

УДК 616.717/718.45-001.5:616.71-001.5-089.881

О.А. Кіна, В.О. Литовченко, М.Ю. Карпинський

Харківський національний медичний університет

ВИБІР ФІКСАТОРА ДЛЯ ОСТЕОСИНТЕЗУ ПЕРЕЛОМІВ ПЛЕЧОВОЇ КІСТКИ У ПОСТРАЖДАЛИХ З ПОЄДНАНОЮ ТОРАКАЛЬНОЮ ТРАВМОЮ

За допомогою біомеханічного моделювання обґрунтовано доцільність застосування блокованих інтрамедулярних цвяхів та апаратів зовнішньої фіксації при діафізарних переломах плечової кістки на тлі торакальних пошкоджень.

Ключові слова: *біомеханічне моделювання, пластина, апарат зовнішньої фіксації, блокуючий цвях, діафізарний перелом плеча, торакальна травма.*

Травматизм сьогодення має відмінності від травматизму середини ХХ сторіччя. Статистично виявляється тенденція до зниження частки ізольованої травми та збільшення кількості постраждалих з тяжкими множинними та поєднаними травмами. Відсоток таких постраждалих сягає 15 від усіх стаціонарних хворих, летальність яких на госпітальному етапі сягає 70 % [1].

У вітчизняній літературі цей феномен пояснюється як синдром взаємного обтяжування ушкоджень, окремим проявом якого є поєднання травми грудної клітки з переломом плечової кістки [2].

Провідними ушкодженнями грудної клітки є гемоторакс, напружений пневмоторакс, флотуюча грудна клітка, що супроводжується розвитком гострої дихальної недостатності. Гіпоксія та поєднання дихальних розладів з виключенням функції оксигенації крові, порушення кровообігу та біомеханіки дихання призводять до виникнення респіраторного дистрес-синдрому дорослих з термінальним набряком легень [3, 4].

Окрім того, перелом плечової кістки призводить до збільшення ризику вторинних ушкоджень м'яких тканин, кровотечі, некрозів, додаткового травмування нервових стовбурів плечового сплетіння, посилення аферентної больової імпульсації, особливо при консервативному веденні хворих [5–7].

Запропонована тактика лікування поєднаних переломів ґрунтується на запобіганні несприятливого розвитку травматичної хвороби. Це досягається мінімізацією первинного обсягу оперативного втручання в бік кінцевої стабілізації кісткових відламків по мірі стабілізації життєвих функцій організму, що відповідає концепції запрограмованого багатоступового послідовного хірургічного лікування «damage control».

Не викликає сумніву, що перелом плечової кістки в даному випадку потрібно стабілізувати в якомога більш ранні строки, тому що виникаюча гіподинамія посилює гіпоксію та ендотоксикоз, що прогресивно погіршує стан постраждалого. У зв'язку з цим постає питання вибору тактики ведення таких хворих взагалі та вироблення алгоритму з обґрунтуванням вибору методу остеосинтезу зокрема, а вирішення цього завдання є нагальним і актуальним.

Матеріал і методи. Для вивчення пружно-деформованого стану в системі «імплантат – кістка» в лабораторії біомеханіки Державної установи «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М.І. Ситенка НАМН України» за консультативної допомоги М.Ю. Карпинського проведено біомеханічне дослідження з розробкою моделі плечової кістки з діафізарним переломом у середній третині, тому що саме ця локалізація зустрічалася частіше за інші.

© О.А. Кіна, В.О. Литовченко, М.Ю. Карпинський, 2014

Модельований перелом середньої третини діяфіза плечової кістки з подальшим остеосинтезом накістковою пластиною, інтрамедулярним стрижнем, апаратом зовнішньої фіксації та блокуючим цвяхом вивчали під впливом осьового стискаючого навантаження, яке дорівнювало 700 Н.

Наводимо механічні характеристики матеріалів [8], таблиця.

Механічні властивості матеріалів

Матеріал	Модуль пружності тканин (E), МПа	Коефіцієнт Пуассона (ν)
Кортикальна тканина	$2,0 \cdot 10^4$	0,29
Губчаста кістка	200	0,30
Хрящова тканина	900	0,34
Тканина зв'язок	150	0,45
Титан VT-16	$1,1 \cdot 10^5$	0,20

Інтрамедулярний остеосинтез моделювали стрижнем діаметром 3 мм, довжиною 300 мм, матеріал титан VT-16. Накістковий остеосинтез моделювали за допомогою титанової пластини товщиною 2 мм, шириною 14 мм та довжиною 80 мм з чотирма фіксуючими гвинтами.

