



ДЕРЖАВНА СЛУЖБА
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ
УКРАЇНИ

УКРАЇНА

(19) **UA**

(11) **92613**

(13) **U**

(51) МПК

A61B 17/56 (2006.01)

(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

(21) Номер заявки: **u 2014 02967**

(22) Дата подання заявки: **24.03.2014**

(24) Дата, з якої є чинними
права на корисну
модель: **26.08.2014**

(46) Публікація відомостей
про видачу патенту: **26.08.2014, Бюл.№ 16**

(72) Винахідник(и):

**Романенко Костянтин Костянтинович
(UA),
Ашукіна Наталія Олександрівна (UA),
Горидова Лідія Дмитрівна (UA),
Прозоровський Дмитро Веніамінович
(UA)**

(73) Власник(и):

**ДЕРЖАВНА УСТАНОВА "ІНСТИТУТ
ПАТОЛОГІЇ ХРЕБТА ТА СУГЛОБІВ ІМ.
ПРОФ. М.І. СИТЕНКА НАЦІОНАЛЬНОЇ
АКАДЕМІЇ МЕДИЧНИХ НАУК УКРАЇНИ",
вул. Пушкінська, 80, м. Харків-24, 61024
(UA)**

(54) СПОСІБ МОДЕЛЮВАННЯ ПЕРЕЛОМІВ ДОВГИХ КІСТОК КІНЦІВОК

(57) Реферат:

Спосіб моделювання переломів довгих кісток кінцівок, що вміщує поперечну остеотомію довгої кістки та інтрамедулярний остеосинтез. Виконують інтрамедулярний остеосинтез за допомогою вигнутого під кутом не більш ніж 145° штифта, довжина якого не перевищує довжину інтрамедулярного каналу, та контролюють формування виду деформації.

UA 92613 U

Корисна модель належить до медицини, а саме до ортопедії та травматології, зокрема до експериментального моделювання патологічних станів організму людини на дрібних лабораторних тваринах, і може бути використана для обґрунтування та розроблення профілактичних заходів і методів лікування хворих, в яких виникли післятравматичні позасуглобові деформації довгих кісток кінцівок, на підставі вивчення структурно-функціональних змін у тканинах ушкодженого сегмента (кістковий регенерат, сухожилково-м'язові комплекси, суглоби).

Лікування діафізарних переломів довгих кісток нижньої кінцівки, незважаючи на сучасний стан розвитку ортопедичної науки та впровадження нових методів фіксації відламків, характеризується значним відсотком незадовільних результатів.

Серед факторів, які можуть спричиняти розвиток післятравматичних деформацій довгих кісток з порушенням функціональної придатності кінцівки загалом, дослідниками та клініцистами названі недотримання технології лікування переломів та розлади репаративного остеогенезу у зв'язку з наявністю різних факторів ризику. Відомо, що масивне ушкодження м'якотканинних структур є одним з вагомих факторів ризику розвитку дисрегенеративної кістки, проте подальшого вивчення потребують стан та перебудова м'яких тканин після переломів довгих кісток, особливо за умов незрощень, та їх роль у відновленні анатомо-функціональних характеристик ушкодженого сегмента. Для вирішення проблеми необхідно на клітинному, тканинному рівнях дослідити стадійно-часові характеристики репаративного остеогенезу, структурні зміни в прилеглих до зони ушкодження м'язах, кровоносних судинах, які відбуваються в разі порушення репаративного остеогенезу, що потребує розроблення способів експериментального моделювання діафізарних деформацій довгих кісток і створення таких їх моделей, які б легко відтворювалися та дозволяли вивчити фактори ризику розвитку вторинних змін у структурах ушкодженої кінцівки для обґрунтування та розроблення заходів їх профілактики та лікування.

Відомий спосіб експериментального моделювання перелому стегнової кістки щура, відповідно до якого відкривають середину діафіза та за допомогою циркулярної пилки роблять остеотомію, потім для фіксації відламків черезшкірно через колінний суглоб вводять спицю Кіршнера, рану пошарово вшивають. Моделювання, здійснене таким чином, дає змогу отримати модель перелому та дослідити структурно-функціональні особливості його загоєння [1].

