

Павло ПРОКОПОВИЧ¹, студент

Ірина ДЯДЮРА¹, студентка

Ірина КОЛЦУН², студентка

¹ Національний університет «Одеська політехніка» м. Одеса, Україна, e-mail: pashaprokopovich@gmail.com;
iren.dyadyuren666@gmail.com

² Одеський національний медичний університет, м. Одеса, Україна, e-mail: kolcunirina47@gmail.com

КОМПЛЕКСНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ СТРУКТУР ІМПЛАНТАНТІВ КУЛЬШОВОГО СУГЛОБА

Анотація. Ендопротезування кульшового суглоба досягло позначки в 10 мільйонів хірургічних втручань на рік у всьому світі. Понад 10% цих процедур призводять до значної резорбції кістки, що збільшує потребу в ревізійному ендопротезуванні кульшового суглоба. Сучасні дослідження зосереджені на розробці конструкцій кульшових імплантатів для досягнення профілю жорсткості, ближчого до природної кістки. Адитивне виробництво оптимальні рішенням, пропонуючи багатообіцяючі результати у виготовленні архітектур імплантатів на основі металевих клітинних структур, які продемонстрували свою здатність відтворювати поведінку кістки механічно та біологічно. У цій роботі комплексно досліджуються конструкції кульшових імплантатів з титану для вертлюжної та стегнової кістки.

Ключові слова: протези, нижні кінцівки, нога, ампутація, біомеханіка, реабілітація, гільза, силікон, функціональна продуктивність, дизайн протеза

Актуальність дослідження

Прагнення людства до постійного вдосконалення та еволюції почалося ще в первісній епохи. З цієї причини виникла довготривала місія дослідження всіх можливих результатів і пошуку оптимальних рішень. Інженерія кісткової тканини запропонувала інноваційне рішення для регенерації кісткової тканини за допомогою каркасних (пористих) структур. У минулому лікування захворювань кульшового суглоба було радикальним і полягало в ампутації кінцівки [1]. Після впровадження концепції ендопротезування з низьким тертям Джона Чарнлі хірургічні процедури стали менш обтяжливими для пацієнтів, суттєво підвищивши якість їхнього життя. Тим не менш, це протезне нововведення було пов'язано з кількома ускладненнями [2,3]. Деякі з цих проблем з часом зменшилися, а інші набули важливості.

Сьогодні 10% усіх ендопротезів кульшового суглоба (ТНА) не будуть успішними через 15 років після проведення операції [5]. У цих випадках люди можуть відчувати біль, обмеження рухливості та погіршення загального самопочуття через такі ускладнення, як знос імплантату або ослаблення. Цей дискомфорт може вплинути на повсякденну діяльність, перешкоджати мобільності та знижувати здатність вести активний спосіб життя. Основним підходом до вирішення цієї проблеми є операція з ревізійного ендопротезування кульшового суглоба. Однак період до необхідності повторної операції щоразу скорочується наполовину [6].

Оскільки поширеність ТНА та перегляд ендопротезів кульшового суглоба зростає [6, 7, 8], домінуючим стає попит на інновації в посиленні реакції кісткових клітин для покращення фіксації та розподілу навантаження. Складна клітинна структура трабекулярної кістки демонструє дивовижні властивості легкої ваги та виняткову здатність поглинати енергію. Вважається, що введення пористих структур в імплантати імітує губчасту кістку, сприяючи вrostанню кістки в пори [2, 3, 4] і викликаючи потребу в передових рішеннях. Імітуючи цей витончений дизайн, сконструйовані клітинні структури збираються зробити революцію в біомедичній галузі [9]. Наразі, такі структури ретельно вивчаються з акцентом на їх застосування в ортопедичній галузі, особливо для зменшення ваги імплантату та мінімізації існуючих ускладнень. Поточний огляд титанової решітчастої структури, яка виготовлена за допомогою технологій адитивного виробництва (АМ) в ортопедичному секторі, показує потенціал для заміни кістки на основі інтеграції коміркових структур у важливі компоненти кульшових імплантатів, включаючи компоненти вертлюжної та стегнової кісток, залишається помітно відсутнім.

Мета дослідження полягає в ідентифікації клітинної структури, яка забезпечує ідеальний баланс між ключовими властивостями, такими як модуль Юнга, пористість та розмір пор для застосування імплантатів кульшового суглоба як для вертлюжної, так і для стегнової компонентів. Дослідження має на меті запропонувати розуміння трансформаційного потенціалу тазостегнових імплантатів, що включають клітинні структури в реальних сценаріях.

