

УДК 616.718.4-002.27-001.5-089.84

ЛАЗАРЕВ І.А.¹, ШИДЛОВСЬКИЙ М.С.², ГУК Ю.М.¹, ОЛІЙНИК Ю.В.¹, ЧЕВЕРДА А.І.¹¹ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», м. Київ²Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»

БІОМЕХАНІЧНИЙ АНАЛІЗ НАДІЙНОСТІ ФІКСАЦІЇ ПРОКСИМАЛЬНОГО ВІДДІЛУ СТЕГНОВОЇ КІСТКИ ПРИ ФІБРОЗНІЙ ДИСПЛАЗІЇ В УМОВАХ ОСТЕОСИНТЕЗУ РІЗНИМИ ТИПАМИ ФІКСАТОРІВ (експериментальне дослідження)

Резюме. Фіброзна дисплазія — вроджене неспадкове захворювання скелета, що супроводжується формуванням патологічних осередків, заповнених диспластичною фіброзно-кістковою тканиною. Вибір методики остеосинтезу при хірургічному лікуванні переломів та деформацій проксимального відділу стегнової кістки у хворих з фіброзною дисплазією залишається досить актуальним через значний відсоток ускладнень, пов'язаних з міграцією елементів конструкцій і нестабільним остеосинтезом. Проведено біомеханічне дослідження з випробування на міцність та жорсткість синтетичної моделі стегнової кістки Sawbones (США) з наявним порожнистим дефектом у проксимальному її відділі та в умовах остеосинтезу різними типами металевих фіксаторів: LCP (locking compression plate) — пластина для проксимального відділу стегна, femoral interlocking nail (FIN) — стегновий блокувальний стрижень, ABP (angled blade plate) — кутова пластина. Тестування зразків на стиснення при статичному навантаженні було здійснено у випробувальній машині TIRAtest-2151. Визначені границі міцності та деформацій під час руйнування зразка. Переломи на всіх зразках відбувалися при навантаженнях, що значно перевищували ті, які мають місце в природних умовах, що вказує на ефективність застосування цих методик остеосинтезу. Отримані результати відображують переваги застосування LCP та FIN, що забезпечують більшу жорсткість фіксації проксимального відділу стегна та можуть бути розглянуті як варіант вибору методики остеосинтезу у хворих на фіброзну дисплазію.

Ключові слова: фіброзна дисплазія, проксимальний відділ стегнової кістки, патологічний перелом, біомеханічний аналіз, металоостеосинтез.

Вступ

Фіброзна дисплазія (ФД) — вроджене диспластичне захворювання опорно-рухового апарату, що супроводжується формуванням патологічних осередків на певних ділянках кісток, заповнених диспластичною фіброзно-кістковою тканиною, з можливим формування кістоподібних порожнин на зразок аневризмальних, з геморагічним вмістом при розвитку дистрофічного процесу [10]. Змінена структура кістки у цій ділянці є причиною патологічних переломів і деформацій, що найчастіше ускладнюють перебіг захворювання та потребують хірургічного лікування [7].

Тривалий час в хірургії фіброзної дисплазії перевага віддавалася класичному методу лікування, що застосовується при пухлиноподібних захворюваннях, а саме внутрішньокістковій резекції патологічного осередку в межах умовно здорової тканини з подальшою кістковою пластикою післярезекційного дефекту. Однак значний відсоток рецидивів

захворювання [8], збереження ризику патологічних переломів у ділянці патологічного процесу змусили впровадити в тактику лікування різноманітні методи остеосинтезу накістковими та інтрамедулярними фіксаторами промислового чи індивідуального виробництва [1, 3, 11]. На жаль, більшість фахівців використовують їх емпірично, спираючись лише на клінічні спостереження, без достатнього експериментального випробування, чим обумовлена, на нашу думку, значна кількість незадовільних результатів лікування у вигляді міграцій та переломів металоконструкцій.

