

ПІДВИЩЕННЯ ДОВГОВІЧНОСТІ ТИТАНОВИХ ІМПЛАНТАТІВ ШЛЯХОМ МОДИФІКАЦІЇ ПОВЕРХНІ (Огляд)

Ю.А. Курапов, О.В. Горностай, С.Г. Войнарович, С.М. Калюжний

ІЕЗ ім. С.О. Патона НАН України. 03150, м. Київ, вул. Казимира Малевича, 11. E-mail: gornostai.o.v@gmail.com

У статті наведено результати системного аналізу літературних джерел, присвячених модифікації поверхні стоматологічних та ортопедичних імплантатів, виготовлених із титанових сплавів. Розглянуто різні варіанти модифікації поверхні титанових імплантатів для підвищення корозійної стійкості, зносостійкості, біосумісності, остеointegraційного потенціалу та антибактеріальної активності. Особливу увагу приділено покриттям на основі танталу, його оксидів (Ta_2O_5), нітридів (TaN) і карбідів (TaC), а також порівнянню функціональних властивостей Ta-, Nb- і Zr-вмісних покриттів і відповідних оксидних систем. Показано, що ефективність таких покриттів визначається не лише хімічним складом, а й методом нанесення, товщиною, фазовим складом, пористістю, адгезією до титанової підкладки та морфологією поверхні. Обґрунтовано перспективність створення багатоповітряних систем типу Ti/Ta/Ag(Cu), у яких танталовий або оксидно-танталовий шар виконує роль біосумісного, корозійностійкого та остеointegraційно сприятливого покриття, тоді як нанорозмірні шари срібла або міді забезпечують додаткову антибактеріальну функціональність. Окремо розглянуто доцільність застосування методів електронно-променевого осадження у вакуумі та мікроплазмового напilenня для модифікації різних функціональних зон ендо- та екзопротезів. Бібліогр. 34, рис. 3.

Ключові слова: тантал, нанопокриття, срібло, мідь, імплантати, електронно-променево осадження у вакуумі (EB-PVD), мікроплазмове напilenня (МППН)

Вступ. У міру старіння населення все частіше зустрічаються хронічні захворювання, такі як: вікові травми, остеоартрит і остеопороз. У зв'язку з цим прогнозується зростання кількості первинних операцій тотального ендопротезування кульшового суглоба, причому їхня кількість надалі збільшуватиметься разом зі старінням населення [1]. Пацієнти, які страждають на дефекти суглобів і кісток, зазнають значного погіршення стану здоров'я та якості життя. Пошкодження кісткової тканини, дегенеративні захворювання, зростання поширеності цукрового діабету, а також збільшення кількості людей із надмірною масою тіла внаслідок нездорового способу життя призводять до підвищення частки молодих пацієнтів із подібними патологіями.

Для лікування таких станів часто необхідне хірургічне втручання зі заміною ураженого суглоба відповідним імплантатом [2, 3] (рис. 1, а), а у випадках втрати кінцівки – встановлення остеointegroваних протезів (рис. 1, б). Такий анатомічний спосіб фіксації має суттєві переваги порівняно з традиційними технологіями, оскільки забезпечує надійне кріплення протеза до тіла без люфтів і пов'язаних із ними функціональних обмежень [4]. У зв'язку з цим актуальним є розроблення нових технічних рішень, спрямованих на підвищення довговічності імплантатів, покращення їхньої біо-

логічної сумісності та зниження ризику проведення повторних (ревізійних) оперативних втручань.

Водночас під час проектування остеointegroваних протезів необхідно враховувати, що різні ділянки імплантату висувають різні вимоги до характеристик поверхні. Основним завданням внутрішньокісткової частини імплантату є забезпечення ефективної остеointegraції, тобто формування міцного структурно-функціонального зв'язку між поверхнею імплантату та кістковою тканиною, а також досягнення стабільної первинної та вторинної фіксації. Для цього поверхня даної ділянки повинна мати розвинену мікро- та макротопографію та вирізнятися наявністю пористої структури. Згідно з літературними даними оптимальними для проростання кісткової тканини та кровоносних судин є пори розміром 100...400 мкм, що сприяє формуванню надійного кістково-імплантатного контакту та довготривалій фіксації імплантату [5].

Натомість частина імплантату, яка проходить крізь м'які тканини та виступає над поверхнею шкіри (дистальна частина), контактуючи із зовнішнім середовищем, повинна мати максимально гладку (дзеркальну) поверхню. Така поверхня дає змогу мінімізувати механічне подразнення навколишніх тканин під час руху, знизити адгезію мікроорганізмів і перешкоджати формуванню бактеріальних біоплівки. Додатково доцільним є надання цій ділянці антибактеріальних властивостей, що сприяє зменшенню ризику проникнення інфекції в зоні фіксації імплантату. Виконання за-

© Ю.А. Курапов, О.В. Горностай, С.Г. Войнарович, С.М. Калюжний, 2026

Ця стаття у відкритому доступі за ліцензією CC BY-NC-ND <https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>

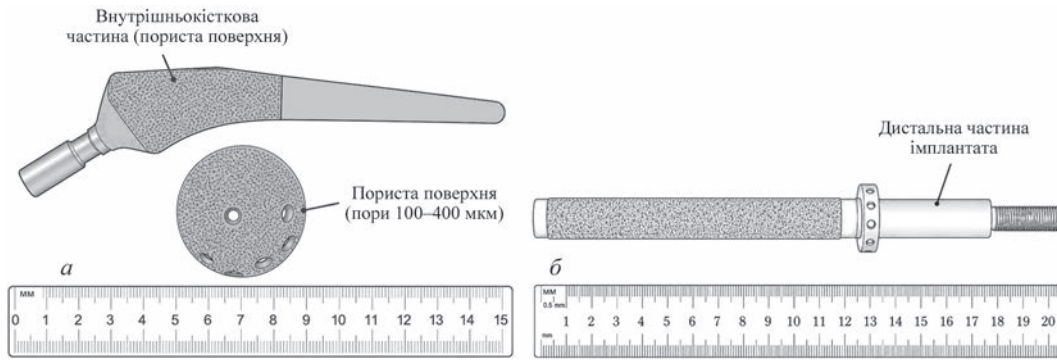


Рис. 1. Приклади медичних виробів із пористим покриттям: деталі ендопротеза кульшового суглоба (а), остеointегрований протез нижньої кінцівки (б)

значених вимог є одним із ключових чинників забезпечення успішного та тривалого функціонування остеointегрованих конструкцій.

