

УДК 616.71-007.324:616-089

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

МАТЕМАТИЧНЕ КОМП'ЮТЕРНЕ МОДЕЛЮВАННЯ БІОМЕХАНІЧНОЇ ПОВЕДІНКИ ІНТРАМЕДУЛЯРНОГО БЛОКОВАНОГО СТРИЖНЯ ПРИ НАДВИРОСТКОВИХ ПЕРЕЛОМАХ СТЕГНОВОЇ КІСТКИ

Інститут травматології та ортопедії АМН України, м. Київ
Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка АМН України, м. Харків
Лікарня «Святого Луки», м. Кіровоград

Резюме. Методом кінцевих елементів виконано дослідження напружено-деформованого стану системи «стегнова кістка – фіксатор» для інтрамедулярного блокуваного стрижня при переломах дистального відділу 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; мо-

дель 3 – площина перелому розташована на рівні 8 см від суглобової поверхні стегнової кістки. Отримані результати розрахунків доводять перевагу (як із точки зору міцності, так і жорсткості) сполучення, утвореного блокуючим стрижнем на межі розташування площини перелому 8 см (модель 3).

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

Вступ. Переломи дистального відділу стегнової кістки становлять 6-15 % від усіх переломів даного сегмента нижньої кінцівки та відносяться до найбільш тяжких для лікування пошкоджень [2, 3]. Наслідками недостатньо точної репозиції та пізнього початку функціонального лікування цих пошкоджень є стійкі контрактури колінного суглоба, сповільнена консолидація, виражена м'язова атрофія, гіпостатичні та трофічні розлади, деформація в зоні перелому та розвиток прогресуючого деформівного артрозу колінного суглоба [1, 2]. У середині минулого сторіччя незадовільні результати після хірургічного лікування пацієнтів із цими пошкодженнями становили 46-48 % [2]. Розвиток хірургічних технологій та вдосконалення фіксаторів дозволили суттєво покращити результати лікування переломів дистального відділу стегнової кістки. Однак незадовільні результати та ускладнення продовжують траплятися після усіх способів остеосинтезу [1, 2, 3].

Мета дослідження. Визначити напружено-деформований стан дистального відділу стегнової кістки при застосуванні інтрамедулярного блокуваного стрижня залежно від варіантів розташування площини перелому, а також провести порівняльний аналіз механічних співвідношень у системі «кістка – фіксатор» при остеосинтезі переломів дистального відділу стегнової кістки.

Матеріал і методи. Математичне моделювання напружено-деформованого стану (НДС) кісткової тканини при застосуванні різних варіантів фіксації виконане з використанням методу кінцевих елементів (МКЕ) у лабораторії біомеханіки Інституту патології хребта та суглобів ім. професора М.І. Ситенка АМН України. Для цього була створена математична модель [5]. Модель створювалася 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 із більш простою геометрією (діафіз стегнової кістки).

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

Властивості матеріалів. У проведених дослідженнях враховувалися механічні властивості різних видів біологічних тканин: компактною та губчастою кісткою, а також хрящової тканини. У даній моделі матеріал сприймався однорідним та ізотропним. Під час вибору властивостей кісткових структур ми враховували дані, що найбільш частіше трапляються в літературі

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

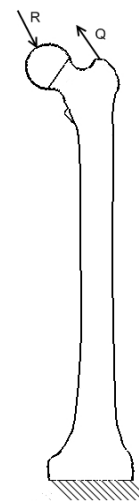


Рис. 1. Схема навантаження закріпленої моделі: R – результуюча сила, що діє на голівку стегнової кістки, Q – величина дії сідничних м'язів

Як оцінка напруженого стану вибрано показник напруження Мізеса (сумарна інтенсивність напружень), що являється найбільш інформативним для оцінки цього стану. Отримана розрахункова модель складається із 49425 KE та має 74459 вузлів. Розрахунки проводились із використанням комп'ютерного програмного забезпечення Solid Works [4]. Нами умовно прийнято розташування площини перелому на рівні 5 см, 6,5 см та 8 см від щілини колінного суглоба. Умови фіксації дистального фрагмента моделі стегнової кістки при цьому залишалися незмінними (не менше двох фіксуючих елементів). При цьому нас цікавило питання, як змінюється напруження моделі кістка – фіксатор при зміні величини дистального фрагмента.

