

ВПЛИВ БІОМЕХАНОСУМІСНОСТІ ІНТРАМЕДУЛЯРНИХ МЕТАЛЕВИХ ФІКСАТОРІВ З НИЗЬКОМОДУЛЬНОГО β (Zr,Ti) СПЛАВУ НА РОЗВИТОК РЕПАРАТИВНОГО ОСТЕОГЕНЕЗУ

Робота присвячена дослідженню впливу біомеханосумісності інтрамедулярних фіксаторів з різними модулями пружності на розвиток репаративного остеосинтезу та доцільності використання низькомодульного β -(Zr-Ti) сплаву в ортопедії та травматології. Був проведений експеримент на кролях, в ході якого фіксація біомеханічного діафізного перелому стегнової кістки здійснювалася за допомогою інтрамедулярних стержнів з трьох різних матеріалів (β -(Zr-Ti) сплав, сплави ВТ6 та 316L). На основі побаченої картини формування кісткового мозолу в місці біомеханічного перелому, можна стверджувати, що для фіксації діафізного перелому стегнової кістки найбільш фізіологічним та біомеханічно обґрунтованим є використання металофіксаторів, виготовлених з низькомодульного β -(Zr-Ti) сплаву.

Ключові слова: діафізний перелом, блокуючий інтрамедулярний остеосинтез, репаративний остеогенез, низькомодульний сплав, біомеханосумісність.

Мета дослідження: дослідити вплив різних матеріалів медичного призначення на післяопераційну динаміку регенерації діафізного перелому стегнової кістки та довести перспективність і доцільність використання в ортопедії та травматології низькомодульного β -(Zr, Ti) сплаву.

Матеріали та методи: клінічні дослідження; в якості матеріалів для інтрамедулярних стержнів було використано β -(Zr-Ti) сплав, титановий сплав (ВТ6) та нержавіючу сталь (316L); для лікування діафізного перелому стегнової кістки застосовано блокуючий інтрамедулярний остеосинтез.

Вступ

Починаючи з 1998 року кількість випадків травматизму збільшилась до 36% (3,9–5,3 випадків на 100 працюючих). Переломи довгих трубчатих кісток відносяться до найчастіших, їх кількість в Україні становить 48,5% випадків від усіх переломів довгих кінцівок [1].

Діафізні переломи стегнової кістки кваліфікують як найбільш тяжкі види пошкоджень опорно-рухового апарату людини. За даними дослідників їх частота знаходиться в таких межах: від 10,4% до 30,8%. Як правило такі переломи виникають в результаті механічної дії великої сили в поєднанні зі значними пошкодженнями м'язів тканин (Horpenfeld S., Murthy V.L., 2000). Несвоєчасне медичне втручання може призвести до атрофії м'язів, остеопорозу, формуванню тугої

рухомості ближніх суглобів і, як наслідок можна спостерігати порушення функції кінцівки.

Остеосинтез більше ста років є невід'ємною частиною лікування переломів, їх ускладнень та наслідків. Блокуючий інтрамедулярний остеосинтез (БІОС) є основним методом лікування діафізних переломів стегнової кістки. Техніка блокуючого інтрамедулярного остеосинтезу побудована на особливостях хірургічної методики антиградного або ретроградного остеосинтезу, необхідності первинного динамічного або статичного блокування, доцільності розсвердлювання кістковомозкового каналу, а також на технічному оснащенні та морфології стержня (форма та діаметр). По мірі формування кальцинованого мозолу навантажуюча функція стержня знижується, зростає роль кістки, тим самим створюючи умови для рівномірного розподілення сил компресії та розтягу. Розсвердлювання кістковомозкового каналу – процедура, розрахована на встановлення стержня великого діаметра, що в умовах простих переломів діафізної частини довгої кістки (А 1–2) дає можливість застосовувати первинне динамічне блокування. У подібній ситуації формування кісткового мозолу відбувається за участі самої кістки, що приймає осьове навантаження зі стержнем (шиною). Саме це забезпечує кращу регенерацію кісткової тканини, на відміну від інших видів остеосинтезу. Зазначимо, що метод інтрамедулярного остеосинтезу мало травматичний та виключає значні крововтрати. Виконання остеосинтезу без оголення місця перелому не тільки знижує ризик інфікування області перелому та зменшує крововтрати, але і забезпечує хороший косметичний ефект [2,3].

Важливу роль в забезпеченні позитивної динаміки післяопераційної картини відіграє матеріал, з якого виготовлений інтрамедулярний стержень. Через неправильний вибір виникають ускладнення, котрі призводять до негативних наслідків: збільшення періоду відновлення та навіть повторного перелому кістки, а в деяких випадках відбувається руйнування всієї системи в цілому.

В травматології та ортопедії найчастіше використовують високолеговані, корозійностійкі сплави, котрі володіють хорошими біомеханічними

Механічні характеристики матеріалів

Назва матеріалу	Значення модуля пружності, ГПа
Кісткова тканина	30
β -(Zr-Ti) сплав	50
316L	200
BT6	110

властивостями та високою стійкістю до електрохімічної, хімічної та міжкристалічної корозії.