Титан і його сплави є одними з основних матеріалів для виготовлення імплантатів і широко застосовуються для відновлення кісткової тканини завдяки своїм високим механічним характеристикам, біосумісності, структурній стабільності та здатності до остеointеграції [6, 7]. Вони становлять близько 70...80 % усіх ортопедичних матеріалів для імплантації [8]. Проте сплав Ti-6Al-4V має низку недоліків, зокрема високий коефіцієнт тертя та невідповідність модуля пружності порівняно з кістковою тканиною, що призводить до ефекту «екранування напружень». Унаслідок цього кістка недонавантажується, втрачає щільність, що може спричинити передчасне руйнування та втрату надійної фіксації імплантату [9]. Крім того, відносно низька зносостійкість матеріалу призводить до утворення значної кількості продуктів зносу, які можуть викликати запальні реакції та інші ускладнення в організмі [8, 10]. Додатковою проблемою є вивільнення легуючих елементів, таких як алюміній і ванадій, які можуть проявляти цитотоксичні властивості, викликати алергічні реакції та негативно впливати на клітини організму людини, ускладнюючи терапевтичне лікування [8, 11]. Таким чином, вихідні характеристики сплаву є недостатніми для повного задоволення зростаючих клінічних вимог. Серед основних проблем при використанні титанових імплантатів також залишається недостатня швидкість остеointеграції та ризик бактеріальних інфекцій, що може призвести до ускладнень і збільшення періоду загоєння. На сьогодні поширеною причиною виходу з ладу ендопротезів є асептичне розхитування та глибоке інфікування, на які в разі ендопротезування кульшового суглоба припадає 35,1 і 18,2 % ревізій відповідно, а для ендопротеза колінного суглоба – 18,3 і 21,6 % ревізій [12]. Тому вихідні характеристики титанових сплавів не повною мі-

рою відповідають сучасним клінічним вимогам, які постійно зростають у зв'язку з необхідністю підвищення біосумісності, довговічності та функціональної надійності імплантатів.

Сучасні дослідження зосереджені на поліпшенні властивостей імплантатів шляхом модифікації їхньої поверхні за допомогою біоактивних та антимікробних матеріалів [13]. Топографія поверхні імплантату є одним із визначальних чинників, що впливають на довговічність безцементних конструкцій. Вростання кісткової тканини відбувається переважно на пористих поверхнях, тому параметри пористості та характеристики пор відіграють ключову роль у регуляції клітинної поведінки та процесів остеогенезу [14]. Покриття, отримані шляхом модифікації поверхні імплантату, не тільки можуть ізолювати його від середовища експлуатації без шкоди для об'ємних властивостей, але й компенсувати недоліки, покращивши біосумісність, антибактеріальні властивості, змочуваність, модуль пружності, стійкість до зносу та корозії сплаву Ti-6Al-4V [8].

Мета роботи – аналіз сучасних матеріалознавчих підходів до модифікації поверхні титанових імплантатів покриттями на основі танталу та його сполук з урахуванням їхньої корозійної стійкості, механічної стабільності, біосумісності, остеointеграційного потенціалу та можливості поєднання з антибактеріальними нанорозмірними шарами срібла та міді. Окремо розглядається доцільність застосування методів електронно-променевого осадження у вакуумі та мікроплазмового напилення (МПН) для модифікації різних функціональних зон ендо- та екзопротезів.

На сьогодні широко застосовуються та вивчаються покриття з таких матеріалів, як: магній, титан, тантал, ніобій, цирконій, срібло, мідь, кальцій-фосфатні матеріали, серед них також із гідроксилапатиту. Покриття на основі гідроксилапатиту є одним із найпоширеніших, що використовується для модифікації поверхні імплантатів із

Ti-6Al-4V, та котрі здатні стимулювати процеси остеointegraції імплантатів із кістковою тканиною [8, 15]. Магній, як показали дослідження, також сприяє прискоренню остеointegraції та стимулює зростання кісткової тканини завдяки деградації та вивільненню іонів, що позитивно впливає на процеси регенерації [16]. Проте залишається не вирішеним питання контрольованої швидкості корозії магнієвих покриттів. Кальцій-фосфатні матеріали, завдяки своїй схожості з кістковою тканиною, забезпечують додаткову біоактивність і стимуляцію остеогенезу. На жаль, розтріскування, розшарування та низька міцність відносно більшості керамічних покриттів на руйнування є великою перешкодою для їхнього широкого застосування [17]. Срібло та мідь забезпечують антимікробний ефект, що значно зменшує ризик інфекцій після імплантації [18].

Окрему увагу привертають покриття на основі титану, танталу, ніобію та цирконію, які належать до групи високоінертних металів, здатних формувати стабільні пасивні оксидні плівки та забезпечувати покращення функціональних властивостей титанових імплантатів. Незважаючи на значну кількість досліджень, присвячених Ti-, Ta-, Nb- та Zr- покриттям і відповідним оксидним системам, питання вибору оптимального матеріалу для модифікації поверхні титанових імплантатів залишається дискусійним.

Серед широкого спектра характеристик, що визначають ефективність функціональних покриттів для медичного застосування, можна виділити три групи властивостей: корозійна та корозійно-ерозійна стійкість, механічні характеристики (зокрема твердість і зносостійкість), а також біологічна відповідь тканин, що визначається біосумісністю та остеointegraційним потенціалом поверхні.

