

УДК 616.728.2-089.843-77:[681.625.9:661.882]](045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872020412-17>

Експериментальне дослідження міцності елементів ендопротезів кульшового суглоба, виготовлених методом 3D-друку

М. О. Корж¹, В. Б. Макаров², М. С. Шидловський³, В. Р. Єрмаков⁴,
Ю. М. Нікітін⁴, О. О. Підгайська¹, О. В. Танькут¹, М. Ю. Карпінський¹,
О. Д. Карпінська¹, А. П. Заховайко³, Д. О. Чуприна⁵,

¹ ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України», Харків

² КНМ «Міська клінічна лікарня № 16», Дніпро. Україна

³ Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

⁴ Товариство з обмеженою відповідальністю «Виробниче підприємство «Дебора-Електро», Дніпро. Україна

⁵ Науково-виробниче підприємство «НВП А-Tech», Київ. Україна

Three-dimensional printing of porous titanium implants is a promising area of additive production in orthopedic surgery. The question remains relevant mechanical strength and durability of such device. Objective. Determine in the experiment the strength of the stem, the neck of the stem and the cups of hip endoprostheses made by 3D-printing from titanium alloy, and compare with a similar rate of serial implants. Methods. The strength of the stem and cups of hip endoprostheses made by 3D-printing on an Arcam printer from titanium alloy Ti6AL4V was studied. Serials hip implants made from titanium alloy. There were 3 samples of hip endoprostheses for each test. Stems of endoprostheses were examined on the TIRATEST-2300 machine under the conditions of loading on a three-point bend, the necks of stems were examined under the influence of combined load on the bend with a shift, the cups were examined on compression. Results. Tensile strength in the case of three-point bending of the stems of implants made by mechanical processing and 3D printing did not have any differences significantly ($p = 0.146$) and was (1480.62 ± 62.50) MPa and (1396.88 ± 50.90) MPa, respectively. The necks of stems of serial endoprostheses and made by 3D-printing had a comparable limit of strength — (408.61 ± 1.25) MPa and (403.49 ± 8.99) MPa, respectively ($p = 0.384$). Under the conditions of compression tests of cups of endoprostheses all the samples withstood a load of 98.0 kN without any signs of destruction. Conclusions. The values of the tensile strength of the components of serial implants and those made by 3D-printing did not differ statistically significantly. Thus, 3D-porous structures have significant potential for creation of elements of hip endoprostheses. Key words. 3D-printing, additive technology, orthopedic implants, titanium alloy, hip arthroplasty, tensile strength of porous titanium structures.

Тривимірний друк пористих титанових імплантатів є перспективним напрямком адитивного виробництва в ортопедії і травматології. Актуальним залишається питання механічної міцності та витривалості таких конструкцій. Мета. Визначити в експерименті межу міцності ніжки, шийки та чашки ендопротезів кульшового суглоба (КС), виготовлених методом 3D-друку зі сплаву титану, та порівняти з аналогічним показником серійних імплантатів. Методи. Досліджено міцність ніжок і чашок ендопротезів ТБС, виготовлених методом 3D-друку на принтері системи Arcam EBM® зі сплаву титану Ti6AL4V. Як контроль обрані серійні ендопротези, отримані методом механічної обробки заготовок з суцільного сплаву титану. Використано по 3 зразки ендопротезів для кожного випробування. Ніжки ендопротезів досліджували на машині TIRATEST-2300 за умов навантаження на триточковий згин, шийку ніжки — під впливом комбінованого навантаження на згин зі зсувом, чашки — на стискання. Результати. Межа міцності в разі триточкового згину ніжок ендопротезів КС, виготовлених механічною обробкою і за допомогою 3D-друку, істотно не відрізнялася ($p = 0,146$) і становила $(1480,62 \pm 62,50)$ МПа і $(1396,88 \pm 50,90)$ МПа відповідно. Шийки серійних ендопротезів і виготовлених методом 3D-друку мали порівнянну межу міцності — $(408,61 \pm 1,25)$ МПа і $(403,49 \pm 8,99)$ МПа відповідно ($p = 0,384$). За умов випробувань на стискання чашок ендопротезів усі зразки витримали навантаження 98,0 кН без будь-яких ознак руйнування. Висновки. Величини межі міцності компонентів серійних ендопротезів КС і виготовлених методом 3D-друку статистично значуще не відрізнялися. Таким чином, 3D-пористі конструкції мають значний потенціал для створення елементів ендопротезів.