Усе викладене вище визначає актуальність проведення експериментального біомеханічного дослідження

© Лазарев І.А., Шидловський М.С., Гук Ю.М., Олійник Ю.В., Чеверда А.І., 2015

© «Травма», 2015

© Заславський О.Ю., 2015

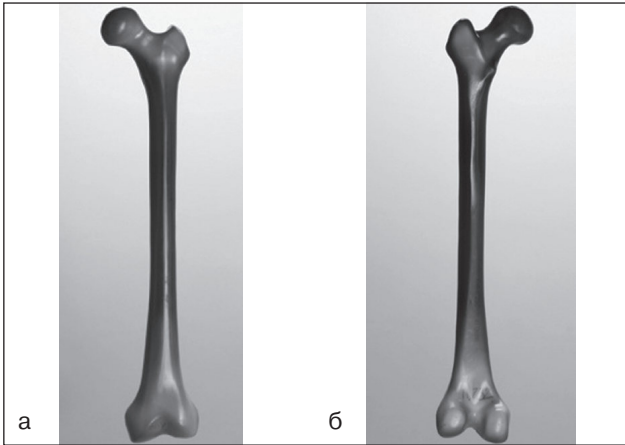


Рисунок 1. Зовнішній вигляд Femur Composite Bone (Sawbones®): а) вигляд спереду; б) вигляд ззаду

дження з метою визначення надійності та жорсткості фіксаторів, що застосовуються для проксимального відділу стегнової кістки у хворих на фіброзну дисплазію. Дане дослідження дозволить обґрунтовано підійти до вибору методики остеосинтезу, знизити відсоток ускладнень та відновити в оптимальні терміни функцію опори та ходи.

Мета дослідження: проведення випробувань на міцність та жорсткість біомеханічної системи «стегнова кістка — фіксатор» в умовах наявного порожнистого дефекту проксимального відділу стегнової кістки при остеосинтезі різними типами фіксаторів.

Матеріали та методи

Для проведення біомеханічного дослідження застосовано синтетичну модель стегнової кістки фірми

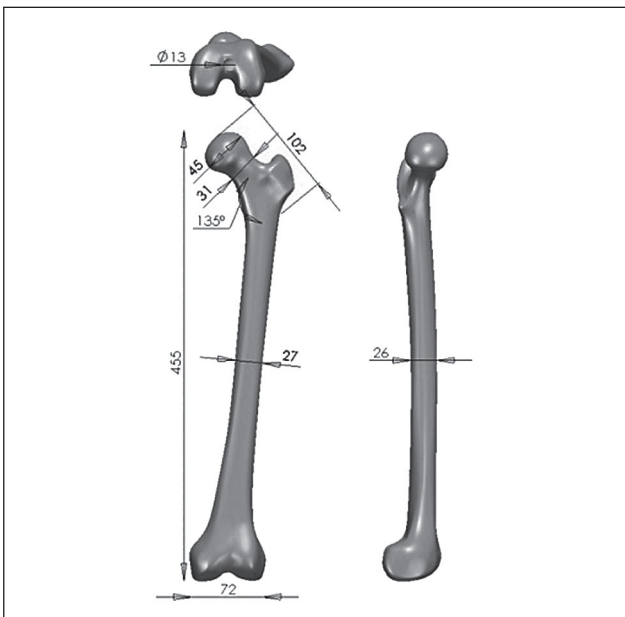


Рисунок 2. Антропометричні параметри біомеханічної моделі стегнової кістки (Femur, left; #3403)

Sawbones, Femur Fourth Generation Composite Bone (Sawbones, Pacific Research Laboratories, Inc., Vashon, Вашингтон, США) (рис. 1, 2), що зроблена з полімерних композитних матеріалів, її фізичні властивості максимально наближені до фізичних властивостей кортикальної та спонгіозної тканини кістки людини, вона призначена для біомеханічних досліджень в медицині [12] (рис. 1, 2).

Вибір синтетичних моделей стегнової кістки обумовлений необхідністю проведення стандартизованого біомеханічного тестування з нівелюванням індивідуальних та вікових властивостей трупної кістки, що, безумовно, можуть вплинути на показники міцності та жорсткості [9].

Для дослідження використано три стандартні моделі стегнової кістки (ліва, М (medium)) із заданими антропометричними параметрами (рис. 2).

З метою максимального наближення експерименту до натуральних умов існування патологічного осередку ФД в проксимальному відділі кожної моделі стегнової кістки сформовано порожнину об'ємом $27,0 \pm 0,2 \text{ см}^3$, що топографічно займає міжвертлюгову, підвертлюгову ділянку та базальну частину шийки. Для цього на визначеній осі шийки в міжвертлюговій ділянці експериментальним шляхом знаходили точку, що була розташована на відстані 75 мм від краю головки. Циркулем вимірювали окружність діаметром 40 мм із захватом базальної частини шийки, міжвертлюгової та підвертлюгової ділянки. Свердлом ($\varnothing 10 \text{ мм}$) формували трепанаційний отвір ($\varnothing 11 \text{ мм}$). Свердлами, бурами та ложкою Фолькмана під контролем електронно-оптичного перетворювача (ЕОП) сформовано порожнину на всю товщину кістки до кортикального шару (зі збереженням останнього) в межах визначеної окружності.

