

УДК 616.71-007.234:611.018.4:616-77-089.843-092.9

DOI: 10.22141/1608-1706.4.17.2016.77491

ФІЛІПЕНКО В.А., БОНДАРЕНКО С.Є., КАРПИНСЬКИЙ М.Ю., ЖИГУН А.І., ТАНЬКУТ В.О., АКОНДЖОМ М.
ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», м. Харків, Україна

МІЦНІСТЬ КІСТКОВО-МЕТАЛЕВОГО БЛОКА ДЛЯ РІЗНИХ ТИПІВ ПОВЕРХОНЬ ІМПЛАНТАТІВ ЗА УМОВ НОРМАЛЬНОГО СТАНУ КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ ТА ПРИ МОДЕЛЮВАННІ ОСТЕОПОРОЗУ В ЕКСПЕРИМЕНТІ НА ЩУРАХ

Резюме. Фіксація ацетабулярного компонента ендопротеза в умовах остеопорозу і змін анатомії кульшової западини є актуальною проблемою сучасної ортопедії. **Мета:** провести порівняльний аналіз міцності кістково-металевого блока для різних типів поверхонь імплантатів в умовах нормального стану кісткової тканини і при моделюванні остеопорозу у щурів. **Методи.** Проведено експериментальні дослідження міцності стегнової кістки 60 лабораторних щурів. Тварин розподілили на дві групи, по 30 особин у кожній: I — умовно здорові, II — з остеопорозом, який було модельовано методом оваріектомії. У кожній групі сформовано по 6 підгруп тварин, яким у дефект дистального метафіза стегнової кістки (СК) встановлювали імплантати з різних матеріалів: пористий титан, пористий тантал Trabecular Metal (Zimmer), титан з покриттям GRIPTION (DePuy), Stikite (Smith & Nephew), Trabecular Titanium (Lima), Tritanum (Stryker). Через 90 днів після імплантації тварин виводили з експерименту і проводили біомеханічні дослідження міцності оперованих і контрала-теральних СК. Препарат СК фіксували на пристрої головою вгору. До головки СК прикладали подовжнє осьове навантаження за допомогою металевого штока. Величину навантаження збільшували до повного руйнування препарату і вимірювали. **Результати.** При нормальній щільності кісткової тканини найбільші руйнівні навантаження витримували СК з імплантатами з пористого танталу Trabecular Metal і Stikite. В умовах модельованого остеопорозу окремі підмножини становили препарати СК з імплантованим пористим титаном (найслабші) і танталом Trabecular Metal (найміцніші). **Висновки.** Порівняльний аналіз біомеханічного дослідження показав, що за нормальної щільності кісткової тканини і в умовах моделювання остеопорозу найбільші руйнівні навантаження витримує кісткова тканина з імплантатами з пористого танталу Trabecular Metal.

Ключові слова: поверхня імплантату, кістково-металевий блок, остеointegraція, ендопротезування.

Вступ

Під час виконання операцій ендопротезування в пацієнтів зі зміненою анатомією та наявністю остеопорозу кульшової западини дуже важливим і складним завданням є стабільна довготривала фіксація ацетабулярного компонента ендопротеза [1–6].

На сучасному розвитку ендопротезування кульшового суглоба пацієнтам молодого та зрілого віку не рекомендована цементна фіксація ацетабулярного компонента ендопротеза через велику кількість випадків його асептичної нестабільності та пов'язаними з нею ревизійними втручаннями в терміни понад 10 років після ендопротезування за такого типу фіксації [7–16].

З того часу, як остеointegraція була прийнята як більш біологічна форма фіксації ендопротезів, численні біологічні, біомеханічні, клінічні пошукові дослідження

стали проводити з метою розробки оптимальної поверхні імплантату для досягнення міцного кістково-металевого блока та покращення результатів тривалої фіксації ендопротеза в кістковій тканині [17–21].

Нині для остеointegraції ацетабулярних компонентів ендопротезів кульшового суглоба розроблено поверхні, що мають мікроструктуру у вигляді спечених

Адреса для листування з авторами:

Філіпенко В.А.

