

УДК 620.171.3:616.71-001.5

## ДЕФОРМУВАННЯ ЗАСОБІВ ФІКСАЦІЇ ПЕРЕЛОМІВ КІНЦІВОК ПІД ДІЄЮ ФІЗІОЛОГІЧНИХ НАВАНТАЖЕНЬ

Димань М.М.

КПІ ім. Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна

**Анотація.** Виміряні деформаційні характеристики систем «ушкоджена кістка - засіб фіксації перелому» при дії осьового стискання, поперечного згину і кручення, у тому числі в циклічних режимах. Розглянуто найбільш поширені засоби фіксації переломів та вибрані оптимальні з точки зору функціональної надійності способи остеосинтезу відламків. За результатами досліджень проведено порівняння засобів фіксації переломів різних конструкцій за жорсткістю і деформаційною стабільністю як при дії одноразових короточасних навантажень, так і при тривалих циклічних навантаженнях.

**Ключові слова:** біомеханіка, опорно-руховий апарат, засоби фіксації переломів, остеосинтез, зміщення уламків, жорсткість та міцність фіксації, циклічні навантаження.

Засоби фіксації переломів вважають надійними, коли вони з мінімальною додатковою травмою м'яких і кісткових тканин зберігають нерухомість перелому і уламків, забезпечують опороздатність пошкодженої кінцівки протягом всього періоду лікування. При наявності змінних напружень руйнування матеріалу відбувається при напруженнях значно менших, ніж граничні напруження при одноразовому статичному навантаженні. Інколи виникають ситуації, при яких сам засіб фіксації не витримує тривалого динамічного навантаження, або опороздатність кістки в місці контакту з фіксуючими елементами (шпиці, стрижні, гвинти) нижче ніж прикладені навантаження. А отже, для стабільного остеосинтезу необхідно знати величину, місце прикладання, напрямок дії сил, що намагаються змістити фрагменти, момент сил. [1-3]

Основною метою дослідження було:

1) розробка методики та експериментальне вивчення закономірностей розвитку деформаційних характеристик засобів фіксації переломів різних конструкцій;

2) визначення характеристик жорсткості, встановлення оптимальних типів, форм та розмірів засобів фіксації переломів в залежності від локалізації та типу перелому.

Об'єкти та методи досліджень. Для експериментального дослідження використовували кістки без патології опорно-рухового апарату. Переломи фіксували різними загальноприйнятими хірургічними способами. Типи досліджених кісток із засобами фіксації переломів зображені на рис. 1.

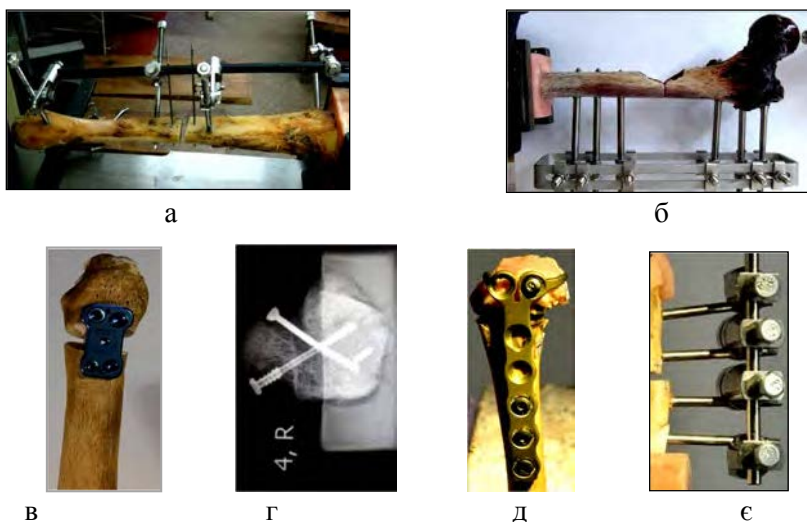


Рис. 1 - Засоби остеосинтезу переломів кісток: кінцівок: а, б, є - стрижневі апарати зовнішньої фіксації; в, д - накісткові пластини; г - гвинти та спиці

Експерименти виконували з використанням універсальних випробувальних машин серії TIRA-test. Для закріплення досліджуваних препаратів на робочому столі випробувальної машини використовували пластмасові опорні головки [4]. Вимірювання загальної деформації системи проводили датчиком переміщень випробувальної машини. Для вимірювання зміщень окремих точок об'єктів, зокрема, взаємних зміщення частин перелому застосували цифрову фото- та відео зйомку [4].

