

## Литература

1. Волокитина Е.А. Особенности первичной и ревизионной имплантации бесцементного тазового компонента при диспластическом коксартрозе / Е.А. Волокитина, Д.А. Колотыгин // Травматол. и ортопед. России. — 2009. — № 3. — С. 119–121.
2. Гайко Г.В. Систематизація та лікування хворих з первинними дефектами вертлюгової западини / Гайко Г.В., Попов В.А., Калашніков О.В. // Літопис травматол. та ортопед. — 2006. — № 12. — С. 27–30.
3. Кадурина Т.И. Дисплазия соединительной ткани: [Руководство для врачей] / Т.И. Кадурина, В.Н. Горбунова. — СПб.: ЭЛБИ. — 2009. — 714 с.
4. Олейник А.Е. Рентгеноантропометрический анализ деформации вертлужной впадины при дисплазии тазобедренного сустава с позиции эндопротезирования / А.Е. Олейник, А.Е. Лоскутов // Ортопед., травматол. и протезир. — 2008. — № 4. — С. 71–77.
5. Филиппенко В.А. Эволюция проблемы эндопротезирования суставов / В.А. Филиппенко, А.В. Тянькут // Междунар. мед. журн. — 2009. — № 1. — С. 70–74.
6. Эндопротезирование тазобедренного сустава / Николенко В.К., Бураченко Б.П., Давыдов Д.В., Николенко М.В. — М.: Медицина, 2009. — 290 с.
7. Adnan F. Total Hip Replacement in the Dysplastic Hip: The Use of Cementless Acetabular Components / F. Adnan, P. Wright // Malaysian Orthopaedic J. — 2011. — Vol. 5, № 2. — P. 20–23.
8. Cementless Total Hip Arthroplasty with Medial Wall Osteotomy for the Sequelae of Septic Arthritis of the Hip / Myung Chul Yoo, Yoon Je Cho, Kang Il Kim [et al.] // Clin. Orthop. Surg. — 2009. — Vol. 1, № 1. — P. 19–26.
9. Christodoulou N.A. High Hip Center Technique Using a Biconical Threaded Zweymüller® Cup in Osteoarthritis Secondary to Congenital Hip Disease / Christodoulou N.A., Dialetis K.P., Christodoulou A.N. // Clin. Orthop. Relat. Res. — 2010. — Vol. 468. — P. 1912–1919.
10. Fousek J. Total hip arthroplasty in postdysplastic hip arthritis. Can type and position of the acetabular component influence longevity of the prosthesis? / J. Fousek, P. Indráková // Acta Chir. Orthop. Traumatol. Cech. — 2007. — Vol. 74, № 1. — P. 47–54.
11. Hozack W.J. Surgical Treatment of Hip Arthritis: Reconstruction, Replacement, and Revision / Hozack W.J., Parvizi J., Bender B. — Philadelphia, PA: Saunders/Elsevier, 2009. — 527 p.
12. Medial Protrusion Technique for Placement of a Porous Coated, Hemispherical Acetabular Component without Cement in a Total Hip Arthroplasty in Patients Who Have Acetabular Dysplasia / Dorr L.D., Tawakkol S., Moorthy U. [et al.] // J. Bone Jt Surg. — 1999. — Vol. 81-A, № 1. — P. 83–92.
13. Upward and inward displacements of the acetabular component increase stress on femoral head in single endoprosthesis models / Zhang Z., Fu M., Kang Y. [et al.] // Int Orthop. — 2010. — Vol. 34, № 4. — P. 479–483.
14. Wan Z. The Influence of Acetabular Component Position on Wear in Total Hip Arthroplasty / Wan Z., Boutary M., Dorr D.L. // J. Arthroplasty. — 2008. — Vol. 23 (Iss. 1). — P. 51–56.