Для перевірки забезпечення ідентичності форми, об'єму та локалізації отворів в усіх трьох моделях проведена візуалізація осередку порожнистого дефекту на рентгенограмах та комп'ютерно-томографічних (КТ) сканах (рис. 3).

Біомеханічні моделі стегнової кістки Sawbones зі сформованим порожнистим дефектом у прокси-

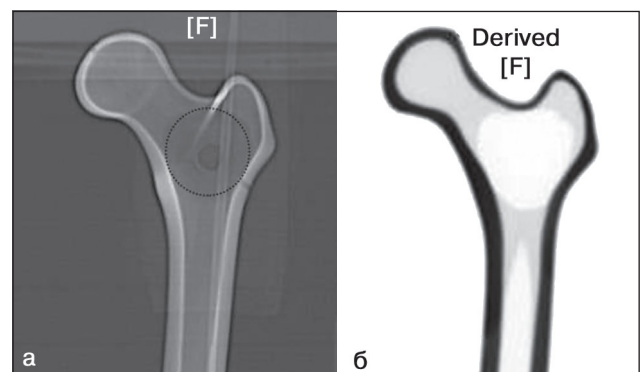


Рисунок 3. Рентгенографічне (а) та КТ-зображення (б) моделі стегнової кістки з порожнистим дефектом

мальному відділі під контролем ЕОП синтезовано за стандартними методиками такими фіксаторами: LCP (locking compression plate) — пластина для проксимального відділу стегна; FIN (femoral interlocking nail) — стегновий блокувальний стрижень; ABP

(angled blade plate) — кутова пластина для проксимального відділу стегна (рис. 4), технічні характеристики яких подані в табл. 1.

Контроль розташування фіксуючих елементів у моделях стегнової кістки здійснено за допомогою

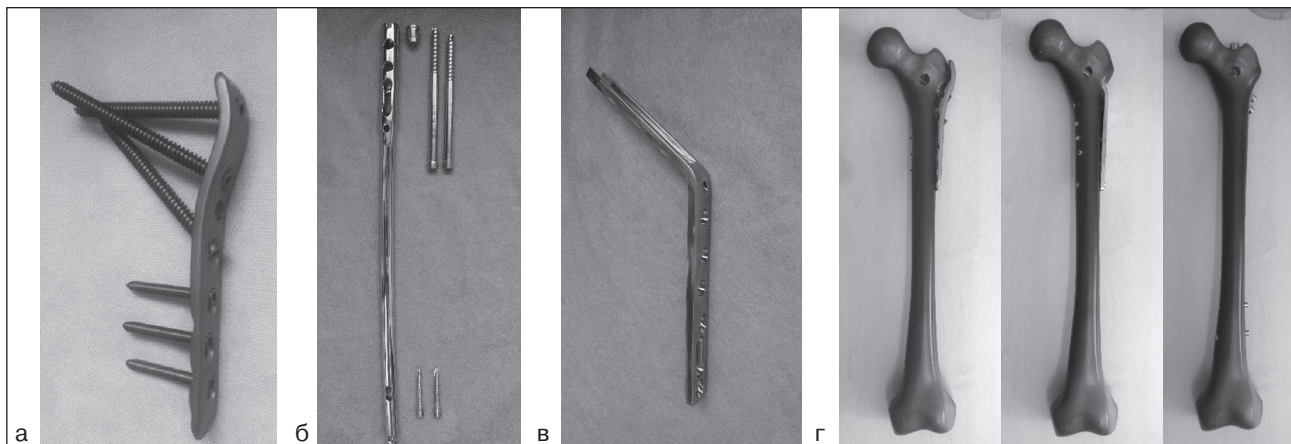


Рисунок 4. Зовнішній вигляд фіксаторів LCP (а), FIN (б), ABP (в) та моделей стегнової кістки з фіксаторами (г)