Зазначеним відомим способом експериментального моделювання створюють модель перелому, яка дає можливість вивчати морфологічні особливості репаративного остеогенезу та досліджувати вплив на нього різних факторів. Проте відома модель дає змогу отримати перелом лише заданого виду та характеру, а саме з відтворенням анатомічної осі кінцівки, і за умов її використання неможливо вивчити етіологію та патогенез розвинення післятравматичних діафізарних деформацій. Ще одним недоліком відомого способу є порушення цілісності прилеглого колінного суглоба під час введення через нього спиці, що унеможливорює вивчення його структурних особливостей та є додатковим фактором, який впливає на стан кінцівки загалом. Крім того, авторами у 9 % випадків зафіксована міграція спиці та у 20,45 % - інфекційні ускладнення, тобто не всіх тварин, яким виконували моделювання перелому можна було використовувати в подальших дослідженнях.

Відомий спосіб експериментального моделювання перелому великогомілкової кістки щура, сутність якого полягає в тому, що після знеболювання виконують розтин шкіри, відкривають середину діафіза та за допомогою циркулярної пилки виконують надпил на 2/3 ширини кістки. Далі різким зусиллям ламають кістку. Для з'єднання кісткових фрагментів виконують інтрамедулярний остеосинтез за допомогою гвіздка. При цьому отримують справжній перелом кістки [2].

Даний відомий спосіб експериментального моделювання перелому має ті ж недоліки, що й попередній аналог.

Найближчим аналогом технічного рішення, що заявляється, є спосіб моделювання переломів довгих трубчастих кісток, які не зростаються. Згідно зі способом виконують поперечну остеотомію довгої кістки в самій вузькій її ділянці, розсвердлюють медулярний канал проксимального та дистального фрагментів кістки. Проводять інтрамедулярний остеосинтез за допомогою штифта з круглим перерізом та діаметром, який менший за внутрішній діаметр кістково-мозкового каналу. Відсутність стабільної фіксації контролюють через ротаційні рухи дистального відділу кінцівки. За умов використання цього відомого способу через 1,5 міс. у безпородних собак утворився несправжній суглоб, що було підтверджено рентгенологічним та гістологічним методами дослідження [3].

Відомий спосіб, що є найближчим аналогом технічного рішення, яке заявляється, дає змогу вивчати патогенез переломів довгих кісток, що не зростаються, а саме: клініко-морфологічні особливості утворення несправжніх суглобів, переломів, які уповільнено зростаються, тощо, а

також проводити дослідження щодо розроблення лікувальних заходів (хірургічних, медикаментозних, фізичних тощо), спрямованих на лікування різних стадій модельованої дисрегенерації. Проте спосіб має певні недоліки. Найголовніше, він передбачає моделювання перелому зі збереженням анатомічної осі кінцівки, що не дає змогу досліджувати структурно-функціональні взаємовідносини в тканинах ушкодженого сегмента за умов виникнення залишкової позасуглобової деформації довгої кістки. Крім того, під час виконання хірургічного втручання передбачено травмування внутрішньокістковим фіксатором прилеглих суглобів, що перешкоджає вивченню впливу на них порушень репаративного остеогенезу.

В основу корисної моделі поставлена задача створення способу моделювання переломів довгих кісток кінцівок, в якому проведення інтрамедулярного остеосинтезу за допомогою вигнутого під кутом не більш ніж 145° штифта, довжина якого не перевищує довжину інтрамедулярного каналу, дає змогу порушити вісь кінцівки, тобто дослідити структурно-функціональні зміни ушкодженого сегмента, механізми розвитку вторинних змін у прилеглих суглобах за умов формування післятравматичних діафізарних деформацій.