УДК 616.71-089.844-092.9

## МІЦНІСТЬ КІСТОК НА СТИСНЕННЯ В УМОВАХ ПЛАСТИКИ ПОРОЖНИН БІОЛОГІЧНИМИ, СИНТЕТИЧНИМИ КЕРАМІЧНИМИ ТА ЦЕМЕНТНИМИ АПАТИТНИМИ МАТЕРІАЛАМИ В ЕКСПЕРИМЕНТІ

І. Г. Герцен

ДУ “Інститут травматології та ортопедії НАМН України”, м. Київ

### **COMPRESSIVE STRENGTH OF BONES IN PLASTY OF CAVITIES WITH BIOLOGICAL, SYNTHETIC, CERAMIC AND CEMENT APATITE MATERIALS IN EXPERIMENT**

I. G. Gercen

*The comparative dynamic study of compressive strength characteristics of shin bone segments of rabbits under condition of plasty of the upper third of the tibial bone with modern biological, synthetic ceramic and cement hydroxyapatite composite materials is presented. The comparative increase of threshold of compressive strength of bone in plasty with phosphorocalcium cement in the early terms of follow-up has been proved.*

*Key words: bone, compression, plasty, apatite materials.*

**ПРОЧНОСТЬ КОСТЕЙ НА СЖАТИЕ В УСЛОВИЯХ ПЛАСТИКИ ПОЛОСТЕЙ  
БИОЛОГИЧЕСКИМИ, СИНТЕТИЧЕСКИМИ КЕРАМИЧЕСКИМИ  
И ЦЕМЕНТНЫМИ АПАТИТНЫМИ МАТЕРИАЛАМИ В ЭКСПЕРИМЕНТЕ**

И. Г. Герцен

*Представлено сравнительное исследование в динамике прочностных характеристик сегментов костей голени кроликов на сжатие в условиях пластики в верхней трети большеберцовой кости современными биологическими, синтетическими керамическими и цементными гидроксиапатитными композитными материалами. Доказано сравнительное увеличение порога прочности кости на сжатие при пластике фосфорно-кальциевым цементом на ранних сроках наблюдений.*

*Ключевые слова: кость, сжатие, пластика, апатитные материалы.*

**Вступ**

Фундаментальною властивістю кісткової тканини є її міцність, яка забезпечує цілісність кісток при різних видах фізичних навантажень. Із біомеханічних позицій кістка — це матеріал, що працює в основному на стиснення-розтягнення та на згин [5, 6]. Крім того, у скелеті бажане поєднання міцності з низькою масою. Тому задача пошуку максимальної міцності при двох режимах роботи доволі важка. В основі високої міцності кісток лежить їх композиційна будова, тобто поєднання в їх структурі різних речовин (еластичного колагену та міцного апатиту кальцію), що забезпечує одночасно високу міцність та еластичність [7].

Пошуки нових матеріалів для пластики кісткових дефектів для відновлення анатомічної структури, форми та функції кістки, як органа опори та руху, залишаються важливою ортопедичною проблемою, незважаючи на суттєві досягнення за останні десятиріччя у цьому напрямі ортопедів-травматологів, матеріалознавців та спеціалістів інших суміжних галузей знань.

Продовжуються спроби створити імплантаційні матеріали, які за своїми біологічними та біомеханічними властивостями максимально відповідали б таким кісткової тканини, піддавались поступовій біодеградації та заміщенню новою кістковою тканиною. Перспективними імплантатами для пластики порожнинних дефектів кісток на сьогодні є *кальцій-фосфатні біоматеріали* [8]. Серед них сьогодні широко застосовуються *композитні синтетичний та біологічний керамічні апатити* [5–8]. Групою зарубіжних вчених синтезований *фосфорно-кальциєвий цемент*, який повторює кристалічну структуру мінерального матриксу кістки та має здатність до біодеградації. Матеріал є композитним, через те, що містить більше двох компонентів; імплантується у вигляді пасти, яка під впливом температури тіла твердіє, набуваючи щільності компактної кісткової тканини. При цьому температура полімеризації фосфорно-кальциєвого цементу становить 37°C, що не викликає опіку оточуючих тканин. Імплантат має здатність до біорезорбції та заміщення новоутвореною кістковою тканиною [1–3].

**Мета** роботи — визначити в динаміці міцність кісток на стиснення в умовах пластики метадіафізарного дефекту біологічними, синтетичними керамічними та цементними апатитними матеріалами в експерименті.