Ключові слова. 3D-друк, адитивне виробництво, ортопедичні імплантати, титановий сплав, ендопротез кульшового суглоба, межа міцності пористих титанових конструкцій

Вступ

Титанові сплави широко використовують для виробництва ортопедичних імплантатів завдяки їхній корозійній стійкості та біосумісності [1, 2]. Можливість отримання пористих поверхонь і конструкцій із титанових сплавів за технологією адитивного виробництва, розробленою в Японії [3], дозволяє 3D-друк імплантатів із них і титану будь-якої форми на основі комп'ютерного моделювання [4]. Перші дослідження механічних властивостей 3D-імплантатів для заміни кульшового суглоба підтвердили їхню достатню міцність для використання в клінічній практиці [5]. Підтверджено тісну інтеграцію пористих титанових конструкцій із новоутвореною васкуляризованою кістковою тканиною як на поверхні імплантата, так і всередині порожнин від 300 до 900 мкм [6]. Шорсткість поверхні пористого 3D-імплантата з титанового сплаву забезпечує його надійну первинну механічну стабільність завдяки значній силі тертя. Крім того, пористість поверхні знижує модуль Юнга прилеглого шару, а це, у свою чергу, покращує передавання навантаження на кістку, зменшує її стрес і резорбцію [7]. Адитивна технологія 3D-друку уможливорює виготовлення ендопротезів суглобів з урахуванням індивідуальних особливостей кожного пацієнта. Актуальним залишається питання механічної міцності та витривалості таких титанових виробів.

Мета дослідження: визначити в експерименті межу міцності ніжки, шийки та чашки ендопротезів кульшового суглоба, виготовлених методом 3D-друку зі сплаву титану, та порівняти з аналогічним показником серійних імплантатів.

Матеріал і методи

У «Науково-випробувальному центрі «Надійність» НТУ України «КПІ ім. Ігоря Сікорського» проведено експериментальні дослідження міцності елементів ендопротезів кульшового суглоба, а саме ніжки та чашки, виготовлених методом 3D-друку на принтері системи Arcam EBM® (рис. 1, а) зі сплаву титану Ti6Al4V. Як контроль використано серійні ендопротези, отримані методом механічної обробки заготовки зі суцільного сплаву титану. Використовували по 3 зразки ендопротезів для кожного випробування. Електронна система Arcam multibeam™ (мультипромінь) дає змогу швидко і точно проводити одночасне плавлення в численних точках, не впливаючи на якість поверхні. Для кожного шару в робочій камері (рис. 1, б) електронний промінь нагріває повністю весь порошок до оптимальної температури. У результаті вироблені компоненти не схильні до залишкового напруження та мають мікроструктуру без мартенситних (голчастих) структур. Деталі мають властивості кованих і механічно оброблених елементів конструкцій. Плавлення проводять у вакуумній системі з базовим тиском $5 \cdot 10^{-5}$ mbar протягом усього циклу формування. Це забезпечує чисте і контрольоване середовище, що важливо для підтримки хімічного складу формованого матеріалу. Для виготовлення ортопедичних імплантатів Arcam EBM® надає металевий порошок Ti6Al4V, верифікований тестуванням механічних, хімічних і біосумісних характеристик. Використання титанового Ti6Al4V порошку з розмірами частинок 45–105 мкм Arcam EBM® дозволяє отримувати пористість конструкцій на рівні 75–80 % із розмірами пор 300 мкм.

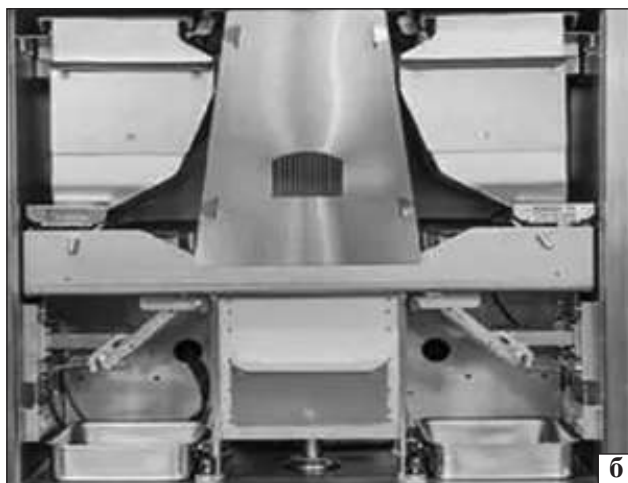


Рис. 1. 3D-принтер системи Arcam EBM®: а) зовнішній вигляд; б) внутрішній вигляд вакуумної камери

Для кожного з елементів ендопротезів обрано окремий вид досліджень. Зокрема, ніжку ендопротезів випробували за умов навантаження на триточковий згин (рис. 2).