Загальна блок-схема системи представлена на рис. 2, де позначено: 1 - робочий стіл випробувальної машини з об'єктом досліджень; 2 - механізм переміщення; 3 - двигун з регульованою швидкістю обертання; 4 - блок керування двигуном; 5 - динамометр; 6 - перетворювач сигналу; 7 - вимірювач переміщення; 8 - табло з індикацією навантаження та переміщення; 9 - пристрій для друкування діаграм деформування; 10 - комп'ютер для реєстрації процесів; 11 - цифрова фотокамера; 12 - відеокамера; 13 - комп'ютер для обробки цифрових зображень.

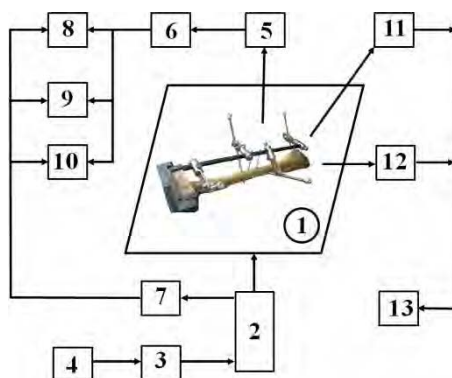


Рис. 2 - Блок-схема системи для дослідження біомеханічних характеристик систем остеосинтезу кінцівок

Режими випробування були максимально наближені до реальних режимів фізіологічних навантажень: досліджувалися дії стискаючих, згинальних та ротаційних навантажень, що діють на кістку; окрім статичних випробувань досліджені дії циклічного навантаження (імітація ходьби) [4-6].

Здійснювали цикли «навантаження - розвантаження» препаратів в інтервалі між двома заданими значеннями сили при максимальній кількості циклів від 50 до 1000. Запис значень деформацій препаратів проводили на кожному циклі з 1 по 10-й і далі на кожному 10-му циклі. Швидкість деформування складала від 2.5 до 25 мм / хв; час витримки зразків при  $P_{max}$  та  $P_{min}$  від 1 до 5 с; навантаження  $P_{max} = 100 \dots 1000$  Н. Конкретні значення характеристик циклу встановлювали в залежності від жорсткостей досліджуваних об'єктів.

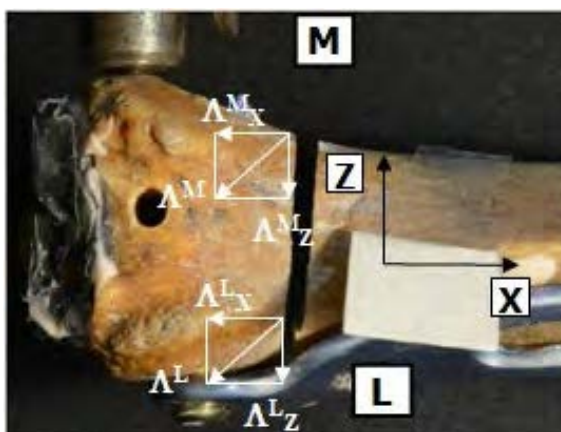


Рис. 3 - Позначення точок перелому та напрями координатних осей відносно перелому при згинанні зразка великогомілкової кістки

Виміряли та розраховували такі характеристики засобів фіксації переломів:  $\Delta$  та  $\Lambda$  – загальна деформація системи остеосинтезу та взаємне зміщення двох суміжних точок перелому відповідно;  $C = P / \Delta$  - жорсткість системи;  $\delta = \Delta / P$  - приведена деформація системи;  $\lambda = \Lambda / P$  - приведені зміщення точок перелому;  $\Delta_{z, 1}$  та  $\Lambda_{z, 1}$  – незворотна (затримана) деформація кістки та незворотне (затримане) зміщення двох суміжних точок перелому після одноразової зміни навантаження відповідно;  $\Delta_{z, N}$  та  $\Lambda_{z, N}$  – незворотна деформація кістки та незворотне зміщення двох суміжних точок перелому після N циклів навантаження відповідно.

