

МІКРОПЛАЗМОВЕ НАПИЛЕННЯ ПОКРИТТЯ З ВИКОРИСТАННЯМ ЦИРКОНІЄВОГО ДРОТУ

С.Г. Войнарович¹, Д.Л. Алонцева², О.М. Кислиця¹, С.М. Калюжний¹, Т. В. Цимбаліста¹, М.М. Димань¹

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

²Східно-Казахстанський технічний університет ім. Д. Серикбаєва, 070004, м. Усть-Каменогорськ, вул. Протозанова, 69, Казахстан. E-mail: kanc_ekstu@mail.ru

Робота присвячена дослідженню процесу мікроплазмового напилення покриттів із цирконієвого дроту. Показано технологічну можливість формування пористих біосумісних Zr-покриттів із об'ємною пористістю в діапазоні від 2 до 20 % та розміром пор до 300 мкм. Показано, що управляючи вмістом об'ємної пористості Zr-покриття можливо змінювати модуль пружності, зменшуючи його в 14 разів від вихідного литого матеріалу, що дозволяє приближати до модулю кістки та зменшувати ефект екранування (Stress shielding). Встановлений показник міцності зчеплення Zr-покриття з основою із сплаву марки ВТ6, середнє значення якого перевищує $26,9 \pm 4,7$ МПа і задовольняє міжнародним вимогам ISO 13179-1:2021. На основі отриманих результатів досліджень встановлені значення технологічних параметрів нанесення біосумісних Zr-покриттів методом мікроплазмового розпилення дроту із сплаву марки КТЦ-110, що дозволяє формувати на поверхні різних типів ендопротезів функціональні покриття, які дають можливість забезпечити більш міцне та надійне з'єднання ендопротезу з кістковою тканиною. Бібліогр. 16, табл. 3, рис. 6.

Ключові слова: мікроплазмове напилення, цирконієве покриття, ендопротези, пористість, адгезія

Вступ. Розробка та застосування біосумісних матеріалів, призначених для використання в якості заміників біологічних тканин та органів, є одними з першочергових завдань сучасного матеріалознавства та медицини. В даний час у світовій медичній практиці найбільш широко застосовуються металеві ендопротези з пористим Ti-покриттям [1]. Ендопротези кульшового суглобу із Ti-покриттям на їх поверхні виготовляються відомими світовими виробниками, серед яких Procter & Gamble, DePuy, Stryker та використовуються в травматологічній лікувальній практиці як системи безцементної фіксації [1, 2]. На сьогоднішній день такі безцементні системи імплантуються пацієнтам будь-якого віку та набувають все більшого поширення за рахунок наявності мережі пор складної форми та розвинутої морфології поверхні, яка сприяє проростанню кісткової тканини, що забезпечує надійну вторинну фіксацію ендопротезу з кісткою. Зростання кісткових тканин у пори імплантату йде безперервно, що призводить до утворення тривимірних решіток та заповнення частково або повністю всього пористого простору Ti-покриття [3, 4].

Аналіз літературних джерел показує різницю думок на рахунок оптимального розміру пор покриттів для поверхонь імплантатів. Одними із дослідників, які займалися питанням встановлення закономірності процесу кісткоутворення при імплантації шурам гідроксиапатитової кераміки з різними розмірами пор, були співробітники Інституту проблем матеріалознавства ім. І.М. Францевича НАНУ. В своїх

дослідженнях вони використовували зразки з розмірами пор у діапазонах 20...45, 80...150, 150...350, 600...800 мкм. За спостереженнями авторів, більш інтенсивне кісткоутворення спостерігалось при розмірах пор 80...150 мкм [5]. Автори роботи [6] також показали, що для успішного вrostання кровоносних судин необхідно забезпечувати розмір пори не менше 150 мкм.