E-mail: redact@i.ua

© Філіпенко В.А., Бондаренко С.Є., Карпинський М.Ю.,

Жигун А.І., Танькут В.О., Аконджом М., 2016

© «Травма», 2016

© Заславський О.Ю., 2016

кульок, волокнистої сітки, шпаристого металу, з додаванням на поверхню гідроксилапатиту або без нього [22, 23].

Проведені дослідження з вивчення зчеплення кісткової тканини з титановими [22–25], танталовими [26, 27] та керамічними [4, 28, 29] покриттями ендопротезів.

Проте недостатньо інформації щодо порівняльного аналізу міцності з'єднання сучасних поверхонь ацетабулярних компонентів ендопротезів кульшового суглоба за умов нормальної щільності кісткової тканини та в умовах остеопорозу, що призводить до послаблення кісткового метаболізму в напрямку прискорення остеокластогенезису та кісткової резорбції, зниження якості та кількості кісткової тканини, що є несприятливою умовою для остеointegraції імплантату [30–33].

Мета дослідження: провести порівняльний аналіз міцності кістково-металевого блока для різних типів поверхонь імплантатів за умов нормального стану кісткової тканини та моделювання остеопорозу в експерименті на щурах.

Матеріал та методи

На базі атестованої лабораторії біомеханіки ПХС ім. проф. М.І. Ситенка проведені експериментальні дослідження міцності стегнових кісток 60 лабораторних щурів популяції експериментально-біологічної клініки інституту. План роботи було затверджено на засіданні локального Комітету з біоетики (протокол № 131 від 16.06.2014). Евтаназію щурів здійснювали шляхом передозування тіопенталу натрію (90 мг/кг, внутрішньоочеревинно).

Дизайн експерименту

Тварин розподілили на дві групи, по 30 щурів у кожній: I — умовно здорові, II — такі, яким методом оваріектомії моделювали остеопороз. У групах було сформовано по 6 підгруп, по 5 тварин у кожній, яким у дефект стегнової кістки встановлювали імплантати з різних

матеріалів: шпаристого титану; шпаристого танталу Trabecular Metal (Zimmer) та з титановим поверхнями — Gription (DePuy), Stiktite (Smith & Nephew), Trabecular Titanium (Lima), Tritanum (Stryker). Хірургічне втручання проводили під загальним внутрішньом'язовим знеболюванням (аміназин 10 мг/кг, кетамін 50 мг/кг). Матеріал імплантували в дистальний метафіз стегнової кістки, в якому за допомогою зубного бору (діаметр 3 мм) виконували дірчастий дефект. Рани пошарово зашивали.

Контролем були контралатеральні кістки. Щурів виводили з експерименту на 90-ту добу після операції, оскільки цей термін відповідає стадії формування зрілої губчастої кісткової тканини в процесі репаративного остеогенезу.

Головна гіпотеза експериментального дослідження полягала в тому, що чужорідний матеріал, поміщений у біологічне середовище, зазвичай відторгається організмом, інкапсулюється і далі існує окремо. У такому випадку під час навантаження кістки тонкостінна кісткова оболонка навколо імплантату руйнуватиметься навіть за невеликих навантажень. Якщо імплантат біоінертний, має поверхневу структуру, що сприяє щільному зчепленню з кістковою тканиною, тоді має утворюватися кістково-металевий блок, подібний армованому залізобетону. Така структура може витримувати навантаження значно більші, ніж у випадку використання матеріалу з низькою біоінертністю.

Випробування проводили на стенді для біохімічних досліджень (рис. 1).

Препарат стегнової кістки фіксували на пристрої головкою догори. До головки стегнової кістки прикладали подовжнє осьове навантаження за допомогою металевого штока. Величину навантаження збільшували до повного руйнування препарату та вимірювали її за допомогою тензодинамометричного датчика SBA-100L, фіксували пристроєм реєстрації даних CAS типу CI-2001A.

