

МЕТОДИ ЗАПОБІГАННЯ ЕФЕКТУ ЕКРАНУВАННЯ НАПРУЖЕНЬ В СИСТЕМІ ІМПЛАНТАТ–КІСТКА (Огляд)

А.В. Молтасов¹, С.Г. Войнарович¹, М.М. Димань¹, С.М. Калюжний¹, С.В. Бурбурська²

¹ІЕЗ ім. Є.О. Патона НАН України. 03150. м. Київ, вул. Казимира Малевича, 11. E-mail: office@paton.kiev.ua

²OSTEONIKA Limited Liability Company. 79026. м. Львів, вул. Стрийська, 98. E-mail: ito3dlab@gmail.com

Статистичні дані багатьох національних реєстрів та медичних співтовариств свідчать про те, що асептична нестабільність протеза кульшового суглоба є однією з основних перепон на шляху до використання ортопедичних імплантатів. Однією з причин асептичної нестабільності є виникнення ефекту екранування напружень, який зумовлений невідповідністю модулів пружності імплантату та кісткової тканини. Розглянуто методи, які дозволяють знизити модуль пружності металевих імплантатів з наближенням його до відповідності модуля пружності кісткової тканини. Встановлено, що досягнення поставленої задачі шляхом заміни традиційних металів, що використовуються для виготовлення імплантатів, сплавами зі значно нижчим модулем пружності є технологічно невирішеним завданням при їх масовому виробництві. Проаналізовано найбільш розповсюджені на сьогодні методи зниження модуля пружності ортопедичних імплантатів, вказано їхні переваги та недоліки. Найбільш вагомою проблемою масового використання передових технологій адитивних технологій у виробництві імплантатів є їхня праце- і матеріаломісткість. Встановлено, що використання технологій модифікації поверхні, зокрема плазмових методів нанесення пористих покриттів, є найбільш доступним та ефективним методом зменшення модуля пружності поверхні імплантату, контактуючого з кісткою, зі значною вірогідністю зниження виникнення ефекту екранування напружень. Бібліогр. 53, рис. 8.

Ключові слова: ортопедичний імплантат, титанові сплави, модуль пружності, пористі покриття, модифікація поверхні

Вступ. Масова комерціалізація та технологічні досягнення кількох останніх десятиліть змінили динаміку суспільства в бік більш сидячого способу життя, що пов'язано з підвищеним індексом маси тіла, який згубно впливає на стан опорно-рухового апарата [1] та призводить до багатьох захворювань, включаючи остеоартрит кульшових та колінних суглобів [2]. Станом на 2014 р. від остеоартриту страждало до 15 % населення планети [3]. З огляду на глобальне старіння населення та зміну способу життя вчені прогнозують, що в майбутньому все більше людей страждатимуть від ортопедичних захворювань [4].

Проте коли фізіотерапія та терапевтичне лікування вже не можуть покращити стан хворого, то для зменшення больового відчуття і відновлення функціональності суглоба використовують ендопротезування, тобто заміну суглоба ортопедичним імплантатом шляхом хірургічного втручання. Це дозволяє пацієнтам повернутися до якісного життя, а попит на ортопедичні імплантати зростає невіддільно з інтенсивним розвитком технологій імплантації [5].

Сучасні технології виготовлення ендопротезів дозволяють отримувати як стандартні імплантати (рис. 1, в), так й індивідуальні, тобто сформовані з урахуванням усіх дефектів кістки конкретного пацієнта (рис. 1, г) [6], зі забезпеченням пористої або трабекулярної структури поверхні. Однак збіль-

шення випадків захворюваності молодих людей зумовило необхідність помітного підвищення термінів експлуатації ендопротезів. Фактично у більш молодих пацієнтів зі зайвою вагою, яким необхідна заміна кульшового суглоба, може виникнути необхідність в тому, щоб їх протез пропрацював 50 і більше років [7]. При цьому в роботі [8] зроблено припущення, що тільки 58 % пацієнтів можуть розраховувати на безвідмовну експлуатацію штучного кульшового суглоба протягом хоча б 25 років.

Однією з основних причин відмови імплантату є його асептичне розхитування через зниження щільності кісткової тканини, що викликано недостатнім навантаженням, яке діє на оточуючу ендопротез кістку, оскільки кісткова тканина утворюється та закріплюється в напрямку ліній дії механічних напружень [9]. В літературі таке явище називають «екрануванням напружень» (Stress shielding), виникнення якого зумовлене тим, що при виготовленні імплантатів використовують метали і сплави, модуль пружності яких значно перевищує відповідну характеристику кісткової тканини, що призводить до виникнення дотичних напружень в зоні контакту між кісткою та її замінником [10].

Серед металічних матеріалів біомедичного призначення найбільшого поширення набули титан та його сплави через виняткову біосумісність, відмінну корозійну стійкість та низьку питому

Молтасов А.В. – Scopus Author ID 55607746800, Войнарович С.Г. – Scopus Author ID 57200257480,

Димань М.М. – Scopus Author ID 57209205322, Калюжний С.М. – Scopus Author ID 57276754500,

Бурбурська С.В. – Scopus Author ID 57226147508

© А.В. Молтасов, С.Г. Войнарович, М.М. Димань, С.М. Калюжний, С.В. Бурбурська, 2023

вагу в поєднанні з високими механічними характеристиками [11]. Одним з найбільш поширених матеріалів, що застосовується для виготовлення заміників високонавантажених суглобів таких, як кульшові, колінні й плечові, є $(\alpha+\beta)$ -титановий сплав Ti6Al4V (VT6) [13]. Високі показники механічні властивості він має завдяки таким легуючим компонентам, як алюміній, який значно зміцнює α -фазу і зменшує густину сплаву, а також ізоморфного β -стабілізатора, як ванадій, який дозволяє досягнути значного зміцнення зі збереженням достатньої пластичності [14]. Однак, не зважаючи на високі показники механічної міцності та зносостійкості, терміни експлуатації будь-яких металічних імплантатів, жорсткозафіксованих в кістковій тканині, суттєво обмежені через невідповідність модулів пружності кісткової тканини і матеріалу імплантату.

