

Димань М.М.¹, Доценко Г.М.¹, наук. кер. Шидловський М.С.¹, к.т.н, доц., Омелюченко Т.М.², к.м.н., доц.

¹Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут ім. Ігоря Сікорського», м. Київ, e-mail: hateandhope@mail.ru

²Національний медичний інститут ім. О.О. Богомольця, м. Київ

РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕНЬ ДЕФОРМАЦІЙНИХ ХАРАКТЕРИСТИК ЗАСОБІВ ФІКСАЦІЇ ПЕРЕЛОМІВ ВЕЛИКОГОМІЛКОВИХ КІСТОК

Вступ. Діафізарні переломи гомілки складають 11-13% від числа всіх переломів. Лікування таких переломів кісток гомілки залишається однією з найважливіших проблем травматології. Такі переломи гомілки часто супроводжуються зміщенням уламків (80% випадків). Відламки вправляються важко, після вправлення нерідко настає вторинне зміщення. Великогомілкова кістка є основною опорною кісткою, від цілості якої в основному залежить функції гомілки. Тому фіксація переломів стандартними та новими пластинами, окрім клінічних показників, повинна мати певні механічні характеристики, зокрема, достатню жорсткість та стабільність при довготривалому лікуванні, яке може супроводжуватися циклічними навантаженнями. [1]

Мета досліджень. Розробка програми проведення натурного експерименту. Вивчення деформаційних характеристик та характеристик надійності фіксації, поперечних переломів великогомілкових кісток за допомогою різних способів з'єднання.

Як **об'єкти випробувань** були взяті великогомілкові кістки людини з переломами області дистального епіметафізу та різними способами фіксації. На рис. 1 зображено моделі систем остеосинтезу великогомілкових кісток, що були випробувані.

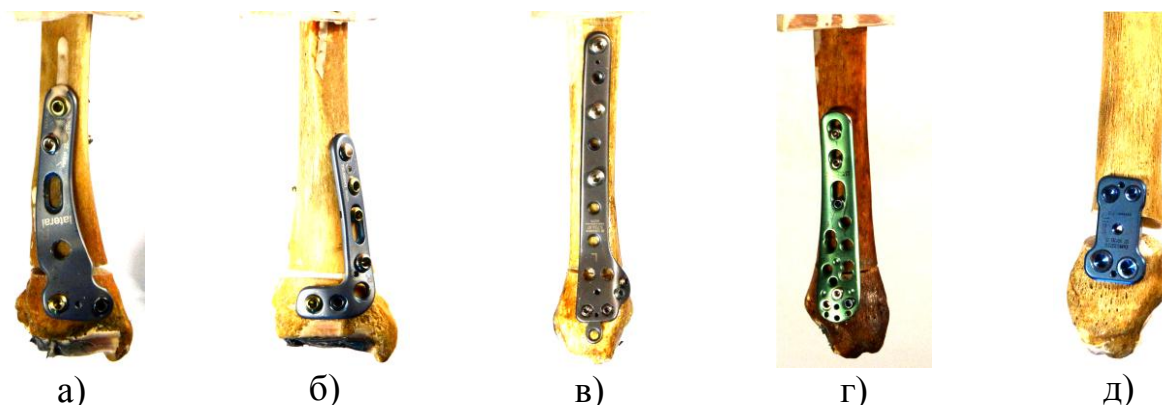


Рис. 1. Спосіб фіксації переломів: а) латеральна пластина 1L, б) медіальна 1М, в) медіальна 2М, г) медіальна 3М, д) Х-подібна медіальна 4М

Підготовка зразків до випробувань. Перед вимірювання біомеханічних характеристик на зразках моделювали переломи, які фіксували запропонованими різними способами. Переломи моделювали шляхом поперечної остеотомії осциляторною пилкою. Для запобігання виникнення локальних деформацій кортикального шару у місці контакту на поверхню кістки наносили шар пластмаси Протакрил-М [2].

Методика випробувань. Підготовлені зразки закріплювали на робочому столі універсальної випробувальної машини. Зусилля на зразок при випробуваннях передавали за допомогою сталевої кульки. Швидкість деформування зразка становила 2,5 мм/хв. Попереднє навантаження становило 10 Н. Випробування проводили на стиск, згин і кручення. Зусилля $P_{\max}$ варіювалось у межах від 20 Н до 100 Н. Зусилля та переміщення вимірювали динамометром, сигнал з якого поступав в мікропроцесор випробувальної машини. Для вимірювання переміщень на відстані 280 мм від зразка встановлювали дзеркальну цифрову фотокамеру Nikon D 5200 [3].

Результати випробувань. Результати вимірювань та розрахунків зображені на рис. 2 та рис. 3. На рис. 2. наведені результати вимірювання жорсткостей фіксації, визначених за початковими ділянками діаграм деформування великогомілкових кісток.

