Читайте нас на сайті: http://med-expert.com.ua

УДК 616.71–001.5–089.84:616–08–06

П.І. Білінський, В.П. Бут, Т.Є. Марчук

Малоконтактний багатоплощинний остеосинтез переломів кісток гомілки

Національний університет охорони здоров'я України імені П.Л. Шупика, м. Київ

Paediatric Surgery(Ukraine).2024.3(84):95-98; doi 10.15574/PS.2024.3(84).9598

For citation: Bilinsky PI, But VP, Marthuk TE. (2024). Limited contact multiplane osteosynthesis of shinbone fractures. Paediatric Surgery (Ukraine). 3(84): 95-98. doi: 10.15574/PS.2024.3(84).9598.

Мета – поліпшити результати лікування переломів кісток гомілки засобом для малоконтактного багатоплощинного остеосинтезу, провести дослідження його фіксуючих можливостей.

Матеріали і методи. На основі системного підходу, концептуального обґрунтування, теоретичних методів математичного і комп'ютерного моделювання розроблено нову методику малоконтактного багатоплощинного остеосинтезу діафізарних переломів кісток гомілки та засіб для її реалізації. Проведено порівняльне дослідження фіксуючих можливостей розробленого фіксатора і повноконтактної пластини за допомогою методу кінцевих елементів. Досліджено напружено-деформативний стан системи «фіксатор-кістка» різних способів фіксації переломів кісток гомілки.

Результати. Отримано теоретичні дані про величину мікрорухомості відламків залежно від характеру лінії перелому, величини прикладеної сили, конструктивних особливостей фіксатора. Вивчено стан напруження пластин, її залежність від конструкції фіксатора, особливостей перелому, величини навантаження. Досліджено значення репозиційної стабілізації фрагментів гвинтами косих і скалкових переломів кісток гомілки на жорсткість фіксації, мікрорухомість відламків, напруження елементів конструкції фіксаторів, кісткових фрагментів. У всіх 380 пацієнтів із переломами кісток гомілки, оперованих засобом для малоконтактного остеосинтезу, відмічено зрощення фрагментів.

Висновки. Розроблений засіб для малоконтактного багатоплощинного остеосинтезу переломів кісток гомілки і методика його застосування спрощують проведення оперативного втручання, здійснюють мінімальну травматизацію відламків, забезпечують їх стабільну фіксацію і оптимальні умови для зрощення.

Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

Ключові слова: переломи кісток гомілки, пристрої і фіксатори для остеосинтезу, біомеханіка, мікрорухомість відламків, напруження пластини і кістки, метод скінчених елементів.

Limited contact multiplane osteosynthesis of shinbone fractures

P.I. Bilinsky, V.P. But, T.E. Marthuk

Shupyk National Healthcare University of Ukraine, Kyiv

Aim – to improve the results of treatment of shinbone fractures with limited contact multiplane osteosynthesis device, to investigate its fixation capabilities.

Materials and methods. On the base of systemic approach, conceptual substantiation, theoretic methods of mathematic and computer modeling a new method of limited contact multiplane osteosynthesis of diaphyseal shinbone fractures (SBF) and device for its realization were developed. Comparative analysis of fixing capabilities of the developed device and full-contact plate was performed by means of finite element method. Stress-strain state of the «fixative-bone» system of different fixation methods of SBF was investigated.

Results. Theoretic data about the size of the micromobility of bone fragments depending on the fracture line pattern, imposed force, specific features of the fixative construction were obtained. Stressed state of plates, its dependence from fixative construction, fracture pattern, load size was studied. Influence of reposition stabilization of fragments by screws in oblique and comminuted fractures on fixation rigidity, micromotion of fragments, stress of fixative construction elements and bone fragments was investigated.
Fragment fusion was noted in all 380 patients with SBF operated on with a limited contact osteosynthesis device.

Читайте нас на сайті: http://med-expert.com.ua

Conclusions. The developed device for limited contact multiplane osteosynthesis of shinbone fractures and the method of its application simplifies surgical intervention, minimises trauma to the fragments, and ensures their stable fixation and optimal conditions for fusion. No conflict of interest was declared by the authors.

