

**НАДЕЖНОСТЬ И ДОЛГОВЕЧНОСТЬ
МЕХАНИЗМОВ, ЭЛЕМЕНТОВ КОНСТРУКЦИЙ И
БИОМЕХАНИЧЕСКИХ СИСТЕМ**

Материалы международной научно-технической конференции "Проблемы
качества и долговечности зубчатых передач редукторов,
их деталей и узлов", 1-4 сентября 2004 г.,
г. Севастополь, Украина

Севастополь 2004

УДК 621:620.1.05 (031)

Шидловський М. С., канд. техн. наук, доц.,

Нікітін П. В., канд. мед. наук,

Лакша А. М., канд. мед. наук,

Шпак Д.Ю., канд. техн. наук, доц.

Національний технічний університет України "КПІ", м. Київ

Інститут травматології та ортопедії АМН України, м. Київ

Українська військово-медична академія, м. Київ

**ПОРІВНЯЛЬНІ ВИПРОБУВАННЯ РІЗНИХ ТИПІВ ОПЕРАТИВНИХ
ФІКСАЦІЙ КІСТОК ПРИ ВНУТРІШНЬОСУГЛОБОВИХ
ПЕРЕЛОМАХ**

Зміщені внутрішньосуглобові переломи п'яткової кістки – складні переломи нижньої кінцівки, які призводять до довгострокової непрацездатності або навіть інвалідності. Існуючі методи оперативного лікування не завжди задовольняють лікарів, а консервативне лікування, як правило, призводить до незадовільних результатів.

Метою нашого дослідження було визначення та порівняння жорсткості фіксації натурної моделі простого внутрішньосуглобового перелому п'яtkової кістки при використанні стандартних методик остеосинтезу шпильками Кіршнера, апаратом Ілізарова та спеціальною зубчастою пластиною з гвинтами за рахунок оцінки ступеню зміщення уламків при різних величинах компресійного навантаження.

Досліджено 15 анатомічних препаратів стоп трупів людей, які були взяті в умовах Київського міського бюро судово-медичної експертизи та відсічені на рівні середньої третини гомілки на 0,15 м вище дистальної суглобової поверхні великої гомілкової кістки. Для експериментального дослідження використовували стопи людей, які померли від пошкоджень та захворювань, не пов'язаних з патологією опорно-рухомого апарату. Дев'ять стоп були чоловічими, 6 – жіночими. Вік донорів під час смерті був від 36 до 67 років. Консервація препаратів виконувалася за рахунок заморожування до -18°C . Перед тестуванням всі препарати розморожувалися у 0,9 % розчині натрія хлориду протягом 24 годин при температурі $+37^{\circ}\text{C}$. Мала гомілкова кістка відсікалась на 0,05 м нижче рівня спилу великої гомілкової кістки. Шкіра, підшкірна клітковина, м'язи та сухожилки були видалені з усієї поверхні гомілки та стопи, крім пал'ців (плантарний апоневроз був збережений). Усі зв'язки гомілковоступневого суглобу та суглобів стопи не відсекарувалися і зберігали свою анатомічну цілісність. Верхній кінець великої гомілкової кістки опирався своїм опилом та жорстко фіксувався у спеціально розробленому «затисному стакані» для наступного дослідження препарата у випробувальній машині.

Перелом п'яtkової кістки моделювався шляхом виконання її косої остеотомії у площині, яка перпендикулярна подошовній поверхні та проходить через верхівку кута Гіссана на латеральній поверхні та точку переходу сустентакулярного виростку в горб п'яtkової кістки по медіальній поверхні. Остеотомію виконували остеотомом з широким лезом.

Натурні моделі переломів було поділено на три групи (по 5 моделей), в кожній з яких виконували фіксацію за різними методиками, а саме:

I група – фіксація трьома металевими шпильками Кіршнера діаметром 2 мм, які за допомогою електричного дреля паралельно вводили із задньої поверхні горба п'яtkової кістки у напрямку п'яtkово-кубовидного суглобу на відстані 10 мм одна від одної.

II група – фіксація шпильковим апаратом черезкісткової фіксації (апаратом Ілізарова) на 7 шпильках діаметром 2 мм, які проводились через велику гомілкову, п'яtkову та всі плеснові кістки за загально визнаною стандартною методикою із знерушенням гомілковоступневого та тарзометатарзального суглобів.

III група – фіксація спеціальною п'яtkовою зубчастою пластиною, яку розміщували і моделювали на латеральній поверхні п'яtkової кістки та кріпили до неї дев'ятьма малими кортикальними гвинтами діаметром

3,5 мм та 40 мм в довжину, які вводили в отвори пластини за стандартною методикою.