Після введення в організм імплантати зазнають впливу сил різномірних характерів: стиснення, розтяг, кручення, зміщення та згин. Внаслідок чого відбувається деформація, котра супроводжується не лише зміною геометрії, а й видозміненням внутрішньої кристалічної структури. Також слід враховувати, що всі вище зазначені процеси протікають в агресивному біологічному середовищі, котре є хорошим електролітом з великим вмістом іонів хлору та водню. Присутність такого середовища сприяє протіканню на поверхні металу складних електрохімічних, окисно-відновних реакцій з утворенням різноманітних продуктів та генеруванням гальванічних струмів, які активно впливають на оточуючі тканини.

Враховуючі особливості поведінки ортопедичних імплантатів, необхідно щоб матеріал, з якого буде виготовлений ендопротез, відповідав ряду вимог, котрі можна побачити на рисунку 1 [4, 5].



Рис. 1. Вимоги до матеріалів медичного призначення

Лікарем ортопедом-травматологом Київської міської клінічної лікарні №7 О. А. Юхимчуком на підставі договору про наукову співпрацю між НТУУ «КПІ» та Інститутом травматології та ортопедії, на основі клінічного експерименту M.Niinomi (Institute for Materials Science, Tohoku University, Japan), було проведено дослід на кролях по встановленню інтрамедулярного стержня в діяфізі стегнової кістки. Для дослідження було взято 36 кролів породи шиншила вагою від 3 кг до 3,2 кг кожен. Експеримент тривав з 20 листопада 2012 по 20 лютого 2013 років [6, 7].

Для порівняння післяопераційної картини реконструкції діяфізного перелому стегнової кістки використовувалося три різні матеріали. Для виготовлення дослідних зразків імплантату було використано низькомодульний β -(Zr-Ti) сплав, титановий сплав (BT6) та нержавіючу сталь (316L). Сплави BT6 та 316L на даний час широко застосовуються для виготовлення ендопротезів в ортопедії та травматології. Низькомодульний β -(Zr-Ti) сплав розроблено в Інституті металофізики ім. Г.В. Курдюмова НАН України.

Всі вказані сплави відповідають необхідним вимогам, що пред'являються до імплантатів. В таблиці 1 приведемо механічні характеристики сплавів та кісткової тканини.

Особливістю β -(Zr-Ti) сплаву є низький мо-

дуль пружності, котрий складає 50 ГПа, це було досягнуто шляхом поєднанням Zr та Ti. Між розмірами атомів даних елементів існує суттєва різниця, яка дозволяє при взаємному легуванні збільшити щільність пакування кристалічної решітки, що, в свою чергу, забезпечує зменшення модуля Юнга даного сплаву [8].

Результати

В ході всього дослідження здійснювався рентгенологічний контроль: на 30, 60 та 90 добу. На підставі рентгенологічних зображень був проведений аналіз післяопераційної картини регенерації перелому стегнової кістки. На рис. 2 показані рентгенограми на 30 добу, а на рис. 3 рентгенівські знімки на 90 добу.



Рис. 2. Рентгенограми на 30 добу клінічного експерименту

З представлених рентгенограм для всіх експериментальних зразків відмічається резорбція кісткової тканини, але з різною швидкістю.

На знімках, де використовували сплави BT6 та 316L, помітне погіршення остеогенезу в місці перелому, про що свідчить резорбція кісткової тканини в місцях прилягання стержня із сплавів 316L та BT6 до внутрішнього кортикального шару кістки.

Також на знімках, як і на 30 та і на 90 добу, при використанні BT6 та 316L навколо встановленого імплантату спостерігаються просвіти, котрі говорять про повільне відновлення кісткової тканини. Також такі просвітлення свідчать про те, що кістка не зазнає ніяких навантажень. Це відбувається внаслідок того, що металевий стержень з набагато більшим модулем пружності приймає все зовнішнє навантаження на себе, тим самим не дає повноцінно відновлюватися кістковій тканині.

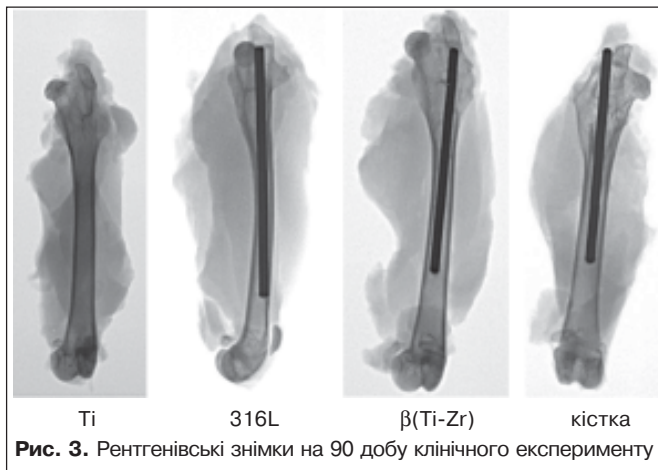


Рис. 3. Рентгенівські знімки на 90 добу клінічного експерименту

Всі вище описані процеси, котрі проявляються при використанні сплавів VT6 та 316L, є проявами ефекту екранування. Під час розвитку даного ефекту розвивається остеопороз, демінералізація та резорбція кісткової тканини, що призводить до повторного перелому.

