



PROCEEDINGS OF THE
III INTERNATIONAL SCIENTIFIC
AND THEORETICAL CONFERENCE

CURRENT SCIENTIFIC
GOALS, APPROACHES
AND CHALLENGES

17.01.2025

RIGA
REPUBLIC OF LATVIA

ІНДИВІДУАЛЬНІ 3D-ІМПЛАНТАТИ В ТРАВМАТОЛОГІЇ ТА ОРТОПЕДІЇ: МАТЕРІАЛИ, ТЕХНОЛОГІЇ ТА ЇХ ЗАСТОСУВАННЯ Буга В.В., Єршоміна О.І.	259
МЕТФОРМІН: ФАРМАКОЛОГІЧНІ ВЛАСТИВОСТІ, МЕХАНІЗМ ДІЇ ТА РОЗШИРЕННЯ ПОТЕНЦІАЛУ ЗАСТОСУВАННЯ. КЛІНІЧНІ ПЕРЕВАГИ ТА ПЛЕЙОТРОПНІ ЕФЕКТИ Матлюк М.П., Антоневич М.М.	263
ПАТОМОРФОЛОГІЧНА ОЦІНКА ТРАВМАТИЧНОСТІ ОПЕРАТИВНОГО ВТРУЧАННЯ ПРИ ХІРУРГІЧНОМУ ЛІКУВАННІ ЕНДОМЕТРІОМ ЯЄЧНИКІВ У ЖІНОК РЕПРОДУКТИВНОГО ВІКУ Димарська О.З., Диндар О.А.	272
ПОРІВНЯЛЬНА ОЦІНКА ТЕХНОЛОГІЙ СЕКВЕНУВАННЯ В СУЧАСНІЙ ГЕНОМІЦІ Буга В.В., Єршоміна О.І.	275
РОЛЬ МЕЗЕНХІМАЛЬНИХ КЛІТИН У РОЗВИТКУ СТЕНОЗУ КЛАПАНІВ СЕРЦЯ ТА ЙОГО ГІСТОЛОГІЧНА ХАРАКТЕРИСТИКА Василенко Д.С., Касілова М.О.	279
ФАРМАКОЛОГІЧНІ ВЛАСТИВОСТІ МЕТАМІЗОЛУ НАТРІЮ ТА ЙОГО ВПЛИВ НА ОРГАНІЗМ ЛЮДИНИ. (ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ) Антоневич М.М., Матлюк М.П.	282
ФУНКЦІОНАЛЬНІ ЗМІНИ ФІЗІОЛОГІЧНИХ СИСТЕМ, ЩО ВИНИКАЮТЬ НА ТЛІ ТРИВАЛОГО ВЖИВАННЯ ЕНЕРГЕТИЧНИХ НАПОЇВ ІЗ ЗНАЧНИМ ВМІСТОМ КОФЕЇНУ Матлюк М.П., Антоневич М.М.	290

SECTION 23.

PHYSICAL CULTURE, SPORTS AND PHYSICAL THERAPY

АНАЛІЗ НЕОБХІДНИХ КОМПЕТЕНЦІЙ І НАВИЧОК ДЛЯ МАЙБУТНІХ УЧИТЕЛІВ ФІЗИЧНОЇ КУЛЬТУРИ, НЕОБХІДНИХ ДЛЯ ВПРОВАДЖЕННЯ МЕТОДИКИ «ФІТНЕС-МІКС» Головченко М.В.	302
ВИКОРИСТАННЯ ДОПІНГУ СПОРТСМЕНАМИ: ЯК ЦЕ ВПЛИВАЄ НА ОСТАТОЧНІ РЕЗУЛЬТАТИ Базір В.Б.	306
ВИСНОВКИ ВИСТУПУ УКРАЇНСЬКИХ СПОРТСМЕНІВ НА ОЛІМПІЙСЬКИХ ІГРАХ В 2024 РОЦІ В ПАРИЖІ Індиченко Л.С., Безрукава А.В.	313

Буга Вікторія Вікторівна

здобувач вищої освіти медичного факультету
Харківський національний медичний університет, Україна

Єрьоміна Ольга Ігорівна

здобувач вищої освіти медичного факультету
Харківський національний медичний університет, Україна

Науковий керівник: Антон Олександрович Олійник

канд.мед.наук, доцент травматології та ортопедії
Харківський національний медичний університет, Україна

ІНДИВІДУАЛЬНІ 3D-ІМПЛАНТАТИ В ТРАВМАТОЛОГІЇ ТА ОРТОПЕДІЇ: МАТЕРІАЛИ, ТЕХНОЛОГІЇ ТА ЇХ ЗАСТОСУВАННЯ

Вступ. Поява технології 3D-друку, також відомої як технологія швидкого прототипування, значно вплинула на травматологію та ортопедію, дозволивши створювати індивідуальні імпланти й передопераційні хірургічні моделі. Упродовж останніх років швидкий розвиток 3D-друку в поєднанні з цифровою ортопедією сприяв розширенню її застосування — від промислового використання до медичних досліджень і практики [1, 2]. Ця технологія вирішує проблеми, пов'язані зі складністю анатомії, скорочує тривалість хірургічних втручань і покращує клінічні результати.