Keywords: shinbone fractures, devices and fixatives for osteosynthesis.

Вступ

Переломи кісток гомілки (ПКГ) становлять 15,2–36,6% усіх переломів довгих кісток [2]. Результати їхнього лікування значною мірою визначаються біомеханічною обґрунтованістю фіксатора і вибором найоптимальнішої конструкції для конкретної лінії зламу. Створення і удосконалення фіксаторів для остеосинтезу переломів кісток ґрунтується на результатах численних різноспрямованих досліджень. Одним із таких напрямів є теоретичне дослідження особливостей деформування кістки разом із фіксатором під дією характерних фізіологічних навантажень. Максимальний клінічний ефект можна отримати на основі раціонального вибору конструкції фіксатора, а також способу його кріплення на кістці.

Ефективне лікування ПКГ можливе на основі глибокого знання біології кістки, процесу зрошення фрагментів, біомеханіки взаємодій «фіксатор-кістка», з позицій системного підходу [6,9]. Фіксатор повинен допускати в кістці адекватне напруження. Загалом еластичність фіксатора має наближатися до еластичності кістки [4,7]. Цим умовам відповідають мостовина, подвійно-деротаційна пластина, малоконтактні багатоплощинні фіксатори. Більшість внутрішніх фіксаторів блокують передачу напруження в зоні контакту відламків[1,5,8]. Виникає потреба в розробленні фіксатора для остеосинтезу ПКГ із мінімальним негативним впливом на фрагменти.

Мета дослідження – поліпшити результати лікування переломів кісток гомілки засобом для малоконтактного багатоплощинного остеосинтезу, провести дослідження його фіксуючих можливостей.

Матеріали та методи дослідження

Проведено біомеханічні та клінічні дослідження. На основі системного підходу проаналізовано взаємодії елементів за повного контакту пластини з кісткою і його відсутності, простежено наслідки цієї взаємодії, вплив на репаративну регенерацію (РР). Визначено основні вимоги до конструкції фіксатора для забезпечення оптимальних умов зрощення фрагментів при ПКГ. Використовуючи теоретичні закони будівельної механіки, сформульовано вимоги до просторового розташування шурупів, доведено перевагу багатоплощинної фіксації фрагментів.

Авторми удосконалено пристрій для фіксації кісткових відламків (ПФКВ) (патент України № 17502) [3] відповідно до анатомічних особливостей гомілки. Завдяки конструктивним особливостям він усуває шкідливий тиск пластини на кістку. Це, а також багатоплощинне проведення гвинтів, наявність елемента взаємодії «пластина-гвинт» може забезпечити надійну фіксацію фрагментів кісток гомілки. Він здійснює стабільний остеосинтез при максимально можливій короткій пластині. Для зменшення об'єму ПФКВ товщина пластини по краях зменшена. Такі конструктивні зміни дають змогу не тільки зменшити об'єм фіксатора, що полегшує проблеми його встановлення і перекриття, але й моделювати пластину для її метаепіфізарних ділянок. Це особливо актуальне для остеосинтезу дистального відділу великогомілкової кістки (ВГК). Фіксація півкілець, що моделюють фрагмент, до тоншої частини пластини дає змогу провести гвинти в сагітальному напрямі, це значно полегшує оперативне втручання. Для визначення мікрорухомості відламків (МРВ) стабілізованих ПФКВ і повноконтактною накістковою пластиною (ПНП) проведено теоретичні розрахунки з використанням методу кінцевих елементів (МКЕ). На модель, що імітує зламану ВГК, при поперечному, косому, скалковому переломах, встановлено фіксатори, що досліджуються. Пластина ПФКВ лежить на двох півкільцях, фіксація фрагмента імітувалася проведенням 3–4 гвинтів у різних площинах через отвори пластини, півкілець і фрагмент. ПНП умовно фіксував фрагмент 3–4 гвинтами. При косій лінії зламу, скалковому переломі фрагменти додатково стабілізувалися 1–2 репозиційними гвинтами.