Блокуючий інтрамедулярний цвях мав діаметр 9 мм та довжину 300 мм. Фіксацію інтрамедулярного цвяха у фрагментах плечової кістки виконували чотирма гвинтами діаметром 3,5 мм, довжина змінювалася від 30 до 40 мм.

Апарат зовнішньої фіксації моделювали у вигляді титанової пластини з чотирма півкільцями. Як фіксуючі елементи використовували стрижні діаметром 4 мм, які розташовували під кутом 90° відносно один одного, довжиною 45–55 мм.

Результати дослідження. В моделі з інтрамедулярним остеосинтезом визначається зона підвищеного напруження в дистальному відділі плечової кістки. Напруження в цій ділянці становить 0,98 МПа. Але максимум навантаження припадає на інтрамедулярний стрижень і сягає 1,05 МПа. Це приводить до зменшення навантаження в зоні перелому на кісткову тканину (рис. 1).

При навантаженні моделі остеосинтезу плечової кістки накістковою пластиною характер розподілу напружень у системі «імплантат – кістка» виглядає дещо інакше. Максимум напруження припадає на перший проксимальний та другий дистальний гвинти і становить 2,29 МПа. В зоні перелому мета-

лева пластина приймає на себе основні навантаження, розвантажуючи тим самим кісткові фрагменти в цій ділянці. Зона підвищеного напруження в кістковій тканині виникає в дистальному її кінці поза межами розташування металевої конструкції. Напруження цієї зони дорівнює 1,22 МПа (рис. 2).

Результати дослідження діяфізарних переломів плечової кістки з остеосинтезом апа-

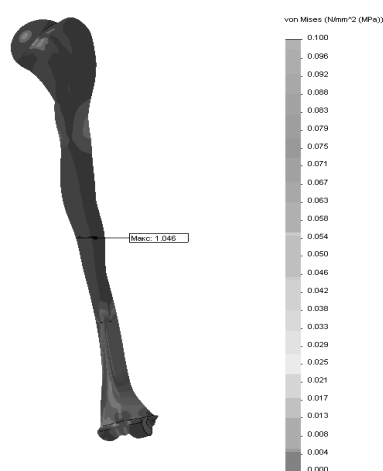


Рис. 1. Плече. Інтрамедулярний остеосинтез

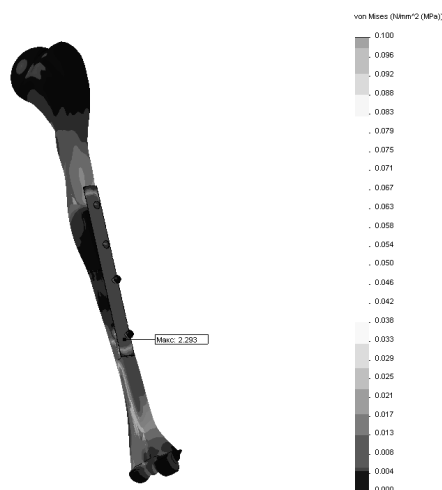


Рис. 2. Плече. Остеосинтез плечової кістки накістковою пластиною

ратом зовнішньої фіксації такі: максимум напруження кісткової тканини не перевищує значення 0,1 МПа, а в елементах конструкції апарата сягає 44,8 МПа. Зона максимальних навантажень припадає на зовнішні кільця апарата (рис. 3).



Рис. 3. Плече. Остеосинтез плечової кістки апаратом зовнішньої фіксації

Як показали результати дослідження, використання інтрамедулярного цвяха з блокуючими гвинтами дозволяє практично повністю розвантажити плечову кістку. Напруження у кістковій тканині не перевищує 0,1 МПа. Максимальне напруження – 4,4 МПа – спостерігається навколо верхнього гвинта на дистальному кінці цвяха. Це здійснюється тому, що все навантаження сприймає на себе металева конструкція, й саме на цей гвинт припадає максимальне напруження 7,0 МПа. Відповідно, в кістковій тканині максимум напружень виникає в зоні контакту з цим гвинтом (рис. 4).

Обговорення результатів. Найменші зміщення кісткових фрагментів спостерігали при моделюванні остеосинтезу плечової кістки апаратом зовнішньої фіксації та блокуючого інтрамедулярного цвяха (величина зміщень становить менше ніж 0,6 та 0,1 мм відповідно). Найгірший результат визначено

при моделюванні остеосинтезу накістковою пластиною, це гірше, ніж на моделі остеосинтезу інтрамедулярним стрижнем (величина зміщення – 1,6 мм), що пов'язано, на нашу думку, із забезпеченням пластиною стабільності фрагментів моделі тільки в одній площині.