Результати дослідження та їх обговорення. Модель 1. У 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 інтрамедулярного блокованого стрижня діаметром 12 мм та довжиною 440 мм. Стрижень фіксувався чотирма гвинтами діаметром 5мм.

Як показав аналіз проведених розрахунків, характер розподілу по поверхні стегнової кістки практично не змінився. Рівень напружень по зовнішній поверхні кортикального шару знизився. Так, у нижній частині шийки стегнової кістки рівень напруженого стану прирівнюється 8,4МПа (10,6МПа для моделі в нормі). Зони концентрації напружень у середині діафіза змістилися вище, ближче до проксимального відділу.

З медіального боку величина напружень Мізеса дорівнює 3,9МПа (6,6МПа для моделі в нормі), а з латерального – 3,8МПа (5,8МПа для моделі в нормі). Зниження рівня напруженого стану в стегновій кістці пояснюється перерозподілом навантажень у моделі внаслідок використання інтрамедулярного блокованого стрижня. У ділянці перелому, по зовнішній поверхні, рівень напруженого стану невеликий та дорівнює 0,8МПа (4,6МПа для моделі в нормі).

На рис. 2 показано розподіл напружень Мізеса для фронтального зрізу проксимального та дистального відділів стегнової кістки.

На відміну від моделі в нормі, де основне навантаження несе кортикальний шар стегнової кістки, у розрахунковій моделі основне навантаження приймає інтрамедулярний блокований стрижень. Навколо блокуючих гвинтів також спостерігаються зони з підвищеним напруженим станом. Для проксимального відділу стегнової кістки максимальне значення напружень спостерігається в ділянці контакту нижнього блокуючого гвинта з губчастою кісткою – 8,8МПа. Для дистального відділу стегнової кістки значення напружень у ділянці контакту блокуючого гвинта (найближчого до зони перелому) з губчастою кісткою сягає 9,5МПа.

У ділянці перелому на межі контакту з інтрамедулярним стрижнем величина інтенсивності напружень дорівнює 11МПа.

З наведеного розрахунку нами зроблені наступні висновки:

1. При остеосинтезі стегнової кістки основне навантаження несе інтрамедулярний блокований стрижень, а напружений стан у кортикальному шарі стегнової кістки знижується.
2. Зони концентрації напружень розташовані в ділянці контакту блокуючих гвинтів з губчастою кісткою. Рівень напруженого стану в них змінюється в межах 6,2 – 9,5МПа. Більш напруженою є ділянка контакту найближчого до зони перелому блокуючого гвинта з губчастою кісткою.
3. У ділянці перелому підвищення напруженого стану спостерігається тільки на межі контакту з інтрамедулярним стрижнем – 11МПа.

У розрахункову модель 2 внесені наступні зміни. У нижній частині дистального відділу стегнової кістки на відстані 6,5см від суглобової поверхні колінного суглоба моделювався перелом з утворенням регенерату висотою 5мм. Остеосинтез виконувався за допомогою інтрамедулярного блокованого стрижня з параметрами, аналогічними моделі 1.