Таблиця 1. Технічні характеристики фіксуючих елементів

| Тип фіксатора | Кількість отворів | Кількість фіксуючих елементів на рівні шийки стегнової кістки | Кількість фіксуючих елементів на рівні метафізу та діафізу стегнової кістки |
|---|-------------------|---|---|
| LCP (locking compression plate) — пластина для проксимального відділу стегнової кістки; L 150 мм; матеріал — титан | 7 | 3 Ø 7,3 мм L 70; 75; 80 мм (канюльовані, блокувальні) | 6 Ø 5 мм L 36; 38; 40 мм (блокувальні) |
| FIN (femoral interlocking nail) — стегновий блокувальний стрижень; L 300 мм; Ø 10 мм, матеріал — сталь | 4 | 2 Ø 6,5 мм L 80; 100 мм (реконструктивні, канюльовані) | 2 Ø 4,5 мм L 35 мм |
| ABP (angled blade plate) — кутова пластина для проксимального відділу стегнової кістки 130°; L 110 мм, матеріал — сталь | 6 | Лезо 80 мм | 6 Ø 5 мм L 36, 38, 40 мм |

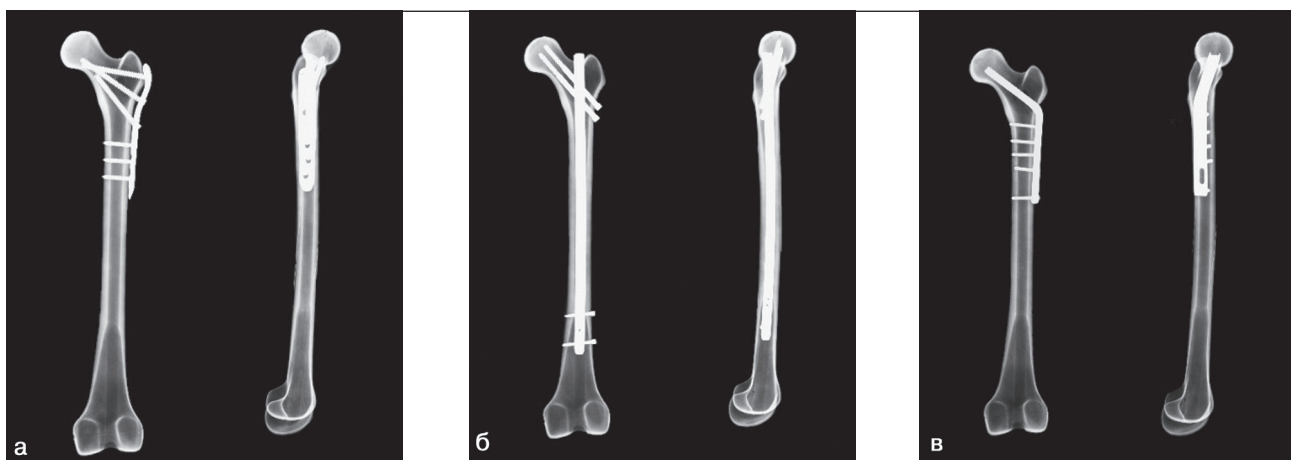


Рисунок 5. Рентгенограми стегнової кістки з різними типами фіксаторів в передньозадній та боковій проекції



Рисунок 6. Загальний вигляд випробувальної машини TIRAtest-2151

отриманих рентгенограм у передньозадній та боковій проекції (рис. 5).

Експериментальні дослідження характеристик міцності та жорсткості зразків проведено за розробленою методикою [4–6] з використанням універсальної випробувальної машини TIRAtest-2151 (рис. 6) з додатковими пристроями (рухома платформа та вузли передачі зусиль). Технічні характеристики випробувальної машини, що призначена для визначення механічних властивостей пластмас та композиційних матеріалів, подані в табл. 2.

Для проведення випробувань зразки біомеханічних моделей стегнової кістки Sawbones із сформованим порожнистим дефектом із різними типами фіксаторів (LCP, FIN, ABP) послідовно розміщували у випробувальній машині із забезпеченням спів-

Таблиця 2. Технічні характеристики випробувальної машини TIRAtest-2151

| За навантаженням | | За деформацією | |
|---|-----------------|---|-----------------|
| Максимальне випробувальне навантаження, кН | 5,0 | Максимальне переміщення траверси, мм | 800 |
| Межі зміни навантаження, кН | Від 0,01 до 5,0 | Діапазон зміни швидкостей траверси, мм/хв | Від 0,5 до 1000 |
| Похибка вимірювання навантаження, % | Не більше 1,0 | Точність вимірювання переміщень, мм | 0,01 |
| Пружність (питома деформація) випробувальної системи $8,0 \cdot 10^{-5}$ мм/Н | | | |

вісності прикладення навантаження та фіксували за дистальний епіфіз кістки у нижньому затискувачі на рухомій траверсі (рис. 6).