У наукових джерелах, присвячених даній темі, наводять наступні показники: у [19] при випробуванні Ti, Ta і Zr у середовищі 10 мас. % HCl із частинками Al_2O_3 протягом 168 год було показано, що Ta і Zr практично не зазнавали зміни маси та шорсткості R. Для Ta змінилася лише Ra з 0,040 до 0,049 мкм, для Zr – з 0,153 до 0,170 мкм, тоді як для Ti – з 0,210 до 0,390 мкм. Втрата маси Ti становила 0,0131 г, тоді як для Ta лише 0,0016 г, а для Zr істотної втрати маси не зафіксовано. Це дозволяє розглядати Ta і Zr як більш стійкі за Ti [18]. Дані щодо Nb у системах Ti-Nb свідчать, що ніобій може суттєво підвищувати корозійну стійкість титанових матеріалів завдяки формуванню стабільної Nb_2O_5 -вмісної пасивної плівки. Зокрема у [20] показано, що Nb-покриття завтовшки

~18 мкм на Ti-6Al-4V у розчині Рінгера при 37 °C знижує густину корозійного струму з $1,36 \cdot 10^{-7}$ до $1,01 \cdot 10^{-8}$ А·см⁻², зміщує потенціал корозії у більш позитивну область (з -0,42 до -0,06 В) та забезпечує захисну ефективність ~92,57 %. Крім того, дослідження показало, що імпеданс Nb-покриття був приблизно на два порядки вищим, ніж у непокритого сплаву Ti-6Al-4V. Ці результати підтверджують, що Nb-покриття може виконувати функцію ефективного бар'єрного шару для титанових імплантатів.

Для оксидних покриттів також не спостерігається беззаперечної переваги за показниками корозійної стійкості. Так, у порівняльному дослідженні [6] покриття TiO_2 , Ta_2O_5 та Nb_2O_5 наносили на підкладки зі сплаву Ti-6Al-4V методом RF-sputtering. Усі покриття забезпечували підвищення корозійної стійкості порівняно з непокритим сплавом, проте найнижчу густину корозійного струму продемонструвало покриття TiO_2 ($5 \cdot 10^{-6}$ мА/см²), далі Ta_2O_5 ($8 \cdot 10^{-6}$ мА/см²) та Nb_2O_5 ($2,3 \cdot 10^{-5}$ мА/см²). Аналогічна тенденція спостерігалась і для поляризаційного опору ($TiO_2 > Ta_2O_5 > Nb_2O_5$). Разом із тим, наведені результати вирізняють конкретні покриття, отримані за визначених технологічних умов, і не можуть бути безпосередньо екстрапольовані на всі оксидні системи. Відомо, що на корозійну стійкість суттєво впливають не лише хімічна природа оксиду, а й товщина, щільність, пористість, фазовий склад, адгезія до підкладки та інші структурні характеристики покриття.

Наступною характеристикою, яка широко використовується для оцінки властивостей функціональних покриттів, є твердість. Для Ta_2O_5 у літературі наведено зростання твердості Ti-6Al-4V з 6,29 до 21,21 ГПа після нанесення реактивно-розпиленого Ta_2O_5 , для Nb_2O_5 – підвищення твердості Ti-6Al-4V на 54,8 %, а для TiO_2 – приблизно 4-кратне підвищення твердості залежно від технології. Для ZrO_2 -плівок, сформованих магнетронним розпиленням, у [21] отримали твердість 6,87...19,54 ГПа, причому найкращі механічні та електрохімічні властивості мав шар ZrO_2 , нанесений при зміщенні потенціалу – 75 В. Аналіз літературних даних свідчить, що твердість оксидних покриттів Ta_2O_5 , Nb_2O_5 та ZrO_2 значною мірою залежить від методу отримання та параметрів осадження. У різних дослідженнях максимальні значення твердості для Ta_2O_5 та ZrO_2 можуть перевищувати 20 ГПа, що не дозволяє однозначно зробити висновок щодо переваги за цим показником. Водночас усі три оксидні системи суттєво перевищують TiO_2 і непокритий титан за опором

пластичній деформації. Підвищення твердості покриття, як правило, сприяє зменшенню абразивного зношування та підвищенню опору локальній пластичній деформації. Однак реальна зносостійкість визначається комплексом факторів, серед яких важливу роль відіграють модуль пружності, в'язкість руйнування, адгезія покриття до підкладки та корозійна стійкість матеріалу в умовах експлуатації. Таким чином, оцінювання ефективності покриттів потребує комплексного підходу.

З практичної точки зору, одним із ключових критеріїв ефективності покриттів для імплантатів є їхня здатність забезпечувати сприятливу біологічну відповідь тканин, що визначається рівнем біосумісності та остеоінтеграційним потенціалом поверхні. У [6] за проліферацією клітин (MG-63) після п'яти діб порядок був наступний: TiO_2 – 4,38; Ta_2O_5 – 4,14; Nb_2O_5 – 4,05; Ti-6Al-4V – 3,89, тобто всі три оксидні покриття покращували біосумісність, але TiO_2 у цій системі показав найкращий результат. Водночас результати окремих досліджень, у яких TiO_2 демонструє найкращі показники короточасної проліферації клітин, не слід розглядати як доказ його універсальної переваги над Ta_2O_5 , Nb_2O_5 або ZrO_2 . Зокрема у [22] було проведено порівняльне дослідження магнетронно-розпиленних покриттів TiO_2 , ZrO_2 , Ta_2O_5 і Nb_2O_5 . Автори показали, що всі досліджені оксидні покриття є біосумісними, однак більша кількість клітин і проліферуючих клітин спостерігалась саме на Nb_2O_5 і Ta_2O_5 порівняно з TiO_2 і ZrO_2 . Крім того, Nb_2O_5 і Ta_2O_5 сприяли активнішому формуванню клітинної відповіді, необхідної для остеоінтеграції імплантатів, при довшому часі культивування. Це свідчить про те, що оцінка біологічної ефективності покриттів не може ґрунтуватися лише на показниках ранньої проліферації, оскільки для імплантатів принципове значення мають також адгезія клітин, остеогенне диференціювання, мінералізація та довготривала остеоінтеграція.

Аналіз літературних даних свідчить, що пряме порівняння корозійної стійкості, біосумісності та механічних властивостей (твердості) покриттів на основі Ta, Nb, Zr і Ti є складним завданням. Більшість опублікованих досліджень присвячені окремим типам покриттів і виконані за різних умов експерименту, із застосуванням різних методів нанесення, що призводить до суттєвих відмінностей у фазовому складі, морфології поверхні, пористості, товщині та ступеню кристалічності покриттів. Додатковим фактором є відмінності у методиках оцінювання корозійної стійкості, трибокорозійної поведінки, твердості та біологічної відповіді

клітин. Разом із тим, результати більшості досліджень узгоджено демонструють, що покриття на основі Ta, Nb і Zr забезпечують істотне підвищення корозійної стійкості, зносостійкості та біосумісності порівняно з непокритим титаном або титановими сплавами.