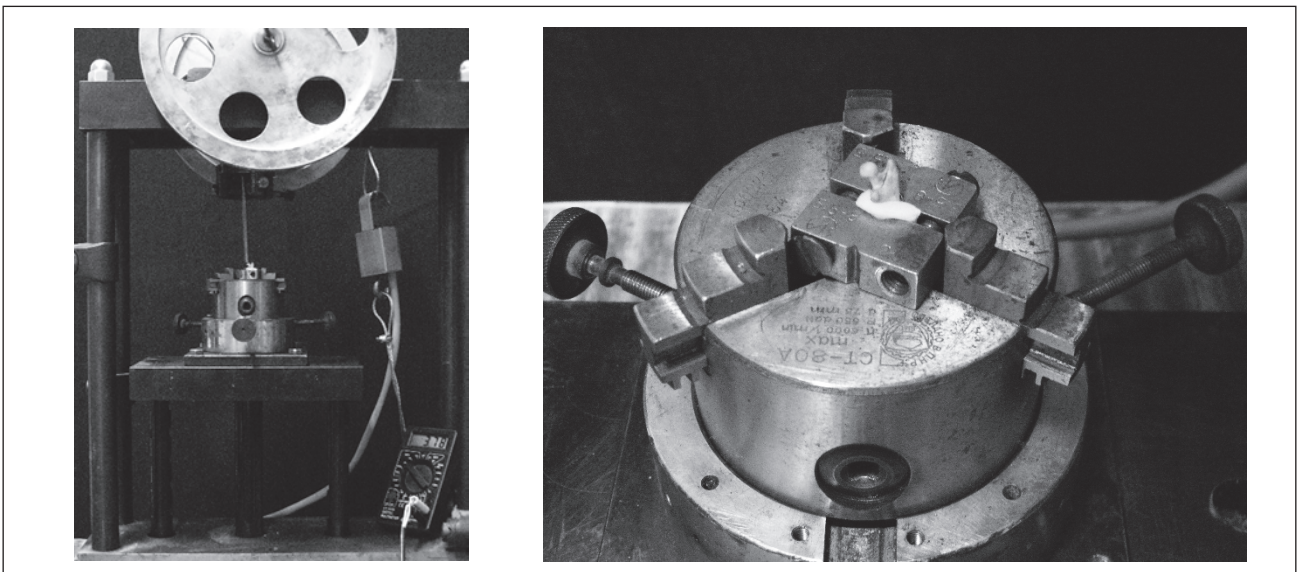


Рисунок 1. Пристрій для біомеханічних досліджень під час експерименту

Отримані в результаті проведення експерименту показники опрацьовували методами статистичного аналізу, для обґрунтування вибору методик якого дані перевіряли на відповідність нормальному розподілу за одновибірковим критерієм Колмогорова — Смирнова. Отримані експериментальні дані були оброблені методами описової статистики з розрахунком середнього (M) значення та стандартного відхилення (SD). Для порівняння міцності парних кісток (оперована-інтактна) однієї тварини використовували Т-тест для парних вибірок, кісток з різними типами імплантатів — однофакторний дисперсійний аналіз з апостеріорним тестом для множинних порівнянь Дункана, нормальних і остеопоротичних оперованих кісток з однаковими імплантатами — Т-тест для незалежних вибірок.

Аналіз проводили в пакеті SPSS 20.0 [34].

Результати та їх обговорення

Результати дослідження показали, що стегнові кістки тварин, яким моделювали остеопороз, руйнувались при навантаженнях величиною $4,7 \pm 0,5$ Н, що статистично значимо ($p = 0,001$) відрізняється від аналогічного показника кісток здорових тварин, у яких руйнування відбувалося при навантаженнях $12,3 \pm 0,5$ Н. Результати проведеного аналізу міцності інтактних стегнових кісток лабораторних тварин дозволяють з високим ступенем вірогідності ($p = 0,001$) стверджувати, що протягом 90 діб спостереження у лабораторних тварин збереглися явища раніше лабораторно модельованого остеопорозу. Подальшим завданням нашого дослідження було визначення впливу наявності імплантату на міцність стегнових кісток лабораторних тварин у терміні 90 діб після операції. Для вирішення поставленого завдання був

проведений порівняльний аналіз оперованих та інтактних кісток у підгрупах із різними видами імплантатів як у здорових тварин, так і у тварин з модельованим остеопорозом. Результати порівняльного аналізу міцності оперованої та інтактною кісток наведено в табл. 1.

