

¹ Інститут травматології та ортопедії АМН України, м. Київ,² Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І.Ситенка АМН України, м.Харків;³ Військово-медичний клінічний центр Центрального регіону, м. Вінниця

БІОМЕХАНІЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ ХІРУРГІЧНОГО ЛІКУВАННЯ НАДВИРОСТКОВИХ ПЕРЕЛОМІВ ДИСТАЛЬНОГО ВІДДІЛУ СТЕГНОВОЇ КІСТКИ

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

Актуальність. Переломи дистального відділу стегнової кістки складають 6-15% усіх переломів даного сегменту нижньої кінцівки і відносяться до найбільш важких для лікування [2, 3]. Наслідком 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 [1, 2]. При оперативному лікуванні пацієнтів з цими пошкодженнями в середині ХХ сторіччя незадовільні результати сягали 46-48% [2]. Розвиток хірургічних технологій та вдосконалення фіксаторів дозволили суттєво покращити результати лікування переломів дистального відділу стегнової кістки. Однак незадовільні результати та ускладнення зустрічаються при усіх способах остеосинтезу [1, 2, 3].

Метою роботи є визначення напружено-деформованого стану дистального відділу стегнової кістки залежно від варіантів остеосинтезу і розташування площини перелому, а також порівняльний аналіз механічних співвідношень в системі «кістка — фіксатор» при остеосинтезі переломів дистального відділу стегнової кістки.

Матеріали та методи

Для виконання поставленого завдання нами було виконано математичне моделювання напружено-деформованого стану (НДС) кісткової тканини при використанні різних варіантів фіксації на базі методу кінцевих елементів (МКЕ). Дослідження було виконано в лабораторії біомеханіки Інституту патології хребта та суглобів ім. професора М.І. Ситенка АМН України. На основі томографічних зрізів кістки, виконаних через 0,5-1 см для нерегулярних зон (проксимальний та дистальний відділи стегнової кістки) та 1-3 см для ділянок з більш простою геометрією (діафіз стегнової кістки), була створена математична модель

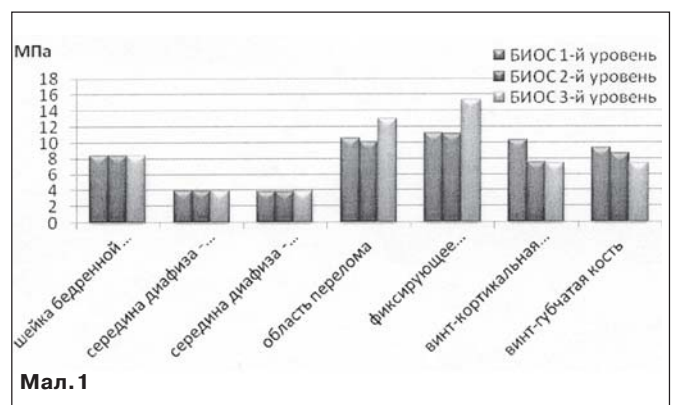
[5]. На її основі нами було побудовано три варіанти моделі металоостеосинтеза: 1) з інтрамедулярним блокованим стержнем; 2) з латеральною стегною пластиною з кутовою стабільністю; 3) з динамічним колінним стабілізатором (DCS).

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

В якості оцінки напруженого стану вибрані напруження Мізеса (сумарна інтенсивність напружень) як найбільш інформативний вид загального напруженого стану. Отримана розрахункова модель складається із 49425 КЕ та має 74459 вузлів. Розрахунки проводились в програмі Solid Works [4]. Нами умовно прийнято розташування площини перелому на рівні 5 см, 6,5 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.

При остеосинтезі блокованим стержнем (мал.1) відмічалось:

1. Збільшення рівня розташування площини перелому не приводило до зміни характеру розподілу НДС в стегновій кістці.



2. В проксимальному відділі величини напруження практично не змінилися.
3. В дистальному відділі відбулось зниження рівня напруженого стану в ділянці проходження блокуючих гвинтів.
4. В ділянці перелому та межі стержень-кістка величини напружень збільшились.
5. При більш високому розташуванні площини перелому, на межі контакту стержень-кістка відбувається збільшення напруженого стану.

