

УДК 621.793.7

Сергій Калюжний, к.т.н., с.д., Сергій Войнарович, к.т.н., с.н.с.,

Олександр Кислиця к.т.н., с.д., Людмила Малахова

Інститут електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України, м. Київ, Україна

ЗАКОНОМІРНОСТІ ФОРМУВАННЯ ДИСПЕРГОВАНИХ ЧАСТИНОК ТАНТАЛОВОГО ДРОТУ В ПРОЦЕСІ МІКРОПЛАЗМОВОГО НАПИЛЕННЯ

Анотація. У роботі досліджено формування диспергованих частинок танталового дроту при мікроплазмовому напиленні. Показано, що розмір частинок ($101 \pm 20 - 282 \pm 58$ мкм) визначається насамперед силою струму та швидкістю подачі дроту. Отримано регресійну залежність, яка дозволяє прогнозувати та керувати розміром частинок.

Ключові слова: мікроплазмове напилення, біосумісне покриття, танталовий дріт

**S. Kaliuzhnyi Ph.D., Senior Researcher, S. Voinarovych, Ph.D., Senior Research Fellow,
O. Kyslytsia Ph.D., Senior Researcher, L. Malakhova**

REGULARITIES OF THE FORMATION OF DISPERSED PARTICLES OF TANTALUM WIRE IN THE PROCESS OF MICROPLASMA SPRAYING

Abstract. The study investigates the formation of dispersed tantalum wire particles during microplasma spraying. It is shown that the particle size (101 ± 20 to 282 ± 58 μm) is mainly determined by the arc current and the wire feed rate. A regression relationship was obtained that enables prediction and control of particle size.

Keywords: microplasma spraying, biocompatible coating, tantalum wire

Дефекти кісткової тканини залишаються однією з найпоширеніших і складних клінічних проблем сучасної ортопедії та травматології. У випадках, коли розміри дефекту перевищують природний регенераційний потенціал організму, самовідновлення кісткової тканини є неможливим, що обумовлює необхідність застосування імплантатів.

На сьогодні найбільш поширеними є імплантати із титанових сплавів, що зумовлено їхніми високими механічними характеристиками та задовільною біосумісністю. Водночас у науковій літературі наявні дані щодо потенційного негативного впливу іонів, які можуть вивільнятися з таких матеріалів у фізіологічному середовищі [1]. У зв'язку з цим зростає інтерес до альтернативних матеріалів, зокрема танталу, який характеризується високою корозійною стійкістю, біоінертністю та здатністю до ефективної остеointegraції [2].

Відомо, що ефективність остеointegraції значною мірою визначається характеристиками поверхні імплантату [3]. Використання функціональних покриттів із керованою морфологією та заданими фізико-хімічними властивостями суттєво розширює можливості регулювання взаємодії імплантату з біологічним середовищем порівняно з немодифікованими матеріалами [4]. Ключовими параметрами при цьому є шорсткість, пористість та розмір пор, які безпосередньо впливають на адгезію клітин, їх проліферацію та диференціацію, а також на перебіг процесів остеогенезу [5].

Для досягнення необхідних властивостей широко застосовують модифікування поверхні, зокрема шляхом нанесення функціональних покриттів. Серед методів формування таких покриттів провідне місце займають газотермічні технології завдяки високій продуктивності та відносній простоті реалізації. Зокрема, мікроплазмове напилення (МПН) зарекомендувало себе як перспективний метод отримання біосумісних покриттів на основі титану та цирконію, що дозволяє формувати їх із керованою пористістю та морфологією поверхні [6]. Суттєвий вплив на формування

структури покриттів, отриманих методами газотермічного напилення, мають параметри технологічного процесу, а також характеристики вихідного матеріалу, зокрема розмір диспергованих частинок [7]. Зменшення розміру частинок, як правило, сприяє формуванню більш щільних, однорідних і гладких покриттів, тоді як збільшення їх розміру призводить до зростання пористості, зміни мікроструктури та, відповідно, механічних і біологічних властивостей покриттів [8]. Отже, контроль та прогнозування розміру частинок є важливим інструментом керування структурно-функціональними характеристиками покриттів, зокрема рівнем пористості та геометрією порового простору.

Тому метою даної роботи є дослідження розміру танталових частинок, що утворюються безпосередньо під час диспергування дроту в умовах МПН покриттів, а також аналіз впливу технологічних параметрів процесу на їх формування для подальшого керування структурою та властивостями покриттів.

Розробка методології дослідження була здійснена із застосуванням методу математичного планування експерименту відповідно до дробового факторного плану типу $2^4 - 1$ (табл. 1). Досліджуваними технологічними параметрами режиму МПН, на зміну розміру частинок танталового дроту, були: сили струму (I , А), витрати плазмоутворюючого газу ($Q_{пл}$, л/год), дистанції напилення (H , мм) та швидкості подачі дроту ($V_{др}$, м/с).