Мета роботи. Аналіз сучасних технологій 3D-друку для створення індивідуальних імплантів у травматології та ортопедії, оцінка матеріалів, їхні переваги, недоліки й особливості застосування.

Матеріали та методи. Для аналізу використано наукові статті з баз даних PubMed, MDPI та 3D Printing in Medicine, присвячені технологіям 3D-друку й матеріалам для імплантів.

Результати та обговорення. Технологія 3D-друку з використанням комп'ютерного моделювання дозволяє виготовляти індивідуальні імпланти, що точно відповідають анатомічним особливостям пацієнта. Широко застосовується в травматології: для лікування переломів, корекції деформацій, кісткових дефектів і протезування.

Для створення імплантів використовуються різноманітні матеріали, які мають певні переваги та недоліки:

1. Титан і його сплави (наприклад, Ti-6Al-4V) є одними з найбільш широко використовуваних матеріалів завдяки їх високій біосумісності та механічній міцності. Ці властивості роблять їх ідеальними для імплантів нижніх

кінцівки, проте, даний сплав має корозійні властивості та обмежену здатність до біологічного розкладання та можливість вивільнення іонів металу [3].

2. Полімери також широко використовуються завдяки своїй універсальності та біосумісності [4].

2.1. Полієфіретеркетон (PEEK) є термопластичним полімером із механічними характеристиками, радіопрозорістю та легкістю, що робить його придатним для несучих ортопедичних пристроїв. Однак ці імплантати потребують додаткової обробки, оскільки можуть спричиняти фіброзну інкапсуляцію та погану остеointegraцію [5].

2.2. Полімолочна кислота (PLA) є популярним біорозкладаним матеріалом, який активно використовується для тимчасових імплантатів і тканинної інженерії. Його перевагами є простота друку та низька вартість, проте PLA має нижчу механічну міцність і швидше деградує, що обмежує його застосування в умовах високого навантаження.

2.3. Полікапролактон (PCL). Його гнучкість дозволяє виготовляти складні конструкції, підтримуючи адгезію та проліферацію клітин, але його слабкі механічні властивості обмежують використання в опорних конструкціях. [6].

3. Керамічні матеріали, такі як гідроксиапатит (HA) і фосфат кальцію (CaP), вирізняються хімічним складом і структурою, подібними до природної кістки. Вони біосумісні, пористі та мають остеокондуктивні властивості, сприяючи інтеграції кісток. Проте їм бракує остеоіндуктивних властивостей, необхідних для активного залучення остеогенних клітин [7].

4. Композиційні матеріали поєднують у собі переваги металів, полімерів і кераміки, забезпечуючи оптимальні механічні та функціональні характеристики. Наприклад, металеві серцевини з полімерним або керамічним покриттям дозволяють знизити ризик корозії та поліпшити біосумісність, однак такі матеріали складні у виробництві та часто дорожчі за альтернативи [8].

Процес створення індивідуальних імплантатів починається з отримання медичних зображень пацієнта, таких як комп'ютерна томографія (КТ) або магнітно-резонансна томографія (МРТ). Ці зображення перетворюються на цифрові моделі за допомогою спеціалізованого програмного забезпечення, наприклад Mimics чи Osirix. Далі моделі конвертуються у формат STL, який використовується у системах автоматизованого проектування (CAD) для створення детального дизайну майбутнього імплантату.[9]. Ключові підготовчі кроки включають сегментацію анатомічних структур і дизайн індивідуальних імплантатів.

Для виготовлення імплантатів застосовуються різні технології адитивного виробництва: моделювання плавного осадження (FDM), вибіркоче лазерне спікання (SLS), стереолітографія (SLA), Arburg Plastic Freeforming (APF).

Моделювання плавного осадження (FDM). Цей метод є економічним і підходить для створення анатомічних моделей, хоча точність виготовлених деталей залишається порівняно низькою. Основним недоліком FDM-деталей є висока шорсткість поверхні через особливості їх створення 3D-принтером [10].

Селективне лазерне спікання (SLS) - використовується для виготовлення імплантатів із титану, полімерів, кераміки, а також їх композити. SLS дозволяє створювати складні пористі структури, які полегшують інтеграцію кісток [11].

Стереолітографія (SLA) використовується для виробництва високодеталізованих імплантатів із фотополімерних смол. Цей метод є ефективним для щелепно-лицевої хірургії, проте його застосування у травматології та ортопедії є обмеженим через високу вартість [12].