Поставлена задача вирішується таким чином: у відомому способі моделювання переломів довгих кісток кінцівок, що містить поперечну остеотомію довгої кістки та інтрамедулярний остеосинтез, згідно з корисною моделлю проводять інтрамедулярний остеосинтез за допомогою вигнутого під кутом не більш ніж 145° штифта довжиною, що не перевищує довжину інтрамедулярного каналу.

Причому інтрамедулярний остеосинтез виконують за допомогою штифта з перерізом круглої або прямокутної форми.

Інтрамедулярний остеосинтез за допомогою вигнутого під кутом не більш ніж 145° штифта довжиною, що не перевищує довжину інтрамедулярного каналу дає змогу порушити вісь кінцівки і моделювати чотири види деформації (*varus, valgus, antecurvatio, recurvatio*).

Застосування штифтів з перерізом круглої форми дає змогу створити стабільну кутову деформацію, але не запобігає ротаційним рухам кісткових фрагментів, тобто дослідити структурно-функціональні зміни ушкодженого сегмента за умов формування несправжнього суглоба. Використання згідно з корисною моделлю для інтрамедулярного остеосинтезу штифта з перерізом прямокутної форми створює умови для стабільної фіксації кісткових фрагментів по довжині, кутовій і ротаційній їй, відповідно, для утворення кістково-хрящового регенерату.

Корисна модель, що заявляється, пояснюється фотовідбитками, де на фіг. 1 - фотовідбиток з рентгенограми безпосередньо після операції; на фіг. 2 - фотовідбиток з рентгенограми кінцівки щура через 3 міс. після операції з використанням штифта з перерізом круглої форми; на фіг. 3 - фотовідбиток з рентгенограми кінцівки щура через 3 міс. після операції з використанням штифта з перерізом прямокутної форми; на фіг. 4 - мікрофото гістопрепарату, несправжній суглоб у зоні перелому через 3 міс. після моделювання деформації в умовах використання штифта з перерізом круглої форми; фіг. 5 - мікрофото гістопрепарату, хондроїд та кісткова тканина в зоні інтрамедіарного регенерату через 3 міс. після моделювання деформації в умовах застосування штифта з перерізом прямокутної форми.

Пропонований згідно з корисною моделлю спосіб здійснюють таким чином. Під загальним знеболюванням в умовах асептики та антисептики тваринам після обробки операційного поля розчином йоду роблять розріз шкіри, із міжм'язового бічного доступу відкривають середню третину діафіза стегнової кістки та за допомогою дискової пили відтворюють поперечний перелом. Для моделювання деформації у кістково-мозковий канал вводять заздалегідь зігнутий під кутом не більше ніж 145° фіксатор, який відповідає довжині інтрамедулярного каналу, так, щоб не руйнувати прилеглі суглоби. Кісткові фрагменти зводять до досягнення контакту. Рану обробляють розчином антибіотика та пошарово ушивають. Після операції всім щурам виконують контрольну рентгенографію (фіг. 1).

Експериментальне моделювання діафізарних деформацій описаним способом було здійснено в лабораторії експериментального моделювання ДУ "ІПХС ім. проф. М.І.Ситенка НАМНУ" на 12 статевозрілих білих лабораторних щурах з дотриманням правил "Європейської конвенції захисту хребетних тварин, що використовуються у експериментальних і інших наукових цілях" та Закону України про захист тварин від жорстокого поводження.

Через 3 міс. після операції на рентгенограмі стегнової кістки щура з використанням для внутрішньокісткового остеосинтезу штифта з перерізом круглої форми відзначено утворення діафізарної деформації із заданим кутом, формування кісткової мозолі з візуалізацією лінії перелому, що свідчить про нестабільну фіксацію відламків (фіг. 2). У тварин, яким застосовували за інтрамедулярний фіксатор штифт з перерізом прямокутної форми, рентгенологічно спостерігали зрощення кісткових відламків з утворенням гіпертрофованої кісткової мозолі з деформацією під заданим кутом (фіг. 3). В обох випадках фіксатор не

порушував цілісності прилеглих суглобів. Тобто у щурів, яким після остеотомії стегнової кістки в ділянці діафіза виконували інтрамедулярний остеосинтез за допомогою зігнутого під кутом не більш ніж 145° штифта з перерізом круглої або прямокутної форми та довжиною, відповідною довжині кістково-мозкового каналу, вділося відтворити діафізарну позасуглобову деформацію.