Основні матеріали досліджень

Кульшові імплантати можна розділити на три типи: цементовані, безцементні та гібридні. У цементованій категорії, як випливає з назви, акриловий цемент використовується [8, 9] не для фіксації протезів до навколишньої кістки, а радше для того, щоб служити проміжним шаром між кісткою та імплантатом, сприймаючи напруги, спричинені різницею в жорсткості між ними [60]. Безцементна фіксація характеризується як фіксація пресом [6], коли імплантат вставляється в кістковий канал, підготовлений хірургом [8]. Ці компоненти імплантату зазвичай мають пористу поверхню для покриття для сприяння остеоінтеграції та підвищення початкової стабільності [8, 9]. Покриття може включати гідроксиапатит, нанесений плазмовим напиленням, спечені титанові кульки, титан, нанесений плазмовим напиленням, біоміметичні титанові покриття та інші [5, 6]. Гібридна фіксація відноситься до фіксації імплантату, де один компонент є безцементним, а інший фіксується кістковим цементом [6]. Тому конструкція імплантату залежить від типу фіксації. Наприклад, при безцементній фіксації поверхня має бути пористою, щоб полегшити остеоінтеграцію. Навпаки, при цементній фіксації передбачений торцевий ковпачок/центрлізатор, який дозволяє стеблу опускатися в цементну оболонку без кінцевого підшипника, забезпечуючи оптимальну передачу навантаження [5]. Ці види фіксації імплантатів представлені на рис. 1.

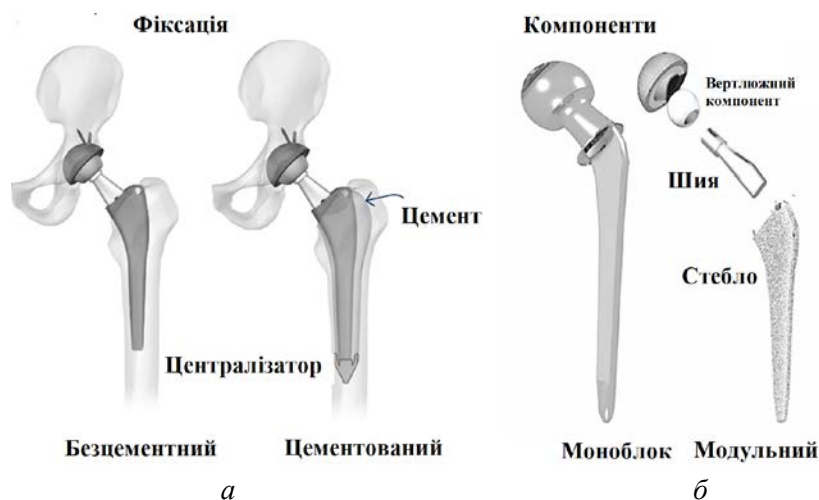


Рис. 1. Тип фіксації імплантатів, представлений у стеблах (а).

Тип компонента та найменування різних частин кульшового імплантату (б)

Сучасний ТНА базується в основному на двох компонентах: ацетабулярному компоненті та стегновому компоненті, зображених на рис. 1. Найновішим ацетабулярним компонентом, який використовується, є чашка подвійної рухливості, яка складається з чашки вертлюжної западини зі вставленою оболонкою або без неї. Він фіксується в тазу за допомогою прес-фіту (іноді в поєднанні з гвинтовою фіксацією) або кістковим цементом. Вкладиш вертлюжної западини, механічно зафіксований в оболонці, служить трибологічною поверхнею. Він зношується, оскільки головка стегнової кістки рухається всередині чашки вертлюжної западини, забезпечуючи покращену стабільність, зменшене зіткнення та менше тертя та знос. Ці дві частини можна розділити за допомогою модульної чашки вертлюжної западини або їх можна попередньо зібрати на заводі в єдину частину, відому як моноблочна чашка вертлюжної западини. Стегновий компонент складається з ніжки та голівки стегнової кістки. У моноблочному стегновому компоненті ніжка та шийка стегнової кістки з'єднані в єдине ціле. Однак у модульному стегновому компоненті два компоненти з'єднані конусним з'єднанням. У деяких випадках подвійний модульний стегновий компонент включає конусні з'єднання між ніжною, шийкою та голівкою стегнової кістки. Подібно до чашок вертлюжної западини, наявність конусних з'єднань у модульному типі забезпечує більшу індивідуальність, уможливаючи довжину та орієнтацію ший, які більш відповідають пацієнту. Однак цей тип імплантатів більш сприйнятливий до фреттинг-корозії через збільшену кількість компонентів і конусних з'єднань [5, 6].