**Матеріали і методи**

Дефект кісткової тканини отримували шляхом наскрізної перфорації проксимального метадіафіза великогомілкової кістки у фронтальній площині хірургічним кортикальним свердлом, діаметром 3 мм. Поставлено п'ять груп дослідів на кролях:

- *I група* (основна) — кістковий дефект у тварин заповнювали фосфорно-кальциєвим цементом (ФКЦ);
- *II група* (основна) — керамічним біологічним апатитом (КБА);
- *III група* (основна) — керамічним синтетичним апатитом (КСА).

Застосовані керамічні апатити були композитними, містили склофазу та трикальційфосфати, а також за своєю структурою та щільністю відповідали таким, що рекомендовані для пластики кісткових порожнинних дефектів у метадіафізах [4].

- *IV група* (контрольна) — пластику дефекту не виконували;
- *V група* — інтактна група спостереження.

Хірургічне втручання виконували в стерильних умовах (операційна віварію) під комбінованою анестезією: внутрішньом'язово вводили 3% розчин кетаміну (0,3 мл/кг), місцево — 0,5% розчин новокаїну (0,4 мл/кг). Рану зашивали, іммобілізації оперованої кінцівки не проводили.

В експерименті досліджено 87 тварин. Строки спостереження за кролями становили 7, 14 та 28 днів після хірургічного втручання. Досліджували по 6 кролів на кожний строк спостереження в *I–IV групі* та по 5 тварини — у *V групі* (табл. 1).

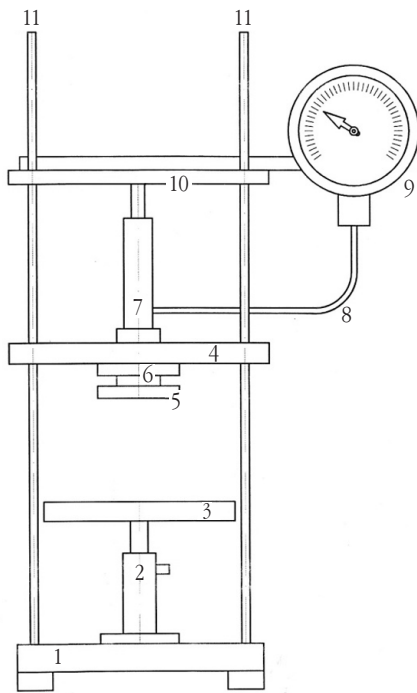
Для визначення міцнісних характеристик нами було спроектовано та виготовлено пристрій для проведення біомеханічного дослідження кісток на подовжнє стиснення. Розроблений пристрій (рис. 1) являє собою гідравлічний прес, що складається з основи (1) та двох нерухомих опор (4, 10), розміщених рівномірно на всьому протязі пристрою. Опори з'єднано між собою за допомогою чотирьох колон (11), виконаних у вигляді різбових стержнів. Над основою встановлено гідропривод (2) з ручним приводом, що передає зусилля на рухому опору (3). На рухому опору встановлювали оснащення з досліджуваними зразками.

Гідропривод жорстко приєднано до рухомої опори за допомогою штока. Для центрації оснащення зі зразками в центрі нижньої рухомої опори виконали

Таблиця 1

**Розподіл тварин за групами та строками спостереження для біомеханічних методів дослідження**

Групи тварин	Заміщення кісткового дефекту	Строки спостереження, днів			Усього тварин
		7	14	28	
I (основна)	ФКЦ	6	6	6	18
II (основна)	КБА	6	6	6	18
III (основна)	КСА	6	6	6	18
IV (контроль)	—	6	6	6	18
V (інтактні)	—	5	5	5	15
<b>Усього:</b>		<b>29</b>	<b>29</b>	<b>29</b>	<b>87</b>



**Рис. 1.** Схема будови пристрою для виконання

біомеханічних досліджень кісток на поздовжнє стиснення:

- 1 — основа; 2 — прилад для навантаження; 3 — нижня рухома плита; 4 — проміжна плита; 5 — нижня рухома опора силовимірника; 6 — кулькова опора поздовжнього переміщення силовимірника; 7 — шланг високого тиску; 9 — зразковий манометр; 10 — верхня опора силовимірника; 11 — різьбові стійки станини

