

УДК: 616.71-007.324:616-089

А.В. Калашніков, О.А. Тяжелов*, Ю.В. Лазаренко** МОДЕЛЮВАННЯ БІОМЕХАНІЧНОЇ ПОВЕДІНКИ ПЛАСТИНИ З КУТОВОЮ СТАБІЛЬНІСТЮ ГВИНТІВ ПРИ НАДВИРОСТКОВИХ ПЕРЕЛОМАХ СТЕГНОВОЇ КІСТКИ

*Інститут травматології та ортопедії АМН України; *Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Сітенко АМН України; **Лікарня «Святого Луки» м. Кіровоград*

Калашніков А.В., Тяжелов О.А., Лазаренко Ю.В. Моделювання біомеханічної поведінки пластини з кутковою стабільністю гвинтів при надвиросткових переломах стегнової кістки // Український морфологічний альманах. – 2013. – Том 11, № 4. – С. 31-34.

Методом кінцевих елементів виконано дослідження напружено-деформованого стану системи “стегнова кістка – фіксатор” для пластини з кутковою стабільністю гвинтів при надвиросткових переломах стегнової кістки (перелом типу А1 за класифікацією АО). Моделі відрізняються рівнем розташування площини перелому від суглобової поверхні стегнової кістки: модель 1 – площина перелому розташована на рівні 5 см вище суглобової поверхні; модель 2 – площина перелому на рівні 6,5 см від суглобової поверхні; модель 3 – площина перелому розташована на рівні 8 см від суглобової поверхні стегнової кістки. Отримані результати розрахунків доводять перевагу (як с точки зору міцності, так і жорсткості) сполучення, утвореного пластиною з кутковою стабільністю гвинтів на межі розташування площини перелому 5 см (модель 3)

Ключові слова: перелом стегнової кістки, накістковий остеосинтез, біомеханічне обґрунтування.

Калашніков А.В., Тяжелов А.А., Лазаренко Ю.В. Моделирование биомеханического поведения пластинки с угловой стабильностью винтов при надмыщелковых переломах бедренной кости // Український морфологічний альманах. – 2013. – Том 11, № 4. – С. 31-34.

Методом конечных элементов выполнено исследование напряженно-деформированного состояния системы “бедренная кость – фиксатор” для пластины с угловой стабильностью винтов при надмыщелковых переломах бедренной кости (перелом типа А1 по классификации АО). Модели отличаются в зависимости от расстояния расположения площади перелома к суставной поверхности бедренной кости: модель 1 – при расположении площади перелома на расстоянии 5 см от суставной поверхности бедренной кости; модель 2 – площадь перелома на расстоянии 6,5 см; модель 3 – расстояние до суставной поверхности бедренной кости 8 см. Полученные результаты расчетов доказывают преимущество (как с точки зрения прочности, так и жесткости) соединения, образованного пластиной с угловой стабильностью винтов на расстоянии 8 см (модель 3).

Ключевые слова: перелом бедренной кости, наkostный остеосинтез, биомеханическое обоснование.

Kalashnikov A., Tiagolov A., Lazarenko V. Modelling of biomechanical behaviour with locking compression plate for supracondylar femoral bone fractures // Український морфологічний альманах. – 2013. – Том 11, № 4. – С. 31-34.

The research of the stress-deformed state of the “femur - fixing device” system is done for locking compression plate of the distal end fractures of the femur (fractures A1 in AO classification) by the finite element method. The models are differ by their locating from the plane of fracture to joint place: model 1 – the plane of the fracture is on the level of 5 cm from joint place; model 2 - the plane of the fracture is on the level of 6,5 cm from joint place; model 3 – the plane of the fracture is on the level of 8 cm from joint place. The received results convincingly demonstrate the advantage, either in terms of strength and stiffness, of the connection formed by locking compression plate on the level of 8cm (model 3).

Key words: fracture of the femur, locking compression plate, supracondylar fixation, mathematical computer-based modeling.