Водночас тантал вирізняється найвищою хімічною інертністю та доведеною експлуатаційною ефективністю в екстремально корозійних середовищах. Це пояснюється його наймасовішим, серед інших металів, застосуванням у хімічній промисловості та робить його особливо перспективним як бар'єрний проміжний шар для модифікації поверхні титанових імплантатів. Основним обмеженням Ta є не корозійна, а механічна складова – відносно низька твердість і можливість ерозійного пошкодження пасивної плівки при дії абразивних частинок або мікрорухів [17, 19]. Проте зазначені недоліки можуть бути компенсовані шляхом цілеспрямованої модифікації структури, морфології та фазового складу покриттів, зокрема завдяки формуванню оксидних, нітридних або карбідних фаз.

Тантал використовується в клінічній практиці з 1940 р. у широкому спектрі діагностичних та імплантативних застосувань, таких як: рентгенографічний маркер, судинні кліпси, ендоваскулярний стент, пластини для краніопластики, а також ортопедичні та стоматологічні імплантати, завдяки своїй чудовій біосумісності, високим механічним властивостям і корозійній стійкості завдяки своїй здатності до самопасивації [19, 23, 24]. Незважаючи на унікальне поєднання корозійної стійкості, біосумісності та остеокондуктивних властивостей Ta, виготовлення імплантатів повністю з цього металу пов'язане з високою вартістю матеріалу, значною густиною та технологічною складністю обробки. У зв'язку з цим перспективним підходом є формування Ta-покриттів на поверхні титанових виробів. Такий підхід дозволяє поєднати переваги титану – низьку густину, високу питому міцність, корозійну стійкість і можливість виготовлення складних індивідуалізованих конструкцій методами адитивного виробництва – з біологічними перевагами Ta, який безпосередньо контактує з навколишніми тканинами. Завдяки цьому Ta-покриття розглядаються як ефективна альтернатива монолітним імплантатам із танталу для ортопедичних і стоматологічних застосувань.

Основна увага більшості досліджень зосереджена на металевих танталових (Ta) покриттях, які забезпечують високу корозійну стійкість і біосумісність титанових імплантатів. Водночас активно вивчаються й похідні танталу, зокре-

ма оксид (Ta_2O_5), нітрид (TaN) і карбід (TaC), що дає змогу додатково регулювати твердість, модуль пружності, зносостійкість, електрофізичні характеристики, а також особливості взаємодії з біологічними тканинами. У зв'язку із суттєвими відмінностями у структурі та механізмах формування властивостей кожен із зазначених типів покриттів доцільно розглядати окремо [7].

Для металевих Ta основною перевагою є поєднання високої корозійної стійкості та сприятливої біологічної відповіді. Дослідження формування танталових покриттів методом МПН на титанових поверхнях [25] показало, що танталові покриття мали вищу корозійну стійкість порівняно з обробленим титановим сплавом. Важливо, що в цій роботі Ta -покриття мало пористу структуру, яка потенційно сприяє вrostанню кісткової тканини, а адгезійна міцність покриття з основою становила близько 28 МПа, що перевищує мінімальні вимоги ISO для титанових покриттів на металевих імплантатах.

Нітрид танталу TaN має інший функціональний акцент. Його головна перевага – суттєве підвищення твердості та зносостійкості поверхні. У [7] TaN -плівки, отримані магнетронним розпиленням на Ti-6Al-4V , мали твердість близько 19,7 ГПа і модуль пружності 254,4 ГПа, що істотно перевищує показники непокритого Ti-6Al-4V . При цьому TaN не погіршував біосумісність, навпаки, покриття покращувало адгезію, проліферацію та остеогенну диференціацію клітин. Інше дослідження TaN -декорованого титану також показало значне зростання твердості поверхні та покращення стійкості до мікробіологічно індукованої корозії, що є важливим для стоматологічних і ортопедичних імплантатів [26].

Карбід танталу TaC належить до твердих керамічних матеріалів, тому його використання на Ti-6Al-4V є перспективним передусім для підвищення стійкості до зношування, зменшення іонної дифузії та покращення захисних властивостей поверхні. Для TaC у біомедичному напрямі наразі доступно менше робіт, ніж для Ta або Ta_2O_5 . У [27] TaC -покриття, нанесене методом фізичного осадження з парової фази електронним пучком на Ti-6Al-4V , підвищило корозійну стійкість, зменшило іонне вивільнення та забезпечило поверхні придатність для адгезії та зростання клітин.

Таким чином, металевий тантал (Ta) є найбільш збалансованим матеріалом з точки зору біосумісності, корозійної стійкості та остеointegraційного потенціалу. Оксид танталу (Ta_2O_5) є хімічно стабільною формою, що забезпечує високу цитосумісність і може покращувати клітинну відповідь.

Нітрид танталу (TaN) має переваги у випадках, коли необхідно суттєво підвищити твердість і зносостійкість без втрати біосумісності. Карбід танталу (TaC) є перспективним для підвищення механічної та корозійної стабільності.

Отже, вибір між Ta , Ta_2O_5 , TaN і TaC повинен визначатися не лише хімічним складом покриття, а й конкретною клінічною задачею, методом нанесення, товщиною шару, пористістю, фазовим складом, адгезією до титанової підкладки, а також характером взаємодії поверхні з клітинами та біологічним середовищем.

Фазовий склад є одним із ключових факторів, що визначає функціональні властивості Ta -покриттів, а саме: їхню механічну поведінку, електричні характеристики та довговічність у біомедичних застосуваннях. Для тонких Ta -покриттів характерним є формування двох кристалічних модифікацій – стабільної об'ємно-центрованої кубічної α -фази ($\alpha\text{-Ta}$) та метастабільної тетрагональної β -фази ($\beta\text{-Ta}$). Ці фази суттєво відрізняються за фізико-механічними та електрофізичними характеристиками. Фаза $\alpha\text{-Ta}$ вирізняється високою пластичністю, низьким питомим електричним опором і високими корозійними властивостями, тоді як $\beta\text{-Ta}$ є твердішою, крихкішою фазою з підвищеним питомим опором [28, 29]. У тонкоплівкових системах α - та β -фази можуть співіснувати одночасно, а їхнє співвідношення значною мірою визначається умовами осадження та товщиною покриття. У [28] за допомогою методу магнетронного розпилення були отримані тонкі плівки Ta на кремнієвих підкладках. Аналіз отриманих покриттів показав, що зі збільшенням товщини танталової плівки відбувається поступовий перехід від $\beta\text{-Ta}$ до $\alpha\text{-Ta}$, тоді як високий вміст $\alpha\text{-Ta}$ супроводжується зниженням питомого опору до 58,9...86,1 мкОм·см і може сприяти зростанню залишкових напружень стиску в покритті [28]. За допомогою контролю питомого опору тонкоплівочного Ta -покриття можна визначати вміст тієї чи іншої фази й відповідно визначати механічні характеристики танталових покриттів (адгезію, залишкові напруження).