розточування. Під час навантаження проксимальний кінець оснащення впирався в опорний стіл силовимірника (5). Силовимірник пристрою складався з опорного стола зі штоком, що проходив через кулькову опору поздовжнього переміщення, яка закріплена в проміжній плиті. На кінець штока опорного стола встановили гідроциліндр силовимірника, нижня частина якого заповнена мастилом (індустріальне — 40) та патрубком з'єднана зі зразковим манометром. Шток гідроциліндра закріпили у верхній нерухомій опорі.

Для дослідження значень тиску в гідроциліндрі силовимірника нами застосований зразковий манометр ГОСТ 6521–72 ИПАС 0,4, градуваний на 250 поділок з максимальним тиском 100 кг/см<sup>2</sup>. Для визначення тиску між рухомих столів та столом силовимірника перераховували манометричні показники тиску на одиницю площі поверхні кг/см<sup>2</sup>. За допомогою перерахунку 100/250 отримали коефіцієнт перерахунку 0,4. При використанні цього коефіцієнта, окрім фактичного тиску, кг/см<sup>2</sup>, отримували також додаткові сили навантажень на зразки, якими були сили тертя та маси рухомих частин. Для виключення додаткових сил пристрій тарували за допомогою зразкового динамометра ДОСМ — 3–02 № 4520. Відлік виконували за чорною шкалою індикатора через кожні 20 кгс від 0 до 200. Кістки гомілок кролів виділяли з м'яких тканин. Для біомеханічного дослідження відразу нижче з'єднання малогомілкової кістки з великогомілковою дистальний відділ великогомілкової кістки видаляли шляхом поперечної остеотомії. Наступним етапом проксимальний та дистальний кінці кісток центрували в металевих циліндрах. З метою уникнення впливу бічних сил на зсув, залишкову порожнину циліндрів заповнювали кістковим цементом. Після чого центровані зразки встановлювали у відповідні отвори на нижній рухомій плиті (3) та верхній нерухомій опорі (5) пристрою для стиснення (рис. 2).

За допомогою пристрою для навантаження (2) поступово збільшували тиск на зразок кістки аж до руйнування зразка (рис. 3).

Максимальне значення амплітуди стиснення фіксували як межу пружності. Після досліду для кожного зразка математично вираховували механічне напруження, модуль пружності (Юнга), та величину відносної деформації за формулами:

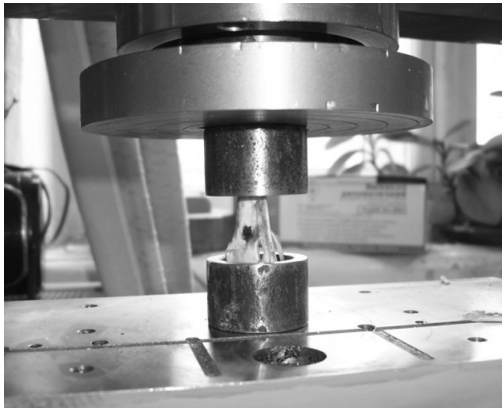
$$\sigma = F/S; \tag{1}$$

$$E = FL/SX; \tag{2}$$

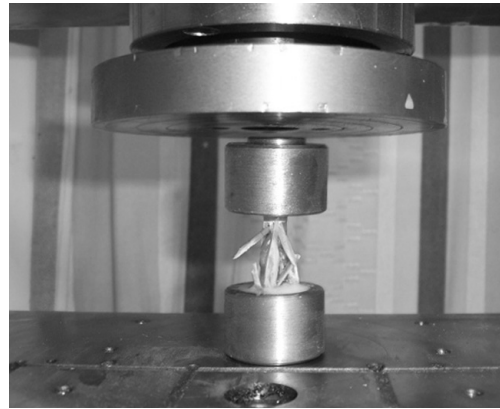
$$E = \frac{F/S}{X/L}, \tag{3}$$

де  $\sigma$  — тимчасовий опір навантаженню, що є максимальним значенням механічного напруження, після якого виникає деформація;  $F$  — сила, що діє на зразок;  $S$  — площа поперечного перерізу зразка;  $E$  — модуль пружності Юнга;  $L$  — довжина досліджуваного зразка;  $X$  — модуль зміни довжини зразка в результаті пружної деформації.

