,23
	3	756,85±10,55	516,81±9,51	488,31±8,05
Еверсія	1	284,43±7,45	419,74±6,87	408,25±10,03
	2	305,08±8,50	481,85±9,05	474,13±11,35
	3	300,12±6,33	424,63±7,45	461,05±10,90
Інверсія	1	105,03±3,60	329,00±5,55	329,55±7,88
	2	108,25±2,30	378,30±5,04	363,62±9,65
	3	155,20±5,67	412,44±3,77	395,31±8,45

Примітка. с/3 — середня третина; н/3 — нижня третина.