Ефект екранування напружень уповільнює процеси відновлення форми та загоєння кістки, яке знижує щільність кісткової тканини із збільшенням її пористості [11], що може спровокувати відмову у функціонуванні імплантату, а саме нестабільність фіксації імплантату в кістці через її структурні зміни. Нестабільність ендопротезу призводить до збільшення дефектності кістки та вимагає повторного, тобто ревізійного оперативного втручання. При цьому ревізійні операції є небажаними, оскільки мають високу вартість та вищий ризик післяопераційних ускладнень. Тому пошук шляхів підвищення терміну експлуатації

ендопротезів на сьогодні є актуальною задачею не лише в галузі медицини, а й в матеріалознавстві та механічній біоінженерії.

Матеріали та методи. Найбільш розповсюдженими методами запобігання екрануванню напружень є застосування низькомодульних сплавів, надання імплантатам пористої структури та застосування імплантатів з функціонально-градієнтними покриттями різної пористості.

Сучасні тенденції руху до низькомодульних матеріалів призвели до розробки нових сплавів із кращим співвідношенням модулів пружності кістка-імплантат. Так, основний найбільш поширений $(\alpha+\beta)$ -титановий сплав Ti6Al4V намагаються замінити на β -титанові сплави, леговані ніобієм, цирконієм і танталом (Ti13Nb13Zr, Ti29Nb13Ta4,6Zr), модуль пружності яких може бути нижче 50 ГПа [16]. При цьому значення модуля пружності кортикальної кісткової тканини змінюється від 5 до 23 ГПа, а для таких найбільш розповсюджених матеріалів, з яких виготовляють імплантати, як титановий сплав Ti6Al4V, нержавіюча сталь 316L та кобальт-хромовий сплав CoCrMo ця характеристика становить приблизно від 112 до 240 ГПа відповідно (рис. 2).

Нещодавні результати розробки сплаву Ti35Nb7Zr6Ta, модуль пружності якого був наближений до модуля пружності кортикальної кісткової тканини з метою запобігання її резорбції, виявилися успішними [17]. Однак β -фазні сплави мають нижчу міцність, ніж сплави із α - та $\alpha+\beta$ -фазами, а



Рис. 1. Загальний вигляд ендопротезування: а – проксимальна частина стегнової кістки (1 – голівка стегнової кістки; 2, 3 – відповідно голівка і ніжка ендопротеза); б – система стегнова кістка – ендопротез – тазова кістка; в – стандартні ендопротези; г – макет та рентгенограма індивідуального ендопротеза після імплантації

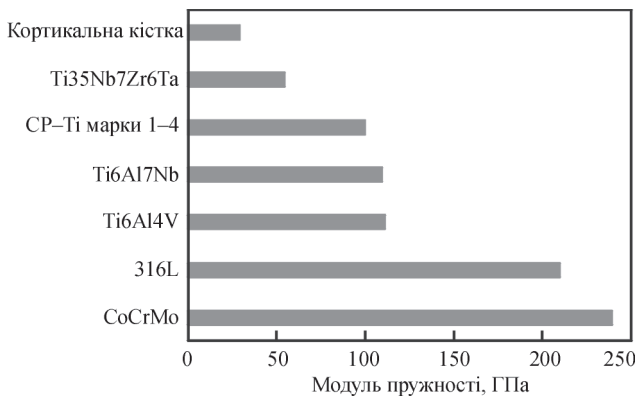


Рис. 2. Модулі пружності металічних матеріалів для імплантатів порівняно з кортикальною кістковою тканиною [15]

їх синтез на сьогодні набагато дорожчий порівняно з традиційними ($\alpha+\beta$) сплавами [18]. Тому вирішення зазначеної проблеми в короткостроковій перспективі шляхом масового застосування даних низькомодульних сплавів не можливе.

Найбільш простим технологічним рішенням пригнічення ефекту екранування напружень та отримання позитивних результатів щодо подовження терміну їх експлуатації, є надання металічним імплантатам пористої структури [19], в тому числі з використанням пористих покриттів [20]. Крім того, відомо [21], що шорсткість поверхні імплантату сприяє його остеоінтеграції. Так, дослідження [22] показали покращене прикріплення кістки до імплантату завдяки відтворенню внутрішньої пористості кістки на його поверхні. Фіксація імплантату досягається шляхом з'єднання між кісткою та його пористою матрицею, в результаті проростання кістки в пори імплантату та забезпечує

не тільки закріплення, а й систему, що дозволяє передавати навантаження від імплантату до кістки [23].

Сучасні тенденції розвитку автоматизації та комп'ютеризації започаткували напрямок адитивних технологій (АТ), відомих як технології 3D-друку. Їх також використовують для зниження ефекту екранування напружень шляхом отримання структур з градієнтом розміру та форми пор від поверхні до центра деталі [24]. Такі імплантати мають низку унікальних переваг таких, як висока біосумісність, відкрита взаємозв'язана структура пор, яка сприяє росту кісткової тканини, та наблизений до кісткового модуль пружності [25].

Найбільш розповсюдженими методами АТ для виготовлення металічних структур з функціональним градієнтом є методи селективного лазерного та електронно-променевого плавлення [26]. Градієнтні структури, отримані методом АТ, дозволяють забезпечувати зниження модуля пружності за рахунок наявності в них значного об'єму пор [27]. Існує широкий асортимент імплантатів як з наскрізною пористістю, так із суцільною основою з наявною пористою структурою на їх поверхні. Їх виготовляють такі відомі світові виробники, як Zimmer Biomet Trabecular Metal™, Lima Corporate Trabecular Titanium, Gruppo Bioimpiant Fin System, Permedica Orthopedics Trabecular Titanium TRASER (рис. 3).