Тим не менш, з результатів аналізу літератури не можна зробити однозначний висновок про оптимальний розмір пор, оскільки це значення, мабуть, суттєво залежить від умов дослідження. Так, в діапазоні розмірів пор 25...500 мкм показали найбільш позитивний вплив на закріплення і зростання клітин пори розміром 25 та 200 мкм, в діапазоні 85...325 мкм – 325 мкм, в діапазоні 75...900 мкм – 400 мкм, а от у випадку дослідження діапазону 300...1000 мкм найкраще закріплення та зростання клітин відбувалося при 600 мкм [7].

В роботі [8] авторами були проведені дослідження на лабораторних тваринах по визначенню міцності зчеплення з прилеглими кістковими тканинами циліндричних імплантатів з пористим покриттям, отриманими із титанового порошку різної фракції, які показали, що вже через 2–3 місяці міцність на зріз досягає максимуму 17...18 МПа в діапазоні розмірів пор 100...300 мкм. При цьому пори розміром більше 300 мкм зменшували міцність зчеплення кістки з імплантатом. Крім того, було показано, що міцність зчеплення з кістковою тканиною імплантатів, на поверхнях яких були отримані

Войнарович С.Г. – <https://orcid.org/0000-0002-4329-9255>, Алонцева Д.Л. – <https://orcid.org/0000-0003-1472-0685>, Кислиця О.М. – <https://orcid.org/0000-0001-8894-4660>, Калюжний С.М. – <https://orcid.org/0000-0002-8132-3930>, Цимбаліста Т.В. – <https://orcid.org/0000-0001-9569-7776>, Димань М.М. – <https://orcid.org/0000-0002-5886-1124>
© С.Г. Войнарович, Д.Л. Алонцева, О.М. Кислиця, С.М. Калюжний, Т. В. Цимбаліста, М.М. Димань, 2022

покриття з губчастих частинок з мікропористою поверхнею, на 8...11 % вище, ніж у імплантатів, отриманих із сферичних порошків. Це пояснюється тим, що у разі контакту покриття, сформованого із губчастих частинок, з кістковою тканиною, утворюється більш тісний зв'язок за рахунок складної та розвиненої конфігурації пористого простору.

В останні десятиліття зріс інтерес до більш сучасних матеріалів, які можливо використовувати при виробництві ендопротезів. Одним із таких матеріалів є цирконій, який має високу корозійну стійкість, електролітичну нейтральність та необхідну механічну міцність. В даний час, враховуючи високу біосумісність цирконію (рис. 1), розглядається перспектива даного матеріалу для застосування при виготовленні ендопротезів [10].

Згідно з наявними літературними даними практичного застосування цирконію та сплавів на його основі, вони є біоінертними матеріалами, які не пригнічують зростання кісткових та м'яких тканин, а також не викликають видимих морфологічних змін внутрішніх органів [11].

Разом з тим, незважаючи на прогрес у використанні цирконію та його сплавів у медичній практиці, недостатню увагу приділено вивченню цирконієвих покриттів та технологій їх нанесення на поверхні різних ендопротезів. Однією з таких технологій, за допомогою якої можливо формувати на поверхнях ендопротезів біосумісні покриття, є мікроплазмове напилення (МПН), розроблене вченими Інституту електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України [12, 13].

Метою даної роботи є дослідження процесу мікроплазмового напилення покриттів із Zr-дроту з оцінкою впливу параметрів МПН на структуру, а також механічні характеристики одержуваних покриттів, такі як модуль пружності та міцність зчеплення покриття з основою.

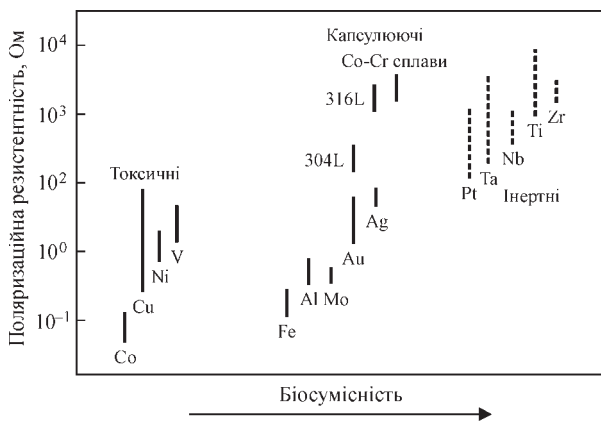


Рис. 1. Взаємозв'язок між поляризаційною стійкістю та біосумісністю чистих металів, сплавів Co–Cr і нержавіючої сталі [9]