Для нанесення Ta -покриттів на титанові імплантати застосовують як фізичні, так і хімічні методи осадження. До найпоширеніших належать магнетронне розпилення (magnetron sputtering), вакуумно-дугове осадження (cathodic arc deposition), електронно-променеве осадження у вакуумі, плазмове напилення, хімічне осадження з газової фази, електролітичне осадження та плазмоелектролітичне окиснення. Аналіз літературних джерел свідчить, що останніми роками найбільшу увагу

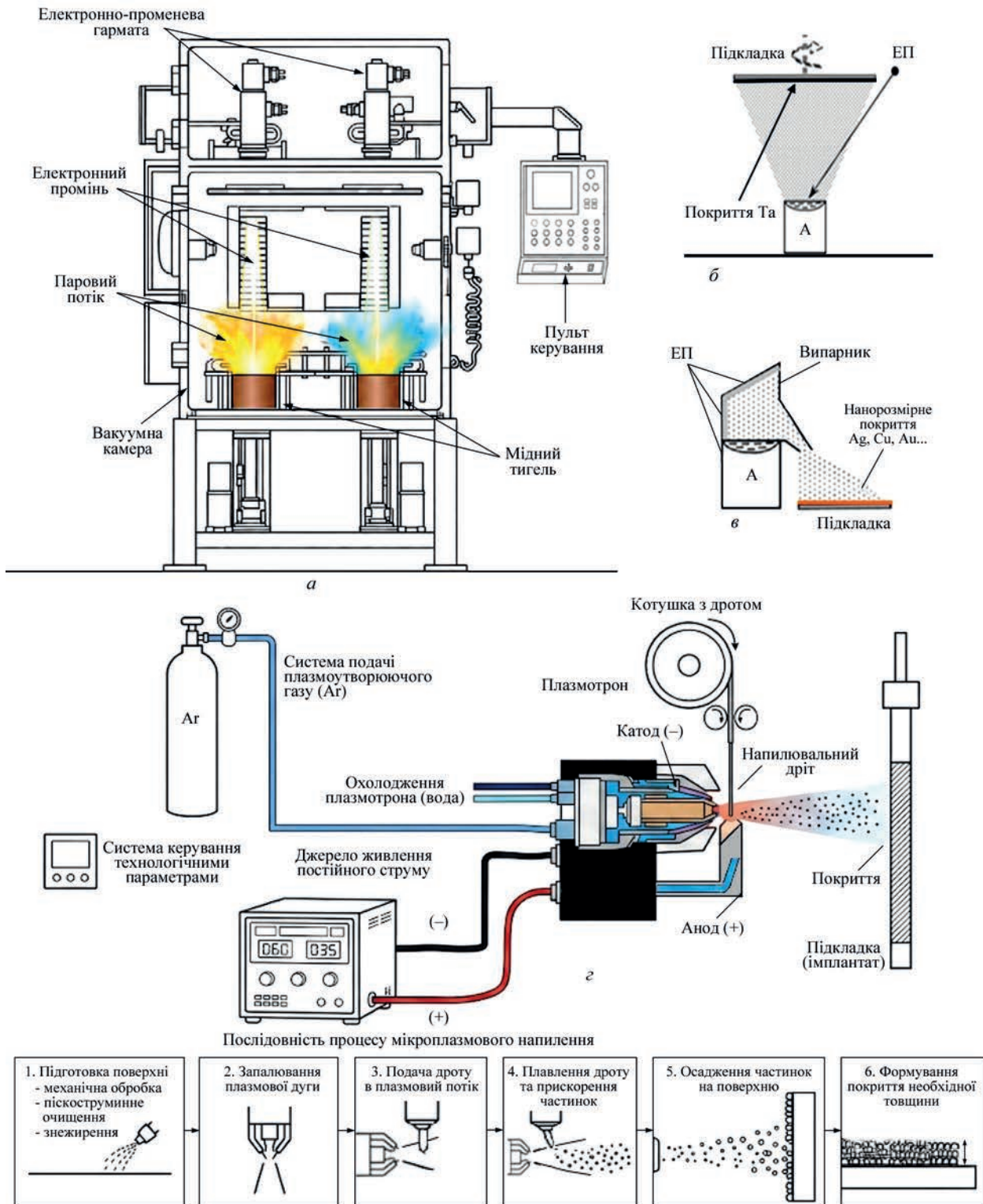


Рис. 2. Технологічні схеми модифікації поверхонь імплантів покриттями: *а* – загальна технологічна схема процесу електронно-променевого осадження у вакуумі; *б* – схема нанесення танталових покриттів із використанням тигля; *в* – схема нанесення нанорозмірних покриттів Ag і Cu із використанням випаровувача з направленим паровим потоком; *г* – нанесення Ta методом МПН

дослідників привертають саме фізичні методи осадження, які дозволяють формувати тонкі або товсті функціональні шари Ta з контрольованою товщиною, морфологією та фазовим складом. Крім того, такі технології забезпечують високу чистоту покриття та задовільну адгезію до титанової під-

кладки, що є важливим для довготривалої роботи імплантів у біологічному середовищі [30, 31].

Серед фізичних методів формування танталових покриттів найбільшого поширення набули магнетронне розпилення, вакуумно-плазмове напилення та різні різновиди фізичного осадження

з парової фази. Метод електронно-променевого осадження у вакуумі (ЕВ-PVD) (рис. 2, а) шляхом випаровування із тигля широко застосовується для формування тонких танталових плівок (рис. 2, б) завтовшки від сотень нанометрів до кількох мікрометрів. У випадку нанорозмірних покриттів із наночастинками розміром до 100 нм використовують випарник із направленим паровим потоком (рис. 2, в), який забезпечує контрольований перенос матеріалу та формування покриттів, модифікованих наночастинками срібла (Ag), міді (Cu), золота (Au), паладію (Pd) або цинку (Zn) [32, 33].

