

УДК 611.718.018.4+616.718.4-007.23-092.9]-042.2(045)

Міцність кістково-металевого блоку для різних типів поверхонь імплантатів за умов нормального стану кісткової тканини та остеопорозу в щурів

В. А. Філіпенко, М. Ю. Карпінський, О. Д. Карпінська, В. О. Танькут, М. Аконджом, С. Є. Бондаренко

ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України», Харків

Fixing the acetabular component of prosthesis in the conditions of osteoporosis and changes in acetabulum anatomy is an actual problem of modern orthopedics. The goal: to perform a comparative analysis of the strength of bone-metal block for the different type of implant surfaces in the conditions of normal bone and in the simulation of osteoporosis in rats. The methods: 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. 6 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 14 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. The 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 in the conditions of simulated osteoporosis. The conclusions: the comparative analysis of biomechanical investigation revealed that bone with implants from porous tantalum withstands the maximum breaking load in the conditions of normal and osteoporotic bone. Key words: implants surface, bone-metal block, osteointegration, joint replacement.

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 в каждой: I — условно здоровые, II — с моделированным остеопорозом методом овариоэктомии. В каждой группе сформировано по 6 подгрупп животных, которым в дырчатый 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 14 дней после имплантации животных выводили из эксперимента и проводили биомеханические исследования прочности оперированных и контралатеральных БК. Препарат БК фиксировали на устройстве головкой вверх и прикладывали к ней 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. Ключевые слова: поверхность имплантата, костно-металлический блок, остеоинтеграция, эндопротезирование.

Ключові слова: поверхня імплантата, кістково-металевий блок, остеоінтеграція, 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 для пацієнтів молодого та зрілого віку не рекомендовано цементну фіксацію ацетабулярного компонента ендопротеза через велику кількість випадків його асептичної нестабільності та пов'язаними з нею ревізійними втручаннями в терміни понад 10 років після ендопротезування за такого типу фіксації [7–16].

Відтоді, як остеоінтеграція прийнята більш біологічною формою фіксації ендопротезів, численні біологічні, біомеханічні, клінічні пошукові дослідження стали проводити з метою розробки оптимальної поверхні імплантата для досягнення міцного кістково-металевого блока та покращення результатів тривалої фіксації ендопротеза в кістковій тканині [17–21].

Нині для остеоінтеграції ацетабулярних компонентів ендопротезів кульшового суглоба розроблено поверхні, які мають мікроструктуру у вигляді спечених кульок, волокнистої сітки, шпаристого металу, з додаванням на поверхню гідроксилапатиту або без нього [22, 23].

Проведено 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 нормальної щільності кісткової тканини та в умовах остеопорозу, який призводить до послаблення кісткового метаболізму в напрямку прискорення остеокластогенезу та кісткової резорбції, зниження якості та кількості кісткової тканини, що є несприятливою умовою для остеоінтеграції імплантата [30–33].

Метою цього дослідження був 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 експери-

ментальні дослідження міцності стегнових кісток 60 лабораторних щурів популяції експериментально-біологічної клініки інституту. План роботи затверджено на засіданні локального комітету з біоетики (протокол № 131 від 16.06.2014). Евтаназію щурів здійснювали шляхом передозування тіопенталу натрію (90 мг/кг, внутрішньочеревинно).

Дизайн експерименту

Тварин розподілили на дві групи по 30 щурів у кожній: умовно здорові та такі, яким методом оваріоектомії моделювали остеопороз. У середині груп було сформовано 6 підгруп по 5 тварин у кожній, яким у дефект стегнової кістки встановлювали імплантати з різних матеріалів: шпаристого титану, Trabecular Metal (Zimmer), Gription (DePuy), Stiktite (Smith&Nephew), Trabecular Titanium (Lima), Tritanium (Stryker). Хірургічне втручання проводили під загальним внутрішньом'язовим знеболенням (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 14-у добу після операції, оскільки цей термін відповідає стадії формування молоді 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 імплантата руйнуватиметься навіть за невеликих навантажень. Якщо імплантат біоінертний, має поверхневу структуру, яка 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 біомеханічних досліджень (рис. 1).

Препарат стегнової кістки фіксували на пристрої головою вгору. 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.