Металеві біоматеріали, такі як нержавіюча сталь, сплави CoCr і Ti6Al4V, широко використовуються як ортопедичні біоматеріали завдяки їхнім винятковим механічним і біологічним характеристикам. Серед цих матеріалів особливо виділяється сплав Ti6Al4V завдяки його висо-

кому відношенню міцності до ваги, хорошій біосумісності, чудовій стійкості до корозії та нижчому модулю Юнга порівняно з вищезгаданими сплавами. Модуль Юнга є критичним параметром, пов'язаним з механічними характеристиками металевих імплантатів. У випадку сплаву Ti6Al4V він має тенденцію дорівнювати приблизно 110 ГПа, що значно вище, ніж Модуль Юнга кортикальної та трабекулярної кістки людини, який коливається приблизно від 10 до 30 ГПа та 0,8 до 5 ГПа відповідно.

Щоб подолати ці відмінності, були проведені дослідження щодо розробки коміркових структур із налаштованими властивостями, які можуть проявляти механічну поведінку, ближчу до поведінки кістки.

Результати

Серед загальноприйнятих результатів у цих дослідженнях особлива увага приділялася модулю Юнга та межі стиску/текучості. У випадках, коли оцінювали втомну поведінку, дослідження зосереджувались на міцності втоми та кількості циклів до відмови. В результаті досліджень, були отримані структури з відкритими комітками, які мають взаємопов'язані пори, що утворюють пористу мережу, тоді як структури з закритими комітками містять ізольовані пори, розділені пластинами (рис. 2).

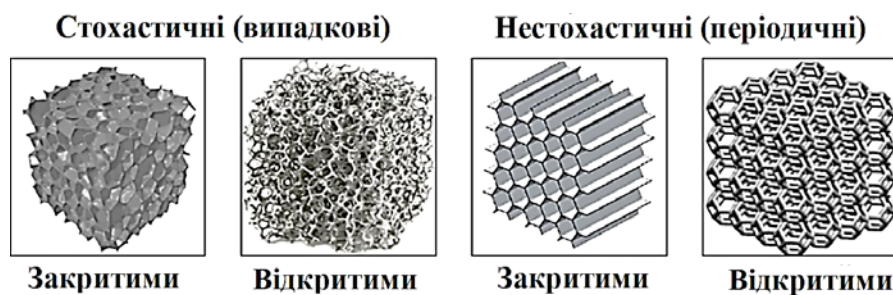


Рис. 2. Стохастичні (випадкові) та нестохастичні (періодичні) структури

Стохастичні клітинні структури, такі як металеві та неметалічні піни, нагадують структуру губок. Навпаки, нестохастичні структури, які називаються періодичними або решітчастими структурами, передбачають повторюване розташування елементарних комірок певної форми. Обидва типи демонструють помітно меншу вагу, ніж тверді матеріали еквівалентного об'єму.

Широкий спектр коміркових структур розглядається за допомогою елементарних комірок, включаючи ауксетичні, об'ємно-центровані, кола перетину, кубічні, усічені кубоктаедри, ромби, додекаедри, реберно-центровані, куби, гранецентровані, спіралі, стільники, Кельвіна, октети, октаедри, ромбічні додекаедри, павутину, тетраедри, трабекулярний, потрійний періодичний мінімальний поверхневий гутоїд і потрійно розташовані восьмикутні кільця. Ці структури демонструють різноманітні характеристики, від негативного коефіцієнта Пуассона до складної геометрії. Наприклад, використання ауксетичних структур виправдано їхньою здатністю демонструвати негативний коефіцієнт Пуассона в умовах навантаження на стиснення та розтяг. Ця властивість призводить до більш високого модуля зсуву, стійкості до вдавнення та шорсткості руйнування, які є дуже важливими характеристиками для виробництва імплантатів. Комірчасті структури мають здатність мінімізувати вагу, підвищити відносну міцність і підвищити жорсткість завдяки оптимальному використанню матеріалу. Ці критичні властивості відіграють важливу роль у розробці матеріалів і конструкцій, призначених для ортопедичного застосування.

Взаємодія між модулем Юнга, пористістю та розміром пор визначає оптимальну область клітинних структур, які можуть бути застосовані в ортопедичних імплантатах.