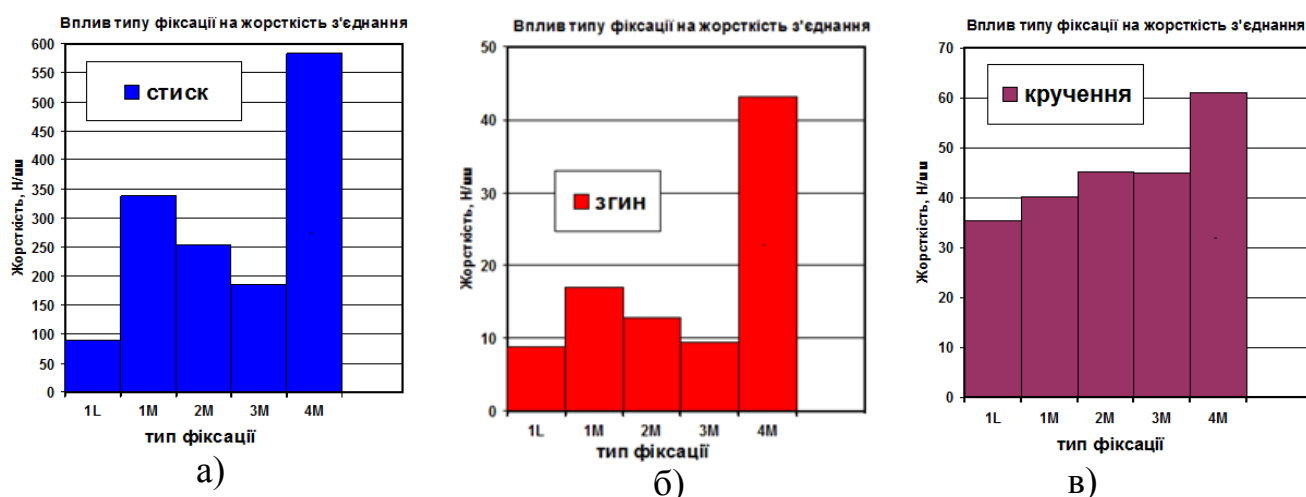


Рис. 2. Жорсткості фіксації великогомілкових кісток різними способами при стиску (а), згину (б) та крученні (в)

На рис. 3. приведені результати обробки фотознімків, що одержані при випробуваннях зразків на міцність після прикладання одноразових стискаючих, згинаючих та крутильних навантажень у діапазоні 10...100 Н.

При дії стискаючих, згинаючих та крутильних навантажень найбільшу жорсткість мають системи фіксації з титановою Х-подібною медіальною пластиною «4М» та медіальна титанова пластина «1М».

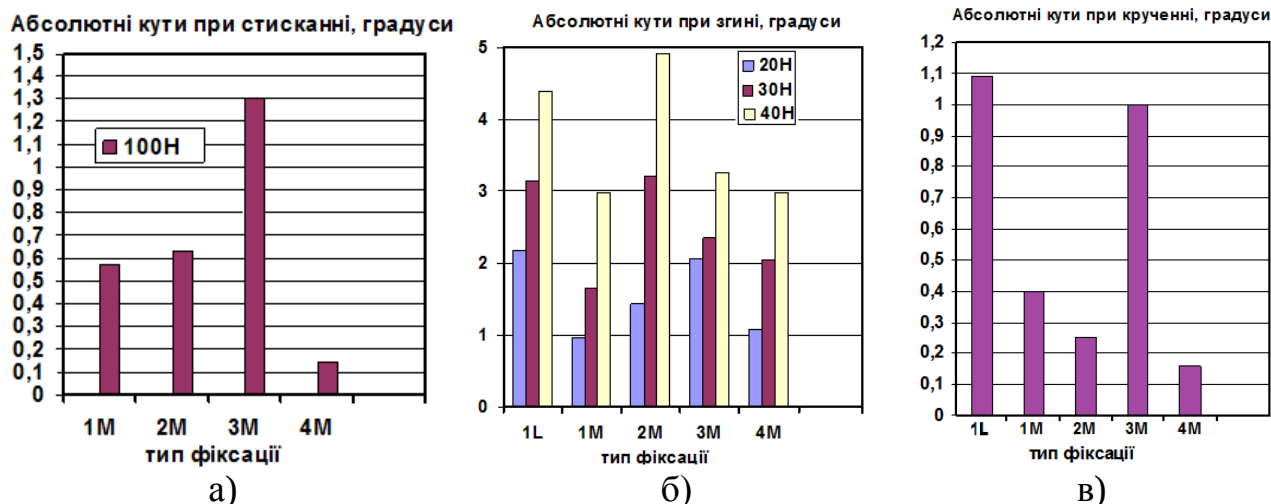


Рис. 3. Абсолютні кути зміщень точок перелому великогомілкових кісток при стиску (а), згині (б) та крученні (в)

Висновки.

Процес деформування систем фіксатор-кістка залежить як від типу фіксації та конструкційних особливостей засобу остеосинтезу, так і від виду навантаження (стискування кістки, її згинання або кручення).

Найбільш небезпечними видами навантажень з точки зору стабільності деформацій кісток з переломом та встановленим фіксатором є згинальні навантаження.

За більшістю вимірних характеристик перевагу мають Х-подібна медальна титанова пластина «4М» та медіальна титанова пластина «1М».

Список використаних джерел

1. Бур'янов О.А., Кваша В.П., Шидловський М.С., Скобенко Є.О., Соболевський Ю.Л., Лакша А.М., Омельченко Т.М., Головчак А.В. Біомеханічне обґрунтування малоінвазивних технологій лікування при переломах проксимального епіметафізу великогомілкової кістки (клініко-експериментальне дослідження) // Травма. – 2014. – Т.15, № 1. – С.9-14.
2. Нікітін П.В., Лакша А.М., Шидловський М.С. Визначення та порівняння жорсткості фіксації перелому таранної кістки при використанні різних методик остеосинтезу (експериментальне дослідження) // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2004, №4. – С. 44-49.
3. Шидловський М.С., Лакша А.М., Шпак Д.Ю. Застосування уніфікованих характеристик деформування систем остеосинтезу в біомеханічних дослідженнях // Вісник СевНТУ: зб. наук. пр. Вип.137/2013. Серія: Механіка, енергетика, екологія. – Севастополь, 2013. – С. 142-147.