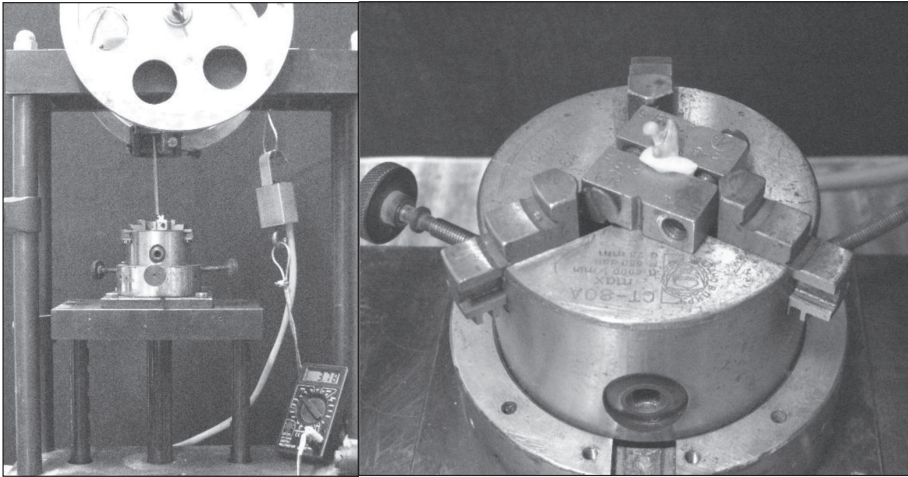


Рис. 1. Пристрій для біомеханічних досліджень міцності кісток під час експерименту

У результаті проведення експерименту отримані показники опрацьовували методами статистичного аналізу, для обґрунтування вибору методик якого дані перевіряли на відповідність нормального розподілу за одновибірковим критерієм Колмогорова-Смірнова. Отримані експериментальні дані 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

У результаті дослідження встановлено, що стегнові кістки тварин із модельованим остеопорозом руйнувались за умов навантажень величиною ($1,5 \pm 0,1$) Н, що достовірно ($p = 0,001$) відрізнялось від аналогічного показника кісток здорових тварин, які руйнувались за навантажень ($4,7 \pm 0,4$) Н.

Порівняльний аналіз міцності інтактних стегнових кісток лабораторних тварин дає змогу з високим ступенем достовірності ($p = 0,001$) стверджувати, що в результаті експериментального моделювання нам вдалося отримати явища остеопорозу у тварин відповідної групи.

Наступним завданням дослідження стало визначення впливу імплантата на міцнісні якості стегнових кісток лабораторних тварин. Для вирішення поставленого завдання проведено порівняльний аналіз оперованих та контралатеральних кісток у підгрупах з різними видами імплантатів у здорових тварин і щурів з модельованим остеопорозом.

Научно порівняти вплив імплантатів з різних матеріалів на міцнісні якості стегнових кісток лабораторних тварин можна за допомогою діаграми (рис. 2). Як показано, введення імплантата з будь-якого дослідженого матеріалу значущо (на рівні $p = 0,001$) підвищує міцність стегнової кістки лабораторних тварин із модельованим остеопорозом порівняно з контралатеральними. Цей факт можна пояснити тим, що імплантат виконує армовану дію. У підгрупах тварин із нормальною щільністю кісткової тканини навпаки міцність оперованих кісток