Найбільш вагомою перепороною на шляху до масового застосування АТ у виготовленні імплантатів є їх праце- і матеріаломісткість. При цьому всі етапи виготовлення повинні бути узгоджені як з боку лікарів, так й інженерів [28]. У свою чер-



Рис. 3. Імплантати відомих виробників, отриманих із застосуванням АТ технологій [25]: а – Zimmer Biomet Trabecular Metal™; б – Lima Corporate Trabecular Titanium; в – Gruppo Bioimpiant Fin System; г – Permedica Orthopedics Trabecular Titanium TRASER®

гу існує проблема високої вартості витратних матеріалів для виготовлення 3D-імплантатів та їх обмежений за хімічним складом асортимент на ринку. Сучасний стан розвитку технологій АТ не дозволяє здійснювати друк з використанням різних матеріалів за один етап, а їх заміна відбувається тільки після повного припинення процесу та проведення операцій очищення від попередньо використовуваного матеріалу. Тому на сьогодні ці технології є рентабельними лише в тих випадках, коли інші методи не можуть бути задіяні або складність оперативного лікування потребує виготовлення індивідуальних імплантатів [29].

Порошкові технології спікання також знайшли своє застосування для отримання імплантатів в ортопедії. Дані технології виготовлення імплантатів включають найбільш поширені процеси пресування, іскрового плазмового спікання та штампування порошкових заготовок. Перевага даних методів у тому, що вихідною сировиною слугують порошки з металів, сплавів, кераміки та інших матеріалів [30]. За допомогою них можна отримувати вироби зі заданими характеристиками та розмірами, оскільки широкий спектр порошків з металів дозволяє обирати вихідні властивості цих порошків та передбачати їх у готовій продукції. Технології порошкової металургії можуть забезпечувати отримання високопористих матеріалів, що впливає на зниження ефекту екранування напружень. В огляді [31] представлено позитивні аспекти використання високовольтного струмового розряду для отримання пористих матеріалів з порошків титану, ніобію і танталу, які успішно можуть бути використані в медицині.

В роботі [32] продемонстровано отримання методом іскрового плазмового спікання титанових порошків з середнім діаметром частинок 110 мкм компактів, які мали пористість на рівні 28 % та модуль пружності на стиск 7,9 ГПа. Такі показники модуля пружності знаходяться в діапазоні зміни відповідної характеристики кортикальної кісткової тканини, тому, використовуючи такі покриття, можна досягти значних успіхів у пригніченні ефекту екранування напружень.

В роботі [33] зразки з відкритою пористістю у діапазоні 70...80 % були виготовлені з сферичних частинок титанового сплаву діаметром 0,5...1,0 мм і продемонстрували значення модуля пружності 0,86 ГПа, наближені до показників відповідної характеристики трабекулярної кісткової тканини.

Основний недолік методів порошкової металургії полягає в тому, що технологічний процес потребує довготривалої витримки зразків при високій температурі, а показники міцності імплантатів часто виявляються недостатніми. Одним із методів вирішення проблеми підвищення механічних харак-

теристик є використання дворазового спікання, що дозволяє підняти міцність пористих зразків більш ніж в 2 рази без помітного зменшення частки пористості [34]. Однак додаткові технологічні операції витримки при високих температурах протягом досить тривалого часу підвищують енергоємність виробничого процесу і, як наслідок, його вартість, та можуть змінювати структуру вихідного матеріалу.

Використання функціонально-градієнтних покриттів з різною об'ємною пористістю забезпечує поступове наближення модуля пружності від імплантату до кістки в результаті багатозарового покриття (рис. 4). Це дозволяє запобігти виникненню напружень, які призводять до його відшарування від серцевини в зоні контакту першого шару з максимальним модулем пружності, а також пригнітити ефект екранування напружень в зоні контакту останнього шару, який має найнижчий модуль пружності з кортикальною кістковою тканиною [35].

Високу ефективність застосування в якості імплантатів комбінованої конструкції показують внутрішньокісткові пластинки з компактною частиною зі сплаву ВТ1-0, на які методом вакуумного спікання було нанесене пористе покриття з титанового порошку, виготовлене за технологією холодного двостороннього пресування. В результаті утворена кісткова тканина навколо імплантату активно проникає вглиб нього, створюючи тим самим його вторинну фіксацію, а наявність пористості в покритті призводить до зниження модуля пружності [36].

В роботі [34] шляхом припикання при температурах 1233 та 1623 К титанових порошків на поверхні дентального імплантату було сформоване двошарове покриття з розміром пор 800...900 та 600...700 мкм відповідно (рис. 5).



Рис. 4. Розподіл модуля пружності між кісткою та імплантатом

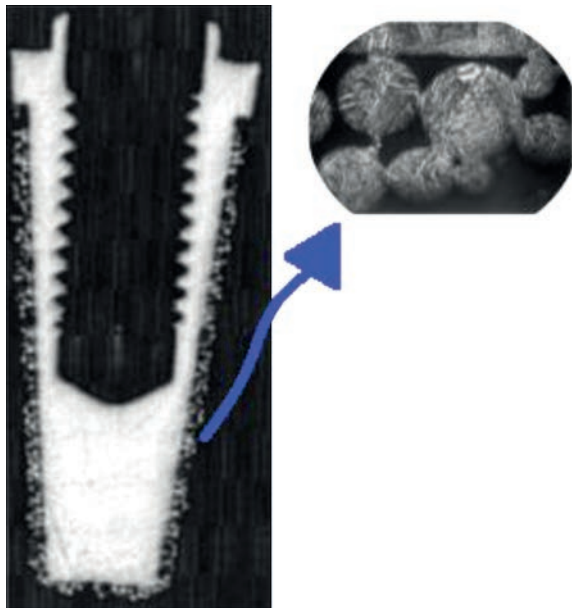


Рис. 5. Пористе покриття на дентальному імплантаті, отримане припіканням шарів титанового порошку [34]

Серед методів порошкової металургії для модифікації поверхні імплантатів шляхом нанесення пористих шарів також використовується іскрове плазмове спікання [37]. Межа міцності при згинанні та модуль пружності покриттів зі сплаву Ti6Al4V, отриманих цим методом, становили 128...178 МПа і 16...18 ГПа, відповідно, що відповідає діапазону зміни відповідних характеристик кортикальної кісткової тканини [38].

Основним недоліком методів припікання для отримання пористих структур з порошкових матеріалів на поверхнях імплантатів, як і у випадку з процесами об'ємного пресування та спікання, є показники міцності покриттів та високі температури обробки протягом значного проміжку часу. Наприклад, для отримання порошкових покриттів з титанового сплаву Grade 4 (сплав стандарту ASME) зі ступенем об'ємної пористості в діапазоні 30...50 %, який забезпечує модуль пружності, наближений до відповідної величини кортикальної кісткової тканини, їх необхідно спікати при температурах 1000...1100 °C протягом 2 годин [39].