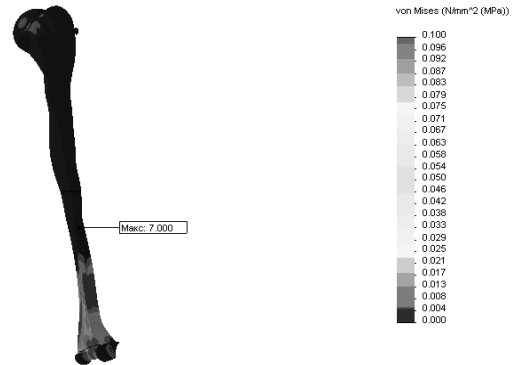


Рис. 4. Плече. Остеосинтез з використанням інтрамедулярного цвяха з блокуючими гвинтами

Висновки

Найкращі фіксуючі можливості при остеосинтезі діафізарного перелому плечової кістки спостерігались при моделюванні остеосинтезу апаратом зовнішньої фіксації та з використанням блокуючого інтрамедулярного цвяха. Це підтверджено як максимальним напруженням у кістковій тканині, так і величиною зміщення кісткових фрагментів під дією навантаження.

Таким чином, блокуючий інтрамедулярний цвях є конструкцією вибору фіксації перелому плечової кістки, особливо у постраждалих з гострою торакальною травмою.

Перспективність дослідження. Подальше вивчення цієї проблеми дасть можливість виробити алгоритм ведення хворих з переломами плечової кістки у поєднанні з торакальною травмою та дозволить оптимізувати надання допомоги таким хворим.

Список літератури

1. Гайко Г. В. Аналіз стану травматолого-ортопедичної допомоги населенню України в 2003–2004 роках / Г. В. Гайко, А. В. Калашніков, В. П. Полішко. – К. : Вид. дім Д. Бураго, 2005. – 134 с.
2. Гиршин С. Г. Клинические лекции по неотложной травматологии / С. Г. Гиршин. – М. : Издательский дом «Азбука», 2004. – 544 с.
3. Krivenko S. N. Algorithm of operative treatment of the patients with a polytrauma / S. N. Krivenko, A. K. Rushay // 6th European Trauma Congress : abstract book. – Praga, 2004. – P. 26.

4. Актуальні організаційні і клінічні питання удосконалення надання травматологічної допомоги потерпілим із важкими множинними і поєднаними ушкодженнями / В. Г. Клімовицький, В. М. Пастернак, М. М. Шпаченко [та ін.] // Проблеми військової охорони здоров'я : збірник наукових праць Української військово-медичної академії. – К., 2006. – Вип. 17. – С. 136–146.

5. Соколов В. А. Множественные и сочетанные травмы / В. А. Соколов. – М. : ГЭОТАР-Медиа, 2006. – 510 с.

6. Аналіз факторів, що впливають на вибір методик остеосинтезу при лікуванні діафізарних переломів довгих кісток кінцівок / Г. В. Гайко, А. В. Калашніков, В. А. Боер [та ін.] // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2008. – № 2. – С. 68–73.

7. Pizarov method treatment of radial club hand, and radial deficiencies / Z. Bitrakovski, D. Zjuzjukin, S. Vozinovski [et al.] // A.S.A.M.I., 2004 : abstract book. – Istanbul, 2004. – P. 244.

8. Березовский В. А. Биофизические характеристики тканей человека : справочник / В. А. Березовский, Н. Н. Колотилов. – К. : Наукова думка, 1990. – 224 с.

О.А. Кипа, В.А. Литовченко, М.Ю. Карпинский

ВЫБОР ФИКСАТОРА ДЛЯ ОСТЕОСИНТЕЗА ПЕРЕЛОМОВ ПЛЕЧЕВОЙ КОСТИ У ПОСТРАДАВШИХ С СОЧЕТАННОЙ ТОРАКАЛЬНОЙ ТРАВМОЙ

С помощью биомеханического моделирования обоснована целесообразность применения блокированных интрамедуллярных гвоздей и аппаратов внешней фиксации при диафізарных переломах плечевой кости на фоне торакальных повреждений.

Ключевые слова: биомеханическое моделирование, пластина, аппарат внешней фиксации, блокирующий гвоздь, диафізарный перелом плеча, торакальная травма.

О.А. Кипа, В.А. Литовченко, М.Ю. Карпинский

CHOOSING A LOCK FOR OSTEOSYNTHESIS OF FRACTURES OF THE HUMERUS IN INJURED COMBINED WITH THORACIC TRAUMA

Using biomechanical modeling it is proved the feasibility of locked intramedullary nailing and external fixation devices in diaphyseal fractures of the humerus in the background thoracic injuries.

Key words: biomechanical modeling, plate, external fixation device, locking nail, diaphyseal fracture of the shoulder, thoracic trauma.

Поступила 10.04.14