Таблиця 1. Хімічний склад Zr-дроту марки КТЦ-110, мас. %

Zr	Nb	Hf	Fe	Ca	O	Si	Ni	C	Cr
99,5	0,9...1,1	0,01	0,05	0,03	0,11...0,14	0,02	0,02	0,02	0,02

Обладнання, матеріали та методики дослідження. Для проведення досліджень покриття були нанесені із Zr-дроту суцільного перерізу марки КТЦ-110 діаметром 0,3 мм, на поверхні зразків із сплаву ВТ6. Хімічний склад дроту показано в табл. 1. Попередньо поверхня зразків піддавалася газоабразивній обробці з використанням нормального електрокорунду марки 25AF-30 по ГОСТу 28818–90 при тиску стисненого повітря 0,6 МПа.

Розпилення Zr-дроту проводили на установці мікроплазмового напилення МПН-004. Дана установка призначена для нанесення зносостійких, корозійностійких, теплозахисних, біосумісних, декоративних та інших видів покриттів, що застосовуються в різноманітних галузях техніки.

Установка МПН-004 складається з джерела живлення та панелі управління струмом, витратами газу і швидкістю подачі дроту. Плазмовий струмінь формується мікроплазмотроном оригінальної конструкції з використанням газу аргону вищого або першого сорту. Подачу розпилювальних дротових матеріалів забезпечує механізм подачі МП-04, який розміщується на корпусі мікроплазмотрона. Температурний режим роботи корпусних деталей мікроплазмотрона забезпечується автономним блоком охолодження.

Для реалізації експериментів, з метою оцінки впливу параметрів МПН на формування структури цирконієвих покриттів, було обрано метод багатofакторного планування експерименту з напівреплікою 2⁴⁻¹. В якості незалежних змінних факторів були обрані сила струму, витрата плазмоутворюючого газу, дистанція напилення, швидкість подачі дроту.

Мікроструктура та морфологія поверхні отриманих Zr-покриттів досліджувалася на растровому електронному мікроскопі SEM 515 (Philips, Нідерланди).

Для якісного та кількісного аналізу об'ємної пористості застосовували оптичну методику (метод аналізу зображення), яка полягає у визначенні частки площі, що припадає на виявлені пори, до всієї площі поперечного перерізу покриття. Цифрові зображення оброблялися за допомогою програмного забезпечення Image-Pro Plus (Media Cybernetics, США), що дозволяє вимірювати пористість (виділяючи включення, що відрізняються за кольором та яскравістю) і визначати процентний вміст пор по площі поперечного перерізу покриття.

Механічні вимірювання міцності зчеплення покриттів з основою проводили методом нормального відриву за клейовою методикою з використанням клею марки ВК-9 (Хімпром, Україна) згідно стандарту ASTM C633–13(2021) на механічній розривній машині MTS318.25 (MTS Systems Corporation, США) (рис. 2).



Рис. 2. Випробувальний комплекс MTS318.25 із закріпленими зразками з Zr-покриттям

Таблиця 2. Матриця планування експерименту МПН із Zr-дроту

Номер режиму	I, A	$Q_{пл}, л/год$	$H, мм$	$V_{др}, м/хв$
1	26	240	120	4,8
2	26	240	40	2,9
3	26	160	120	2,9
4	26	160	40	4,8
5	16	240	120	2,9
6	16	240	40	4,8
7	16	160	120	4,8
8	16	160	40	2,9

Методика дослідження залежності модуля пружності від об'ємної пористості покриття полягала в трьохточковому згині зразків з покриттям, коли покриття знаходиться в зоні стиску та в зоні розтягу і записом діаграми навантаження. Функціональний зв'язок між пористістю та модулем пружності покриття встановлювали шляхом побудови кривих лінійної регресії методом найменших квадратів, більш детальний опис методики представлений в роботі [14].