Були встановлені такі відстані: між опорами ($L = 102$ мм); від точки прикладання навантаження до опори «А» ($a = 55$ мм) та до опори «В» ($b = 47$ мм).

Шийку ніжки ендопротеза вивчали під впливом комбінованого навантаження на згин зі зсувом. Зразок у нахиленому положенні розміщували між двох сталевих плит, спираючись стовщеною частиною на вертикальну опору. При цьому в ділянці вузької частини зразок утримували вставною віссю (шплінтом) та опирали на корпус. Відстані між опорами та від точки навантаження до опор показано на рис. 3.

Чашки ендопротезів, виготовлені зі суцільного титану та методом 3D-друку, підлягали випробуванням на стискання (рис. 4).

У процесі випробувань навантаження збільшували поступово з постійною швидкістю до повного руйнування зразка. Фіксували в цей момент як величину навантаження, так і деформації. Експерименти на розтягнення та стискання проводили на випробувальній машині TIRATEST-2300. Вимірювання величини деформації зразків здійснювали за допомогою мікрометра з цифровою індексацією відліку (табл. 1).

Під час опрацювання результатів випробувань зразків розраховували величину межі міцності за наявними формулами. Випробування та розрахунки проводили згідно з чинними стандартами [9, 10]. Межа міцності — механічне напруження, за умов перевищення якого відбувається руйнування матеріалу. Існують статичні та динамічні межі міцності, а також на стискання та розтягнення. Межа міцності для титанових сплавів ТІ6АL4V (ВТ 6) становить 835–1050 МПа.

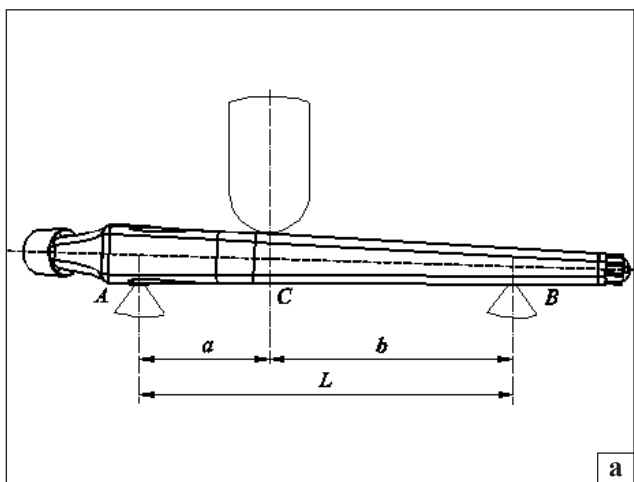


Рис. 2. Випробування ніжок ендопротезів на триточковий згин: а) схема випробувань; б) зразок на стенді під час експерименту