Клітинна адгезія та міграція показали наявність псевдоподій. Ці мембранні виступи, включаючи філоподії, серед інших [242], відіграють вирішальну роль у зв'язку з позаклітинним матриксом та іншими клітинами. Закріплення клітин на поверхні матеріалів дуже важливо для клітинної адгезії. Таким чином, наявність псевдоподій на поверхні структури вказує на те, що клітини взаємодіють із субстратом, припускаючи відповідну поверхню для клітинної проліферації.

За допомогою зображень КТ (комп'ютерної томографії) було реконструйовано 3D чашку вертлюжної западини, а вибрану елементарну комірку було застосовано для створення структури із різними розмірами, пористістю та оптимізацією (змінною щільністю).

Імплантати, розроблені так, щоб розміри зовнішньої поверхні нагадували стовбури CoCr, були виготовлені за технологією ЕВМ. Ромбічна решітка додекаедра була реалізована в стеблах із налаштованою орієнтацією та розміром, щоб приблизно відповідати модулю кортикальної кістки. Було отримано 13 пар стегнових кісток скелетно зрілих собак великих порід, і рентгено-

графічні знімки (краніокаудальний та медіолатеральний) використовувалися для оцінки медіолатерального та краніокаудального прилягання відповідно. Потім стебла вбивали в стегові кістки, і фіксували розташування навколо медіальної сторони розрізів ший.

Автори провели механічні випробування на конструкціях з трьома різними конфігураціями: інтактна стегова кістка, стегова кістка, імплантована з повністю щільною ніжкою, і стегова кістка, імплантована зі стовбуром, що містить алмазну кубічну решітку. Вибір алмазної кубічної решітки як елементарної комірки базувався на кількох перевагах, які вбачали автори. До них належать квазіізотропні механічні властивості, самонесуча геометрія, придатна для LPBF, і STVR, подібний до людських кісток. Пориста ніжка була розроблена з порожнистою структурою, а її серцевина була заповнена алмазною кубічною решіткою. Усі стебла були виготовлені за допомогою обладнання EOSINT M280. Основна увага приділяється адаптації типу та розмірів елементарних комірок для досягнення нижчого модуля Юнга, де всі дослідження досягли позитивних результатів.

Деякі дослідження показали, що збільшення пористості призводить до зменшення модуля Юнга в структурах з однаковою елементарною коміркою, що відповідає очікуванням.

Висновки

Це дослідження досліджує оптимізацію, адитивні методи виробництва та області застосування потрібної періодичних мінімальних поверхневих (TPMS) пористих структур у широкій галузі тканинної інженерії за допомогою огляду літератури. У роботі висвітлюється контекст загального ендопротезування кульшового суглоба, відмічається постійна потреба в інноваціях у цій галузі, незважаючи на попередні досягнення. Інтеграція коміркових структур в імплантати кульшового суглоба представляє значні проблеми, які вимагають ретельного розгляду. Забезпечення довгострокової структурної цілісності та механічної стабільності імплантату залишається надзвичайно важливою проблемою, що вимагає ретельної оцінки, щоб запобігти передчасному виходу з ладу. Досягнення оптимальної остеоінтеграції та довгострокової стабільності в кістці-господарі створює ще одну важливу проблему, що вимагає ретельного контролю, щоб уникнути таких ускладнень, як розхитування імплантату та резорбція кістки. Загалом, вирішення цих проблем за допомогою ретельних досліджень, передових технологій виробництва та комплексних досліджень біосумісності має вирішальне значення для максимізації ефективності та довгострокового успіху клітинних структур у імплантатах кульшового суглоба.

Досліджуються рішення, які включають повністю пористі оболонки та покриття, а також трансформаційний потенціал адитивного виробництва. Відтворення природної поведінки кістки та зменшення резорбції кістки викликають постійні проблеми. Тому у роботі запропоновано конструкція імплантатів кульшового суглоба з комірчастою структурою та оптимальними механічними характеристиками. Хоча проблеми з відтворенням природної поведінки кісток залишаються, прогрес було досягнуто у створенні міцних імплантатів. Авторі роблять акцент на необхідності додаткових тестів на втому та біологічних тестів для підвищення ефективності імплантату. Крім того, дослідження біосумісності та потенційних імунних реакцій на матеріали, що використовуються в клітинних структурах та імплантатах, є обов'язковим, що підкреслює важливість всебічних досліджень біосумісності для забезпечення безпеки пацієнтів та успіху імплантації.