Інноваційна технологія Arburg Plastic Freeforming (APF) дозволяє виготовляти біорозкладані полімерні імплантати з різних матеріалів: полімолочнакислота (PLA), поліефірний ефіркетон (PEEK), полівініловий спирт (PVA), поліметилметакрилат (PMMA) і композити. [13].

Перевагами 3D-друку в травматології та ортопедії є можливість індивідуалізації імплантатів, зниження складності та тривалості хірургічних втручань, а також біосумісність використовуваних матеріалів. Водночас технологія має і свої недоліки: висока вартість виробництва, значна тривалість процесу виготовлення та суворі вимоги до сертифікації, які часто уповільнюють впровадження нових рішень у клінічну практику.

Висновки. Технології 3D-друку спричинили революцію в травматології та ортопедії, забезпечивши можливість створення індивідуальних імплантатів із матеріалів, таких як титан, полімери та композити. Їх використання знижує хірургічні ризики й покращує клінічні результати. Основними перевагами є індивідуалізація та біосумісність, тоді як виклики залишаються у високій вартості, тривалості виготовлення та регуляторних обмеженнях. Подальший розвиток спрямований на розширення доступності та оптимізацію процесів, що відкриває нові перспективи для медицини.

Список використаних джерел:

1. Qiao, F., Li, D., Jin, Z., Hao, D., Liao, Y., & Gong, S. (2016). A novel combination of computer-assisted reduction technique and three dimensional printed patient-specific external fixator for treatment of tibial fractures. *International orthopaedics*, 40(4), 835–841. <https://doi.org/10.1007/s00264-015-2943-z>

2. Zhang, W., Lian, Q., Li, D., Wang, K., Hao, D., Bian, W., He, J., & Jin, Z. (2014). Cartilage repair and subchondral bone migration using 3D printing osteochondral composites: a one-year-period study in rabbit trochlea. *BioMed research international*, 2014, 746138. <https://doi.org/10.1155/2014/746138>
3. Hsu, R. W.-W., Yang, C.-C., Huang, C.-A., & Chen, Y.-S. (2004). Electrochemical corrosion properties of Ti–6Al–4V implant alloy in the biological environment. *Materials Science and Engineering: A*, 380(1-2), 100–109. <https://doi.org/10.1016/j.msea.2004.03.069>
4. Dimitrova, M., Vlahova, A., Kalachev, Y., Zlatev, S., Kazakova, R., & Capodiferro, S. (2023). Recent Advances in 3D Printing of Polymers for Application in Prosthodontics. *Polymers*, 15(23), 4525. <https://doi.org/10.3390/polym15234525>
5. Torstrick, F. B., Lin, A. S. P., Potter, D., Safranski, D. L., Sulchek, T. A., Gall, K., & Guldberg, R. E. (2018). Porous PEEK improves the bone-implant interface compared to plasma-sprayed titanium coating on PEEK. *Biomaterials*, 185, 106–116. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2018.09.009>
6. Arefin, A. M. E., Khatri, N. R., Kulkarni, N., & Egan, P. F. (2021). Polymer 3D Printing Review: Materials, Process, and Design Strategies for Medical Applications. *Polymers*, 13(9), 1499. <https://doi.org/10.3390/polym13091499>
7. Klenke, F. M., & Siebenrock, K. A. (2016). *Osteology in orthopedics – Bone repair, bone grafts and bone graft substitutes*. In *Reference Module in Biomedical Sciences*. Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-801238-3.99488-1>
8. Основные изменения для стиля APA:
9. Navarro, M., Michiardi, A., Castaño, O., & Planell, J. A. (2008). Biomaterials in orthopaedics. *Journal of the Royal Society, Interface*, 5(27), 1137–1158. <https://doi.org/10.1098/rsif.2008.0151>
10. Lal, H., & Patralekh, M. K. (2018). 3D printing and its applications in orthopaedic trauma: A technological marvel. *Journal of clinical orthopaedics and trauma*, 9(3), 260–268. <https://doi.org/10.1016/j.jcot.2018.07.022>
11. Mwema, F.M., Akinlabi, E.T. (2020). Basics of Fused Deposition Modelling (FDM). In: *Fused Deposition Modeling*. SpringerBriefs in Applied Sciences and Technology(). Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-030-48259-6_1
12. Saffarzadeh, M., Gillispie, G. J., & Brown, P. (2016). Selective laser sintering (sls) rapid prototyping technology: A review of medical applications. *Rocky Mountain Bio-Engineering Symposium*.
13. Skoog, S.A., Goering, P.L. & Narayan, R.J. Stereolithography in tissue engineering. *J Mater Sci: Mater Med* **25**, 845–856 (2014). <https://doi.org/10.1007/s10856-013-5107-y>
14. Maintz, M., Tourbier, C., de Wild, M. et al. Patient-specific implants made of 3D printed bioresorbable polymers at the point-of-care: material, technology, and scope of surgical application. *3D Print Med* 10, 13 (2024). <https://doi.org/10.1186/s41205-024-00207-0>