Результати дослідження та обговорення. Для дослідження структури та об'ємної пористості мікроплазмових покриттів із Zr-дроту були отримані зразки з покриттям згідно матриці математичного планування експерименту (табл. 2).

Аналіз мікроструктури поверхонь мікроплазмових цирконієвих покриттів показав, що в залежності від технологічного режиму напilenня покриття можна розділити на 3 групи (рис. 3, 4):

1) Якщо при підльоті до основи частинки повністю розплавлені, то залежно від їх швидкості, температури перед ударом, ступеня їх деформації та дроблення під час укладання шарів, можуть формуватися структури, показані на рис. 3, *а*. Такі щільні структури формуються із повністю розплавлених частинок і мають характерну, в більшості випадків, ламелярну будову (режими № 1, 2, 4, 6).

2) Якщо при підльоті до основи разом з розплавленими частинками присутні частинки, що почали тверднути, то утворюються структури, що характеризуються ламелями більшої товщини, ніж у структурах 1-ї групи, з більшою кількістю пор та частково деформованих частинок, що закріпилися (рис. 3, *б*). При ударі частинок, що почали затвердівати, об поверхню основи, теплової та кінетич-

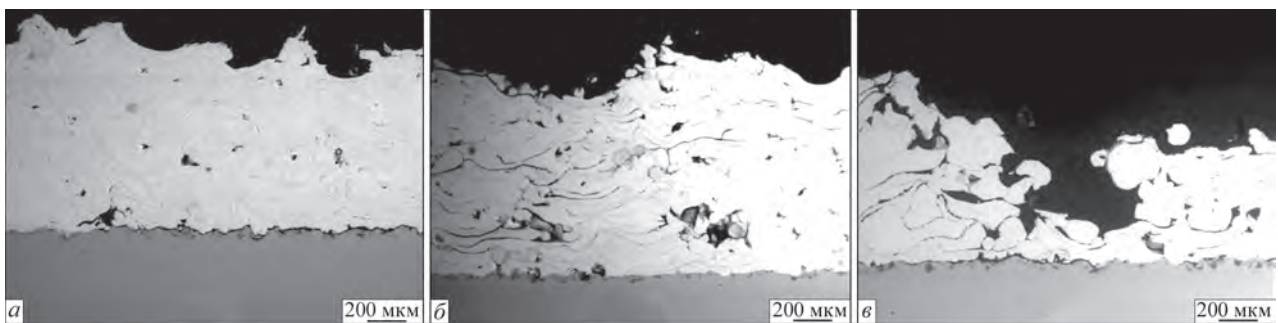


Рис. 3. Мікроструктура цирконієвого покриття: *а* – режим 4; *б* – 7; *в* – 8

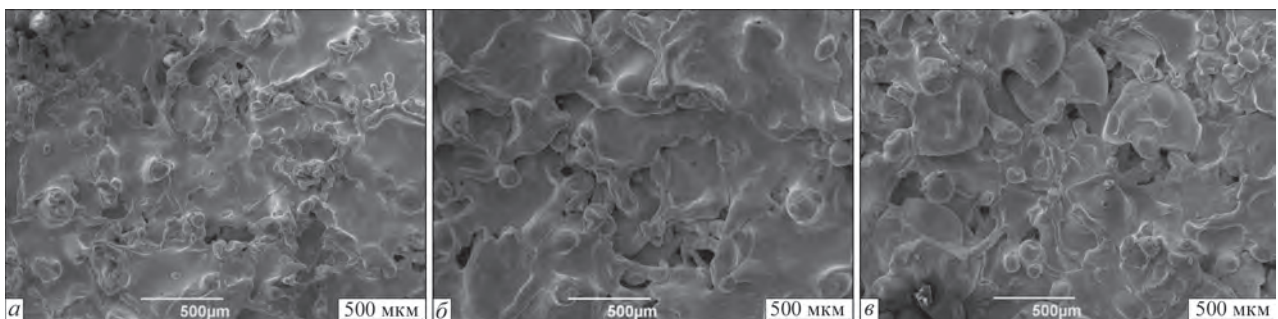


Рис. 4. Морфологія поверхні цирконієвого покриття: *а* – режим 4; *б* – 7; *в* – 8