Аналізуючи характер розподілу напруженого стану при остеосинтезі латеральною стегноюю пластиною з кутовою стабільністю отримано наступні дані (мал.2):

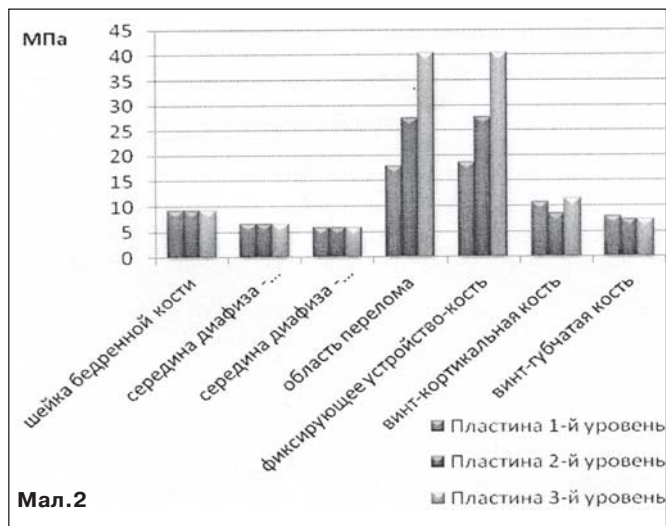
1. Підвищення рівня розташування площини перелому не призвело до зміни характеру розподілу НДС в стегновій кістці.
2. В проксимальному відділі величини напруження практично не змінилися.
3. В дистальному відділі відбулось зниження рівня напруженого стану в ділянці проходження блокуючих гвинтів.
4. В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

Досліджуючи напружено-деформований стан при остеосинтезі стегнової кістки динамічним колінним стабілізатором (DCS) на різних рівнях площини перелому ми отримали наступні результати [5, 6] (мал.3).

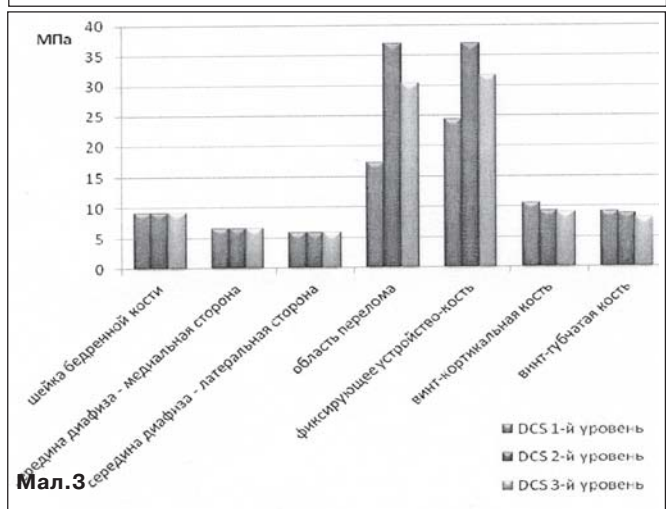
Висновки

- 1) При наявності перелому в найменшій відстані від суглобової щілини (5 см від суглобової щілини колінного суглобу) доцільно використовувати латеральну кутову пластину з кутовою стабільністю;
- 2) Для розташування площини перелому на рівні 8 см від суглобової щілини колінного суглобу використання інтрамедулярного блокованого остеосинтезу дистального відділу стегнової кістки забезпечує найбільш низький рівень напруженого стану.
- 3) Остеосинтез з використанням пластины з кутовою стабільністю дає найбільш високий рівень напруженого стану.
- 4) Чим більша відстань площини перелому до найближчого гвинта тим менше напруження отримує блокуючий гвинт.

Список літератури знаходиться в редакції



Мал.2



Мал.3

Резюме

А. В. Калашніков, О. А. Тяжелов, Ю. В. Назаренко

Биомеханическое обоснование хирургического лечения надотростковых переломов дистального отдела бедренной кости

Методом конечных элементов выполнено исследование напряженно-деформированного состояния системы «бедренная кость — фиксатор» для трех моделей остеосинтеза переломов дистального отдела бедренной кости (перелом тип A1 по классификации AO). Модели отличаются типами фиксаторов: модель 1 — интрамедуллярный блокирующий стержень; модель 2 — латеральная бедренная пластина с угловой стабильностью; модель 3 — динамический мыщелковый стабилизатор (DCS). Полученные результаты расчетов доказывают преимущество как с точки зрения прочности, так и жесткости соединения блокирующим стержнем, модель 1.

Resume

Kalashnikov A.V., Tjazelov O.A., Nazarenko, Y.V.

Biomechanics ground of surgical treatment of supracondylar fractures of distal femoral bone

The end-element analysis of the stress-deformed state of the "femur-fixing device" system is done for three osteosynthesis models of the distal end fractures of the femur (fractures A1 in AO classification). The models differed only in their fixing systems: model 1 — intramedullary nailing; model 2 — lateral femur LCP plate; model 3 — dynamic condylar screw (DCS). The obtained calculation results convincingly demonstrate the advantages of the studied osteosynthesis with intramedullary nailing, model 1.