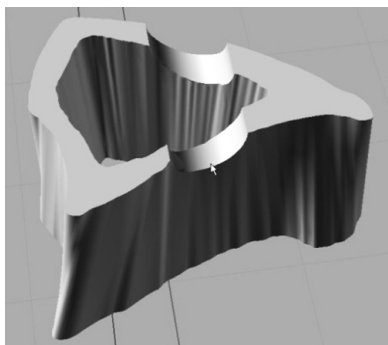
При навантаженні зразків до моменту руйнування площа поперечного перерізу змінювалась незначно, тому у формулі використані початкові значення площі поперечного перерізу. Довжину досліджуваних зразків  $L$  перед початком навантаження вимірювали штангенциркулем. Під дією сили стиснення, у першу чергу, отримували руйнування малогомілкової кістки. Після чого виконували повторне вимірювання довжини сегментів кісток, отримані дані визначали як модуль зміни довжини зразка  $X$ , і далі продовжували навантаження аж до руйнування великогомілкової кістки. Для вирахування площі поперечного перерізу зразків застосовували 3D-сканування. Сканування зразків виконували на професійному станку Roland MODELA MDX–40A, на який опційно встановлений п'єзосканер. Математичні розрахунки отримували за допомогою програми *Rhino 4* (рис. 4).



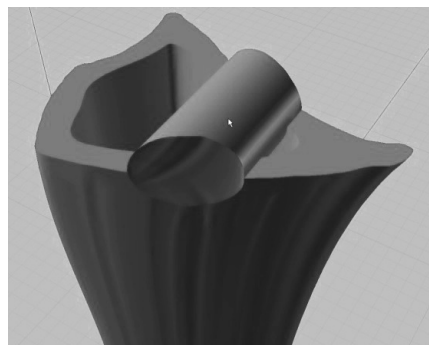
**Рис. 2.** Зразок, вмонтований між опорами пристрою на стиснення



**Рис. 3.** Руйнування зразка, що виникло під час навантаження пристроєм на стиснення



*a*



*б*

**Рис. 4.** 3D-зображення поперечного перерізу метадіафізарної зони контрольної (*a*) та основної (*б*) груп тварин

## Результати та їх обговорення

У результаті проведених порівняльних біомеханічних досліджень установлено, що біомеханічні показники, які характеризують міцність кісток на стиснення у тварин *IV групи* з дірчастим дефектом метадіафіза великогомілкової кістки зменшуються.

На 7 добу після початку дослід у тварин *IV групи* поріг міцності на стиснення дорівнював  $80 \pm 0,10$  кгс, тоді як цей показник у тварин *V групи* був  $200 \pm 0,13$  кгс і становив відносно тварин *V групи* 39%. Значення цього показника у досліді тварин *I групи*, яким як пластичний матеріал застосовували фосфорно-кальцієвий цемент, були значно вищими, ніж у тварин *IV групи*, відповідали показникам тварин *V групи*, та становили 105%. Розрахункові показники модуля пружності (Юнга) зразків кісток тварин *I групи* дорівнювали таким у *V групі* та у 2 рази були більшими, ніж у *IV групі*.

На 7 добу після початку дослід у тварин *IV групи* модуль Юнга дорівнював  $7,2 \pm 0,18$  ГПа, тоді як цей показник у тварин *V групи* був  $12,25 \pm 0,15$  ГПа і становив відносно інтактних тварин *V групи* 56%. Значення цього показника у досліді тварин *I групи*, яким як пластичний матеріал застосовували фосфорно-кальцієвий цемент, були значно вищими, ніж у тварин *IV групи*, і відповідали показникам тварин *V групи* та становили 95% (табл. 2, рис. 5)