У процесі макроскопічного дослідження стегнових кісток щурів, де було виконано хірургічне втручання з метою моделювання одного з чотирьох видів післятравматичних деформацій (varus, valgus, antecurvatio, recurvatio), в умовах нестабільної фіксації у 80,6 % тварин виявлялася деформація varus, що пов'язано із сумарним впливом дії груп м'язів: згиначі-розгиначі, абдуктори-аддуктори. У 11,1 % щурів зафіксований розвиток деформації змішаного типу antecurvatio+varus, у 8,3 % - деформації recurvatio. У випадку стабільної фіксації тип деформації відповідав такому, який моделювали під час операції.

Під час гістологічного дослідження за умов використання штифта з перерізом круглої форми спостерігали розростання хондроїду, який виступав за межі кісткових фрагментів. Він характеризувався різною щільністю хондроцитів на ділянках, нерівномірним забарвленням матриксу, розшаруванням, що є проявом деструктивних змін. У товщі хондроїду у тварин із сформованою деформацією утворювалися щілини, які сприяють відокремленню відламків (фіг. 4, гематоксилін та еозин, ок.10, об. 10), тобто формувалася несправжній суглоб. На періостальній поверхні відламків материнської кістки, які були потоншені та представлені шаром кісткового матриксу без клітин, спостерігали нашарування кісткової тканини у вигляді "коробок".

За умов використання для фіксації відламків штифта з прямокутним перерізом інтрамедіарний регенерат був представлений кістковою та хрящовою тканинами, які розросталися далеко за межі періосту. Кісткова тканина формувалася за ходом кровонесних судин, які проростали у товщу хондроїду збоку материнської кістки та періостального регенерату. Останній містив дрібнопетлясті кісткові трабекули, між якими розташовувався червоний кістковий мозок (фіг. 5, гематоксилін та еозин, ок.10, об. 10). Причому розмір періостального регенерату з увігнутого боку деформації був значно більшим за розмір періостального регенерату по випуклому боку деформації. Товщина ендостального кісткового регенерату була значно меншою, ніж періостального. У кістковій тканині відламків остецити були відсутніми, матрикс забарвлювався нерівномірно.

Таким чином, корисна модель дає змогу відтворювати післятравматичні діафізарні деформації довгих кісток у дослідних тварин та досліджувати за цих умов структурно-функціональні зміни ушкодженого сегмента, механізми розвитку вторинних змін у колінному, надп'яtkово-гомільковому, піднадп'яtkовому суглобах для обґрунтування та розроблення профілактичних заходів та методів лікування хворих, в яких виникли післятравматичні позасуглобові деформації.

Джерела інформації:

1. Experimental study of the action of COX-2 selective nonsteroidal anti-inflammatory drugs and traditional anti-inflammatory drugs in bone regeneration / Tiseo B. R., Namur G. N., E. J. L. de Paula [et al.] // Clinica. - 2006. - Vol. 61 (3). - P. 223-230.

2. Sigurdson U. E. W. External fixation compared to intramedullary nailing of tibial fractures in the rat / U. E. W. Sigurdson, O. Reikeras, S. E. Utvag // Acta Orthopaedica. - 2009. - Vol. 80 (3). - P. 375-379.

3. Пат. 2323694 С2 Российская Федерация, МПК А61В 17/56 (2006.01). Способ моделирования несрастающихся переломов длинных трубчатых костей / Самошкин И. И., Слесаренко Н. А., Самошкин И. Б., Капустин Р.Ф.; заявитель и патентообладатель ФГОУ ВПО "Белгородская государственная сельскохозяйственная академия". - № 2005135524/14; заявл. 15.11.2005; опубл. 10.05.2008; Бюл. № 13.

ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

1. Спосіб моделювання переломів довгих кісток кінцівок, що вміщує поперечну остеотомію довгої кістки та інтрамедулярний остеосинтез, який **відрізняється** тим, що виконують інтрамедулярний остеосинтез за допомогою вигнутого під кутом не більш ніж 145° штифта, довжина якого не перевищує довжину інтрамедулярного каналу, та контролюють формування виду деформації.

2. Спосіб за п. 1, який **відрізняється** тим, що інтрамедулярний остеосинтез виконують за допомогою штифта з перерізом круглої або прямокутної форми.



Fig. 1



Fig. 2



Fig. 3

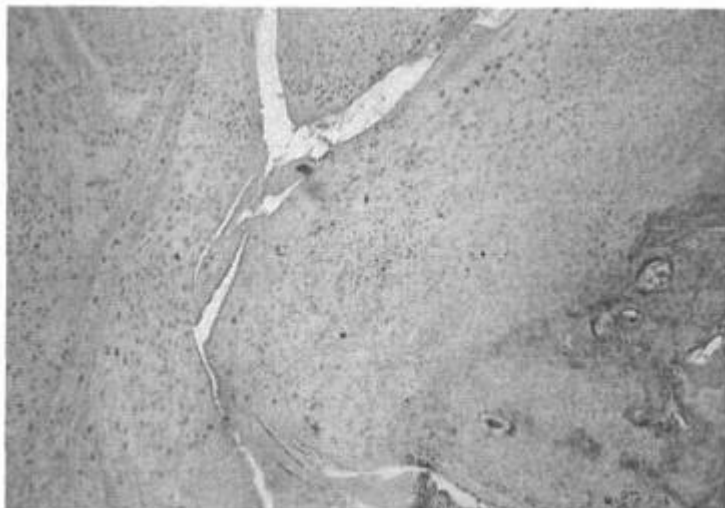


Fig. 4

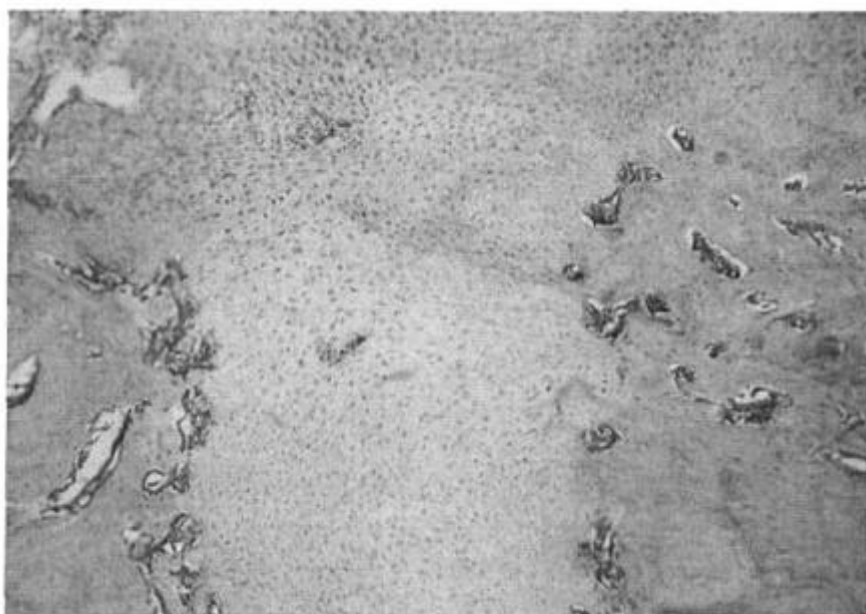


Fig. 5

Комп'ютерна верстка І. Мироненко

Державна служба інтелектуальної власності України, вул. Урицького, 45, м. Київ, МСП, 03680, Україна

ДП "Український інститут промислової власності", вул. Глазунова, 1, м. Київ – 42, 01601