Останнім часом набула популярності технологія лазерної модифікації поверхні металічних матеріалів, в якій лазер використовують як джерело теплоти (рис. 6). Дана технологія нанесення градієнтних покриттів на виробі з титанових сплавів розглядається як конкурентний метод, який дозволяє контролювати точність і особливості поверхні імплантату, являючись при цьому високоефективною, екологічно чистою та економічною з точки зору витратних матеріалів [40]. Однак міцність зчеплення з основою покриттів, нанесених лазерним припіканням порошку, іноді є недостатньою і прикладені напруження можуть перевищувати її, що викликає відшарування по-

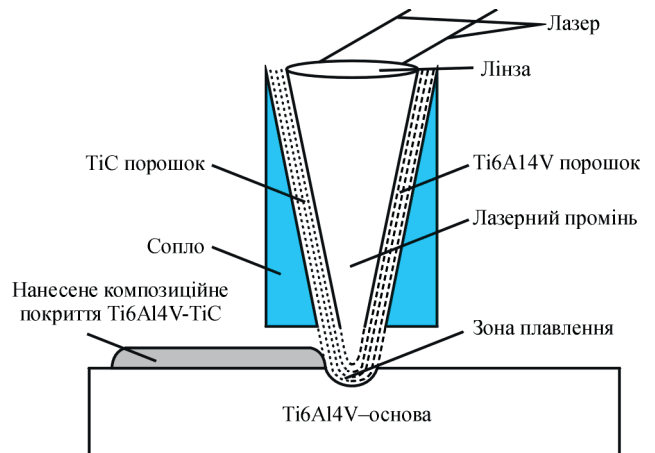


Рис. 6. Схема процесу лазерного припікання порошку покриття від поверхні протеза, тим самим порушуючи його функцію [41].

Імплантати з низьким модулем пружності виготовляє відома компанія Zimmer Biomet, засновниця запатентованої технології отримання трабекулярної структури Trabecular Metal™. Ця структура аналогічна кістковій тканині і складається з пористого склоподібного вуглецю, покритого за допомогою напилення в вакуумі танталом [42, 43]. Отримані імплантати мають пористість 80,9 %, розмір пор 527 ± 27 мкм та модуль пружності 3 ГПа.

Сучасні імплантати виготовлені із застосуванням технологій АТ також імітують поверхні із трабекулярною структурою (рис. 7). Проте наявність пор в їх об'ємі призводить до зниження міцності таких структур, через що їх використання обмежується лише тими місцями імплантації, де вони не несуть основного експлуатаційного навантаження. Протипоказанням до використання даних імплантатів у практичному аспекті є наявність септичного процесу при втручанні, оскільки основним недоліком трабекулярних компонентів є труднощі їхньої експлантації [25].

В літературі зустрічаються й інші підходи до зниження модуля пружності із використанням сучасних полімерних матеріалів таких, як РЕЕК. Так, в роботі [44] описано інноваційний підхід зниження модуля пружності металевого імплантату завдяки застосуванню композитного матеріалу вуглець/полімер (РЕЕК), який формується на поверхні кульшових суглобів. Проведені модельні та чисельні результати свідчать, що композитний матеріал вуглець/полімер суттєво підвищує характеристики опору втомі шарів покриття з розподілом прикладеного навантаження і перенесенням його на кістку, що знижує ефект екранування напружень та забезпечує кращу стабільність імплантату протягом тривалого терміну експлуатації.

Однак ця концепція застосування покриття була лише змодельована та не підтверджена практични-

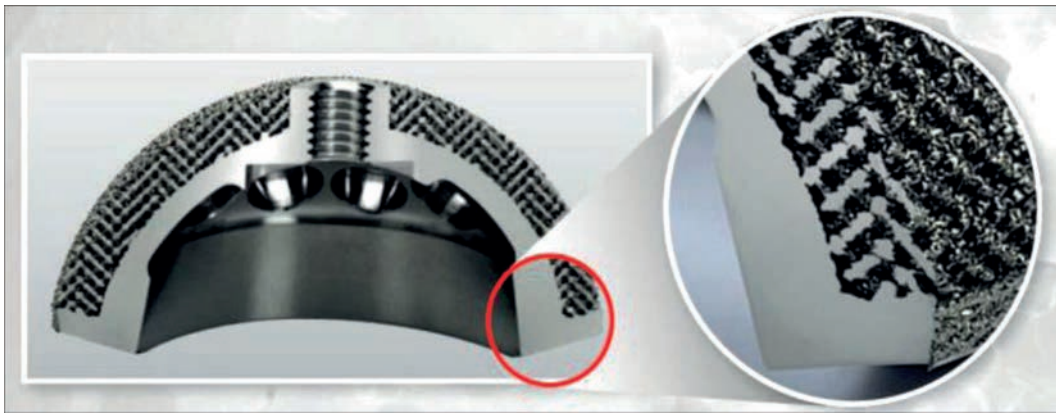


Рис. 7. Імплантат чашка кульшового суглоба із трабекулярною структурою [25]

ми результатами, які можуть значно відрізнятися від розрахункових, а їх використання може виявити низку інших проблем таких, як закріплення остеобластів на поверхнях РЕЕК матеріалу.

На відміну від розглянутих вище методів на сьогодні найбільш доступним та технологічно простим у реалізації отримання пористих структур на поверхнях імплантатів із підтвердженими багаточисленними успішними результатами практичного застосування є метод плазмового напилення (рис. 8). Цей метод привернув велику увагу в біомедицині завдяки низькій вартості, високій ефективності та широкому регулюванню товщини покриття з можливістю використання різних розпилювальних матеріалів на одному обладнанні [46, 47]. Успішному застосуванню плазмового напилення для отримання покриттів сприяє кілька чинників: висока продуктивність процесу напилення; відносно незначне нагрівання основи (до $< 200\text{ }^{\circ}\text{C}$), що знижує ймовірність зміни її властивостей; простота управління процесом отримання покриття (енергетичні характеристики плазми можна змінювати технологічно залежно від вимог в процесі отримання покриття); можливість використання автоматизованого маніпулятора в процесі нанесення покриттів, що сприяє рівномірному розподілу напиленого шару по поверхні деталі.