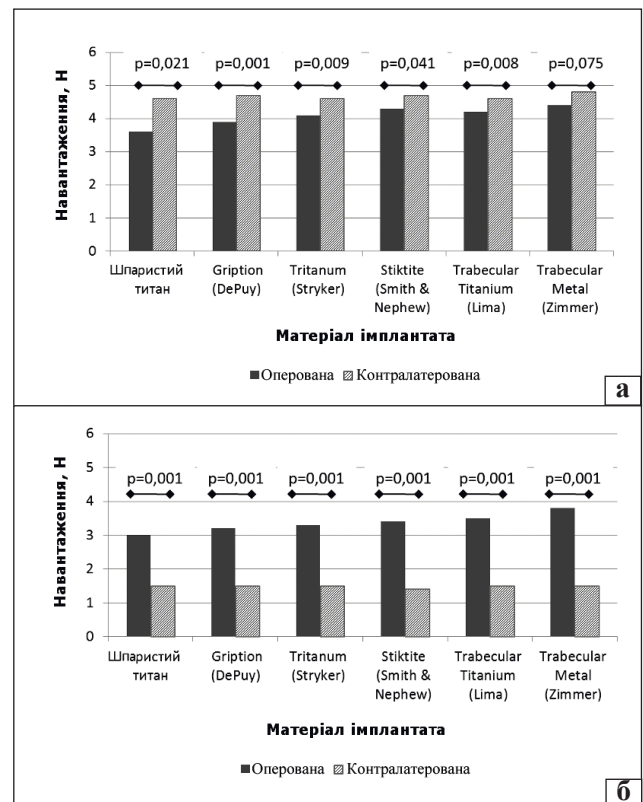


Рис. 2. Діаграми порівняння міцності оперованої та контралатеральної стегнових кісток: а) із нормальною щільністю кісткової тканини; б) із модельованим остеопорозом

Таблиця 1

Результати порівняльного аналізу (Т-тест для незалежних вибірок) міцності оперованих нормальних та остеопоротичних кісток тварин за різних типів імплантатів

Імплантат	Руйнівне навантаження (Н), М ± SD		Різниця середніх, М ± SE	Т-тест	
	нормальна кістка	остеопоротична кістка		t	p
Шпаристий титан	3,600 ± 0,400	3,000 ± 0,100	0,600 ± 0,200	3,124	0,014
DePuy GRIPTION	3,900 ± 0,200	3,200 ± 0,200	0,600 ± 0,100	4,975	0,001
Stryker Tritanium	4,100 ± 0,300	3,300 ± 0,100	0,800 ± 0,200	4,950	0,004
Smith & Nephew Stiktite	4,300 ± 0,200	3,400 ± 0,100	0,900 ± 0,100	7,833	0,001
Lima Trabecular Titanium	4,200 ± 0,200	3,500 ± 0,100	0,700 ± 0,100	5,462	0,001
Zimmer Trabecular Tantalum	4,400 ± 0,200	3,700 ± 0,100	0,700 ± 0,100	6,957	0,001

виявилася дещо нижчою за інтактні, хоча рівень значущості відмінностей був не таким високим, як у підгрупах з остеопорозом. У підгрупі з танталовими імплантатами різниця в міцності оперованих та контралатеральних кісток виявилася недостовірною ($p = 0,075$).

Отримавши протилежні результати порівняння міцності оперованих та контралатеральних кісток у групах тварин із модельованим остеопорозом та нормальною щільністю кісткової тканини, ми вирішили окремо проаналізувати міцність кісток з імплантатами. Для цього проведено порівняльний аналіз показників руйнівного навантаження для всіх оперованих кісток у групі з нормальною щільністю кісткової тканини з результатами групи з модельованим остеопорозом незалежно від матеріалу імплантатів. Аналіз проводили за допомогою Т-тесту для незалежних вибірок. Результати наведені в табл. 1.

У результаті дисперсійного аналізу встановлено, що в разі застосування різних імплантатів щільність оперованих кісток значуще відрізнялася у тварин з нормальною щільністю кісткової тканини ($F = 5,411$; $p = 0,002$) та у тварин із модельованим остеопорозом ($F = 18,453$; $p = 0,001$). При цьому

щільність неоперованої кістки залишалася незмінною в межах однакової щільності тканини.

Надалі проведено апостеріорний тест для множинного аналізу, який дає змогу виявити однорідні (гомогенні) групи, що статистично (на рівні $\alpha = 0,005$) різняться між собою. Результати цього аналізу показників руйнівного навантаження для стегнових кісток з імплантатами з різних матеріалів у групі лабораторних тварин з нормальною щільністю кісткової тканини наведено в табл. 2.

Результати дисперсійного аналізу показників руйнівного навантаження для стегнових кісток з імплантатами з різних матеріалів у групі лабораторних тварин з модельованим остеопорозом наведено в табл. 3.

Висновки

У результаті моделювання остеопорозу в лабораторних тварин методом оварієктомії відмічено достовірне зниження міцності кісткової тканини стегнових кісток.