Розглянемо післяопераційну картину при використанні інтрамедулярного стержня з низькомодульного β -(Zr-Ti) сплаву. За рахунок малої різниці модулів пружності кісткової тканини та матеріалу спостерігається краща динаміка утворення кісткового мозолу та регенерації кісткової тканини. Навантаження розподіляються рівномірно по всій системі імплантат-кістка, що видно з рентгенограм – помітно менші просвіти між фіксатором та металевим стержнем.

Висновки

Після проведення клінічного експерименту та аналізу отриманих рентгенівських знімків можна зробити певні висновки. На основі побаченої картини формування кісткового мозолу в місцях біомеханічного перелому, можна стверджувати, що для фіксації діафізних переломів стегнової кістки найбільш фізіологічним та біомеханічно обґрунтованим є використання металофіксаторів, виготовлених зі сплавів з модулем пружності як можна ближчим до модуля пружності кісткової тканини. Саме розроблений в ІМФ НАНУ низькомодульний β -(Zr-Ti) сплав своїми фізичними та механічними властивостями максимально наближується до властивостей кісткової тканини, що, в своє чергу, забезпечує позитивну динаміку регенерації кісткової тканини в місці перелому.

Література

1. Калашников А.В. Анализ результатов лечения диафизальных переломов большеберцовой кости при использовании различных видов остеосинтеза/ А.В. Калашников// Реферативный журнал Остеосинтез. – 2012. – №3(20). – С. 21-28.
2. The Comprehensive Classification of Fracture of long Bones / Muller M.E., Nazarian ., Koch P., Shatzker. –

- Springer – Verlag Heidelberg. – New-York, 1990. – 25p.
3. Проблемы прочности в биомеханике: Учеб. пособие для технич. и биоло. спец вузов/ Под ред. И.Ф.Образцова. – М.: Высш. шк., 1988. – 311с.
 4. Малясова М.Г. Металлы в имплантологии/ М.Г. Малясова// Ортопедия, травматология и протезирование. – 2010. – № 3. – С. 130-132.
 5. Niinomi M. Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications / M. Niinomi //Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical. – 2008. – №1. – pp. 30-42.
 6. Niinomi M. Improvement in mechanical performance of low-modulus β -Ti-Nb-Ta-Zr system alloys by microstructural control via thermomechanical processing/ M. Niinomi// International Journal of Modern Physics B. – 2008. – № 22. – pp. 2787-2795.
 7. Niinomi M. Effect of Young's modulus in metallic implants on atrophy and bone remodeling / M. Niinomi// Interface Oral Health Science. – 2010. – pp. 90-99, 2010.
 8. Скиба І.О. Мікроструктура, механічні властивості та біосумісність нового Zr-Ti-Nb сплаву/ І.О. Скиба, О.П.Карасевська, Н.А. Галатенко// Пластична та реконструктивна хірургія. – 2011. – №2.

Гайко Г.В., Калашников А.В., Юхимчук О.А., Федоренко Ю., Скиба І.А.

Влияние биомеханосовместимости интрамедуллярных металлических фиксаторов из низкомодульного β (Zr,Ti) сплава на развитие репаративного остеогенеза

Работа посвящена исследованию влияния биомеханосовместимости интрамедуллярных фиксаторов с разными модулями упругости на развитие репаративного остеосинтеза и целесообразности использования низкомодульного β -(Zr-Ti) сплава в ортопедии и травматологии. Был проведен эксперимент на кроликах, во время которого фиксация биомеханического диафизного перелома бедренной кости производилась при помощи интрамедуллярных стержней, изготовленных из трёх различных материалов (β -(Zr-Ti) сплав, сплавы VT6 и 316L). На основе полученной картины формирования костного мозоля в месте биомеханического перелома, можно утверждать что для фиксации диафизного перелома бедренной кости наиболее физиологически и биомеханически обоснованым является использование металофиксаторов из низкомодульного β -(Zr-Ti) сплава.

Ключевые слова: диафизный перелом, блокирующий интрамедуллярный остеосинтез, репаративный остеогенез, низкомодульный сплав, биомеханосовместимость.

Haiko V., Kalashnikov A.V., Yukhymchuk O.A., Fedorenko Yu., Skiba I.A.

Influence of biomechanical compatibility intramedullary metal fixators low modulus of β (Zr, Ti) alloy on the development of reparative osteogenesis

This work is devoted the influence of the mechanical properties of intramedullary fixers with different elastic modulus on the development of reparative osteosynthesis and expediency of using low-modulus β -(Zr-Ti) alloy in orthopedics and traumatology. An experiment was conducted on rabbits during which the femoral fracture fixation was performed using the intramedullary rod made of three different materials (β -(Zr-Ti) alloy, VT6 and 316L alloys). Based on the derived pictures formation of calluses at the fracture site, it can be argued that for fracture fixation of the femur is physiologically and biomechanical basis is the use of fixers of low modulus β -(Zr-Ti) alloy.