Універсальність і гнучкість технології плазмового напилення дозволяє її підлаштувати майже

під будь-який спектр розпилювальних матеріалів таких, як метали та їх оксиди, апатити та інші матеріали [48].

Накопичено значний досвід застосування плазмового напилення для поліпшення поверхні дентальних імплантатів за рахунок нанесеного плазмовим напиленням шару порошку титану та порошку гідроксиапатиту, який впливає на пришвидшення остеоінтеграції [49]. До недоліків даного методу нанесення покриттів відносять порівняно невисоку міцність зчеплення покриття з основою, а також низький коефіцієнт використання матеріалу. Особливо істотні втрати матеріалу будуть при напиленні імплантатів малих розмірів (міжхребцевих кейджів, стоматологічних імплантатів), при цьому також можливий перегрів малорозмірного виробу в результаті впливу високотемпературного плазмового струменя. Для скорочення втрат матеріалу, викликаних тим, що розмір деталі менше плями напилення, необхідно прагнути до зменшення діаметра останньої.

Вирішення деяких зазначених вище проблем можливе шляхом використання розробленої в ІЕЗ ім. Є.О. Патона НАН України технології мікроплазмового напилення, яка забезпечує формування плазмового струменя зі зниженою тепловою потужністю і плямою напилення малого розміру [50]. Конструкційна особливість обладнання, а

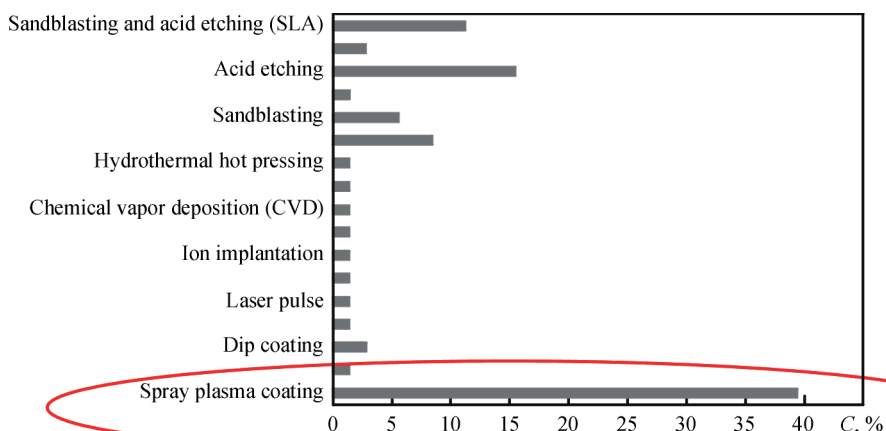


Рис. 8. Поширення технологій отримання пористих структур на поверхнях імплантатів [45]

сама мікроплазмотрона в сукупності з технологічними підходами дозволяють розпилювати як порошкові, так і дротяні матеріали зі формуванням структур з високим ступенем пористості та розміром пор до 300 мкм. Такі структури підвищують остеointegraцію з кісткою зі забезпеченням необхідних показників механічної міцності системи покриття—основа [51], що дозволяє застосувати їх на поверхнях ендопротезів для безцементного фіксування [52]. Таким чином, технологія мікроплазмового напилення є перспективною для модифікування поверхонь імплантатів, оскільки сформовані таким методом покриття зі сплавів на основі титану або цирконію з максимально можливим ступенем пористості (25 % для титанового та 20,3 % для цирконієвого сплаву) та модулем пружності 12 і 5 ГПа відповідно [53] дозволяють значно наблизити їх до відповідної характеристики кортикальної кісткової тканини, що сприятиме більш рівномірному розподілу напружень під час експлуатації імплантатів.

Висновки

1. Проведено аналіз сучасних літературних джерел щодо виникнення асептичної нестабільності та встановлено, що однією з причин її появи є ефект екранування напружень (Stress shielding), зумовлений невідповідністю модулів пружності імплантату та кісткової тканини.

2. Проаналізовано методи зниження модуля пружності ортопедичних імплантатів з метою попередження ефекту екранування напружень такі, як використання низькомодульних сплавів, адитивні технології, порошкове спікання та плазмове напилення.

3. Встановлено, що на сьогодні найбільш ефективними і економічно доцільними методами отримання пористих структур на поверхнях імплантатів є технології плазмового напилення. Зокрема показано, що використання технології мікроплазмового напилення покриттів на поверхню імплантатів усуває недоліки, притаманні звичайному плазмовому напиленню, а також сприяє пригніченню ефекту екранування напружень.