Перед початком навантаження в мікропроцесор випробувальної машини введено робочі характеристики (режим навантаження, довжина зразка та інші параметри). Швидкість деформування зразків під час випробувань становила 2,5 мм/хв із забезпеченням плавності прикладання навантаження. Випробування завершували в момент руйнації зразка (рис. 7) з реєстрацією максимальної сили (P_{MAX}) та деформації (Δ_{MAX}). Вимірювання сили P забезпечувалося динамометром, на який через жорсткий стрижень передавалося навантаження кістки.

Випробуванням на стискання, при короткочасній (протягом кількох секунд) дії навантаження,

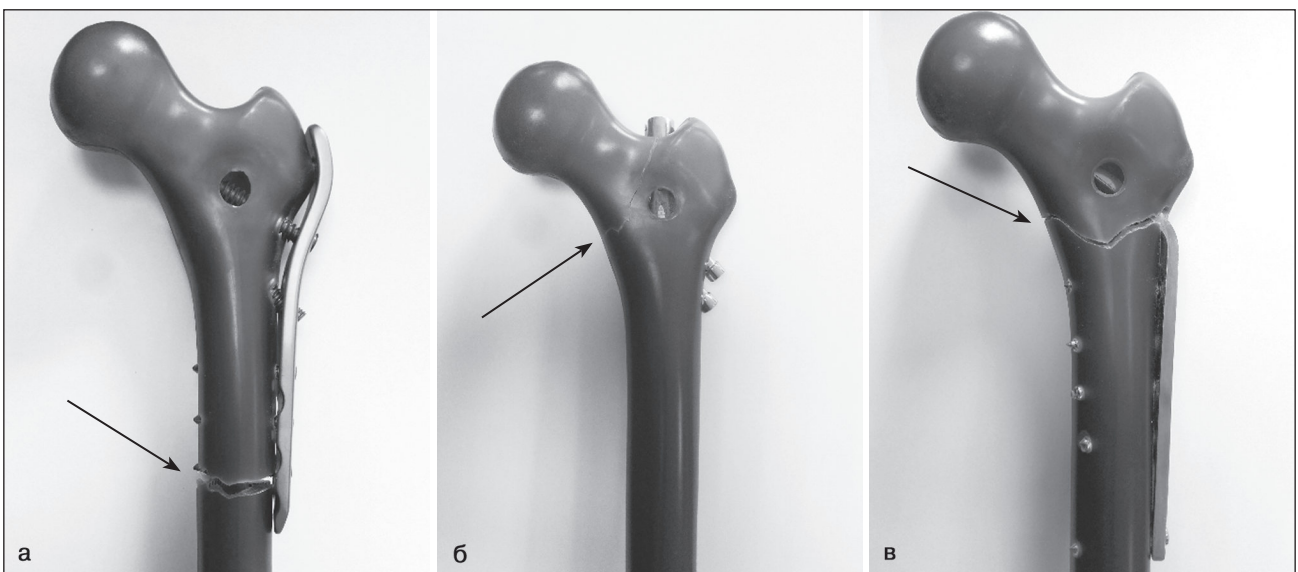


Рисунок 7. Загальний вигляд моделей «стегнова кістка — фіксатор» після проведення тестування на міцність (стрілками вказано локалізацію зламу): а) з LCP; б) з FIN; в) з ABP