Для отримання більш товстих і пористих покриттів перспективними є методи плазово-дугового напилення, зокрема МПН (рис. 2, г), який забезпечує високу адгезійну міцність покриття до підкладки та формування розвиненої поверхні, сприятливої для остеоінтеграції [25]. Загалом вибір технології нанесення визначається вимогами до товщини та пористості покриття, його механічних властивостей, а також функціонального призначення імплантату [30–34].

Спостерігається тенденція до розроблення та застосування багат шарових покриттів (рис. 3), здатних одночасно вирішувати декілька завдань: підвищення корозійної стійкості імплантату, стимулювання остеоінтеграції та запобігання розвитку бактеріальної інфекції. У цьому контексті пріоритетними є танталові та оксидно-танталові покриття, які поєднують високу біосумісність, хімічну стабільність і здатність стимулювати формування нової кісткової тканини. Зокрема дослідження пористих Та-покриттів, отриманих методом МПН та вакуумно-плазового напилення, показали покращення адгезії, проліферації та остеогенної диференціації клітин, а також прискорення процесів остеоінтеграції порівняно з непокритими титановими поверхнями [7, 25].

У той же час, для вирішення проблеми післяопераційної інфекції активно досліджуються поверхні, модифіковані Ag, або Cu, які забезпечують тривалий антибактеріальний ефект без суттєвого погіршення біосумісності. З огляду на це, перспективним напрямом є створення комбінованих покриттів, у яких танталовий або оксидно-танталовий шар виконує роль біосумісної та корозійностійкої основи, тоді як поверхневий нанорозмірний шар Ag або Cu забезпечує антимікробний захист (рис. 3).

Тому перспективним напрямом досліджень є розроблення комбінованих покриттів, що передбачають використання різних технологій осадження для їхнього формування на функціонально різ-

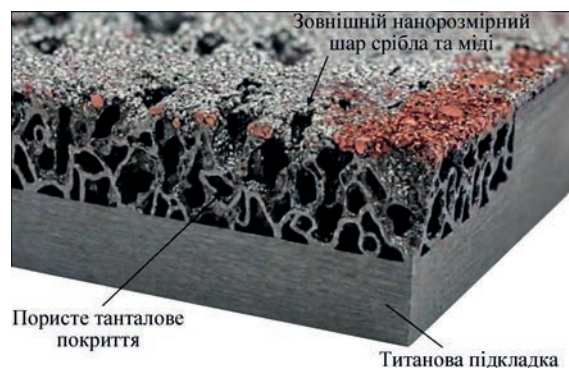


Рис. 3. Двошарові покриття – титанова підкладка, проміжний танталовий підшар та верхній нанорозмірний шар срібла та міді

них зонах імплантату. Так, на ділянках виробу, що контактують із кістковою тканиною, доцільним є формування пористих Та-покриттів методом МПН, який забезпечує ефективне розпилення тугоплавкого матеріалу та формування розвиненої поверхні, сприятливої для остеоінтеграції. Для зовнішніх елементів ендо- або екзопротезів перспективним є використання щільних покриттів Та або Ta_2O_5 , отриманих методами фізичного осадження з парової фази, зокрема ЕВ-PVD, що дозволяє підвищити корозійно-ерозійну стійкість, твердість поверхні та потенційно збільшити термін експлуатації виробу.

Таким чином, поєднання танталових та антибактеріальних шарів можна розглядати як один із найбільш перспективних напрямів розвитку функціональних покриттів для імплантатів нового покоління.

Висновки

1. Аналіз сучасних літературних даних свідчить, що модифікація поверхні титанових імплантатів є одним із ключових напрямів підвищення їхньої довговічності, біосумісності та функціональної надійності. Покриття на основі танталу, ніобію, цирконію та їхніх оксидів здатні суттєво покращувати корозійну стійкість, механічну стабільність і біологічну відповідь титанових підкладок. Ефективність таких покриттів значною мірою визначається технологічними параметрами їхнього формування, зокрема: методом нанесення, фазовим складом, товщиною, пористістю, морфологією поверхні та адгезійними характеристиками.

2. Танталові покриття є одними з найперспективніших для модифікації титанових імплантатів завдяки поєднанню високої хімічної інертності, корозійної стійкості, біосумісності та вираженого остеоінтеграційного потенціалу. Використання танталу у вигляді покриття дозволяє ефективно поєднати конструкційні переваги титану з біологічними властивостями танталової поверхні, уни-

каючи обмежень, притаманних масивним танталовим виробам, таких як: висока густина, значна вартість і складність механічної обробки.

3. Перспективним напрямом розвитку імплантатів із функціональними поверхнями є створення багат шарових функціональних систем типу Ti/Ta/Ag(Cu), у яких танталовий або оксидно-танталовий шар виконує бар'єрну, корозійностійку та остеointegraційну функції, тоді як нанорозмірні шари срібла або міді забезпечують антибактеріальний ефект. Для ділянок імплантатів, що безпосередньо контактують із кістковою тканиною, доцільним є застосування пористих танталових покриттів, тоді як для зовнішніх або навантажених функціональних зон перспективними є щільні покриття Ta або Ta₂O₅ завтовшки 500 нм...2 мкм, отримані методами фізичного осадження з парової фази, зокрема електронно-променевого осадження у вакуумі (EB-PVD).

Опубліковані результати були отримані в межах реалізації проєкту «Інноваційні біосумісні покриття з підвищеними експлуатаційними характеристиками для ортопедичних імплантатів, адаптованих до сучасних потреб військової та цивільної медицини, та комплекс технологій їх нанесення» за грантової підтримки Національного фонду досліджень України в межах конкурсу «Передова наука в Україні 2026-2028» згідно з договором № 27.07/0404 від 02.03.2026 р.

Під час підготовки цього рукопису було використано інструмент ШІ (ChatGPT) для візуалізації схеми 2-х шарового біосумісного покриття на рис. 3. Автори підтверджують достовірність і перевіреність усіх поданих даних і висновків.