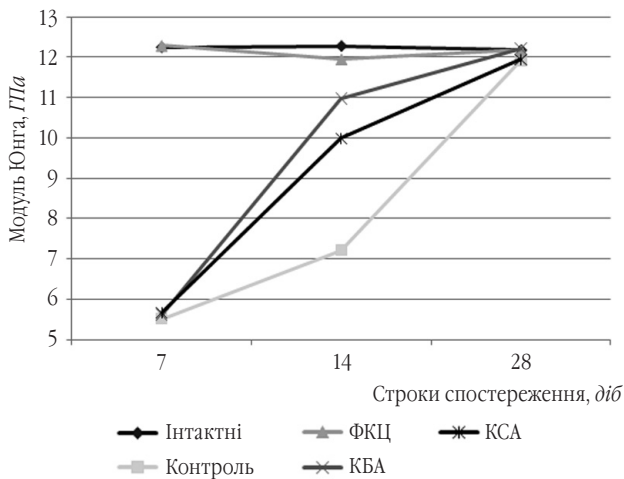
Таблиця 2

**Значення порогу міцності кісток на стиснення залежно від застосованих пластичних матеріалів**

Групи тварин	Заміщення кісткового дефекту	Поріг міцності на стиснення (кгс) за строками спостереження, дів		
		7	14	28
I (основна)	ФКЦ	$205 \pm 0,13$	$205 \pm 0,15$	$201 \pm 0,11$
II (основна)	КБА	$93 \pm 0,13$	$118 \pm 0,11$	$198 \pm 0,12$
III (основна)	КСА	$93 \pm 0,13$	$119 \pm 0,17$	$199 \pm 0,14$
IV (контроль)	—	$80 \pm 0,10$	$115 \pm 0,13$	$201 \pm 0,11$
V (інтактні)	—	$200 \pm 0,13$	$200 \pm 0,13$	$200 \pm 0,13$

Аналогічні показники міцності кісток на стиснення у тварин *I групи* були отримані на 14 та 28 добу після початку дослід, значення яких відповідали тваринам *V групи*.

Так, на 14 добу спостереження поріг міцності на стиснення кісток у тварин *I групи* становив  $205 \pm 0,15$  кгс, на 28 добу –  $201 \pm 0,11$  кгс. Модуль Юнга на 14 добу спостереження становив  $12,25 \pm 0,15$ , на 28 добу –  $6,5 \pm 0,14$  ГПа, що дорівнювало показникам тварин *IV групи* (див. табл 2, рис. 5). У тварин *IV групи* на 14 добу спостерігали



**Рис. 5.** Графічне зображення значення модуля пружності Юнга кісток на стиснення залежно від застосованих пластичних матеріалів

збільшення міцнісних характеристик досліджуваних зразків кістки. Так, поріг міцності на стиснення кісток з наскрізним дефектом на 14 добу дослідів був  $115 \pm 0,13$  кгс і становив відносно тварин V групи 75%. Модуль Юнга на 14 добу спостереження був  $8,25 \pm 0,12$  ГПа та становив відносно тварин V групи 78%.

На 28 добу спостереження відмічали збільшення показників міцності кісток на стиснення до рівня даних тварин V групи та тварин I групи. Поріг міцності на стиснення у тварин IV групи дорівнював  $201 \pm 0,11$  кгс. Модуль Юнга на 28 добу спостереження був  $12,25 \pm 0,15$  ГПа, що достовірно відповідало показникам тварин V групи (див. табл. 2, рис. 5).

При аналізі даних, отриманих при дослідженні міцності кісткових зразків на стиснення на 7 добу спостереження у тварин II групи, яким дірчастий дефект метадіафіза заміщали керамічним біологічним апатитом (КБА), відмічали зміни в показниках компресійної стійкості, аналогічні тваринам IV групи спостереження.

Так, поріг міцності на стиснення був  $93 \pm 0,13$  кгс при значеннях його в IV групі  $90 \pm 0,13$  кгс, що відповідало 45% порогу міцності для тварин V групи.

Модуль Юнга у тварин II групи з імплантованим КБА на 7 добу становив  $7,2 \pm 0,18$  ГПа, тоді як цей показник у тварин V групи був  $12,25 \pm 0,15$  ГПа та становив відносно тварин V групи 56%.