Список літератури/References

1. Malnick, S.D.H., Knobler, H. (2006) The medical complications of obesity. *QJM: An International Journal of Medicine*, **9** (99), 565–579. DOI: <https://doi.org/10.1093/qjmed/hcl085>
2. Musumeci, G., Aiello, F.C., Szychlinska, M.A. et al. (2015) Osteoarthritis in the XXIst century: risk factors and behaviours that influence disease onset and progression. *International Journal of Molecular Sciences*, **3** (16), 6093–6112. DOI: <https://doi.org/10.3390/ijms16036093>
3. Johnson, V.L., Hunter, D.J. (2014) The epidemiology of osteoarthritis. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, **1** (28), 5–15. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.berh.2014.01.004>
4. Zethraeus, N., Borgström, F., Ström, O. et al. (2007) Cost-effectiveness of the treatment and prevention of osteoporosis: A review of the literature and a reference model. *Osteoporosis International*, **1** (18), 9–23. DOI: <https://doi.org/10.1007/s00198-006-0257-0>
5. Barrère, F., Mahmood, T.A., de Groot, K., van Blitterswijk, C.A. (2008) Advanced biomaterials for skeletal tissue regeneration: Instructive and smart functions. *Materials Science and Engineering R: Reports*, **1-6** (59), 38–71. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.msere.2007.12.001>
6. Косяков А.Н., Гребенников К.А., Милосердов А.В. и др. (2019) 3D-планирование и прототипирование при сложном первичном эндопротезировании тазобедренного сустава. *Травма*, **5** (20), 53–61. DOI: <https://doi.org/10.22141/1608-1706.5.20.2019.185557>
7. Quinn, J., McFadden, R., Chan, C.-W., Carson, L. (2020) Titanium for orthopedic applications: an overview of surface modification to improve biocompatibility and prevent bacterial biofilm formation. *Science*, **11** (23), Article number 101745. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.isci.2020.101745>
8. Evans, J.T., Evans, J.P., Walker, R.W. et al. (2019) How long does a hip replacement last? A systematic review and meta-analysis of case series and national registry reports with more than 15 years of follow-up. *The Lancet*, **10172** (393), 647–654. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(18\)31665-9](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(18)31665-9)
9. Kuibida V., Kokhanets P. and Lopatynska V. (2021) Mechanism of strengthening the skeleton using pyrometrics. *Journal of Physical Education and Sport*, **3** (21), 1309–1316. DOI: <https://doi.org/10.7752/jpes.2021.03166>
10. Arabnejad, S., Johnston, B., Tanzer, M., Pasini, D. (2017) Fully porous 3D printed titanium femoral stem to reduce stress-shielding following total hip arthroplasty. *Journal of Orthopaedic Research*, **8** (35), 1774–1783. DOI: <https://doi.org/10.1002/jor.23445>
11. Zhang, B., Pei, X., Zhou, C. et al. (2018) The biomimetic design and 3D printing of customized mechanical properties porous Ti6Al4V scaffold for load-bearing bone reconstruction. *Materials and Design*, **152**, 30–39. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2018.04.065>
12. Attarilar, Sh., Djavanroodi, F., Irfan, O.M. et al. (2020) Strain uniformity footprint on mechanical performance and erosion-corrosion behavior of equal channel angular pressed pure titanium. *Results in Physics*, **17**, Article number 103141. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.rinp.2020.103141>
13. Apostu, D., Lucaciu, O., Lucaciu, G.D.O. et al. (2017) Systemic drugs that influence titanium implant osseointegration. *Drug Metabolism Reviews*, **1** (49), 92–104. DOI: <https://doi.org/10.1080/03602532.2016.1277737>
14. Арзамасов Б.Н., Брострем В.А., Буше Н.А. и др. (1990) *Конструкционные материалы*. Арзамасов Б.Н. (ред.). Москва, Машиностроение.
15. Arzamasov, B.N., Brostrom, V.A., Bushe, N.A. et al. (1990) *Structural materials*. Ed. by B.N. Arzamasov. Moscow, Mashinostroenie [in Russian].
16. Geetha, M., Singh, A.K., Asokamani, R., Gogia, A.K. (2009) Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants: A review. *Progress in Materials Science*, **3** (54), 397–425. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2008.06.004>
17. Niinomi, M., Nakai, M., Hieda, J. (2012) Development of new metallic alloys for biomedical applications. *Acta Biomaterialia*, **11** (8), 3888–3903. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2012.06.037>
18. Lubov Donaghy C., McFadden R., Kelaini S. et al. (2020) Creating an antibacterial surface on beta TNZT alloys for hip implant applications by laser nitriding. *Optics and Laser Technology*, **121**, Article number 105793. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.optlastec.2019.105793>
19. Liu, J., Chang, L., Liu, H. et al. (2017) Microstructure, mechanical behavior and biocompatibility of powder metallurgy Nb–Ti–Ta alloys as biomedical material. *Materials*