Для числового рішення задачі на основі МКЕ про пружне деформування тримірного тіла створено об'ємну модель, що відображає найбільш суттєві особливості геометрії ВГК, ПФКВ, ПНП. З цією метою використано засоби твердотілого моделювання. Отримані моделі містять у спеціальному форматі повний опис геометрії і дають змогу виконати їхню дискретизацію шляхом розбиття на кінцеві елементи.

За результатами дослідження поперечного перелому в центральній частині ВГК, осьовий зазор між торцевими поверхнями фрагментів у місці перелому становив 1,5 мм. Вивчено моделі стабілізації ПФКВ, ПНП на фрагментах 3 і 4 гвинтами. Один із цих гвинтів, при фіксації ПФКВ, проведено через отвір півкільця. Вимога зіставлення двох способів фікса-

Читайте нас на сайті: http://med-expert.com.ua

ції припускає ідентичність моделей, у тому числі розмірів пластини та її розташування відповідно до місця перелому, а також числа кріпильних деталей.

Під час виявлення можливостей фіксаторів для остеосинтезу косих переломів вивчено три варіанти: а – фіксація фрагмента 3 гвинтами; б – 4 гвинтами; в – фіксація фрагментів після репозиції гвинтом, кінцева стабілізація фрагмента 3 гвинтами. Осьовий зазор між торцевими поверхнями фрагментів у місці перелому також становив 1,5 мм.

Результати дослідження та їх обговорення

Поперечний перелом середньої третини ВГК є досить проблематичним для консолідації. Це пояснюється малою площею контакту між фрагментами. У такій ситуації важливою для зрощення є наявність МРВ. Аналіз результатів комп'ютерного моделювання свідчить, що удосконалений ПФКВ допускає більші осьові переміщення фрагментів (0,0026–0,2903 мм) при осьовому навантаженні, ніж ПНП (0,0023–0,2395 мм). Слід зазначити невелику різницю величин МРВ в обох випадках. Звичайно, що ПНП забезпечує більш жорстку фіксацію фрагментів, це забезпечується шляхом притиснення пластини до кістки. При лізисі кістки жорсткість фіксації контактною пластиною зменшується. Посилюється односпрямована МРВ у площині пластини. Модифікований нами ПФКВ протидіє такому переходу. Різноспрямована МРВ, яку він забезпечує, практично не міняється при лізисі кістки. Збільшення площини поперечного перерізу конструкції «фіксатор–кістка», яке створює ПФКВ, також поліпшує стабілізацію фрагментів.

Стабільність відламків ПФКВ досягається завдяки наявності елемента взаємодії «пластина–гвинт», багатоплощинному проведенню гвинтів. Саме ці якості протидіють переходу МРВ в їхнє макропереміщення при лізисі кістки і навантаженні. ПНП не протидіє такому переходу навіть у разі проведення через фрагмент 4 кортикальних гвинтів. Разом із цим остеосинтез ПФКВ забезпечує менше напруження центральної частини кістки($0{,}44017\times10^7$ Па) навіть при фіксації фрагмента 3 гвинтами.

Косий перелом ВГК є більш варіабельним порівняно з поперечним переломом. Велике значення у створенні оптимальних умов для консолідації має первинна стабілізація фрагментів репозиційними гвинтами – репозиційний остеосинтез (РО).

Комп'ютерне моделювання показує значно менші показники МРВ ВГК(0,0019–0,0516 мм) у разі поєднання РО і ПФКВ, ніж після кінцевої стабілізації повноконтактною пластиною (0,0041–0,0675 мм). Напруження пластини, шурупів, центральної частини кістки при фіксації репозиційним гвинтом і остеосинтезі ПФКВ значно менші ($0{,}11612\times10^9$ Па), ніж у комбінації репозиційний гвинт – повноконтактна НП ($0{,}13386\times10^9$ Па).

Остеосинтез косих переломів ПФКВ після попередньої стабілізації фрагментів репозиційним гвинтом забезпечує більш жорстку фіксацію при меншому напруженні пластини, гвинтів і центральної частини кістки. Аналогічні дані отримані при дії сили на згин у площині пластини. Це створює оптимальні умови для перебігу РР.