Як показав статистичний аналіз, наявність імплантату з будь-якого з досліджених матеріалів приводить до підвищення міцності стегнової кістки лабораторних тварин. Але якщо міцність оперованих кісток тварин із нормальною щільністю збільшується статистично значущо ($p < 0,01$), то збільшення міцності оперованих кісток у тварин з модельованим остеопорозом не досягає статистично значущого рівня. Даний факт може бути пояснений тим, що імплантат виконує армуючу дію, але в кістках із нормальною щільністю цей ефект проявляється більше, ніж у кістках з остеопорозом.

Таким чином, ми отримали протилежні результати зміни міцності кісток у тварин з нормальною й остеопоротичною кістковою тканиною.

В обох дослідних групах тварин при застосуванні різних зразків імплантатів ми спостерігали зміцнення оперованої кістки, але зміна цієї величини для різних зразків імплантатів була різною.

Для визначення різниці між видами імплантатів ми провели дисперсійний аналіз (табл. 2) з апостеріорним тестом Дункана (табл. 3), який дозволив виявити різниці між зразками.

Дисперсійний аналіз показав, що тільки у тварин із нормальною щільністю кістки різні види імплантатів по-різному впливають на зміну міцності кістки. Для остеопоротичних кісток вплив імплантату на міцність кісток не виявлений, не відрізняються між собою й інтактні кістки у межах груп.

Таблиця 1. Результати порівняльного аналізу міцності оперованої та інтактною кісток

| Типи імплантатів | Нормальна кістка Операція — інтакт. | | | | | Остеопоротична кістка Операція — інтакт. | | | | |
|----------------------------|--|------|------|-------|-------|---|-----|------|-------|-------|
| | Парні різниці | | | t | p | Парні різниці | | | t | p |
| | M | SD | SE | | | M | SD | SE | | |
| Шпаристий титан | 1,30 | 0,50 | 0,20 | 5,549 | 0,005 | 0,05 | 0,6 | 0,30 | 0,173 | 0,871 |
| DePuy GRIPTION | 1,60 | 0,90 | 0,40 | 3,954 | 0,017 | 0,30 | 0,5 | 0,20 | 1,289 | 0,267 |
| Stryker Tritinium | 1,40 | 0,80 | 0,40 | 3,836 | 0,019 | 0,30 | 0,3 | 0,10 | 2,902 | 0,044 |
| Smith & Nephew Stikite | 1,80 | 0,90 | 0,40 | 4,631 | 0,010 | 0,40 | 0,4 | 0,20 | 2,091 | 0,105 |
| Lima Trabecular Titanium | 1,90 | 0,70 | 0,30 | 5,868 | 0,004 | 0,06 | 0,9 | 0,40 | 0,143 | 0,894 |
| Zimmer Trabecular Tantalum | 1,80 | 0,60 | 0,30 | 6,529 | 0,003 | 0,06 | 0,5 | 0,20 | 0,314 | 0,769 |

Таблиця 2. Результати порівняльного аналізу міцності кісток тварин при застосуванні різних типів імплантатів (однофакторний дисперсійний аналіз)

| Статистики | | Нормальна кістка | | Остеопоротична кістка | |
|--------------------|---|------------------|---------|-----------------------|---------|
| | | Операція | Інтакт. | Операція | Інтакт. |
| Міжгрупова різниця | F | 3,930 | 0,391 | 0,620 | 0,186 |
| | p | 0,010 | 0,850 | 0,686 | 0,965 |

Таблиця 3. Результати роботи апостеріорного множинного порівняння за Дунканом тесту ANOVA міцності оперованих кісток

| Типи імплантату | Нормальна кістка | | | Остеопоротична кістка |
|----------------------------|--------------------------------|-------|-------|--------------------------------|
| | Підмножина для $\alpha = 0,05$ | | | Підмножина для $\alpha = 0,05$ |
| | 1 | 2 | 3 | 1 |
| Шпаристий титан | 13,3 | | | 4,4 |
| DePuy GRIPTION | | 13,7 | | 4,4 |
| Stryker Tritanium | | 13,9 | | 4,4 |
| Lima Trabecular Titanium | | | 14,1 | 4,5 |
| Smith & Nephew Stiktite | | | 14,2 | 4,6 |
| Zimmer Trabecular Tantalum | | | 14,4 | 4,6 |
| | 1,000 | 0,105 | 0,086 | 1,00 |

Висновки

У результаті проведення моделювання остеопорозу у лабораторних тварин методом оваріектомії вдалося отримати та зберегти на 90-ту добу експерименту статистично значуще зниження міцності кісткової тканини стегнових кісток.