При визначенні навантажень, що не заважають розвитку процесів регенерації кісткової тканини у місці перелому, використовували такі деформаційні критерії [7,8]: допустиме лінійне переміщення  $[\Lambda] = 1$  мм, допустимий кут повороту  $[\Gamma] = 3^\circ$ . Умова жорсткості за допустимим переміщенням при дії зовнішньої сили P:  $\Lambda_{\max} = \lambda \cdot P \leq [\Lambda]$ . В цьому випадку допустиме навантаження  $[P] = [\Lambda] / \lambda$ . Умова жорсткості за максимальним кутом повороту перерізу

$\Gamma_{\max} = \gamma_{xz} \cdot P \leq [\Gamma]$ , а допустиме осьове навантаження  $[P] = [\Gamma] / \gamma_{xz}$ . З двох одержаних значень  $[P]$  вибирали менше навантаження і використовували його як допустиме. Аналогічні розрахунки проведено при випробуваннях на згин та кручення. У цих випадках замість поздовжнього навантаження використовували значення моментів сил, що викликають згин або кручення.

На рис. 4 порівняні руйнівні поздовжні навантаження систем «ВГК з переломом - фіксуєча пластина» та допустимі навантаження, розраховані за вищезазначеними деформаційними критеріями.

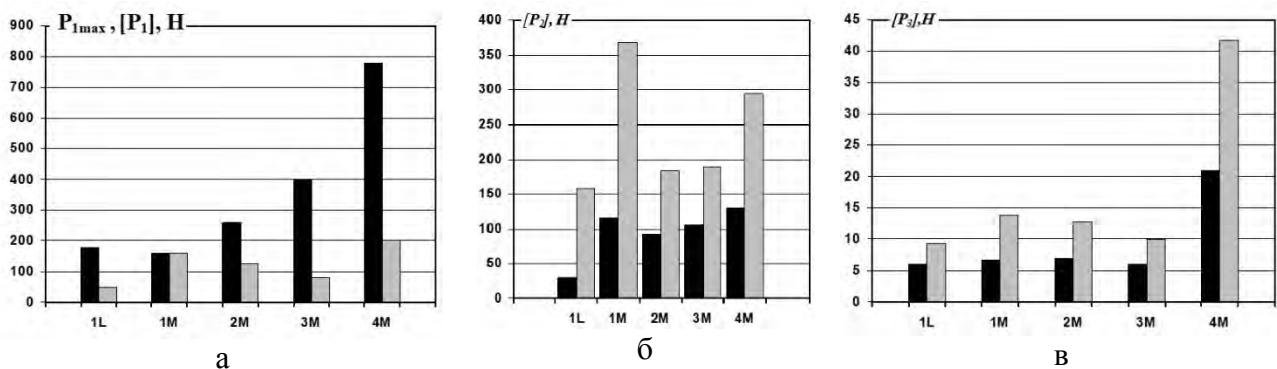


Рис. 4 - Руйнівні (□) та допустимі (■) навантаження системи «ВГК - пластина» при стисканні(а), згинанні (б) та крученні (в)

Як видно з рис. 4, використання деформаційного критерію при стисканні для пластини 1М не є обґрунтованим з точки зору міцності системи, оскільки руйнівне і допустиме навантаження мають близькі значення. Враховуючи, що границя пропорційності системи з пластиною 1М не перевищує 130 Н, використання її при більших навантаженнях небезпечно.

Проведено комп'ютерне моделювання біомеханічних систем «фіксатор-кістка». Геометричні моделі кісток відтворені за даними комп'ютерної томографії здорового пацієнта. Константи для кортикального та губчастого шарів отримані за допомогою натурних експериментів. На основі створених комп'ютерних моделей біомеханічних систем «фіксатор-кістка» проведено дослідження напружено-деформованого стану та визначені максимальні величини зусиль на стиск, згин та максимальні крутні моменти при умові не перевищення переміщень більше, ніж в 1.0мм між кістковими відламками.