Стегнові кістки щурів з встановленими імплантатами за нормальної щільності кісткової тканини витримують більші руйнівні навантаження, ніж кістки після моделювання остеопорозу.

Таблиця 2

Результати апостеріорного множинного порівняння за тестом Дункана ANOVA міцності оперованих кісток у групі тварин із нормальною щільністю кісткової тканини

Імплантат	Нормальна кістка		
	Підмножина для $\alpha = 0,05$		
	1	2	3
Шпаристий титан	3,600	—	—
DePuy GRIPTION	—	3,900	—
Stryker Tritanium	—	4,100	—
Lima Trabecular Titanium	—	4,200	—
Smith & Nephew Stiktite	—	—	4,300
Zimmer Trabecular Tantalum	—	—	4,400
Статистична значущість, p	1,000	0,133	0,145

Таблиця 3

Результати апостеріорного множинного порівняння за тестом Дункана ANOVA міцності оперованих кісток лабораторних тварин із модельованим остеопорозом

Імплантат	Остеопоротична кістка			
	Підмножина для $\alpha = 0,05$			
	1	2	3	4
Шпаристий титан	3,000	—	—	—
DePuy GRIPTION	—	3,200	—	—
Stryker Tritanium	—	3,300	—	—
Lima Trabecular Titanium	—	—	3,400	—
Smith & Nephew Stiktite	—	—	3,500	—
Zimmer Trabecular Tantalum	—	—	—	3,800
Статистична значущість, p	1,000	0,366	0,078	1,000

У разі нормальної щільності кісткової тканини кістки з імплантатами виявилися достовірно менш міцними порівняно з контралатеральними. Навпаки в групі тварин із модельованим остеопорозом: міцність кісток з імплантатами була вищою за контралатеральні.

Результати біомеханічного дослідження в умовах нормальної щільності кісткової тканини тварин показали, що найменші навантаження витримували стегнові кістки з імплантатами зі шпаристого титану. Найбільші руйнівні навантаження витримували кістки з імплантатами зі шпаристого танталу Trabecular Metal та імплантатами Stiktite. Кістки з імплантатами GRIPTION, Tritanium, Trabecular Titan за показниками руйнівного навантаження не мали значущих відмінностей ($p = 0,133$), але достовірно відрізнялися від кісток з імплантатами зі шпаристого титану.

За наявності зниження щільності кісткової тканини в результаті остеопорозу спостерігали більшу диференціацію препаратів кісток з імплантатами з різних матеріалів за показниками руйнівного навантаження. Зокрема, окремі підмножини склали препарати стегнових кісток з імплантованим шпаристим титаном як найслабші та кістки з імплантатами з танталу Trabecular Metal як найміцніші серед інших препаратів. Розміщення їх за результатами тесту Дункана до окремих підмножин свідчить про статистичну значущість цих відмінностей. Другу підмножину склали кістки з імплантатами GRIPTION та Tritanium, які значуще ($p = 0,366$) не відрізнялись за показниками руйнівного навантаження. Третю окрему підмножину склали препарати стегнових кісток лабораторних тварин з імплантатами Trabecular Titan та Stiktite.

Отже, згідно з проведеним дослідженням для виконання безцементного ендопротезування кульшового суглоба в умовах остеопорозу переваги мають імплантати з покриттям зі шпаристого танталу.

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. 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. — Днепрпетровск: Лира, 2010. — 344 с.
5. Особенности эндопротезирования пациентов с последствиями невправленных перелома-вывихов 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 / Editors: Karachalios, Theofilos (Ed.). — 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. Підгаєцький // *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., Зупанец І. А. — Харків: Золоті сторінки, 2002. — 646 с.
 34. Buhl A. SPSS. Einführung in die modern Datenanalyse unter Windows / Buhl A., Zofel — Addison-Wesley, 2003 — 608 p.

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872016172-77>

Стаття надійшла до редакції 02.02.2016

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

V. A. Filipenko, M. Yu. Karpinsky, O. D. Karpinska, V. A. Tankut, M. Akonjom, S. Ye. Bondarenko
SI «Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Science of Ukraine», Kharkiv

✉ Stanislav Bondarenko, PhD: bondarenke@gmail.com