Таблиця 1 – Матриця для дослідження впливу параметрів режиму мікроплазмового напилення на розмір часток при диспергуванні дроту танталу.

№ експерименту (режиму напилення)	Сила струму I , А	Витрата плазмоутворюючого газу $Q_{пл}$, л/год	Дистанція напилення H , мм	Швидкість подачі дроту $V_{др}$, м/с
1	40	300	100	0,06
2	40	300	40	0,04
3	40	200	100	0,04
4	40	200	40	0,06
5	20	300	100	0,04
6	20	300	40	0,06
7	20	200	100	0,06
8	20	200	40	0,04

Аналіз зовнішнього вигляду диспергованих частинок Та-дроту показав, що їх переважна кількість має форму подібну сфері з різним розміром в діаметрі (рис. 1).

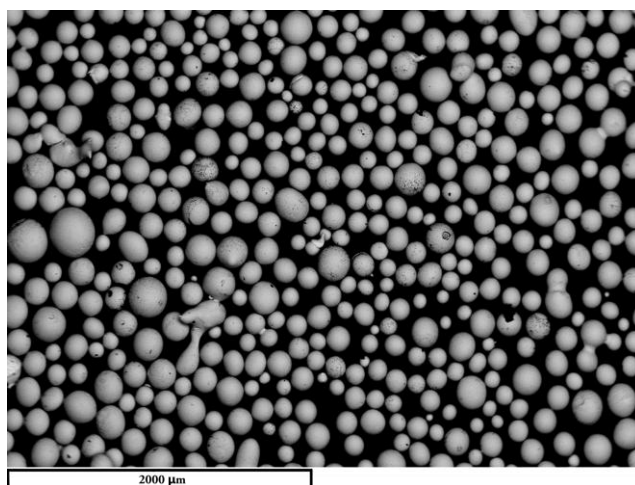


Рисунок 1. Зовнішній вигляд диспергованих частинок Та-дроту

Розрахунок середнього діаметра (d_c) диспергованих частинок Та-дроту показав, що він знаходиться в діапазоні від 101 ± 20 мкм до 282 ± 58 мкм і залежить від режиму МПН (рис. 2).

Мінімальний середній розмір частинок $d_c = 101 \pm 20$ мкм було отримано на режимі МПН №1, який характеризується поєднанням робочих параметрів на максимальних рівнях. За умов підвищеної сили струму зростає температура мікроплазмового струменя, що призводить до зниження поверхневого натягу розплаву металу та полегшує процес його диспергування. Водночас збільшення витрати плазмоутворюючого газу сприяє підвищенню швидкості витоку струменя та зростанню динамічного тиску на краплю розплаву, що інтенсифікує її зрив із торця танталового дроту. За максимальної швидкості подачі дроту відбувається швидше занурення його торця в область дії струменя, зокрема в зону з найбільш інтенсивними тепловими та динамічними потоками. Сукупна дія зазначених факторів забезпечує формування диспергованих частинок мінімального розміру. Додатково цьому сприяє збільшена дистанція напilenня, яка подовжує час перебування частинок у високотемпературному потоці. Цей процес також сприяє додатковому зменшенню розміру сформованих частинок.

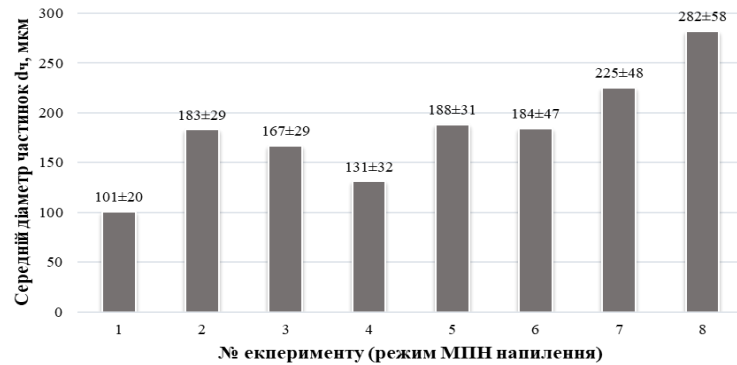


Рисунок 2. Зміна розміру частинок із танталового дроту при мікроплазмовому напilenні в діапазоні досліджуваних значень технологічних параметрів табл. 1

Комбінація мінімальних значень технологічних параметрів МПН сили струму, витрати плазмоутворюючого газу та швидкості подачі дроту зумовлює формування диспергованих частинок танталового дроту з максимальним або близьким до максимального розміру $d_c = 282 \pm 58$ мкм. Це пояснюється зниженням температури мікроплазмового струменя та швидкості його витоку, що, у свою чергу, призводить до зменшення динамічного тиску на краплю розплаву, яка формується на торці дроту, і, відповідно, до менш інтенсивного її диспергування. Мінімальна швидкість подачі дроту забезпечує більш повільне занурення його торця в плазмовий потік і поступове нагрівання. За таких умов плавлення відбувається менш інтенсивно, з переважним впливом периферійних зон струменя, для яких характерні нижчі значення температури та швидкості потоку порівняно з приосовою областю. Це сприяє формуванню більших за розміром крапель розплаву. Крім того, за малої дистанції напilenня та відносно невисокої швидкості руху частинок вони не зазнають значного прискорення, що знижує інтенсивність їх додаткового дроблення.

