

## ТРАВМАТОЛОГІЯ

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 КІСТОК  
ПЕРЕДПЛІЧЧЯ У ПОСТРАЖДАЛИХ  
З ПОЄДНАНОЮ ТОРАКАЛЬНОЮ ТРАВМОЮ**

У статті за допомогою біомеханічного моделювання обґрунтовано доцільність застосування апаратів зовнішньої фіксації при діафізарних переломах кісток передпліччя на фоні торакальних пошкоджень.

**Ключові слова:** біомеханічне моделювання, пластина, апарат зовнішньої фіксації, торакальні порушення.

На початку ХХІ ст. суспільство зіткнулося з постійним зростанням дорожньо-транспортного травматизму. За даними ВООЗ, дорожньо-транспортні пригоди стають причиною загибелі щонайменше 280 тис. чоловік щорічно. Це служить підґрунтям до створення відділень множинної та поєднаної травм в багатопрофільних лікувальних закладах нашої країни, що дало змогу об'єднати фахівців в галузі хірургії ушкоджень, які удосконалюють лікувальну тактику ведення постраждалих із політравмою.

В сучасній літературі розподіл таких постраждалих по клінічних групах з провідним ушкодженням наступний: з черепно-мозковою травмою, з травмою грудної клітки, черевної порожнини, опорно-рухового апарату, травми з двома та більше домінуючими ушкодженнями, травма без провідного ушкодження. Розподіл постраждалих з політравмою неможливо провести без використання бальної оцінки отриманої травми. Зрозуміло, що перелом кісток передпліччя або перелом одного ребра можна вести, як ізольовану травму. Наприкінці ХХ ст. аналіз лікувальної тактики постраждалих з політравмою показав відсутність зниження летальності таких хворих, що у свою чергу привело до розробки системи «damage control» взагалі та «damage control orthopedics», зокрема, та у вітчизняній медичній літературі описується як синдром взаємного обтяжування ушкоджень. Окремим про-

явом його є поєднання травми грудної клітки з переломами кісток передпліччя [1, 2].

Провідними ушкодженнями грудної клітки є гемоторакс (одно- або двобічний), напружений пневмоторакс (одно- або двобічний), флотувальна грудна клітка. В усіх випадках мають місце переломи ребер, також одно- та двобічні, кровотеча з міжреберних судин. Може спостерігатися розрив купола діафрагми, гемогампонада, розрив стравоходу. Тому головним патофізіологічним процесом є розвиток гострої дихальної недостатності. Гіпоксія з виключенням функції оксигенації крові, порушення кровообігу та механіки акту дихання призводять до виникнення респіраторного дистрес-синдрому дорослих з термінальним набряком легень [3–5].

Окрім цього, переломи кісток передпліччя призводять до збільшення ризику вторинних ушкоджень м'язових тканин, додаткової кровотечі, некрозів, травмування нервових стовбурів, посилення аферентної больової імпульсації, особливо при консервативному веденні хворих [6, 7].

Лікування поєднаних переломів ґрунтується на мінімізації обсягу оперативного втручання в бік кінцевої стабілізації кісткових відламків до часу стабілізації життєвих функцій організму, що відповідає концепції запрограмованого багатоетапного послідовного хірургічного лікування «damage control».

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

Не викликає сумніву, що переломи кісток передпліччя в цьому випадку потрібно стабілізувати в якомога ранні строки, тому що виникаюча гіподинамія посилює гіпоксію та ендотоксикоз, чим погіршує стан постраждалого, і вибір шляхів ведення таких хворих взагалі та вироблення алгоритму з обґрунтуванням вибору методу остеосинтезу, зокрема, є нагальним і актуальним.