Виявлено, що стегнові кістки шурів з встановленими імплантатами за нормальної щільності кісткової тканини витримують руйнівні навантаження більшої величини, ніж кістки після моделювання остеопорозу, незалежно від матеріалу імплантатів.

У тварин з нормальною щільністю кісткової тканини кістки з імплантатами статистично значимо виявляються більш міцними за інтактні кістки цих же тварин. У групі тварин із модельованим остеопорозом міцність кісток з імплантатами вища за інтактні, хоча різниця статистично незначуща.

Результати дослідження показали, що найменшу міцність мають кістки з імплантатами зі шпаристого титану (13,3), кістки з імплантатами з покриттям GRIPTION та Tritanium мають приблизно однакову міцність, статистично не відрізняються між собою ($p = 0,105$) і становлять відповідно 13,7 та 13,9, причому на рівні $\alpha = 0,05$ відрізняються від зразків із титановими імплантатами та імплантатами Trabecular Titanium (14,1), Stiktite (14,2) та шпаристим танталом (Trabecular Tantalum) (14,4). В експерименті з остеопоротичною кістковою тканиною статистичної різниці між зразками імплантатів не виявлено. При цьому експеримент показав, що найміцнішим є кістково-металевий блок зі шпаристим танталом Trabecular Tantalum (4,6), а найменшу міцність має зразок зі шпаристим титаном (4,4).

Таким чином, згідно з проведеним дослідженням, після виконання безцементного ендопротезування кульшового суглоба переваги мають імплантати з покриттям зі шпаристого танталу. Наукові дані, отримані в цьому дослідженні, підтверджують попередні [35], при виведенні лабораторних тварин з експерименту на 14-ту добу після операції.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Список літератури

1. Применение чашки эндопротеза тазобедренного сустава с танталовым покрытием при дефектах стенок вертлужной впадины и остеопорозе / Н.А. Корж, В.А. Филиппенко, В.А. Танькут [и др.] // *Мат-лы IX съезда травматологов-ортопедов Республики Беларусь*. — Минск, 2014. — С. 260-266.
2. Олійник О.Є. Ендопротезування кульшового суглоба при деформаціях та дефектах проксимального відділу стегнової кістки і кульшової западини: Автореф. дис... д-ра мед. наук: 14.01.21 / О.Є. Олійник. — Харків, 2011. — 36 с.
3. Лоскутов А.Е. Эндопротезирование тазобедренного сустава при дефектах вертлужной впадины / А.Е. Лоскутов, А.Е. Олейник, Саид Имад Али // *Вісник ортопедії, травматології та протезування*. — 2008. — № 3(58). — С. 10-13.
4. Эндопротезирование тазобедренного сустава: монография / Под ред. А.Е. Лоскутова. — Днепропетровск: Лира, 2010. — 344 с.
5. Особенности эндопротезирования пациентов с последствиями невправленных переломовывихов в тазобедренном суставе / В.А. Филиппенко, С.А. Хмызов, А.И. Жигун [и др.] // *Вісник ортопедії, травматології та протезування*. — 2015. — № 2. — С. 28-33.
6. Эндопротезирование тазобедренного сустава: монография / Под ред. В.А. Филиппенко, Н.А. Коржа. — Харьков: Колегіум, 2015. — 220 с.
7. The outcome of Charnley total hip arthroplasty with cement after a minimum twenty-year follow-up: The results of one surgeon / K.R. Schulte, J.J. Callaghan, S.S. Kelley, R.C. Johnston // *J. Bone Joint Surg. Am.* — 1993. — Vol. 75. — P. 961-975.
8. Stauffer R.N. Ten-year follow-up study of total hip replacement / R.N. Stauffer // *J. Bone Joint Surg. Am.* — 1982. — Vol. 64. — P. 983-990.
9. Malchau H. Prognosis of total hip replacement in Sweden: Follow-up of 92,675 operations performed 1978–1990 / H. Malchau, P. Herberts, L. Ahnfelt // *Acta Orthop. Scand.* — 1993. — Vol. 64. — P. 497-506.
10. Smith S. W. Total hip arthroplasty with use of second generation cementing techniques: An eighteen-year-