ної енергії виявляється недостатньо для повної деформації частинок, що при значній їх кількості веде до утворення зернисто-дископодібних і зернистих структур з наявністю пор. Такі структури характерні для покриттів, отриманих на режимах з більшою дистанцією напilenня (режими №№ 3, 5, 7).

3) Якщо формування покриттів відбувається із (частково) затверділих (але тих, що знаходяться в пластичному стані) частинок та мають незначну швидкість, тоді утворюються покриття зі структурою, що характеризується великою кількістю об'ємних пор з розміром до 300 мкм (рис 3, в). Покриття з такою структурою неможливо отримати у випадку формування покриттів із порошкових матеріалів, оскільки виникає велика ймовірність його руйнування через низьку когезійну міцність. Це пояснюється присутністю значної кількості нерозплавлених частинок з недостатнім об'ємом рідкої фази, взаємодія яких між собою не забезпечує міцних зв'язків в процесі формування покриття. У випадку напilenня з дроту, коли за рахунок малої дистанції напilenня та особливостей процесу, які гарантують повне розплавлення напильованих частинок у плазмовому струмені, що в подальшому забезпечує зіткнення з основою частинок, які знаходяться в повністю або частково в рідкій фазі, внаслідок чого формуються покриття із достатньою когезійною міцністю за рахунок більшої площі взаємного контакту між частинками при їх деформуванні.

Проведений аналіз поверхонь отриманих Zr-покриттів показав, що поверхні покриттів мають розвинену морфологію, яка була сформована із розплавлених та частково затверділих частинок, що закріпились на поверхні за рахунок наявної рідкої фази (режими № 4, 7, 8). Такі частинки дозволяють утворювати покриття з більшою питомою площею

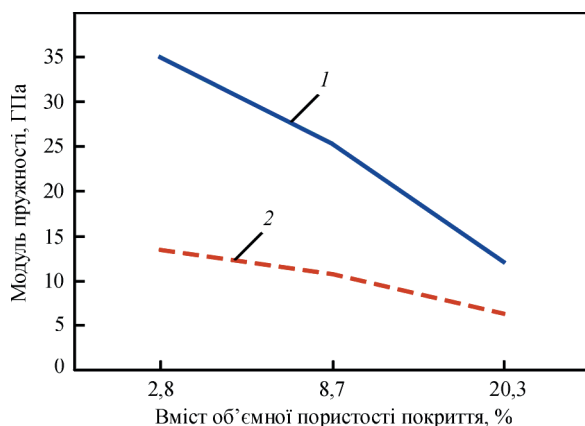


Рис. 5. Зміна модуля пружності Zr-покриття від об'ємної пористості: 1 – стиск; 2 – розтяг

Таблиця 3. Середні значення пористості мікроплазмових Zr-покриттів в залежності від режимних параметрів МПН

Номер режиму	1	2	3	4	5	6	7	8
Пористість, %	3,5±0,14	4,0±0,02	6,0±0,4	2,8±0,1	8,7±0,78	3,6±0,14	8,3±0,72	20,3±2,0

поверхні, що сприяє в подальшому надійному фіксуванню імплантата в кістці.

Результати досліджень середньої об'ємної пористості Zr-покриттів, отриманих методом мікроплазмового напilenня на режимах, згідно з матрицею експерименту, представлені в табл. 3.