- Science and Engineering C: Materials for Biological Applications*, **71**, 512–519. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.msec.2016.10.043>
19. Wen, C.E., Mabuchi, M., Yamada, Y. et al. (2001) Processing of biocompatible porous Ti and Mg. *Scripta Materialia*, **10** (45), 1147–1153. DOI: [https://doi.org/10.1016/S1359-6462\(01\)01132-0](https://doi.org/10.1016/S1359-6462(01)01132-0)
 20. Mahmoud, D., Elbestawi, M.A. (2017) Lattice structures and functionally graded materials applications in additive manufacturing of orthopedic implants: A review. *Journal of Manufacturing and Materials Processing* **1**, **2** (13), Article number jmmpp1020013. DOI: <https://doi.org/10.3390/jmmpp1020013>
 21. Kane, R., Ma, P.X. (2013) Mimicking the nanostructure of bone matrix to regenerate bone. *Materials Today*, **11** (16), 418–423. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.matmod.2013.11.001>
 22. Pałka, K., Pokrowiecki, R. (2018) Porous titanium implants: A review. *Advanced Engineering Materials*, **5** (20), Article number 1700648. DOI: <https://doi.org/10.1002/adem.201700648>
 23. Schneider, E., Kinast, C., Eulenberger, J. et al. (1989) A comparative study of the initial stability of cementless hip prostheses. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, **248**, 200–209. DOI: <https://doi.org/10.1097/00003086-198911000-00032>
 24. Yuan, L., Ding, S., Wen, C. (2019) Additive manufacturing technology for porous metal implant applications and triple minimal surface structures: A review. *Bioactive Materials*, **1**(4), 56–70. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.bioactmat.2018.12.003>
 25. Косяков А.Н., Гребенников К.А., Милосердов А.В. и др. (2019) Применения трабекулярных компонентов в эндопротезировании тазобедренного сустава (Обзор). *Вісник ортопедії, травматології та протезування*, **4** (103), 116–123. DOI: <https://doi.org/10.37647/0132-2486-2019-103-4-110-117>
 26. Kosyakov, A.N., Grebennikov, K.A., Miloserdov, A.V. et al. (2019) Applications of trabecular components during endoprosthesis of hip joint (Review). *Вісник Ортопедії, Травматології та Протезування*, **4** (103), 116–123 [in Russian]. DOI: <https://doi.org/10.37647/0132-2486-2019-103-4-110-117>
 27. Bikas, H., Stavropoulos, P., Chryssoulouris, G. (2016) Additive manufacturing methods and modeling approaches: A critical review. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, **1-4** (83), 389–405. DOI: <https://doi.org/10.1007/s00170-015-7576-2>
 28. Chashmi, M.J., Fathi, A., Shirzad, M. et al. (2020) Design and analysis of porous functionally graded femoral prostheses with improved stress shielding. *Designs*, **2**(4), 1–15, Article number 12. DOI: <https://doi.org/10.3390/designs4020012>
 29. Косяков А.Н., Гребенников К.А., Милосердов А.В. и др. (2018) Возмещение костных дефектов вертлужной впадины с использованием аддитивных технологий. *Вісник ортопедії, травматології та протезування*, **4** (99), 64–74. DOI: <https://doi.org/10.37647/0132-2486-2018-99-4-64-74>
 30. Kosyakov, A.N., Grebennikov, K.A., Miloserdov, A.V. et al. (2018) Compensation of bone defects of cotyloid cavity using the additive technologies. *Вісник Ортопедії, Травматології та Протезування*, **4** (99), 64–74 [in Russian]. DOI: <https://doi.org/10.37647/0132-2486-2018-99-4-64-74>
 31. Shi, H., Zhou, P., Li, J. et al. (2021) Functional gradient metallic biomaterials: techniques, current scenery, and future prospects in the biomedical field. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, **8**, Article number 616845. DOI: <https://doi.org/10.3389/fbioe.2020.616845>
 32. Goodall, R. (2013) *Advances in Powder Metallurgy*. Elsevier.
 33. Minko, D., Belyavin, K. (2016) A porous materials production with an electric discharge sintering. *International Journal of Refractory Metals and Hard Materials*, **59**, 67–77. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ijrmhm.2016.05.015>
 34. Sakamoto, Y., Asaoka, K., Kon, M. et al. (2006) Chemical surface modification of high-strength porous Ti compacts by spark plasma sintering. *Bio-Medical Materials and Engineering*, **2** (16), 83–91. PubMed ID: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16477117>
 35. Jia, J., Siddiq, A.R., Kennedy, A.R. (2015) Porous titanium manufactured by a novel powder tapping method using spherical salt bead space holders: Characterization and mechanical properties. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, **48**, 229–240 DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2015.04.018>
 36. Itin, V.I., Ponter, V.É., Khodorenko, V.N. et al. (1997) Strength properties of porous permeable stomatological materials based on titanium. *Powder Metallurgy and Metal Ceramics*, **9-10** (36), 479–482. DOI: <https://doi.org/10.1007/BF02680496>
 37. Helsen, J.A., Breme, H.J. (1998) *Metals as biomaterial*. Chichester, John Wiley & Sons Ltd.
 38. Smetkin, A.A., Konyukhova, S.G., Yarmonov, A.N. (2003) Application of porous permeable materials in dental implant technique. *Izvestiya Vysshikh Uchebnykh Zavedenij. Tsvetnaya Metallurgiya*, **5**, 65–67.
 39. Kon, M., Hirakata, L.M., Asaoka, K. (2004) Porous Ti–6Al–4V alloy fabricated by spark plasma sintering for biomimetic surface modification. *Journal of Biomedical Materials Research – Part B: Applied Biomaterials*, **1** (68), 88–93. DOI: <https://doi.org/10.1002/jbm.b.20004>
 40. Nomura, N., Oh, I.-H., Hanada, S. et al. (2005) Effect of nitrogen on mechanical properties of porous titanium compacts prepared by powder sintering. *Materials Science Forum*, **III** (475-479), 2313–2316. DOI: <https://doi.org/10.4028/0-87849-960-1.2313>
 41. Torres, Y., Pavón, J.J., Nieto, I., Rodríguez, J.A. (2011) Conventional powder metallurgy process and characterization of porous titanium for biomedical applications. *Metallurgical and Materials Transactions B: Process Metallurgy and Materials Processing Science*, **4** (42), 891–900. DOI: <https://doi.org/10.1007/s11663-011-9521-6>
 42. Weng, F., Chen, C.Z., Yu, H.J. (2014) Research status of laser cladding on titanium and its alloys: A review. *Materials and Design*, **58**, 412–425. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2014.01.077>
 43. Mohseni, E., Zalnezhad, E., Bushroa, A.R. (2014) Comparative investigation on the adhesion of hydroxyapatite coating on Ti–6Al–4V implant: A review paper. *International Journal of Adhesion and Adhesives*, **48**, 238–257. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ijadhadh.2013.09.030>
 44. Christie, M.J. (2002) Clinical applications of trabecular metal. *American Journal of Orthopedics (Belle Mead, N.J.)*, **4**(31), 219–220. PubMed ID: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12008854>
 45. Levine, B.R., Sporer, S., Poggie R.A. et al. (2006) Experimental and clinical performance of porous tantalum in orthopedic surgery. *Biomaterials*, **27** (27), 4671–4681. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2006.04.041>
 46. Darwich, A., Nazha, H., Daoud, M. (2020) Effect of coating materials on the fatigue behavior of hip implants: A three-dimensional finite element analysis. *Journal of Applied and Computational Mechanics*, **2**, 284–295. DOI: <https://doi.org/10.22055/JACM.2019.30017.1659>
 47. Jemat, A., Ghazali, M.J., Razali, M., Otsuka, Y. (2015) Surface modifications and their effects on titanium dental implants. *BioMed Research International*, Article number 791725. DOI: <https://doi.org/10.1155/2015/791725>
 48. Sun, L. (2018) Thermal spray coatings on orthopedic devices: When and how the FDA reviews your coatings. *Journal of Thermal Spray Technology*, **8**(27), 1280–1290. DOI: <https://doi.org/10.1007/s11666-018-0759-2>
 49. Alontseva, D., Voinarovych, S., Ghassemich, E. et al. (2020) Manufacturing and characterisation of robot assisted microplasma multilayer coating of titanium implants: Biocompatible coatings for medical implants with improved density and crystallinity. *Johnson Matthey Technology Review*, **2** (64), 180–191. DOI: <https://doi.org/10.1595/205651320x15737283268284>
 50. Cizek, J., Matejicek, J. (2018) Medicine meets thermal spray technology: A review of patents. *Journal of Thermal Spray*