**Матеріал і методи.** Для вивчення пружно-деформівного стану в системі «фіксатор – кістка» в Інституті патології хребта та суглобів імені професора М.І. Ситенка НАМН України проведено біомеханічне дослідження з розробкою моделі кісток передпліччя, що містила ліктьову і променево кістки, які були пов'язані між собою за допомогою міжкісткової мембрани. В діяфізі променевої кістки моделювали зону перелому, бо саме ця локалізація зустрічалася найчастіше. Модель остеосинтезу передпліччя вивчали під впливом як осьового стискального навантаження, так і навантаження на кручення. Величину навантаження обрали 700 Н. Загальна величина навантаження на дистальній частині моделі дорівнювала загальній величині навантаження на проксимальній частині. Моделювали остеосинтез з використанням надкісткової пластини, інтрамедулярного стрижня, апаратом зовнішньої фіксації.

Модуль пружності тканин (Е, МПа) для кортикальної тканини, губчастої кістки, хрящової тканини, тканини зв'язок, титану ВТ-16 становить  $-2,0 \cdot 10^4$ ; 200; 900; 150;  $1,1 \cdot 10^5$  МПа відповідно. Коефіцієнт Пуассона ( $\nu$ ) – 0,29; 0,30; 0,34; 0,45; 0,2 відповідно.

Інтрамедулярний остеосинтез моделювали стрижнем діам. 3 мм, довжиною 300 мм, матеріал – титан ВТ-16. Надкістковий остеосинтез моделювали за допомогою титанової пластини товщиною 2 мм, шириною 14 мм та довжиною 80 мм з чотирма фіксуєчими гвинтами. Апарат зовнішньої фіксації моделювали у вигляді титанової пластини з чотирма півкільцями. В якості фіксуєчих елементів використовували стрижні діам. 4 мм, які розташовували під кутом  $90^\circ$  відносно один одного, довжиною 45–55 мм.

**Результати.** Отримані дані були проаналізовані по максимальному напруженню в фіксуєчому пристрої, гвинтах, кістковій тканині, величині максимальних переміщень

уламків у ділянці формування кісткової мозолі. В результаті проведеного дослідження отримано картину розподілу напружень в системі імплантат-кістка під впливом двох видів навантаження (осьове стискальне та кручення).

Як показали результати дослідження пружно-деформівного стану моделі остеосинтезу діяфізарного перелому променевої кістки за допомогою інтрамедулярного стрижня під впливом осьового стискального навантаження, то він приймає на себе основне навантаження. Максимальна величина напружень в стрижні дорівнює 4,5 МПа. Це дозволяє розвантажити кісткову тканину в зоні перелому. Величина напружень в цій ділянці моделі не перевищує 0,1 МПа. Пікові значення напружень кісткової тканини виникають поза межами розташування інтрамедулярного стрижня.

Наступним етапом дослідження було моделювання остеосинтезу променевої кістки надкістковою пластиною. Визначено, що осьове навантаження моделі викликає максимальні напруження в надкісткової пластині в зоні зовнішніх фіксуєчих гвинтів, які сягають величини 9,9 МПа. В зоні перелому надкісткової пластини дозволяє зняти напруження в ділянці між внутрішніми фіксуєчими гвинтами. В цій ділянці величина напружень не перевищує 0,03 МПа, проте зона максимальних напружень розташована на проксимальному кінці кістки. Величина напружень в цій ділянці сягає 261,6 МПа. Декілька менші напруження в надкісткової пластині. Зона перелому залишається практично без навантаження. Величина напружень у діяфізі також не перевищує 0,1 МПа.

Наступний етап дослідження довів, що остеосинтез променевої кістки апаратом зовнішньої фіксації має певні відмінності від попередніх способів фіксації. При осьовому стискальному навантаженні моделі остеосинтезу апарат приймає на себе практично все навантаження. Максимальні напруження сягають значення 17,8 МПа в опорній пластині апарата, а навколо зовнішніх фіксуєчих стрижнів досягають 0,3 МПа. В зоні перелому напруження не перевищують 0,05 МПа.

При навантаженні моделі остеосинтезу променевої кістки на кручення напруження в системі імплантат-кістка розподіляються інакше. При моделюванні з використанням інтрамедулярного стрижня на кручення наванта-

ження призводить до виникнення максимальних напружень величиною до 244,8 МПа на кінцях променевої кістки. Інтрамедулярний стрижень і в цьому випадку дозволяє розвантажити кісткову тканину в зоні перелому (максимальна величина 0,5 МПа).