Список літератури/References

1. Pabinger, C., Lothaller, H., Portner, N., Geissler, A. (2018) Projections of hip arthroplasty in OECD countries up to 2050. *HIP Intern.*, 28(5), 498–506. DOI: <https://doi.org/10.1177/1120700018757940>
2. Wang, W., Yeung, K.W.K. (2017) Bone grafts and biomaterials substitutes for bone defect repair: A review. *Bioactive Mater.*, 2(4), 224–247. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.bioactmat.2017.05.007>
3. Galloway, R., Monnington, K., Moss, R. et al. (2024) Satisfaction rates, function, and return to activity following young adult total hip arthroplasty. *Bone & Joint Open*, 5(4), 304–311. DOI: <https://doi.org/10.1302/2633-1462.54.BJO-2024-0005.R1>
4. Abbas, S.M., Takhakh, A.M., Chiad, J.S. (2023) Review of exploring the future of prosthetics using osseointegration technology. *Al-Nahrain J. for Eng. Sci.*, 26(3), 186–197. DOI: <https://doi.org/10.29194/njes.26030186>
5. Nobles, K., Janorkar, A.V., Roach, M.D. et al. (2024) In vitro evaluation of optimized PEEK surfaces for enhanced osseointegration. *Coatings*, 14(5), 518. DOI: <https://doi.org/10.3390/coatings14050518>
6. Li, H., Ding, Y., Hu, X. et al. (2024) A comparative study of TiO₂, Ta₂O₅ and Nb₂O₅ coated Ti6Al4V titanium alloy for biomedical applications. *Ceramics Intern.*, 50(23(B)), 50444–50453. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2024.09.390>
7. Li, R., Qin, Y., Liu, G. et al. (2017) Tantalum nitride coatings prepared by magnetron sputtering to improve the bioactivity and osteogenic activity for titanium alloy implants. *RSC Adv.*, 7(87), 55408–55417. DOI: <https://doi.org/10.1039/c7ra09032c>
8. Ronoh, K., Mwema, F., Dabees, S., Sobola, D. (2022) Advances in sustainable grinding of different types of the titanium biomaterials for medical applications: A review. *Biomed. Eng. Adv.*, 100047. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.bea.2022.100047>
9. Vajapey, S.P., Shah, V.M., Li, M., Estok, D.M. (2025) Cementless fixation in total joint arthroplasty: Factors impacting osseointegration. *J. of Clinical Orthopaedics and Trauma*, 61, 102871. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jcot.2024.102871>
10. Song, J., Liu, T., Shi, H. et al. (2017) Time-frequency analysis of the tribological behaviors of Ti6Al4V alloy under a dry sliding condition. *J. of Alloys and Compounds*, 724, 752–762. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2017.07.097>
11. Chen, X., Chen, S., Liang, L. et al. (2018) Electrochemical behaviour of EPD synthesized graphene coating on titanium alloys for orthopedic implant application. *Proc. CIRP*, 71, 322–328. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.procir.2018.05.035>
12. Hauer, G., Rasic, L., Klim, S. et al. (2024) Septic complications are on the rise and aseptic loosening has decreased in total joint arthroplasty: An updated complication based analysis using worldwide arthroplasty registers. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 144, 5199–5204. DOI: <https://doi.org/10.1007/s00402-024-05379-2>
13. Janson, O., Gururaj, S., Pujari-Palmer, S. et al. (2019). Titanium surface modification to enhance antibacterial and bioactive properties while retaining biocompatibility. *Mater. Sci. and Eng.: C*, 96, 272–279. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.msec.2018.11.021>
14. Badhe, R.V., Akinfosile, O., Bijukumar, D. et al. (2021) Systemic toxicity eliciting metal ion levels from metallic implants and orthopedic devices – A mini review. *Toxicology Letters*, 350, 213–224. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.toxlet.2021.07.004>
15. Chudinova, E.A., Surmeneva, M.A., Timin, A.S. et al. (2019) Adhesion, proliferation, and osteogenic differentiation of human mesenchymal stem cells on additively manufactured Ti6Al4V alloy scaffolds modified with calcium phosphate nanoparticles. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, 176, 130–139. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.colsurfb.2018.12.047>
16. Wang, S., Zhao, X., Hsu, Y. et al. (2023) Surface modification of titanium implants with Mg-containing coatings to promote osseointegration. *Acta Biomater.*, 169, 19–44. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2023.07.048>
17. Balla, V.K., Banerjee, S., Bose, S., Bandyopadhyay, A. (2010) Direct laser processing of a tantalum coating on titanium for bone replacement structures. *Acta Biomater.*, 6(6), 2329–2334. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2009.11.021>
18. Van Hengel, I.A.J., Tierolf, M.W.A.M., Valerio, V.P.M. et al. (2020) Self-defending additively manufactured bone implants bearing silver and copper nanoparticles. *J. of Mater. Chem. B*, 8(8), 1589–1602. DOI: <https://doi.org/10.1039/c9tb02434d>
19. Bermúdez, M.-D., Carrión, F.J., Martínez-Nicolás, G., López, R. (2005) Erosion–corrosion of stainless steels, titanium, tantalum and zirconium. *Wear*, 258(1–4), 693–700. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.wear.2004.09.023>
20. Shi, K., Zhang, Y., Zhang, J., Xie, Z. (2019) Electrochemical properties of niobium coating for biomedical application. *Coatings*, 9(9), 546. DOI: <https://doi.org/10.3390/coatings9090546>
21. Zegtouf, H., Saoula, N., Azibi, M. et al. (2019) A study of properties of ZrO₂ thin films deposited by magnetron sputtering under different plasma parameters: Biomedical application. *J. of Electrical Eng.*, 70(7), 117–121. DOI: <https://doi.org/10.2478/jee-2019-0052>
22. Fernández-Lizárraga, M., García-López, J., Rodil, S.E. et al. (2022) Evaluation of the biocompatibility and osteogenic properties of metal oxide coatings applied by magnetron sputtering as potential biofunctional surface modifications