Актуальність. Переломи дистального відділу стегнової кістки, складають 6 – 15 % від усіх переломів даного сегменту нижньої кінцівки, та відносяться до найбільш важких для лікування пошкоджень [5, 6]. Наслідками недостатньо точної репозиції та пізнього початку функціонального лікування цих пошкоджень є стійкі контрактури колінного суглобу, сповільнена консолидація, виражена м'язова атрофія, гіпостатичні та трофічні розлади, деформація в зоні перелому та розвиток прогресуючого деформуючого артрозу колінного суглобу. [3,4]. В середині минулого сторіччя незадовільні результати після хірургічного лікування пацієнтів з цими пошкодженнями складали 46 – 48% [7]. Розвиток хірургічних технологій та вдосконалення фіксаторів дозволили суттєво покращити

результати лікування переломів дистального відділу стегнової кістки. Однак, незадовільні результати та ускладнення продовжують зустрічатись після усіх способів остеосинтезу [1, 3, 6].

Мета дослідження. Метою нашого дослідження стало визначення напружено-деформованого стану дистального відділу стегнової кістки при застосуванні накісткового остеосинтезу пластиною з кутковою стабільністю гвинтів в залежності від варіантів розташування площини перелому, а також проведення порівняльного аналізу механічних співвідношень в системі “кістка – фіксатор” при остеосинтезі переломів дистального відділу стегнової кістки.

Робота виконана на базі ДУ “Інститут травматології та ортопедії НАМН України” і є фраг-

ментом комплексної теми: «Розробити технології блокуючого інтрамедулярного остеосинтезу металевими стержнями в лікуванні переломів довгих кісток та розладів репаративного остеогенезу», № державної реєстрації 0108U000140.

Матеріали та методи. Математичне моделювання напружено-деформованого стану (НАДС) кісткової тканини при застосуванні різних варіантів фіксації було виконане з використанням методу кінцевих елементів (МКЕ) в лабораторії біомеханіки Інституту патології хребта та суглобів ім. професора М. І. Ситенко АМН України. Для цього була створена математична модель [2, 3]. Модель створювалась на основі томографічних зрізів кістки виконаних через 0,5 – 1 мм для нерегулярних зон (проксимальний та дистальний відділи стегнової кістки) та 1 – мм см для ділянок з більш простою геометрією (діафіз стегнової кістки).

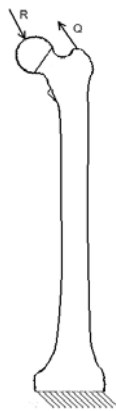


Рис. 1. Схема навантаження закріпленої моделі: R – результуюча сила, що діє на головку стегнової кістки, Q – величина дії сідничних м'язів.

Результуюча сила, що діє на головку стегнової кістки буде рівна $R=3,1$; $P=1674\text{H}$ (при куті в 16° між вертикальною віссю та R). Величина дії сідничних м'язів рівна $Q=2,1$ $P=1134\text{H}$ (при куті в $21,7^\circ$ між вертикальною віссю та Q).

Властивості матеріалів. В проведених дослідженнях враховувались механічні властивості різних видів біологічних тканин: компактною та губчатою кісткою, а також хрящової тканини. В даній моделі матеріал сприймався однорідним та

ізотропним. Під час вибору властивостей кісткових структур, ми враховували дані, що найбільш частіше зустрічаються в літературі

В якості основного навантаження прийнято вагу тіла. Вага тіла умовно приймалась рівною $P = 700\text{H}$. Розглядалось одноопорне положення. Тоді, без урахування ваги опорної кінцівки, навантаження на таз буде складати 540H . В результаті сила, що діє на головку стегнової кістки буде дорівнювати 1674H . Величина дії сідничних м'язів дорівнює 1134H .

В якості оцінки напруженого стану вибраний показник напруження Мізеса (сумарна інтенсивність напружень), що являється найбільш інформативний для оцінки цього стану. Отримана розрахункова модель складається із 49425 КЕ та має 74459 вузлів. Розрахунки проводились з використанням комп'ютерного програмного забезпечення Solid Works [4]. Нами умовно прийнято розташування площини перелому на рівні 5 см , $6,5\text{ см}$ та 8 см від щілини колінного суглобу. Умови фіксації дистального фрагменту моделі стегнової кістки при цьому залишалися незмінними (не менше 2 фіксуючих елементів). При цьому нас цікавило питання, як змінюється напруження моделі кістка – фіксатор при зміні величини дистального фрагменту.

Результати та обговорення. Модель 1. В нижній частині дистального відділу стегнової кістки на відстані 5 см від площини колінного суглоба моделювався перелом з утворенням кісткового регенерату висотою 5 мм . Механічні характеристики регенерату відповідали параметрам хрящової тканини (що імітувало регенерат на початкових етапах зрощення перелому). Остеосинтез виконувався за допомогою латеральної пластини з кутовою стабільністю гвинтів шириною $17,6\text{ мм}$ та товщиною 5 мм . Пластина фіксувалась гвинтами діаметром 5 мм .