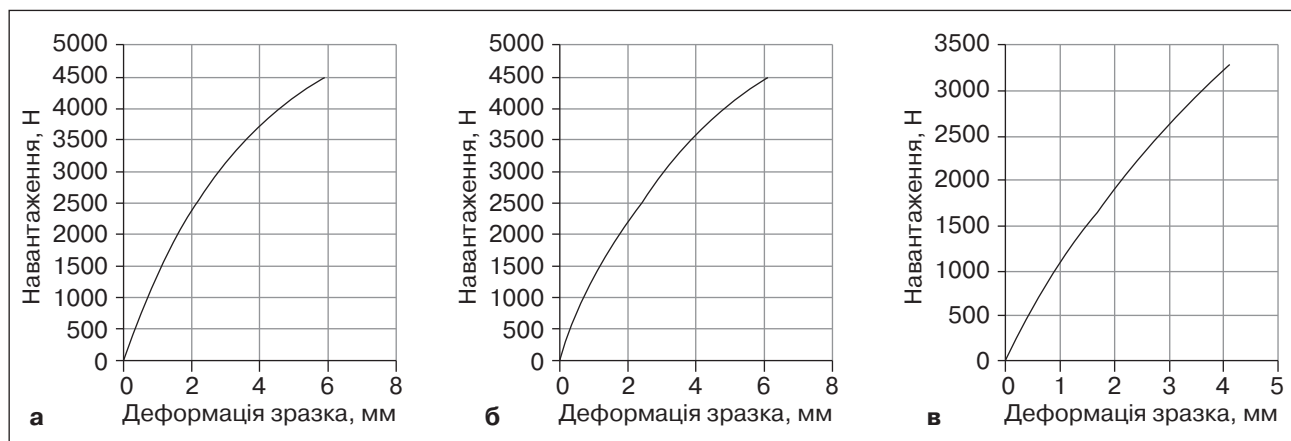


Рисунок 8. Діаграми деформування зразків з різними типами фіксаторів: а) LCP; б) FIN; в) ABP

визначено показники максимальних навантажень та деформацій в момент руйнування зразків. Запис результатів випробувань здійснено в координатах «навантаження — абсолютна деформація кістки» у вигляді протоколу випробувань за допомогою пристрою для друкування.

Результати та їх обговорення

Ділянки зламу зразків при статичному навантаженні у випробувальній машині подані на рис. 7. Отримані діаграми деформування зразків наведено у графіках (рис. 8) для кожної моделі з різними типами фіксаторів.

Отримані показники деформацій (Δ_{MAX} , мм) у випробувальній машині перераховані за допомогою формул, що дозволило виключити деформації випробувальної машини та виділити власні істинні деформації, які виникають виключно на моделі стегнової кістки з різними типами фіксаторів (Δ_{MAX} моделі, мм).

Згідно з отриманими результатами дослідження (табл. 3) встановлено, що деформації, які виникали в момент зламу досліджуваних зразків, незначно відрізнялись один від одного та були в межах $3,14 \pm 0,12$ мм.

Найбільший показник навантаження, що призвело до зламу зразка, отримано на моделі стегнової кістки з фіксатором LCP (4586,7 Н), що вказує на дійснішу та стабільнішу фіксацію. Показники максимальних деформацій цього зразка становили 3,02 мм. Лінія зламу моделі була розташована в поперечному напрямку та проходила через дистальний блокувальний гвинт пластини (рис. 8а).

Руйнування моделі стегнової кістки з фіксатором FIN виникло при меншій силі навантаження (4423,9 Н), максимальний показник деформацій моделі становив 3,06 мм. Лінія зламу моделі проходила у косовертикальному напрямку через медіальну частину великого вертлюга з переходом на базальну частину шийки (рис. 8б).

Найменшу силу навантаження (3200,5 Н), яка призвела до зламу зразка, отримано на моделі стегнової кістки з фіксатором ABP. Показники макси-

Таблиця 3. Максимальні навантаження P_{MAX} та деформації Δ_{MAX} моделі, що отримані в момент зламу моделей стегнових кісток з різними типами фіксаторів

| Модель з фіксатором | P_{MAX} , Н | Δ_{MAX} , мм | Δ_{MAX} моделі, мм |
|---------------------|----------------------|----------------------------|----------------------------------|
| LCP | 4586,7 | 5,91 | 3,02 |
| FIN | 4423,9 | 6,12 | 3,06 |
| ABP | 3200,5 | 4,11 | 3,35 |

мальних деформацій цього зразка були найбільшими та становили 3,35 мм, що вказує на менш надійну та стабільну фіксацію. Лінія зламу моделі була в поперечному напрямку з місця введення леза фіксатора та проходила через міжвертлюгову ділянку (рис. 8в).

Слід відмітити, що виявлені в експерименті ділянки, на яких виникав злам зразків, були максимально наближені по локалізації до місць концентрації напружень при вивченні напружено-деформованого стану моделей стегнових кісток з аналогічними типами металофіксаторів, які були отримані нами в попередньому дослідженні [4]. Цей факт підтверджує адекватність моделей та вірогідність результатів комп'ютерного математичного моделювання з можливістю їх кореляції з даними експериментального дослідження.