- for orthopedic implants. *Mater.*, 15(15), 5240. DOI: <https://doi.org/10.3390/ma15155240>
23. Li, X., Wang, L., Yu, X. et al. (2013) Tantalum coating on porous Ti6Al4V scaffold using chemical vapor deposition and preliminary biological evaluation. *Mater. Sci. Eng.: C*, 33(5), 2987–2994. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.msec.2013.03.027>
 24. Aimone, P., Hinshaw, E. (2001) Tantalum materials in the CPI for the next millennium. In: *Corrosion 2001, 11-16 March 2001, Houston, TX. NACE Intern.*, C2001–01330. DOI: <https://doi.org/10.5006/C2001-01330>
 25. Alontseva, D., Safarova (Yantsen), Y., Voinarovych, S. et al. (2024) Biocompatibility and corrosion of microplasma-sprayed titanium and tantalum coatings versus titanium alloy. *Coatings*, 14(2), 206. DOI: <https://doi.org/10.3390/coatings14020206>
 26. Zhang, Y., Zheng, Y., Li, Y. et al. (2015) Tantalum nitride-decorated titanium with enhanced resistance to micro-biologically induced corrosion and mechanical property for dental application. *Plos One*, 10(6), e0130774. DOI: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0130774>
 27. Esmacili, M.M., Mahmoodi, M., Imani, R. (2017) Tantalum carbide coating on Ti-6Al-4V by electron beam physical vapor deposition method: Study of corrosion and biocompatibility behavior. *Intern. J. of Applied Ceramic Technol.*, 14(3), 374–382. DOI: <https://doi.org/10.1111/ijac.12658>
 28. Latif, R., Jaafar, M.F., Aziz, M.F. et al. (2020) Influence of tantalum's crystal phase growth on the microstructural, electrical and mechanical properties of sputter-deposited tantalum thin film layer. *Intern. J. of Refract. Metal. Hard Mater.*, 92, 105314. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jrmhm.2020.105314>
 29. Ellis, E.A.I., Chmielus, M., Baker, S.P. (2018) Effect of sputter pressure on Ta thin films: Beta phase formation, texture, and stresses. *Acta Mater.*, 150, 317–326. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.actamat.2018.02.050>
 30. Xiong, D., Lin, N., Hao, Y. et al. (2025) Research progress on preparation techniques, properties, and applications of tantalum (Ta) coatings: A review. *Mater. Today Communications*, 47, 113196. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.mtcomm.2025.113196>
 31. Li, J., Gong, Y., Xue, Y. et al. (2025) Magnetron sputtering to enhance bone integration of tantalum-coated titanium implants: an in vitro and in vivo analysis. *BMC Biotechnol.*, 25, 94. DOI: <https://doi.org/10.1186/s12896-025-01032-x>
 32. Movchan, B.A., Yakovchuk, K.Yu. (2012) *Device and method of electron beam evaporation and directed deposition of vapor flow on substrate in vacuum*. Pat. UA 98085, a2011 06568, publ. 10.04.2012 [in Ukrainian].
 33. Khokhlov, M., Gornostai, O., Maksymchuk, I. et al. (2025) Magnesium-based alloys with functional silver and copper nanocoatings obtained by EB-PVD method for orthopedic applications. In: *Proc. of 15th Int. Conf. on Nanomaterials: Appl. & Prop. (NAP), Bratislava, Slovakia, 2025, NRA13-I-NRA13-5*. DOI: <https://doi.org/10.1109/NAP68437.2025.11216241>
 34. Kuo, T.-Y., Chin, W.-H., Chien, C.-S., Hsieh, Y.-H. (2019) Mechanical and biological properties of graded porous tantalum coatings deposited on titanium alloy implants by vacuum plasma spraying. *Surface and Coatings Technol.*, 372, 399–409. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2019.05.003>

SURFACE MODIFICATION OF TITANIUM IMPLANTS AS A KEY APPROACH TO ENHANCING THEIR LONGEVITY (Review)

Yu.A. Kurapov, O.V. Gornostai, S.G. Voinarovych, S.M. Kaliuzhnyi

I.E.O. Paton Electric Welding Institute of the NAS of Ukraine. 11 Kazymyr Malevych Str., 03150, Kyiv, Ukraine. E-mail: gornostai.o.v@gmail.com

The paper presents the results of a systematic analysis of the scientific literature devoted to the surface modification of dental and orthopedic implants manufactured from titanium alloys. Various approaches to surface modification of titanium implants aimed at improving corrosion resistance, wear resistance, biocompatibility, osteointegration potential, and antibacterial activity are reviewed. Particular attention is paid to coatings based on tantalum, tantalum oxide (Ta₂O₅), tantalum nitride (TaN), and tantalum carbide (TaC), as well as to a comparative analysis of the functional properties of Ta-, Nb-, and Zr-containing coatings and their corresponding oxide systems. It is shown that the performance of such coatings is determined not only by their chemical composition but also by the deposition method, coating thickness, phase composition, porosity, adhesion to the titanium substrate, and surface morphology. The prospects for developing multilayer Ti/Ta/Ag(Cu) coating systems are substantiated, in which the tantalum or tantalum oxide layer serves as a biocompatible, corrosion-resistant, and osteointegration-promoting coating, while nanoscale silver or copper layers provide additional antibacterial functionality. The applicability of electron beam physical vapor deposition (EB-PVD) and microplasma spraying (MPS) for the modification of different functional regions of endo-exoprostheses is also discussed. 34 Ref., 3 Fig.

Keywords: tantalum, nanocoatings, silver, copper, implants, electron beam physical vapor deposition (EB-PVD), microplasma spraying (MPS)

ORCID

Ю.А. Курапов – <https://orcid.org/0000-0003-3460-1712>, О.В. Горностай – <https://orcid.org/0000-0003-4961-7397>, С.Г. Войнарович – <https://orcid.org/0000-0002-4329-9255>, С.М. Калюжний – <https://orcid.org/0000-0002-8132-3930>

КОНФЛІКТ ІНТЕРЕСІВ

Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів

АВТОР ДЛЯ ЛІСТУВАННЯ

О.В. Горностай

ІЕЗ ім. Є.О. Патона НАН України. 03150, м. Київ, вул. Казимира Малевича, 11. E-mail: gornostai.o.v@gmail.com

РЕКОМЕНДОВАНЕ ЦИТУВАННЯ

Ю.А. Курапов, О.В. Горностай, С.Г. Войнарович, С.М. Калюжний (2026) Підвищення довговічності титанових імплантатів шляхом модифікації поверхні (Огляд). *Автоматичне зварювання*, 05, 30–38. DOI: <https://doi.org/10.37434/as2026.05.04>

ГОЛОВНА СТОРІНКА ЖУРНАЛУ

<https://patonpublishinghouse.com/ukr/journals/as>

Отримано 02.07.2026

Отримано у переглянутому вигляді 08.09.2026

Підписано до друку 30.09.2026

Оприлюднено 20.10.2026