На основі проведених експериментальних досліджень та їх статистичного аналізу було встановлено регресійну залежність зміни середнього розміру танталових частинок, що диспергуються з дроту, у межах дослідженого діапазону параметрів технологічного процесу мікроплазмового напilenня (табл. 1). Отримана залежність

адекватно описується лінійною регресійною моделлю (1) в межах варійованих технологічних параметрів.

$$d_4 \text{ (мкм)} = k_1 + k_2 \cdot I + k_3 \cdot Q + k_4 \cdot H + k_5 \cdot V_{\text{др}} \quad (1)$$

де, $k_1 = 550,25$ (мкм), $k_2 = -3,71$ (мкм $\cdot A^{-1}$); $k_3 = -0,37$ (мкм $\cdot (л/год)^{-1}$); $k_4 = -0,41$ (мкм $\cdot мм^{-1}$); $k_5 = -0,75$ (мкм $\cdot (м/с)^{-1}$) – числові значення коефіцієнтів рівняння регресії.

Регресійний аналіз дозволив оцінити вплив основних параметрів процесу МПН на середній розмір частинок. Отримане рівняння регресії (1) показало, що найбільший вплив на формування розміру частинок при МПН мають сила струму (I) та швидкість подачі дроту ($V_{\text{др}}$). Встановлено, що варіювання технологічних параметрів МПН забезпечує можливість цілеспрямованого керування розміром диспергованих частинок танталового дроту, що своєю чергою, дозволяє прогнозувати майбутню структуру покриттів.

Опубліковані результати були отримані в межах реалізації проекту «Інноваційні біосумісні покриття з підвищеними експлуатаційними характеристиками для ортопедичних імплантів, 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 договору № 27.07/0404 від 02.03.2026 року.

Перелік посилань

1. R. V. Badhe, O. Akinfosile, D. Bijukumar, M. Barba, M. T. Mathew. Systemic toxicity eliciting metal ion levels from metallic implants and orthopedic devices. *Toxicology Letters*. 2021. Vol. 350. P. 213–224. <https://doi.org/10.1016/j.toxlet.2021.07.004>
2. Z. Tang, Y. Xie, F. Yang, Y. Huang, C. Wang, K. Dai, X. Zheng, X. Zhang. Porous tantalum coatings prepared by vacuum plasma spraying enhance bmscs osteogenic differentiation and bone regeneration in vitro and in vivo. *PLoS ONE*. 2013. Vol. 8, no. 6. P. e66263. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0066263>
3. J. Cui, S. Zhang, M. Huang, X. Mu, J. Hei, V. Yau, H. He. Micro-nano porous structured tantalum-coated dental implants promote osteogenic activity in vitro and enhance osseointegration in vivo. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*. 2023. P. 1358-1371. <https://doi.org/10.1002/jbm.a.37538>
4. E. Avcu, Y. Y. Avcu, B. Yavuzyeğit, M. Guney. Advances in surface engineering and biocompatible coatings for biomedical applications. *Coatings*. 2025. Vol. 15, no. 12. P. 1475. <https://doi.org/10.3390/coatings15121475>
5. W. Liu, S. Liu, L. Wang. Surface Modification of biomedical titanium alloy: micromorphology, microstructure evolution and biomedical applications. *Coatings*. 2019. Vol. 9, no. 4. P. 249. <https://doi.org/10.3390/coatings9040249>
6. The influence of plasma-sprayed coatings on surface properties and corrosion resistance of 316L stainless steel for possible implant application. A. Woźniak et al. *Archives of Civil and Mechanical Engineering*. 2021. Vol. 21, no. 4. <https://doi.org/10.1007/s43452-021-00297-1>
7. S. P. Vajapey, V. M. Shah, M. Li, D. M. Estok. Cementless fixation in total joint arthroplasty: factors impacting osseointegration. *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*. 2024. P. 102871. <https://doi.org/10.1016/j.jcot.2024.102871>
8. Z. Yang, D. Liu, C. Luo, K. Zhou, K. Wang, X. Li, X. Li, X. Zhang. The effect of powder particle size on microstructure, mechanical and tribological properties of APS-IN718 coatings for repair applications. *Surface and Coatings Technology*. 2025. Vol. 512. P. 132430. <https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2025.132430>