Висновки

1. Проведене тестування зразків на стискання при короткочасному навантаженні з визначенням границь міцності та деформацій визначило: злам усіх зразків виникав при показниках навантаження, що значно перевищували сили, які діють на кістку при фізіологічному навантаженні, що вказує на ефективність застосування даних методик остеосинтезу.

2. Біомеханічні випробування на міцність та жорсткість біомеханічної системи «стегнова кістка — фіксатор» в умовах наявного порожнистого дефекту проксимального відділу стегнової кістки (імітаційна модель осередкової форми фіброзної дисплазії) в умовах різних методик остеосинтезу довели переваги

фіксаторів LCP та FIN завдяки їх можливості утримувати максимальні навантаження при достатньо стабільній фіксації.

3. Отримані результати експериментальних досліджень можуть стати аргументованим підґрунтям для вибору оптимальної методики остеосинтезу проксимального відділу стегнової кістки у хворих з фіброзною дисплазією, сприяти розробці та удосконаленню реабілітаційних заходів, що дозволить в оптимальні терміни відновити функцію опори та ходи у цього контингенту хворих.

Список літератури

1. Зубаиров Т.Ф. Хирургическое лечение полиоссальных форм фиброзной дисплазии длинных трубчатых костей нижних конечностей у детей // *Травматология и ортопедия России*. — 2008. — № 2 (48). — С. 25-31.
2. Лазарев І.А. Напружено-деформований стан проксимального відділу стегнової кістки з наявністю порожнистого дефекту (осередок фіброзної дисплазії) в умовах остеосинтезу різними типами фіксаторів / Лазарев І.А., Гук Ю.Н., Олійник Ю.В., Скібан М.В. // *Травма*. — 2015. — Т. 16, № 3. — С. 62-70.
3. Снетков А.И. Оперативное лечение полиоссальной формы фиброзной остеодисплазии у детей и подростков // *Вестник хирургии им. И.И. Грекова*. — 1988. — № 6. — С. 85-89.
4. Шидловський М.С., Лакша А.М., Бур'янов О.А. Дослідження деформаційних характеристик систем фіксації, що використовуються при лікуванні пошкоджень кісток та суглобів // *Вестник Национального технического университета Украины «Киевский политехнический институт», серия «Машиностроение»*. — 2008. — № 54. — С. 51-62.
5. Шидловский Н.С. О методах исследования систем остеосинтеза конечностей человека // *Вісник Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут», серія «Машинобудування»*. — 2010. — № 58. — С. 195-203.
6. Шидловский Н.С. Методы исследования деформационной надежности систем остеосинтеза конечностей человека // *Біомедична інженерія*. — 2011. — № 1. — С. 24-31.
7. Шпилевский И.Э. Деформация проксимального отдела бедренной кости при доброкачественных новообразованиях у детей и подростков / Шпилевский И.Э., Соколовский Л.А., Пашкевич Л.А. // *Травматология и ортопедия России*. — 2010. — № 4 (58). — С. 50-58.
8. Guille J.T. Fibrous dysplasia of the proximal part of the femur. Long-term results of curettage and bone-grafting and mechanical realignment / Guille J.T., Kumar S.J., MacEwen G.D. // *J. Bone Joint Surg. Am.* — 1998. — Vol. 80, № 5. — P. 648-658.
9. Heiner A.D., Brown T.D. Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibias // *J. Biomech.* — 2001. — 34. — 773-781.
10. Stanton R.P. The surgical management of fibrous dysplasia of bone / Stanton R.P., Ippolito E., Springfield D., Lindaman L., Wientroub S., A. Leet. // *Orphanet J. Rare Dis.* — 2012. — № 7.
11. Stephenson R.B. Fibrous dysplasia. An analysis of options for treatment / Stephenson R.B., London M.D., Hankin F.M., Kaufer H. // *J. Bone Joint Surg. Am.* — 1987. — № 69. — P. 400-409.
12. Zdero R., Bougherara H., Dubov A., Shah S., Zalzal P., Mahfud A., Schemitsch E.H. The effect of cortex thickness on intact femur biomechanics: a comparison of finite element analysis with synthetic femurs // *Proc. Inst. Mech. Eng. H.* — 2010. — 224. — 831-840.