Аналіз проведених розрахунків показав, що як і в попередньому варіанті остеосинтезу, в даній моделі характер розподілу напруженого стану в стегновій кістці в порівнянні з нормою не змінився. В нижній частині шийки стегнової кістки величина напружень Мізеса сягає значень $9,2\text{МПа}$ ($10,6\text{МПа}$ для моделі в нормі) (рис. 2).



Рис. 2. Розподіл напружень Мізеса в розрахунковій кінцевих елементів моделі 1.

В середині діафізу стегнової кістки з медіального боку рівень напруженого стану практично не змінився та складає 6,5МПа (6,6МПа для моделі в нормі). З латерального боку відбувся перерозподіл НДС. В проксимальному відділі величина напружень дорівнює 5,8МПа, а в дистальному відділі, в ділянці перелому досягає 8МПа. На відміну від попередніх розрахунків під час використання латеральної стегнової пластини з кутовою стабільністю гвинтів, основне навантаження в проксимальному відділі стегнової кістки несе кортикальний шар, а в дистальному відділі – фіксуєча пластинка.

В проксимальному відділі характер розподілу НДС в порівнянні з нормою не змінився. В дистальному відділі найбільш напруженою є латеральна стегнова пластинка з кутовою стабільністю гвинтів. Найбільш напруженим є верхній блокуючий гвинт та найближчий гвинт до площини перелому. Максимальне значення напружень в ділянці контакту верхнього блокуючого гвинта з кортикальною кісткою з медіального боку складає 10,7МПа (8,6МПа в попере-

дньому розрахунку), а з губчатою кісткою – 7,9МПа (9,5МПа в попередньому розрахунку). Зона концентрації напружень з максимальним рівнем напруженого стану в ділянці перелому розташована на межі контакту пластини з тканиною регенерату. Величина напружень Мізеса в цій зоні дорівнює 8,0МПа (11,2МПа в попередньому розрахунку). Більш напруженими є нижні блокуючі гвинти, що розташовані позаду.

На рис.3. показано порівняння розподілу напружень Мізеса для фронтального розрізу дистального відділу моделі 1 та розрахованої моделі 2. Характер розподілу НДС для обох моделей однаковий. Найбільш напруженою залишається ділянка частини перелому на межі контакту пластини з кістковою тканиною. Величина напружень Мізеса в даній ділянці розрахованої моделі 2 дорівнює 27,3МПа (17,8МПа в моделі 1). Величина напружень Мізеса на межі контакту блокуючих гвинтів з кісткою в нижній частині дистального відділу зменшилась та дорівнює 7,2МПа в розрахованій моделі 2 (7,9МПа в моделі 2).



Рис.3. Розподіл напружень Мізеса у фронтальному зрізі стегнової кістки: а) модель 1; б) модель 2.

На рис. 4. показано порівняння розподілу напружень Мізеса для фронтального зрізу дистального відділу моделі 2 (з розташуванням площини перелому на 6,5см вище щілини колінного суглоба) та розрахованої моделі 3. Характер розподілу НДС для обох моделей однаковий. Найбільш напруженою є ділянка перелому на межі контакту

пластини з кістковою тканиною. Величина напружень Мізеса в цій зоні дорівнює 40,4 МПа (27,3 МПа в моделі 2 (6,5 см). Максимальна величина напружень Мізеса, на межі контакту блокуючих гвинтів з кісткою в нижній частині дистального відділу, не змінилась та становить 7,2МПа (7,2МПа в моделі 2 з рівнем перелому 6,5см).



Рис. 4. Розподіл напружень Мізеса у фронтальному зрізі стегнової кістки: а) модель 2; б) модель 3.

На рис. 5 представлено порівняння величин напружень в стегновій кістці при металоостеосинтезі дистального відділу пластиною з кутовою стабільністю з різними рівнями розташу-

вання площини перелому. Як видно з діаграми при більш високому розташуванні площини перелому напруження на межі пластини – кістка підвищується.