При аналізі показників міцності зразків кісток на стиснення з імплантованим КБА на 14 добу спостереження відмічали збільшення показників міцності. Так, поріг міцності на стиснення кісток з пластикою КБА на 14 добу дослідів становив  $118 \pm 0,13$  кгс, а відносно тварин V групи — 75%. Модуль Юнга на 14 добу спостереження становив  $8,25 \pm 0,12$  ГПа, а відносно тварин V групи — 78% (див. табл. 2, рис. 5).

На 28 добу спостереження відмічали збільшення показників міцності зразків кісток на стиснення до рівня показників тварин V групи та тварин з імплантованим ФКЦ. Поріг міцності кісткових зразків на стиснення у тварин з імплантованим КБА становив  $198 \pm 0,11$  кгс.

Модуль Юнга на 28 добу спостереження був  $12,25 \pm 0,15$  ГПа, що достовірно відповідало показникам тварин V групи (див. рис. 5). Аналіз даних, отриманих при дослідженні міцності зразків кісток на стиснення в динаміці на 7, 14 та 28 добу спостереження за тваринами, яким дірчастий дефект метадіафіза заміщали СКА, відмічали зміни показників компресійної стійкості, аналогічні тим, що отримані в групах тварин з імплантованим КБА.

## Висновки

1. Біомеханічні показники, які характеризують міцність зразків кісток на стиснення у тварин з дірчастим дефектом метадіафіза великогомілкової кістки, у динаміці на 28 добу спостереження мали тенденцію до відновлення до рівня показників інтактних тварин.

2. Компресійна стійкість кісток з імплантованим у метадіафізарний дефект фосфорно-кальцієвим цементом була постійною й достовірно відповідала показникам стійкості до компресії інтактної кістки: на 7, 14 та 28 добу спостереження поріг міцності на стиснення та модуль Юнга дорівнювали таким в інтактній групі спостереження.

3. Міцність кісток на стиснення у тварин з імплантованими у метадіафізарний дефект керамічними біологічним та синтетичним композитними апатитами на 7, 14 та 28 добу спостереження поступалась міцності інтактної кістки та кісток з фосфорно-кальцієвим цементним імплантатом і відповідала показникам стійкості до компресії контрольної групи тварин.

## Література

1. Біомеханічні властивості інтактної та травмованої кістки / Сікора В. З., Бумейстер В. І., Погорелов М. В. [та ін.] // Світ медицини та біології. — 2009. — № 3. — С. 149.
2. Вивчення механічних характеристик кісткової тканини з урахуванням її анізотропії / Шидловський М. С., Маланчук В. О., Кончак А. В. // Вісн. нац. техн. ун-ту України "КПІ". — Серія "Машинобудування". — 2010. — № 59. — С. 34–36.
3. Уровни организации минерального матрикса костной ткани и механизмы, определяющие параметры их формирования / Аврунин А. С., Тихилов Р. М., Аболин А. Б., Щербак И. Г. // Морфология. — 2005. — Т. 127, № 2. — С. 78–82.
4. Цементы на основе фосфатов кальция для медицинского применения / Баринов С. М., Колмев В. С., Гурин А. Н. [и др.] // Нанотехнологии в онкологии : тез. докл. конф. — М., 2010. — С. 3–13.
5. Ambard A. J. Calcium phosphate cement : review of mechanical and biological properties / A. J. Ambard, L. Muenninghoff // J. Prosthodont. — 2006. — Vol. 15. — P. 321–328.
6. The effect of injectable calcium phosphate cement on bone anchorage of titanium implants : an experimental feasibility study in dogs / Arisan V., Aniel A., Wolke J. [et al.] // Int. J. Oral. Maxillofac. Surg. — 2010. — Ahead of print.
7. Ishikawa K. Basic properties of apatite cement containing spherical tetracalcium phosphate made with plasma melting method / Ishikawa K., Matsuya S., Nakagawa M. // J. materials science : materials in medicine. — 2004. — Vol. 15. — P. 34.