При навантаженні на кручення елементи конструкції апарата зовнішньої фіксації приймають на себе основну частку навантажень. Напруження сягають максимуму (614,5 МПа) на зовнішніх елементах конструкції. Кісткова тканина також сприймає навантаження, що становить в проксимальному кінці променевої кістки 224,8 МПа. В зоні перелому величина напружень складає приблизно 1,2 МПа.

При осьовому стискальному навантаженні максимальне переміщення уламків спостерігається при остеосинтезі перелому інтрамедулярним стрижнем і складає 1 мм. Зміщення уламків при остеосинтезі надкістковою пластиною і апаратом зовнішньої фіксації практично однакові і складають 0,6 та 0,5 мм відповідно.

Під впливом навантаження моделей остеосинтезу променевої кістки на кручення кісткові уламки ведуть себе інакше, ніж під дією осьового навантаження. Найменше зміщення фрагментів спостерігається при остеосинтезі апаратом зовнішньої фіксації і складає 1,4 мм. Найгірший результат при викори-

станні надкісткової пластини – 2,9 мм. При застосуванні інтрамедулярного стрижня спостерігали зміщення уламків на 2,3 мм.

#### **Висновки**

1. Остеосинтез усіх видів непогано тримає осьове навантаження з точки зору розвантаження кістки в зоні перелому. З точки зору величини переміщення уламків кращий результат спостерігали на моделі остеосинтезу апаратом зовнішньої фіксації.

2. У разі навантаження моделей на кручення найменша величина напружень в зоні перелому визначається при остеосинтезі надкістковою пластиною, найгірший – апаратом зовнішньої фіксації. Дослідження величини переміщення уламків показало, що кращий результат дає остеосинтез апаратом зовнішньої фіксації, надкісткова пластина, навпаки, допускає найбільші зміщення.

3. Апарат зовнішньої фіксації є конструкцією вибору фіксації перелому кісток передпліччя у постраждалих з гострою торакальною травмою.

**Перспективність дослідження.** Подальше вивчення цієї задачі дасть можливість виробити алгоритм ведення хворих з переломами кісток передпліччя у поєднанні з торакальною травмою та дозволить оптимізувати надання допомоги таким хворим.

#### **Література**

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. Бурого, 2005. – 134 с.
2. Гиршин С.Г. Клинические лекции по неотложной травматологии / С.Г. Гиршин. – М. : Изд. 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 Eur. Trauma Congress : Abstract book. – Praga, 2004. – P. 026.
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 : зб. наук. 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, 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. Ilizarov method treatment of radial club hand, and radial deficiencies / Z. Bitrakovski, D. Zjuzjukin, S. Bozinovski [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. : Наук. думка, 1990. – 224 с.

---

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

**ВЫБОР ФИКСАТОРА ДЛЯ ОСТЕОСИНТЕЗА ПЕРЕЛОМОВ КОСТЕЙ ПРЕДПЛЕЧЬЯ  
У ПОСТРАДАВШИХ С СОЧЕТАННОЙ ТОРАКАЛЬНОЙ ТРАВМОЙ**

В работе с помощью биомеханического моделирования обоснована целесообразность применения аппаратов внешней фиксации при диафизарных переломах костей предплечья на фоне торакальных повреждений.

**Ключевые слова:** биомеханическое моделирование, пластина, аппарат внешней фиксации, торакальные повреждения.

*О.А. Kipa, V.O. Litovchenko, M.Yu.Karpynskiy*

**CHOOSING A LOCK FOR OSTEOSYNTHESIS OF FRACTURES OF THE FOREARM BONES ON IN INJURED  
COMBINED WITH THORACIC TRAUMA**

Authors using biomechanical modelling expediency of application of external fixation devices with diaphyseal fractures of the forearm bones on a background of thoracic injuries.

**Key words:** biomechanical modelling, plate, external fixation device, thoracic trauma.

*Поступила 10.04.14*