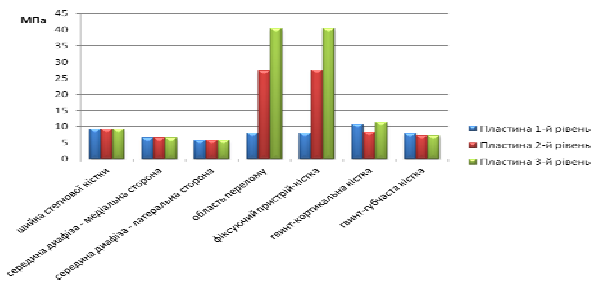


Рис. 5. Розподіл напружень Мізеса в моделі остеосинтезу дистального відділу стегнової кістки пластинною з кутовою стабільністю.

Висновки:

1. Підвищення рівня розташування площини перелому на привело до зміни характеру розподілу НДС в стегновій кістці.
2. В проксимальному відділі величини напружень практично не змінилися.
3. В дистальному відділі відбулось зниження рівня напруженого стану в ділянці проходження блокуючих гвинтів.
4. В ділянці перелому та на межі пластина – кістка величини напружень підвищилися.
5. При більш високому розташуванні площини перелому, на межі контакту пластина – кістка відбувається збільшення напруженого стану.

Перспективи подальших досліджень. С метою підтвердження змодельованих даних створено алгоритм диференційованого застосування різних методів остеосинтезу при над віросткових переломах стегнової кістки.

Ми вважаємо, що вибір методу остеосинтезу повинен визначатися багатофакторно, враховуючи локалізацію та ступінь зміщення уламків.

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ:

1. Абсолютная стабильность при остеосинтезе длинных костей / Романенко К.К., Белостоцкий А.И., Прозоровский Д.В. // Ортопедия травматология и протезирование. – 2009. – № 1. – С. 97 – 100.
2. Алямовский А.А. SolidWorks/COSMOS-Works Инженерный анализ методом конечных элементов. – М.: ДМК Пресс, 2004. – 432 с.
3. Бородин Д.В. Компьютерна візуалізація черезкісткового остеосинтезу при навколосуглобних переломах довгих кісток, що утворюють колінний суглоб / Д. В. Бородин // Травма. – 2009. – Т. 10, № 3. – С. 255 – 258.
4. Васюк В.А. Застосування нових сучасних матеріалів для остеосинтезу внутрішньо- та білясуглобових переломів трубчастих кісток / В.А. Васюк, О.Г. Дудко // Збірник наукових праць НМАПО ім. П.А. Шупика. – Вип. 16, кн. 4. – К., 2007. – С. 204 – 210.
5. Внутренние напряжения при нагрузках биомеханических конструкций “отломки бедренной кости – аппарат внешней фиксации,

“отломки бедренной кости – накостный фиксатор” и клинические аспекты их проявления / А.К. Попсуйшапка, И.Н. Боровик, А.И. Белостоцкий [и др.] // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2008. – № 2. – С. 56 – 62.

6. Гайко Г.В., Калашников А.В., Боер В.А. и проч. Анализ структуры первичной инвалидности и факторов ее формирования при травмах конечностей в условиях большого города // Материалы научно-практической конференции с международным участием “Медико-социальная экспертиза и реабилитация больных вследствие травм и заболеваний опорно-двигательного аппарата”. – Днепропетровск, «Пороги», 2008. – С. 23 – 24.
7. Biomechanical comparison of polyaxial-type locking plates and a fixed-angle locking plate for fixation of distal femur fractures / Otto R.J., Moed B.R., Bledsoe J.G. // J Orthop Trauma. – 2009. – Vol. 23 (9). – P. 645 – 652.
8. Biomechanical evaluation of the less invasive stabilization system, angled blade plate, and retrograde intramedullary nail for the internal fixation of distal femur fractures / M. Zlowodzki, S. Williamson, P. A. Cole [at al.] // J Orthop Trauma. – 2004. – Vol. 18 (8). – P. 494 – 502.
9. Distal femur defects reconstructed with polymethylmethacrylate and internal fixation devices: a biomechanical study. / A.D. Uglialoro, M. Maceroli, K.S. Beebe [at al.] // Orthopedics. – 2009. – Vol. 32 (8). – P. 225 – 233.
10. Johnson E.E. Failure of LCP condylar plate fixation in the distal part of the femur / E. E. Johnson // J Bone Jt Surg Am. 2006. – Vol. 88. – P. 2539 – 2541.

Надійшла 18.09.2013 р.
Рецензент: проф. В.І.Лузін