У всіх трьох варіантах дослідження скалкових переломів при осьовому стисненні більш жорстку фіксацію забезпечує ПФКВ, ніж ПНП. Виявлено також зменшення МРВ після попередньої стабілізації відламків 1 і 2 репозиційними гвинтами: ПФКВ (0,0019–0,0516 мм), повноконтактна НП (0,0041–0,0675 мм). При дії сили на згин ПФКВ також забезпечує більш жорстку фіксацію відламків. Отримана інформація є важливою для передопераційного планування конструкції фіксатора.

Слід зазначити, що після РО фрагментів гвинтами іноді досить проблематичним є встановлення поверх їхніх головок ПНП. Конструктивні особливості ПФКВ дають змогу усунути цей недолік. Удосконалений нами ПФКВ досить простий у застосуванні, оперативне втручання не потребує спеціального обладнання. Успіх оперативного лікування ПКГ визначається багатьма факторами. Серед них великого значення ми надаємо передопераційному плануванню. Набутий досвід, результати комп'ютерних теоретичних біомеханічних досліджень із визначення величини МРВ дають змогу сформувати найоптимальнішу конструкцію ПФКВ для конкретного перелому. Так, при поперечній і косій лінії перелому стабільну фіксацію фрагментів забезпечує конструкція пристрою, де по краях пластини на 8 отворів зафіксовані півкільця. Стабільний остеосинтез гвинтоподібних і скалкових переломів може забезпечити фіксатор із пластиною на 10–12 отворів. Після правильно проведеного остеосинтезу ПФКВ дозоване навантаження прооперованого сегменту в залежності від ваги пацієнта, стану кістки дозволяється через 2–3 тижні, повне – при розвитку достатньої кісткової мозолі. У всіх 380 потерпілих із ПКГ, оперованих ПФКВ, відмічено зрощення фрагментів.

Удосконалений ПФКВ дає змогу оптимізувати вибір найоптимальнішої конструкції для конкретного перелому гомілки, що забезпечує краще відновлен-

Читайте нас на сайті: http://med-expert.com.ua

ня анатомії і функції пошкодженого сегмента без використання зовнішньої іммобілізації. Розроблена методика остеосинтезу ПКГ, ПФКВ впроваджений у клінічну практику багатьох лікувальних закладів України.

Висновки

Розроблений засіб для малоконтактного багатоплощинного остеосинтезу переломів кісток гомілки і методика його застосування спрощують проведення оперативного втручання, здійснюють мінімальну травматизацію відламків, забезпечують їх стабільну фіксацію і оптимальні умови для зрощення, що сприяє доброму клінічному результату при діафізарних ПКГ, поліпшує якість життя пацієнтів, дає змогу позбутися багатьох ускладнень, характерних для традиційного остеосинтезу.

Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

References/Література

1. Anglen J, Kyle RF et al. (2011). Blokyruemie plastyni dlia perelomov konechnostei. Osteosyntez. 1(14): 13–14. [Anglen J, Kyle RF et al. (2011). Блокируемые пластины для переломов конечностей. Остеосинтез. 1(14): 13–14].
2. Ankin ML, Ankin LM, Shydlovskyi MS, Satyshev MM. (2011). Eksperymentalno-biomekhanichni vyprobuvannia nakistkovoho osteosyntezu pry perelomakh diafiza velykohomilkovoi kistky. Visnyk ortopedii, travmatolohii ta protezuvannia. 1: 68–73. [Анкін МЛ, Анкін ЛМ, Шидловський МС, Сатишев ММ. (2011). Експериментально-біомеханічні випробування накісткового остеосинтезу при переломах діафіза великогомілкової кістки. Вісник ортопедії, травматології та протезування. 1: 68–73].
3. Bilinskyi PI. (1996). Prystrii dlia fiksatsii kistkovykh vidlamkiv. Patent No. 17502 UA. MPK6 A 61 V 17/58, A 61 V 17/62. Patentovlasnyk P.I. Bilinskyi (UA); No. 96051961; zaiavl. 20.05.96; opubl. 31.10.97. Biul. No.5: 4.[Білінський ПІ. (1996). Пристрій для фіксації кісткових відламків. Патент № 17502 UA. МПК6 A 61 B 17/58, A 61 B 17/62. Патентовласник П.І. Білінський (UA); № 96051961; заявл. 20.05.96; опубл. 31.10.97. Бюл. № 5: 4].
4. Bilinskyi PI. (2008). Teoriia i praktyka malokontaktnoho bahatoploshchynnoho osteosyntezu. K.: Makros: 375. [Білінський ПІ. (2008). Теорія і практика малоконтактного багатоплощинного остеосинтезу. К.: Макрос: 375].
5. Honcharova LD, Tiazhelov AA, Lobanov HV. (2008). Kontseptsyia vnutrennykh napriazhenyi opornыkh struktur y ee mesto v voprosakh osteosynteza. Travma. 9; 2: 227–231. [Гончарова ЛД, Тяжелов АА, Лобанов ГВ. (2008). Концепция внутренних напряжений опорных структур и ее место в вопросах остеосинтеза. Травма. 9; 2: 227–231].
6. Klymovytskyi VH, Pasternak VN, Oksymets VM y dr. (2007). Vlyianye etyolohycheskoho faktora travmi na techenye reparatyvnoho osteoheneza. Chast 1. Srashchenye dyafyzarnikh perelomov holeny pry nepriamom mekhanyzme travmi. Travma. 8; 1: 7–12. [Климовицкий ВГ, Пастернак ВН, Оксимец ВМ и др. (2007). Влияние этиологического фактора травмы на течение репаративного остеогенеза. Часть 1. Сращение диафизарных переломов голени при непрямом механизме травмы. Травма. 8; 1: 7–12].
7. Kuliev AM, Verdiev VG, Abdullaev NT, Aliev GA. (2010). Kontseptsyia vnutrennykh napriazhenyi opornikh struktur y reparatyvniy osteohenez: (obzor lyteraturi). Ortopedyia y travmatolohyia Azerbaidzhana. 2: 76–79. [Kuliev AM, Verdiev VG, Abdullaev NT, Aliev GA. (2010). Концепция внутренних напряжений опорных структур и репаративный остеогенез: (обзор литературы). Ортопедия и травматология Азербайджана. 2: 76–79].
8. Martel YY, Matsukatov FA, Shyharev VM, Boichuk SP. (2012). Sovremennie predstavlenyia ob uslovyiakh konsolydatsyy perelomov y vozmozhnost ykh obespechenyia razlychnimy typamy fyksatorov (obzor lyteraturi). Henyi ortopedyy. 4: 131–136. [Мартель ИИ, Мацукатов ФА, Шигарев ВМ, Бойчук СП. (2012). Современные представления об условиях консолидации переломов и возможность их обеспечения различными типами фиксаторов (обзор литературы). Гений ортопедии. 4: 131–136].
9. Symenach BY. (2000). Frakturolohyia – nekotorie aspekti teoretyzatsyy uchenyia o perelomakh kostei. Chast 2. Upravlenye protsessamy reparatsyy. Ortopedyia, travmatolohyia y protezyrovanye. 4: 105–117.[Сименач БИ. (2000). Фрактурология – некоторые аспекты теоретизации учения о переломах костей. Часть 2. Управление процессами репарации. Ортопедия, травматология и протезирование. 4: 105–117].

Відомості про авторів:

Білінський Петро Іванович *– к.мед.н., проф. каф. військово-медичної підготовки і реабілітації військовослужбовців НУОЗ України імені П.Л. Шупика. Адреса: м. Київ, вул. Дорогожицька, 9.*

Бут Віталій Петрович *– к.пед.н., зав. каф. військово-медичної підготовки і реабілітації військовослужбовців НУОЗ України імені П.Л. Шупика. Адреса: м. Київ, вул. Дорогожицька, 9.*

Марчук Тарас Євгенійович *– к.мед.н., доц. каф. військово-медичної підготовки і реабілітації військовослужбовців НУОЗ України імені П.Л. Шупика. Адреса: м. Київ, вул. Дорогожицька, 9.*

Стаття надійшла до редакції 09.04.2024 р., прийнята до друку 09.09.2024 р.