- average follow-up study / S.W. Smith, D.M. Estok II, W.H. Harris // *J. Bone Joint Surg. Am.* — 1998. — Vol. 80(1). — P. 1632-1640.
11. Wroblewski B.M. 15–21-year results of the Charnley low-friction arthroplasty / B.M. Wroblewski // *Clin. Orthop.* — 1986. — № 211. — P. 30-35.
 12. Charnley total hip arthroplasty with use of improved techniques of cementing: The results after a minimum improved techniques of cementing: The results after a minimum of fifteen years of follow-up / S.M. Madey, J.J. Callaghan, J.P. Olejniczak [et al.] // *J. Bone Joint Surg. Am.* — 1997. — Vol. 79(1). — P. 53-64.
 13. Garcia-Cimbrelo E. Early and late loosening of the acetabular cup after low-friction arthroplasty / E. Garcia-Cimbrelo, L. Munuera // *J. Bone Joint Surg. Am.* — 1992. — Vol. 74(8). — P. 1119-1129.
 14. Systematic review of literature of cemented femoral components: what is the durability at minimum 20 years followup? / N.A. Bedard, J.J. Callaghan, M.D. Stefl, S.S. Liu // *Clin. Orthop. Relat. Res.* — 2015. — Vol. 473(2). — P. 563-71. — doi: 10.1007/s11999-014-3876-3.
 15. Romness D.W. Total hip arthroplasty after fracture of the acetabulum: long term results / D.W. Romness, D.G. Lewallen // *J. Bone Joint Surg. Br.* — 1990. — Vol. 72(5). — P. 761-764.
 16. Illgen R. The optimal fixation of the cementless acetabular component in primary total hip arthroplasty / R. Illgen II, H.E. Rubash // *J. Am. Acad. Orthop. Surg.* — 2002. — Vol. 10(1). — P. 43-56.
 17. In vivo assessment of bone ingrowth potential of three-dimensional e-beam produced implant surfaces and the effect of additional treatment by acid etching and hydroxyapatite coating / J.E. Biemond, G. Hannink, A.M. Jurrius [et al.] // *J. Biomater. Appl.* — 2012. — Vol. 26(7). — P. 861-875 — doi: 10.1177/0885328210391495.
 18. Assessment of bone ingrowth potential of biomimetic hydroxyapatite and brushite coated porous E-beam structures / J.E. Biemond, T.S. Eufrazio, G. Hannink [et al.] // *J. Mater. Sci. Mater. Med.* — 2011. — Vol. 22(4). — P. 917-925. — doi: 10.1007/s10856-011-4256-0.
 19. Osseointegration of a hydroxyapatite-coated multilayered mesh stem / H. Kusakabe, T. Sakamaki, K. Nihei [et al.] // *Biomaterials.* — 2004. — Vol. 25(15). — P. 2957-2969.
 20. Manders P.J. Bone response adjacent to calcium phosphate electrostatic spray deposition coated implants: an experimental study in goats / P.J. Manders, J.G. Wolke, J.A. Jansen // *Clin. Oral. Implants Res.* — 2006. — Vol. 17(5). — P. 548-553.
 21. Soballe K. Hydroxyapatite ceramic coating for bone implant fixation. Mechanical and histological studies in dogs / K. Soballe // *Acta Orthop. Scand. Suppl.* — 1993. — Vol. 255. — P. 1-58.
 22. Karageorgiou V. Porosity of 3D biomaterial scaffolds and osteogenesis / V. Karageorgiou, D. Kaplan // *Biomaterials.* — 2005. — Vol. 26(27). — P. 5474-5491.