Враховуючи те, що об'єкти випробувань є достатньо складними біомеханічними системами, дослідження характеристик жорсткості було виконано за допомогою стендових випробувань.

Модуль вектора зміщення розраховували за формулою:

$$|\Delta L| = \sqrt{\Delta L_x^2 + \Delta L_y^2 + \Delta L_z^2}$$

де ΔL_x - проекція переміщення вектора ΔL на вісь Y;

ΔL_y - проекція переміщення вектора ΔL на вісь X;

ΔL_z - проекція переміщення вектора ΔL на вісь Z.

Осі координат вибирали наступним чином: вісь X утворена перетинанням горизонтальної та сагітальної площин; вісь Y - перетинанням сагітальної та фронтальної площин; вісь Z - перетинанням горизонтальної та фронтальної площин.

Стендове тестування натурних моделей при компресійних навантаженнях виконували на кафедрі динаміки міцності машин та опору матеріалів НТТУ „КПІ” за допомогою універсальної випробовуваної машини TIRATEST-2151 з такими характеристиками:

- точність вимірювання навантаження, що прикладено, $\pm 0.1\text{H}$;
- точність вимірювання переміщення рухомого захвата $\pm 10^{-5}$ м;
- швидкість переміщення активного захвата від $8.3 \cdot 10^{-6}$ до $3.3 \cdot 10^{-2}$ м/с.

Препарат стопи із «затискним стаканом» закріплювався в універсальній випробовувальній машині TIRATEST-2151 таким чином, що підшва опиралася на опорну плиту. Підготовку для контрольного навантаження проводили у вигляді 10 циклів навантаження-розвантаження від 0 до 500 Н. Деформацію п'яtkової кістки (зміщення її уламків) визначали за допомогою катетометра В-630 з точністю $\pm 10^{-5}$ м шляхом вимірювання відстані між реперними точками А і В за стандартною методикою (ГОСТ 8.051-81).

Навантаження препаратів осьовими компресійними навантаженнями проводили східчасто з інтервалом 100 Н від 100 до 500 Н. Більш високі навантаження в дослідженні не використовували тому, що воно викликало зміщення, які неприпустимі в клінічній практиці. За допомогою формули (1) знаходили модуль сумарного вектора зміщення (ΔL) при усіх видах фіксації уламків, який відображує зміщення кісткових уламків п'яtkової кістки.

На підставі даних протоколу досліджень препаратів було проведено статистичну обробку результатів. За допомогою комп'ютерної програми Microsoft Excel 2002 SP2 розраховували середнє значення (M) сумарного вектора зміщення (ΔL) та стандартну помилку середнього значення ($\pm m$ при $n=5$) при фіксованих осьових компресійних навантаженнях (P) і різних способах фіксації кісткових уламків.

Таблиця 1 - Середні значення сумарного вектора зміщення М (мм) та стандартна помилка середнього значення m (мм) при фіксованих осьових компресійних навантаженнях Р (Н) і різних способах фіксації кісткових уламків

| Спо- об фікс- ації | Спеціальна зубчаста п'яткова пластина | | | | | Апарат Іларова | | | | | Шпиль Кіршнера | | | | |
|-----------------------------|--|-----------|-----------|-----------|-----------|----------------|-----------|-----------|-----------|-----------|----------------|----------|-------|-----------|-----------|
| | М | 0,6 4 | 1,5 8 | 2,5 4 | 3,6 0 | 4,6 7 | 1,2 8 | 2,4 3 | 3,6 2 | 5,0 5 | 5,9 9 | 1,4 8 | 2,99 | 4,54 | 6,0 8 |
| m | 0,0 47 | 0,0 59 | 0,0 59 | 0,0 75 | 0,0 89 | 0,2 11 | 0,2 49 | 0,2 98 | 0,3 79 | 0,4 41 | 0,2 14 | 0,302 | 0,298 | 0,3 89 | 0,4 96 |
| Р | 100 | 200 | 300 | 400 | 500 | 100 | 200 | 300 | 400 | 500 | 100 | 200 | 300 | 400 | 500 |

Висновки

1. Для оцінки жорсткості способу фіксації уламків п'яткової кістки при простому переломі використана методика, яка віддзеркалює векторну суму переміщень кісткових уламків у вертикальній та горизонтальній площинах.

2. Дана методика дозволяє оцінити деформуючі можливості механічних систем (механічні та біологічні властивості натурної моделі фіксованого перелому п'яткової кістки) та виключає урахування переважаючого ефекту горизонтальної або вертикальної складової переміщення кісткових уламків.

3. Спеціальна зубчаста п'яткова пластина є оптимальним засобом фіксації при внутрішньосуглобових переломах п'яткової і може бути рекомендована до практичного використання.