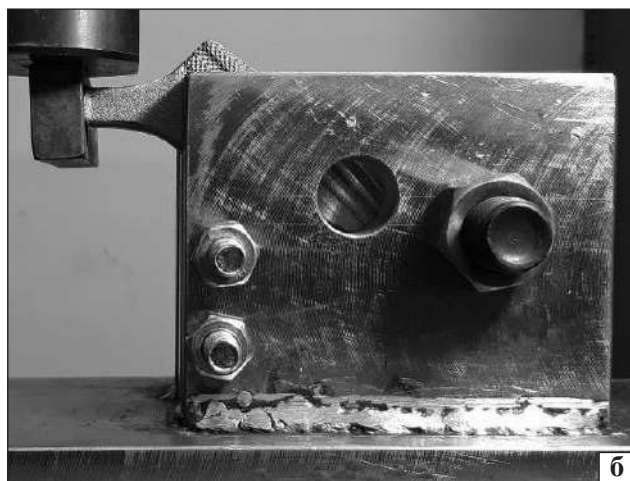
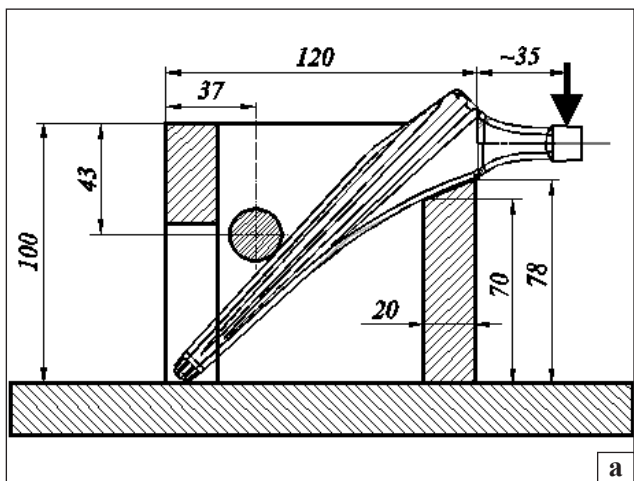


Рис. 3. Випробування шийок ендопротезів на згин зі зсувом: схема (а) та зразок на стенді під час експерименту (б)

Експериментальні дані оброблено статистично з розрахунком математичного співвідношення (μ) та середньоквадратичного відхилення (σ). Критерій Стюдента (t) — загальна назва для статистичної перевірки гіпотез (статистичних критеріїв), пов'язаний із перевіркою рівності середніх значень у двох вибірках і критерію значущості (p); p -рівень являє собою імовірність помилки, зв'язаної з поширенням отриманого результату на всю популяцію. Аналіз проводили в пакеті SPSS 20.0 [11].

Результати та їх обговорення

Першим етапом роботи проведено дослідження міцності ніжки ендопротезів у разі навантаження на триточковий згин.

Таблиця 1

Випробувальне обладнання, вимірювальні інструменти та їхні основні характеристики

Обладнання	Межа вимірювань	Похибка вимірювань
Машина випробувальна TIRATEST-2300	навантаження до 100 кН	Δ , не перевищує 1 %
Мікрометр з цифровою індексацією відліку	0,001–25 мм	ціна поділки 0,001 мм
Штангенциркуль ШЦ-II	розміри до 250 мм	за класом точності 2

Таблиця 2

Величини межі міцності ніжок ендопротезів за умов навантаження на триточковий згин (МПа)

Технологія виготовлення	$\mu \pm \sigma$ (МПа)	Статистична значущість різниці між способами виготовлення
Суцільний титан	$1480,62 \pm 62,50$	$(83,74 \pm 46,54)$ МПа $t = 1,799$; $p = 0,146$
3D-друк	$1396,88 \pm 50,90$	

Таблиця 3

Величини межі міцності шийок ендопротезів під дією навантаження на згин зі зсувом (МПа)

Технологія виготовлення	$\mu \pm \sigma$ (МПа)	Статистична значущість різниці між способами виготовлення
Суцільний титан	$408,61 \pm 1,25$	$(5,12 \pm 5,24)$ МПа $t = 0,976$; $p = 0,384$
3D-друк	$403,49 \pm 8,99$	

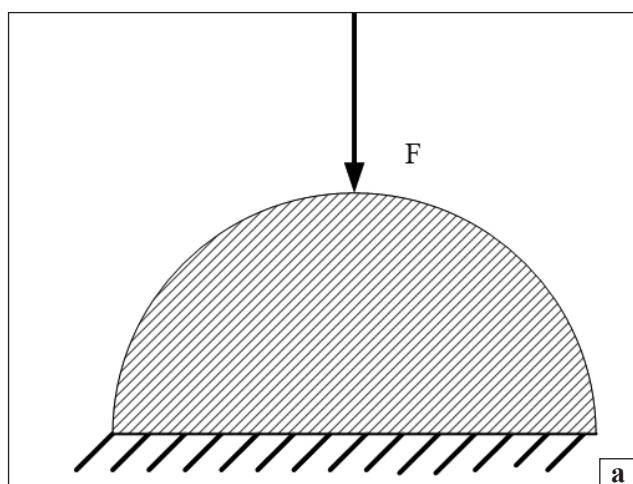


Рис. 4. Випробування чашок ендопротезів на стискання: схема (а) та зразок на стенді під час експерименту (б)

У табл. 2 наведено результати розрахунку величини межі міцності ніжок ендопротезів і статистична значущість різниці середніх між групами.