Незважаючи на потенційні ускладнення, адитивне виробництво залишається перспективним напрямком виробництва персоналізованих імплантатів кульшового суглоба зі складною клітинною структурою. Завдяки подальшим дослідженням і розробкам ця технологія має потенціал для сприяння масовому виробництву більш стійким способом, мінімізуючи матеріальні відходи. Очікується, що його роль в ортопедії значно розшириться, пропонуючи шлях до більш ефективних, адаптованих і стійких рішень для пацієнтів, які потребують імплантатів стегна. Дійсно, адитивне виробництво представляє майбутнє ортопедичних втручань, демонструючи можливості передових технологій виробництва для покращення догляду за пацієнтами.

Література

1. Dias, J.M., da Silva, F.S.C.P., Gasik, M. et al. Unveiling additively manufactured cellular structures in hip implants: a comprehensive review. *Int J Adv Manuf Technol.* 2024, 130, 4073–4122 (2024). <https://doi.org/10.1007/s00170-023-12769-0>.
2. Benca, E., Eckhart, B., Stoeckner, A. et al. Dimensional accuracy and precision and surgeon perception of additively manufactured bone models: effect of manufacturing technology and part orientation. *3D Print Med.* 2024. 10, 5 <https://doi.org/10.1186/s41205-024-00203-4>.

3. Shaikh, M., Kahwash, F., Lu, Z. et al. Revolutionising orthopaedic implants—a comprehensive review on metal 3D printing with materials, design strategies, manufacturing technologies, and post-process machining advancements. *Int J Adv Manuf Technol.* 2024, 134, 1043–1076. <https://doi.org/10.1007/s00170-024-14218-y>.
4. Majeed, M., Khan, H.M., Wheatley, G. et al. Influence of post-processing on additively manufactured lattice structures. *J Braz. Soc. Mech. Sci. Eng.* 2022, 44, 389. <https://doi.org/10.1007/s40430-022-03703-8>.
5. Hemachandra, M., Thapliyal, S. & Adepu, K. A review on microstructural and tribological performance of additively manufactured parts. *J Mater Sci.* 2022, 57, 17139–17161. <https://doi.org/10.1007/s10853-022-07736-1>.
6. Singh, R. Integrity of Additively Manufactured Alloys and Component to Environmental Degradation. *J. of Materi Eng and Perform.* 2023, 32, 935–954. <https://doi.org/10.1007/s11665-022-07443-7>.
7. Yang, W., Chen, H., Bai, H. et al. Additive manufactured osseointegrated screws with hierarchical design. *Bio-des. Manuf.* 2024, 7, 206–235 (2024). <https://doi.org/10.1007/s42242-024-00269-3>.
8. Cheng, X., Chen, B., Zhang, L. et al. Exfoliated metal oxide ultrathin nanosheets with supported Pd nanoparticles enabling the one-pot reaction of phenol into caprolactam. *Sci. China Chem.* 2025. <https://doi.org/10.1007/s11426-024-2479-4>.
9. Wakjira, Y., Cioni, A. & Lemu, H.G. Current status of the application of additive-manufactured TPMS structure in bone tissue engineering. *Prog Addit Manuf.* 2025, 10, 1085–1102. <https://doi.org/10.1007/s40964-024-00714-w>.
10. Parameswaran, P., Gairola, S., Kesavan, D. et al. A Study on Compression Behavior and Fracture Morphology in Dumbbell-Shaped Ti6Al4V Lattice Structures Fabricated through Additive Manufacturing. *J. of Materi Eng and Perform.* 2024. <https://doi.org/10.1007/s11665-024-10560-0>.
11. Hussain, A., Abbas, N., Kwon, Y.S. et al. Transforming biofabrication with powder bed fusion additive manufacturing technology: from personalized to multimaterial solutions. *Prog Addit Manuf.* 2024. <https://doi.org/10.1007/s40964-024-00871-y>.
12. Almalki, A., Downing, D., Lozanovski, B. et al. A Digital-Twin Methodology for the Non-destructive Certification of Lattice Structures. *JOM.* 2022, 74, 1784–1797. <https://doi.org/10.1007/s11837-021-05144-5>.
13. Badoniya, P., Srivastava, M., Jain, P.K. et al. A state-of-the-art review on metal additive manufacturing: milestones, trends, challenges and perspectives. *J Braz. Soc. Mech. Sci. Eng.* 2024, 46, 339 (2024). <https://doi.org/10.1007/s40430-024-04917-8>