 23. Bone-implant interface in orthopedic surgery: basic science to clinical applications / Ed. by Karachalios, Theofilos. — London: Springer-Verlag, 2014. — 342 p.
 24. Руцкий А.В. Оценки объемной пористой титановой структуры в эндопротезах тазобедренного сустава SLPS / А.В. Руцкий, В.Т. Минченя, А.П. Маслов // *Ars. medica.* — 2011. — № 17(53). — С. 25-30.
 25. Comparison of trabecular metal cups and titanium fiber-mesh cups in primary hip arthroplasty: a randomized RSA and bone mineral densitometry study of 50 hips / T. Baad-Hansen, S. Kold, P.T. Nielsen [et al.] // *Acta Orthop.* — 2011. — Vol. 82(2). — P. 155-160. — doi: 10.3109/17453674.2011.572251.
 26. Characteristics of bone ingrowth and interface mechanics of a new porous tantalum biomaterial / J.D. Bobyn, G.J. Stackpool, S.A. Hacking [et al.] // *J. Bone Joint Surg. Br.* — 1999. — Vol. 81(5). — P. 907-914.
 27. Clinical validation of a structural porous tantalum biomaterial for adult reconstruction / J.D. Bobyn, R.A. Poggie, J.J. Krygier [et al.] // *Ibid.* — 2004. — Vol. 86-A (Suppl. 2). — P. 123-129.
 28. Гайко Г.В. Пористе титанове та титан-гідроксилапатитне покриття для безцементного ендопротеза кульшового суглоба / Г.В. Гайко, В.М. Підгасецький // *Ортопедия, травматология и протезирование.* — 2008. — № 4. — С. 47-53.
 29. A Comparison of hydroxyapatite-coated, titanium-coated, and uncoated tapered external-fixation pins. An in vivo study in sheep / A. Moroni, S. Toksvig-Larsen, M.C. Maltarello [et al.] // *J. Bone Joint Surg. Am.* — 1998. — Vol. 80(4). — P. 547-554.
 30. Bone remodeling, humoral networks and smart biomaterial technology for osteoporosis / M. Fini, A. Carpi, V. Borsari [et al.] // *Front. Biosci. (Schol. Ed.)* — 2010. — Vol. 2. — P. 468-482.
 31. Osteoporosis and biomaterial osteointegration / M. Fini, G. Giavaresi, P. Torricelli [et al.] // *Biomed. Pharmacother.* — 2004. — Vol. 58(9). — P. 487-493.
 32. Collagen type I coating stimulates bone regeneration and osteointegration of titanium implants in the osteopenic rat / M. Sartori, G. Giavaresi, A. Parrilli [et al.] // *Int. Orthopaedics.* — 2015. — Vol. 39(10). — P. 2041-2052. — doi: 10.1007/s00264-015-2926-0.
 33. Остеопороз: епідеміологія, клініка, діагностика, профілактика, лікування / Корж Н.А., Поворознюк В.В., Дедух Н.В., Зупанець І.А. — Харків: Золоті сторінки, 2002. — 646 с.
 34. Buhl A. SPSS. Einführung in die modern Datenanalyse unter Windows / Buhl A., Zofelp. — Addison-Wesley, 2003 — 608 p.
 35. Міцність кістково-металевого блока для різних типів поверхонь імплантатів за умов нормального стану кісткової тканини та остеопорозу в щурів / В.А. Філіпенко, М.Ю. Карпинський, О.Д. Карпинська [и др.] // *Ортопедия, травматология и протезирование.* — 2016. — № 1. — С. 72-77.