Проведені дослідження показали, що ендопротези кульшового суглоба, виготовлені механічною обробкою заготовок із суцільного титану, у разі триточкового згину мають межу міцності ($1480,62 \pm 62,50$) МПа, що декілька вище за показники ендопротезів, отриманих методом 3D-друку, — ($1396,88 \pm 50,90$) МПа. При цьому статистично значущої різниці не виявлено ($p = 0,146$).

Другим етапом досліджень виконували випробування на міцність шийок ендопротезів під впливом комбінованого навантаження на згин зі зсувом. Результати розрахунків величини межі міцності шийок ендопротезів за цих умов та статистичну різницю середніх між групами наведено в табл. 3.

Як і в разі випробувань ніжок ендопротезів, шийки, виготовлені механічною обробкою заготовок із суцільного титану, виявились не суттєво ($p = 0,384$) міцнішими за 3D-друковані зразки.

У разі випробування на стискання всі чашки ендопротезів витримали навантаження 98 кН без будь-яких ознак руйнування. Найбільші навантаження в голівці, шийці стегнової кістки або кульшовій западині становили від 1 до 2 кН [12, 13], що свідчить про величезний запас міцності чашок, виготовлених методом 3D-друку.

Обговорення

Технологія адитивного виробництва має переваги перед механічним створенням 3D-конструкцій із використанням звичайного ріжучого інструмента: 1) можливість отримання імплантатів із поверхнею довільної форми та складними внутрішніми елементами конструкції, які технічно важко або неможливо виготовляти за допомогою механічної обробки; 2) напівавтоматичний процес виробництва; 3) собівартість виробів значно нижча, а рівну кількість конструкцій можна виготовити за менші проміжки часу; 4) немає шуму, вібрації, стружки; 5) значна кількість використовуваних матеріалів може бути повторно переробленою [4–6]. Переваги технології адитивного виробництва роблять його надзвичайно ефективним для створення ортопедичних імплантатів, особливо індивідуальних за даними комп'ютерної томографії (КТ) [4, 6].

У технології Arcam EBM® електронний промінь здійснює процес вибіркового плавлення та затвердіння одного шару металевого порошку за один раз, кілька шарів укладаються та відтворюють тривимірну структуру на основі 3D-моделей у форматі STL [14]. Таким чином, можна виробляти різні структурні елементи і пористі імплантати складних форм, які важко отримати за допомогою звичайних технік лиття або різання кованих форм.

Серійні ендопротези кульшового суглоба, а саме ніжки, які імплантують у стегнову кістку, виготовлені з матеріалів, що мають жорсткість значно вищу, ніж кістка [1]. Така механічна невідповідність спричиняє значну резорбцію кістки, стрес-шилдинг синдром, що може призвести до важких ускладнень, таких як перелом ніжки або кістки, дестабілізація імплантата. S. Arabnejad і співавт. [1, 2] розробили та провели дослідження 3D-ніжки ендопротеза кульшового суглоба з імітуванням властивостей кісткової тканини в метафізарній частині. Доведено, що 3D-ніжка у порівнянні з механічно обробленою дозволяє зменшити на 75 % напруження в кістковій тканині. Інші автори [6] довели, що 3D-чашки ендопротеза кульшового суглоба витримують навантаження в разі встановлення з використанням «press-fit» ефекту від 0,5 до 8,0 кН. Сьогодні не опубліковано жодних випадків деструкції 3D-чашки, це свідчить, що структура пористості та розмір пор значно не впливають на довгострокові механічні властивості цих компонентів [6]. Проте пористість, розмір пор і їхній взаємозв'язок

у 3D-компонентах ендопротезів чинять дію на взаємовідношення між імплантатом і кістковою тканиною внаслідок різної адгезії та проникнення кісткових клітин у пори [15]. Вважають, що пори 10–75 мкм сприяють розвитку та росту фіброзної тканини; немінералізована кісткова тканина утворюється в порах 75–100 мкм; мінералізована — 100 мкм і більше, а оптимальний розмір пор для проростання васкуляризованої кістки становить 100–500 мкм [15–17]. Проте інші дослідники допускають, що розміри пор у діапазоні 500–900 мкм полегшують вrostання кісткової тканини та можуть призвести до більшої інфільтрації клітин в імплантат порівняно зі структурою з меншим розміром пор [18].