Порівняння розподілу напружень Мізеса для фронтального розрізу дистального відділу моделі



Рис. 2. Розподіл напружень Мізеса у фронтальному зрізі стегнової кістки



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

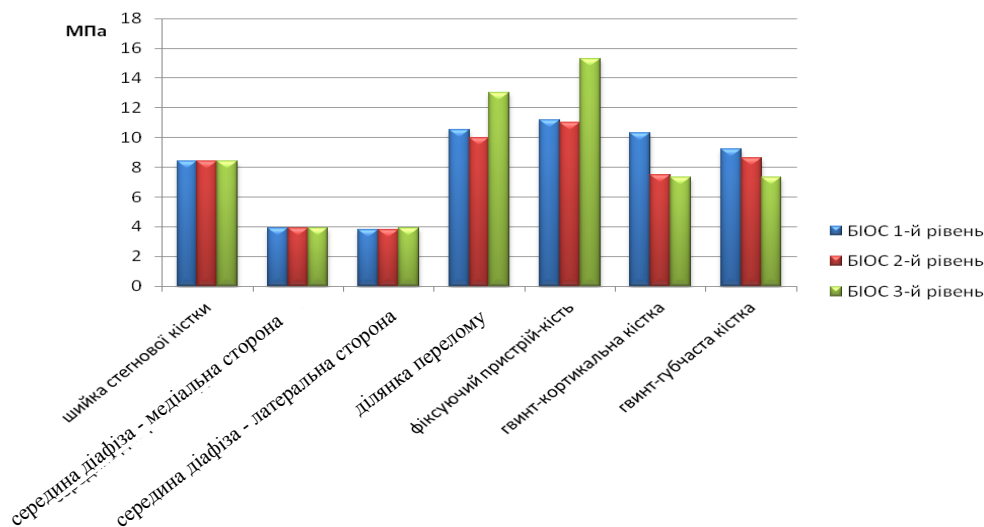


Рис. 4. Розподіл напружень Мізеса в моделі стегнової кістки при остеосинтезі інтрамедулярним блокованим стрижнем

1 (з першим рівнем перелому) та розрахунковій моделі 2. На відміну від моделі 1, у розрахунковій моделі 2 рівень напруженого стану дещо зменшився. Так, максимальний рівень напружень на межі стрижень – кістка в розрахунковій моделі дорівнює 11МПа (11,2МПа в моделі 1). Більш суттєве зниження відбулося на межі контакту блокуючих гвинтів з губчастою кісткою, де рівень напруженого стану в розрахованій моделі 2 дорівнює 5,5МПа (9,5МПа в моделі 1).

У ділянці перелому на межі контакту з інтрамедулярним стрижнем величина напружень не змінилась та дорівнює 10МПа.

Розрахована модель 3 була аналогічна моделям 1 і 2, куди були внесені наступні зміни. У нижній частині дистального відділу стегнової кістки на відстані 8 см від площини колінного суглоба моделювався поперечний перелом з кістковим регенератом висотою 5 мм.

На рис. 3 показано порівняння напружень Мізеса для фронтального зрізу дистального відділу моделі 2 та розрахованої моделі 3. На межі контакту стрижень – кістка рівень напруженого стану розрахованої моделі 3 підвищився та дорівнює 15,3МПа (11МПа для моделі 2). На межі кон-

такту блокуючих гвинтів із губчастою кісткою рівень напруженого стану менший та складає для розрахованої моделі 7,3МПа (8,6МПа для моделі 2). У ділянці перелому на межі контакту з інтрамедулярним стрижнем величина напружень підвищилася та дорівнює 13МПа.

На рис. 4 представлено порівняння величин напруження в стегновій кістці при остеосинтезі дистального відділу з різними рівнями розташування площини перелому. Як видно з діаграми, при більш високому розташуванні площини перелому напруження на межі стрижень – кістка підвищується, а на межі гвинт – кістка в дистальному відділі – знижується.

Висновки

1. Підвищення рівня розташування площини перелому не призвело до зміни характеру розподілу напружено-деформованого стану в стегновій кістці.

2. У проксимальному відділі величини напружень практично не змінились.

3. У дистальному відділі відбулося зниження рівня напруженого стану в місцях проходження блокуючих гвинтів.

4. При більш високому розташуванні площини перелому, на межі контакту стрижень – кістка відбувається збільшення напруженого стану.