Отримано 11.07.16 ■

Филиппенко В.А., Бондаренко С.Е., Карпинский М.Ю., Жигун А.И., Танькут В.А., Аконджом М.
 ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко НАМН Украины», г. Харьков, Украина

ПРОЧНОСТЬ КОСТНО-МЕТАЛЛИЧЕСКОГО БЛОКА ДЛЯ РАЗЛИЧНЫХ ТИПОВ ПОВЕРХНОСТЕЙ ИМПЛАНТАТОВ В УСЛОВИЯХ НОРМАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ КОСТНОЙ ТКАНИ И ПРИ МОДЕЛИРОВАНИИ ОСТЕОПОРОЗА В ЭКСПЕРИМЕНТЕ НА КРЫСАХ

Резюме. Фиксация ацетабулярного компонента эндопротеза в условиях остеопороза и изменений анатомии вертлужной впадины является актуальной проблемой современной ортопедии. **Цель:** провести сравнительный анализ прочности костно-металлического блока для различных типов поверхностей имплантатов в условиях нормального состояния костной ткани и при моделировании остеопороза у крыс. **Методы.** Проведены экспериментальные исследования прочности бедренной кости 60 лабораторных крыс. Животных разделили на две группы, по 30 особей в каждой: I — условно здоровые, II — с моделированным остеопорозом методом овариэктомии. В каждой группе сформировано по 6 подгрупп животных, которым в дефект дистального метафиза бедренной кости (БК) устанавливали имплантаты из различных материалов: пористый титан, пористый тантал Trabecular Metal (Zimmer), титан с покрытием GRIPTION (DePuy), Stiktite (Smith & Nephew), Trabecular Titanium (Lima), Tritanium (Stryker). Через 90 дней после имплантации животных выводили из эксперимента и проводили

биомеханические исследования прочности оперированных и контралатеральных БК. Препарат БК фиксировали на устройстве головкой вверх. К головке БК прикладывали продольную осевую нагрузку с помощью металлического штока. Величину нагрузки увеличивали до полного разрушения препарата и измеряли. **Результаты.** При нормальной плотности костной ткани наибольшие разрушающие нагрузки выдерживали БК с имплантатами из пористого тантала Trabecular Metal и Stiktite. В условиях моделированного остеопороза отдельные подмножества составили препараты БК с имплантированным пористым титаном (самые слабые) и танталом Trabecular Metal (самые прочные). **Выводы.** Сравнительный анализ биомеханического исследования показал, что при нормальной плотности костной ткани и в условиях моделирования остеопороза наибольшие разрушающие нагрузки выдерживает костная ткань с имплантатами из пористого тантала Trabecular Metal.

Ключевые слова: поверхность имплантата, костно-металлический блок, остеоинтеграция, эндопротезирование.

Filippenko V.A., Bondarenko S.Ye., Karpinsky M.Yu., Zhygun A.I., Tankut V.A., Akonjom M.
 SI «M.I. Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of National Academy of Medical Sciences of Ukraine», Kharkiv, Ukraine

THE STRENGTH OF BONE-METAL BLOCK FOR DIFFERENT TYPES OF IMPLANTS SURFACES UNDER THE CONDITIONS OF NORMAL BONE AND OSTEOPOROSIS IN EXPERIMENTAL RATS

Summary. Fixing the acetabular component of prosthesis in the conditions of osteoporosis and changes in acetabulum anatomy is a topic problem in modern orthopedics. **Aim:** to perform a comparative analysis of the strength of bone-metal block for the different type of implant surfaces under the conditions of normal bone and in the simulative osteoporosis in rats. **Methods.** The experimental studies of femur strength were carried in 60 laboratory animals (rats). The animals were divided into two groups of 30 animals each: I — relatively healthy, II — osteoporosis induced by ovariectomy. Six subgroups were formed in each group of animals. Implants of such different materials as porous titanium, tantalum porous Trabecular Metal (Zimmer), titanium coated with GRIPTION (DePuy), Stiktite (Smith & Nephew), Trabecular Titanium (Lima), Tritanium (Stryker) were used to fill a hole-like defect in distal metaphysis of femur. The animals were taken out of experiment 90 days after

implantation and biomechanical investigation was performed to assess the strength of operated and contralateral femurs. Longitudinal axial load using a metal rod was applied to femoral head. Load value gradually increased to complete destruction of anatomical specimen and measured. **Results.** Femurs with implants from porous tantalum Trabecular Metal and Stiktite withstood the maximum load in the conditions of normal bone density. Specimen of femurs with implanted porous titanium (the most weak) and tantalum Trabecular Metal (the most solid) composed separate subsets under the conditions of simulated osteoporosis. **Conclusions.** The comparative analysis of biomechanical investigation revealed that bone with implants from porous tantalum withstands the maximum breaking load under the conditions of normal and osteoporotic bone.

Key words: implants surface, bone-metal block, osteointegration, arthroplasty.