Таким чином, наведені дані демонструють переваги та потенціал 3D-пористих конструкцій для досягнення суттєвого зниження резорбції кісток, поліпшення остеointegraції та тривалого надійного використання. Обмеженням цього дослідження є невелика кількість імплантатів, а перспективою для подальшого вивчення — проведення порівняльного аналізу на циклічні навантаження 3D-імплантатів.

Висновки

Межа міцності ніжок ендопротезів кульшового суглоба за умов навантаження на триточковий згин становить $(1480,62 \pm 62,50)$ МПа для зразків, виготовлених механічною обробкою заготовок із суцільного титану, та $(1396,88 \pm 50,90)$ МПа — для отриманих методом 3D-друку.

Для шийок ендопротезів у разі навантаження на згин зі зсувом межа міцності дорівнювала $(408,61 \pm 1,25)$ МПа для зразків із суцільного титану та $(403,49 \pm 8,99)$ МПа — для виготовлених 3D-друком.

Чашки всіх ендопротезів витримали навантаження 98 кН, жодна з них не була зруйнована. Найбільші навантаження в голівці, шийці стегнової кістки або ацетабулярній западині дорівнювали від 1 до 2 кН, що свідчить про величезний запас міцності чашок, виготовлених методом 3D-друку.

Статистичної значущості різниці величин межі міцності будь-якого компонента ендопротезів, виготовлених механічною обробкою заготовок із суцільного титану та 3D-друком, не виявлено.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Список літератури

1. Fully porous 3D printed titanium femoral stem to reduce stress-shielding following total hip arthroplasty / S. Arabnejad,

- B. Johnston, M. Tanzer, D. Pasini // *Journal of Orthopaedic Research*. — 2017. — Vol. 35 (8). — P. 1774–1783. — DOI: 10.1002/jor.23445.
2. A novel design, analysis and 3D printing of Ti-6Al-4V alloy bio-inspired porous femoral stem / H. Mehboob, F. Tarlochan, A. Mehboob [et al.] // *Journal of Materials Science. Materials in Medicine*. — 2020. — Vol. 31 (9). — Article ID: 78. — DOI: 10.1007/s10856-020-06420-7.
 3. Hideo Kodama. Background of my invention of 3D printer and its spread / Hideo Kodama // *Patent Magazine of Japan Patent Attorneys Association*. — 2014. — Vol. 67 (13). — P. 109–118.
 4. 3D printed acetabular cups for total hip arthroplasty: a review article / L. Dall'Ava, H. Hothi, A. Di Laura [et al.] // *Metals*. — 2019. — Vol. 9 (7). — Article ID: 729. — DOI: 10.3390/met9070729.
 5. Additive manufacturing of Trabecular Titanium orthopedic implants / M. Regis, E. Marin, L. Fedrizzi, M. Pressacco // *MRS Bulletin*. — 2015. — Vol. 40. — P. 137–144. — DOI: 10.1557/mrs.2015.1.
 6. Evidence of structural cavities in 3D printed acetabular cups for total hip arthroplasty / H. Hothi, L. Dall'Ava, J. Henckel [et al.] // *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials*. — 2020. — Vol. 108 (5). — P. 1779–1789. — DOI: 10.1002/jbm.b.34520.
 7. Biological strategies for improved osseointegration and osteoinduction of porous metal orthopedic implants / E. A. Lewallen, S. M. Riestler, C. A. Bonin [et al.] // *Tissue Engineering. Part B, Reviews*. — 2015. — Vol. 21 (2). — P. 218–230. — DOI: 10.1089/ten.TEB.2014.0333.
 8. Topological design and additive manufacturing of porous metals for bone scaffolds and orthopaedic implants: A review / X. Wang, S. Xu, S. Zhou [et al.] // *Biomaterials*. — 2016. — Vol. 83. — P. 127–141. — DOI: 10.1016/j.biomaterials.2016.01.012.
 9. ДСТУ ISO 7438:2005. «Матеріали металеві. Випробування на згин».
 10. ГОСТ 27208-87. «Отливки из чугуна. Методы механических испытаний» («Испытания на сжатие»).
 11. Наследов А. SPSS 19: профессиональный статистический анализ данных / А. Наследов. — СПб: Питер, 2011. — 400 с.
 12. Lerner Z. F. Compressive and shear hip joint contact forces are affected by pediatric obesity during walking / Z. F. Lerner, R. C. Browning // *Journal of Biomechanics*. — 2016. — Vol. 49 (9). — P. 1547–1553. — DOI: 10.1016/j.jbiomech.2016.03.033.
 13. Three-dimensional finite analysis of acetabular contact pressure and contact area during normal walking / G. Wang, W. Huang, Q. Song, J. Liang // *Asian Journal of Surgery*. — 2017. — Vol. 40 (6). — P. 463–469. — DOI: 10.1016/j.asjsur.2016.07.002.
 14. Microstructure and mechanical behavior of Ti-6Al-4V produced by rapid-layer manufacturing, for biomedical applications / Murr LE, Quinones SA, Gaytan SM [et al.] // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. — 2009. — Vol. 2 (1). — P. 20–32. — DOI: 10.1016/j.jmbbm.2008.05.004.
 15. Evaluation of the bone morphology around four types of porous metal implants placed in distal femur of ovariectomized rats / S. Bondarenko, N. Ashukina, V. Maltseva [et al.] // *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*. — 2020. — Vol. 15 (1). — Article ID: 296. — DOI: 10.1186/s13018-020-01822-3.
 16. Osteogenesis of 3D printed porous Ti6Al4V implants with different pore sizes / Q. Ran, W. Yang, Y. Hu [et al.] // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. — 2018. — Vol. 84. — P. 1–11. — DOI: 10.1016/j.jmbbm.2018.04.010.
 17. The effect of pore geometry on the in vitro biological behavior of human periosteum-derived cells seeded on selective laser-melted Ti6Al4V bone scaffolds / S. Van Bael, Y. C. Chai, S. Truscetto [et al.] // *Acta Biomaterialia*. — 2012. — Vol. 8 (7). — P. 2824–2834. — DOI: 10.1016/j.actbio.2012.04.001.
 18. Effect of pore size on bone ingrowth into porous titanium implants fabricated by additive manufacturing: An *in vivo* experiment / N. Taniguchi, S. Fujibayashi, M. Takemoto [et al.] // *Materials Science & Engineering. C, Materials for Biological Applications*. — 2016. — Vol. 59. — P. 690–701. — DOI: 10.1016/j.msec.2015.10.069.