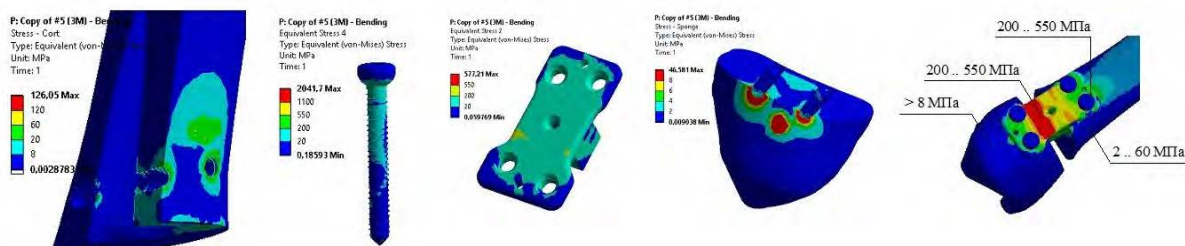


Рис. 5 Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень, які виникають при дії навантаження на згин в елементах моделі біомеханічної системи «фіксатор-кістка» з пластиною медіальною Х-подібною блокуючою пластиною

**Висновки.** Розглянуті проблеми експериментальної оцінки деформацій систем фіксації (остеосинтезу) переломів кісток. Встановлено, що показники стабільності систем остеосинтезу, виміряні в процесі циклічних випробувань, більш чутливі до типу засобу фіксації і можуть бути використані для ранжирування цих систем за мірою механічної надійності.

Стержневі апарати зовнішньої фіксації можуть використовуватися переважно для тимчасового фіксування переломів кісток гомілки та стегна при транспортуванні постраждалих та до моменту загоєння м'яких тканин (2-3 тижні).

За більшістю механічних характеристик серед досліджених пластин для фіксації переломів великогомілкової кістки перевагу мають Х-подібна медіальна титанова пластина.

Системи фіксації переломів таранної кістки перехресним введенням зустрічно-компресуючого гвинта сумісно з maleолярним компресуючим гвинтом або паралельним введенням двох зустрічно-компресуючих гвинтів мають підвищену жорсткість і міцність порівняно з рештою досліджених систем.

За результатами випробувань п'яних кісток, перевагу мають стрижневі апарати зовнішньої фіксації та титанові мініпластини.

#### Список літератури:

1. *Алегре Д.Н. Клинический опыт лечения переломов / Д.Н. Алегре // Травма. – 2011. – Том 12, №3. – С. 22 – 23.*
2. *Аналіз стану травматолого-ортопедичної допомоги населенню України в 2004 – 2005 рр.: Довід. / Г.В. Гайко, М.О. Корж, А.В. Калашніков [та ін.] – К.: Воля. – 2007. – 132 с.*
3. *Андрейчин В.А. Системний аналіз оперативного методу лікування діафізарних переломів і фактори впливу на репаративну регенерацію / В.А. Андрейчин, П.І. Білінський // Травма. – 2014. – Том 15, №5. – С. 59 – 64.*
4. *Експериментальні дослідження засобів остеосинтезу. Кол. авторів / За ред. Шидловського М.С, Лакши А.М. – К.: Ленвіт, 2017. – 277 с.*
5. *Шидловський Н.С. Методы исследования деформационной надежности систем остеосинтеза конечностей человека // Біомедична інженерія, – К: 2011, – № 1. – С. 24-31.*
6. *Шидловський Н.С. Методы исследования систем остеосинтеза конечностей человека Часть 2. Критерии деформационной надежности // Біомедична інженерія, – К: 2011, – № 2. – С. 42-50.*
7. *Capicotto, P.N. Midshaft clavicle nonunions treated with intramedullary Steinman pin fixation and onlay bone graft / P.N. Capicotto, K.G. Heiple, J.H. Wilbur // J. Orthop. Trauma. 1994. - 8, 2. - P. 88-93.*
8. *S. Suso, X. Alemany, A. Combalna, R. Ramyn. Compression of the anterior interosseous nerve after use of a Robert-Jones type bandage for a distal end clavicle fracture: case report // J. Trauma. 1994. - 36, 5. - P. 737-739.*