Technology, 8(27), 1251–1279. DOI: <https://doi.org/10.1007/s11666-018-0798-8>

49. Лясников В.Н., Лепилин А.В., Протасова Н.В. (2013) Научные основы разработки дентальных имплантатов. *Саратовский научно-медицинский журнал*, 3(9), 431–434.
Lyasnikov, V.N., Lepilin, A.V., Protasova, N.V. (2013) Scientific fundamentals of development of dental implants. *Saratovskii Nauchno-Meditsinskii Zhurnal*, 3(9), 431–434 [in Russian].
50. Borisov, Yu.S., Kislitsa, A.N., Vojnarovich, S.G. (2006) Peculiarities of the process of microplasma wire spraying. *The Paton Welding J.*, 4, 21–25.
51. Voinarovych, S.G., Alontseva, D.L., Kyslytsia, O.M. et al. (2022) Microplasma spraying of coatings using zirconium wire. *Ibid*, 9, 41–46. DOI: <https://doi.org/10.37434/tpwj2022.09.07>
52. Гайко Г.В., Панченко Л.М., Підгаєцький В.М. та ін. (2008) Вплив різних типів покриття для безцементного ендопротеза на клоногенну активність стовбурових стромальних клітин кісткового мозку хворих на остеоартроз кульшового суглоба в умовах in vitro (Експериментальне дослідження). *Вісник ортопедії, травматології та протезування*, 4(59), 5–11. DOI: <https://doi.org/10.37647/0132-2486-2018-59-4-5-11>
- Gaiko, G.V., Panchenko, L.M., Pidgaetskyi, V.M. et al. (2008) Influence of different types of coatings for cementless endoprosthesis on clonogenic activity of stem stromal cells of bone marrow in patients with hip osteoarthritis in vitro (Experimental investigation). *Visnyk Ortopedii, Travmatologii ta Protezuvanniya*, 4(59), 5–11 [in Ukrainian]. DOI: <https://doi.org/10.37647/0132-2486-2018-59-4-5-11>
53. Moltasov, A., Dyman, M., Kaliuzhnyi, S. et al. (2022) Dependence of the elasticity modulus of microplasma coatings made of titanium grade VT1-00 and zirconium grade KTC-110 on their porosity. *Series on Biomechanics*, 2(36), 142–153. DOI: <http://doi.org/10.7546/sb.36.2022.02.14>

METHODS TO PREVENT THE STRESS SHIELDING EFFECT IN IMPLANT-BODY SYSTEM (Review)

A.V. Moltasov¹, S.G. Voinarovych, M.M. Dyman¹, S.M. Kalyuzhnyi¹, S.V. Burburska²

¹E.O. Paton Electric Welding Institute of the NAS of Ukraine. 11 Kazymyr Malevych Str., 03150, Kyiv, Ukraine.

E-mail: office@paton.kiev.ua

²OSTEONIKA Limited Liability Company. 98 Striiska Str., 79026, Lviv, Ukraine. E-mail: ito3dlab@gmail.com

Statistical data of many national registers and medical societies show that aseptic instability of the hip joint prosthesis is one of the main obstacles in the path to application of orthopedic implants. One of the causes for aseptic instability is manifestation of stress shielding effect, which is due to mismatch of the moduli of elasticity of the implant and bone tissue. Methods are considered, which allow lowering the modulus of elasticity of the metal implant, bringing it closer to the respective modulus of elasticity of bone tissue. It is found that reaching the posed goal by replacement of the traditional metals, which are used for implant manufacture, by alloys with much lower modulus of elasticity, is a task, which has not been solved technologically in their mass production. The currently most common methods of lowering the modulus of elasticity of orthopedic implants were analyzed, and their advantages and short-comings are indicated. The most serious problem in mass application of advanced additive technologies in implant manufacture is their labour- and material consumption. It is found that application of surface modification technologies, in particular plasma methods of porous coating deposition is the most affordable and effective method of lowering the modulus of elasticity of the implant surface, contacting the bone, with a high probability of reduction of the stress shielding effect manifestation. 53 Ref., 8 Fig.

Keywords: orthopedic implant, titanium alloys, modulus of elasticity, porous coatings, surface modification

Надійшла до редакції 29.11.2022

ПЕРЕДПЛАТА 2023

Журнали	Вартість передплати на друковані версії журналів*, грн.			
	місяць	квартал	півроку	рік
«Автоматичне зварювання», видається з 1948 р., 12 випусків на рік. ISSN 0005-111X. Передплатний індекс 70031.	280	840	1680	3360
«Сучасна електрометалургія», видається з 1985 р., 4 випуски на рік. ISSN 2415-8445. Передплатний індекс 70693.	–	280	560	1120
«Технічна діагностика та неруйнівний контроль», видається з 1989 р., 4 випуски на рік. ISSN 0235-3474. Передплатний індекс 74475.	–	280	560	1120
«The Paton Welding Journal»**, видається з 2000 р., 12 випусків на рік. ISSN 0957-798X. Передплатний індекс 21971.	560	1680	3360	6720

*Вартість з урахуванням доставки рекомендованою бандероллю.

** Журнал «The Paton Welding Journal» містить статті, отримані від авторів з усього світу і вибірково переклади на англійську мову статей з журналів «Автоматичне зварювання», «Сучасна електрометалургія», «Технічна діагностика та неруйнівний контроль».

Передплату на журнали можна оформити по каталогах передплатних агенцій «УКРПОШТА», «Преса», «Прес Центр», «АС Медіа» та у видавництві. Передплата через видавництво з любого місяця на любой термін, в т.ч. на попередні періоди та окремі статті, починаючи з першого року видання.

Передплата на електронну версію журналів.

Вартість передплати на електронну версію журналів дорівнює вартості передплати на друковану версію. Випуски журналу надсилаються електронною поштою у форматі pdf або для IP-адреси комп'ютера передплатника надається доступ до відповідних архівів журналу.

Передплата через сайт видавництва:

<https://patonpublishinghouse.com/ukr/journals/as/subscription>, <https://patonpublishinghouse.com/ukr/journals/sem/subscription>

<https://patonpublishinghouse.com/ukr/journals/tdnk/subscription>, <https://patonpublishinghouse.com/eng/journals/tpwj/subscription>

На сайті видавництва у 2023 р. доступні для вільного копіювання випуски журналів з 2007 по 2021 рр.