Отримано 05.09.15 ■

Лазарев І.А.¹, Шидловський М.С.², Гук Ю.Н.¹, Олійник Ю.В.¹, Чеверда А.І.¹

¹ГУ «Институт травматологии и ортопедии НАМН Украины», г. Киев

²Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт»

БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ НАДЕЖНОСТИ ФИКСАЦИИ ПРОКСИМАЛЬНОГО ОТДЕЛА БЕДРЕННОЙ КОСТИ ПРИ ФИБРОЗНОЙ ДИСПАЗИИ В УСЛОВИЯХ ОСТЕОСИНТЕЗА РАЗЛИЧНЫМИ ТИПАМИ ФИКСАТОРОВ (экспериментальное исследование)

Резюме. Фиброзная дисплазия — врожденное наследственное заболевание скелета, сопровождающееся формированием патологических образований, заполненных диспластичной фиброзно-костной тканью. Выбор методики остеосинтеза при хирургическом лечении переломов и деформаций проксимального отдела бедренной кости остается актуальным в связи с большим количеством осложнений, связанных с миграцией элементов металлоконструкций и нестабильным остеосинтезом. Проведено биомеханическое исследование на прочность и жесткость синтетической модели бедренной кости Sawbones (США) с наличием полостного дефекта в проксимальном ее отделе в условиях остеосинтеза разными типами металлических фиксаторов: LCP (locking compression plate) — пластина для проксимального отдела бедра; FIN (femoral interlocking nail) — бедренный блокирующий стержень; ABP (angled blade plate) — угловая пластина.

Тестирование образцов на сдавление при статической нагрузке проводилось в испытательной машине TIRAtest-2151. Определены границы прочности и деформаций во время разрушения образцов. Переломы на всех образцах возникали при нагрузках, показатели которых значительно превышали те, которые имеют место в естественных условиях, что свидетельствует об эффективности данных методик остеосинтеза. Полученные данные в результате проведенного эксперимента указывают на преимущества использования LCP и FIN, которые обеспечивают большую жесткость фиксации проксимального отдела бедренной кости и могут быть рассмотрены как вариант выбора методики остеосинтеза у больных с фиброзной дисплазией.

Ключевые слова: фиброзная дисплазия, проксимальный отдел бедренной кости, патологический перелом, биомеханический анализ, металлоостеосинтез.

Lazarev I.A.¹, Shidlovskiy M.S.², Guk Yu.M.¹, Oliynik Yu.V.¹, Cheverda A.I.¹

¹SI «Institute of Orthopedics and Traumatology of NAMS», Kyiv

²National Technical University of Ukraine «Kyiv Polytechnic Institute», Kyiv, Ukraine

BIOMECHANICAL ANALYSIS OF FIXATION RELIABILITY OF THE PROXIMAL FEMUR IN FIBROUS DYSPLASIA WITH DIFFERENT TYPES OF OSTEOSYNTHESIS (Experimental study)

Summary. Fibrous dysplasia is a non-hereditary congenital disease of the skeleton, which is accompanied by the cysts formation filled with abnormal fibrous bone tissue. Surgical treatment using various types of the osteosynthesis aimed to reinforcing diseased dysplastic process of the femur is generally accepted and widely used by orthopedic surgeons. The choice of osteosynthesis for surgical treatment of fractures and deformations of proximal femoral bone in the patients with fibrous dysplasia remains currently important due to a large part of complications associated with migration of structure elements and unstable osteosynthesis. A synthetic femur Sawbones (USA) model was used for biomechanical research of proximal hollow defects, which formed the standard volume and localization (simulation model of focal forms of fibrous dysplasia). Femoral

model with hollow defect has been fixed by the typical methods of osteosynthesis: locking compression plate (LCP); femoral interlocking nail (FIN); angled blade plate (ABP). The samples under compressive static load were tested in TIRAtest-2151 machine. We determined the boundaries of strength and deformation during the destruction of the sample. The destruction of all the samples occurred at loads considerably higher than those ones that occur in normal conditions, indicating the effectiveness of these techniques osteosynthesis. The results reflect the benefits of LCP and FIN, providing greater rigidity fixation of the proximal femur and have choices in patients with fibrous dysplasia.

Key words: fibrous dysplasia, proximal femur, pathological fracture, biomechanical analysis, osteosynthesis.