Стаття надійшла до редакції 15.07.2020

EXPERIMENTAL STUDY OF THE STRENGTH OF HIP ENDOPROSTHESIS ELEMENTS MADE BY 3D PRINTING

M. O. Korzh¹, V. B. Makarov², M. S. Shidlovsky³, V. R. Yermakov⁴, Yu. M. Nikitin⁴, O. O. Pidgaiska¹, O. V. Tankut¹, M. Yu. Karpinsky¹, O. D. Karpinska¹, O. P. Zakhovayko³, D. O. Chupryna⁵

¹ Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkiv

² Municipal non-profit enterprise «City Clinical Hospital № 16» of the Dnipro City Council. Ukraine

³ National Technical University of Ukraine «Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute»

⁴ Debora-Electro LTD, Dnipro. Ukraine

⁵ Research and Production Enterprise «A-Tech», Kyiv. Ukraine

✉ Mykola Korzh, MD, Prof. in Traumatology and Orthopaedics: mykola.korzh47@gmail.com

✉ Vasyly Makarov, PhD in Orthopaedics and Traumatology: vasylymakarov2010@gmail.com

✉ Mykola Shidlovsky: n_shidlovsky@ukr.net

✉ Vladlen Yermakov: director@dpin.com.ua

✉ Yuriy Nikitin: kd@dpin.com.ua

✉ Olga Pidgaiska, PhD in Traumatology and Orthopaedics: podgayo@yahoo.com

✉ Oleksiy Tankut, PhD in Traumatology and Orthopaedics: tankutmed@gmail.com

✉ Mykhaylo Karpinsky: korab.karpinsky9@gmail.com

✉ Olena Karpinska: helen.karpinska@gmail.com

✉ Olexandr Zakhovayko: zakhovayko@users.ntu-kpi.kiev.ua

✉ Dmytro Chupryna: d.chupryna@gmail.com