5. Чим більша відстань від зони перелому до найближчого блокуючого гвинта, тим менше навантаження отримує блокуючий гвинт.

6. При розташуванні перелому на відстані 8 см від площини колінного суглоба, найбільш обґрунтованим є застосування блокуючого інтрамедулярного остеосинтезу.

Література

1. Анализ структуры первичной инвалидности и факторов ее формирования при травмах конечностей в условиях большого города / Г.В. Гайко, А.В. Калашников, В.А. Боер [и др.]: 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.
2. Анализ факторов, влияющих на выбор методик остеосинтеза при лечении диафизарных переломов длинных костей конечностей / Г.В. Гайко, А.В. Калашников, В.А. Боер В.А. [и др.] // Вестн. ортопедии, травматол. и протезир. – 2008. – № 2. – С. 68-73.
3. Алямовский А.А. SolidWorks/COSMOSWorks Инженерный анализ методом конечных элементов / А.А. Алямовский. – М.: ДМК Пресс, 2004. – 432 с.
4. Bone and joint healing / J.A. Buckwalter, T.A. Einhorn, J.L. Marsh [et al.] // In: Rockwood and Green's Fractures in Adults. – 7th ed. – Philadelphia, PA: Wolters Kluwer Health/Lippincott, Williams & Wilkins. – 2010. – P. 85-103.
5. Reamed intramedullary nailing versus unreamed intramedullary nailing for shaft fracture of femur: a systematic literature review / X. Duan, T. Li, A.Q. Mohamed [et al.] // Arch. Orthop. Trauma Surg. – 2011. – Vol. 131 (10). – P. 1445-1452.

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ БИОМЕХАНИЧЕСКОГО ПОВЕДЕНИЯ ИНТРАМЕДУЛЯРНОГО БЛОКИРОВАННОГО СТЕРЖНЯ ПРИ НАДМЫШЦЕЛКОВЫХ ПЕРЕЛОМАХ БЕДРЕННОЙ КОСТИ

А.В. Калашников, А.А. Тяжелов, Ю.В. Лазаренко

Резюме. Методом конечных элементов выполнено исследование напряженно-деформированного состояния системы “бедренная кость – фиксатор” для интрамедулярного блокированного стержня 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 блокирующим стержнем на расстоянии 8 см (модель 3).

Ключевые слова: перелом бедренной кости, интрамедулярный остеосинтез, надмыщелковый остеосинтез, биомеханическое обоснование.

MATHEMATICAL COMPUTER-BASED MODELLING OF BIOMECHANICAL BEHAVIOR OF INTRAMEDULLARY NAILING FOR SUPRACONDYLAR FEMORAL BONE FRACTURES

A. Kalashnikov, A. Tiazhelov, V. Lazarenko

Abstract. The research of the mode of deformation of the “femur – fixation device” system is done for intramedullary nailing of the distal end fractures of the femur (fracture A1 in AO classification) by the finite element method. The models differ by their distance between the plane of fracture and the articular surface of the femur: model 1 – the plane of the fracture is 5 cm from the articular surface of the femur; model 2 – the plane of the fracture is 6,5 cm from it; model 3 – the plane of the fracture is 8 cm from the articular surface of the femur. The received results convincingly demonstrate the advantage, both in terms of strength and stiffness, of the connection formed by intramedullary nailing on the distance of 8 cm (model 3).

Key words: fracture of the femur, intramedullary fixation, supracondylar fixation, mathematical computer-based modelling.

Institute of Traumatology and Orthopedics of AMS of Ukraine (Kyiv)
Prof. Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of AMS of Ukraine (Kharkiv)
Hospital "St. Luke" (Kirovohrad)

Рецензент – проф. В.Л. Васюк

Buk. Med. Herald. – 2014. – Vol. 18, № 1 (69). – P. 43-46

Надійшла до редакції 09.01.2014 року