Аналіз даних про величину об'ємної пористості (табл. 3) показує, що максимальні значення об'ємної пористості Zr-покриттів, отримані на режимі № 8, $20,3 \pm 2,0$ %, а розмір пор знаходиться в діапазоні 100...300 мкм (рис. 4). Наявність такого процента об'ємної пористості та розміру пор в покриттях на поверхнях ендпротезів, згідно з літературними даними [1, 3], сприятиме проростанню судин в пори покриття, що позитивно впливатиме на формування та живлення кісткової тканини, що забезпечить надійне закріплення та остеоінтеграцію ендпротезу в організмі людини.

Однак значна кількість об'ємної пористості в покритті може змінювати механічні властивості як самого сформованого покриття, так і всієї конструкції в цілому [3]. З літературних джерел відомо, що для деяких керамічних, металевих та металокерамічних матеріалів величина об'ємної пористості значно впливає на величину модуля пружності [15]. Проведені попередні дослідження по встановленню функціонального зв'язку об'ємної пористості з модулем пружності показали, що модуль пружності мікроплазмових Zr-покриттів залежить від об'ємної пористості (рис. 5) [14]. Збільшення об'ємної пористості покриття дозволяє змінювати модуль пружності Zr-покриття, зменшуючи його в діапазоні: 13,5...6,5 ГПа (розтяг) та 35...12 ГПа (стиск).

З чого можна зробити висновок, що змінюючи величину об'ємної пористості, можливо впливати на модуль пружності покриття та приближати його до кісткового, який становить 0,2...18 ГПа [15]. Це дозволить зменшити ефект екранування (Stress shielding), який впливає на резорбцію кістки і в кінцевому етапі забезпечить більш надійну фіксацію металевого імплантата [16].

Із збільшенням об'ємної пористості покриття, відповідно зменшуються його механічні властивості, але вони повинні відповідати певним вимогам. Зокрема, для титанових покриттів на поверхнях ендпротезів, згідно з вимогами міжнародного стандарту якості ISO 13179-1:2021, середня статична міцність зчеплення покриття з основою на відрив має бути більшою за 22 МПа.

Отриманий результат дослідження та розрахунок середньої міцності зчеплення мікроплазмових цирконієвих покриттів, нанесених (режим №8)

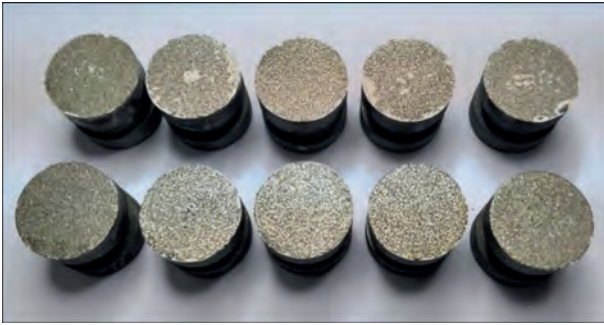


Рис. 6. Характер руйнування зразків із Zr-покриттям

на основу із сплаву VT6, становить $26,9 \pm 4,7$ МПа. Після механічних випробувань була проведена оцінка зон руйнування покриття – контр. зразок (рис. 6), яка показала, що руйнування відбувається в середині шару покриття. Кількість покриття, що лишилося на поверхні основи, складає більше 95%, таким чином отримане значення характеризує когезійну міцність покриття. Це свідчить, що показник середньої міцності зчеплення мікроплазмового цирконієвого покриття, нанесеного на титанову основу, перевищує $26,9 \pm 4,7$ МПа та задовольняє вимогам ISO 13179-1:2021.

Висновки

1. В результаті аналізу літературних даних встановлено перспективність застосування Zr-покриттів на поверхнях деталей ендопротезів, які контактують з кісткою, та визначено вимоги до мікроструктури покриттів.

2. Показано технологічну можливість формування пористих покриттів із Zr-дроту з міцністю зчеплення більше $26,9 \pm 4,7$ МПа з основою зі сплаву VT6, пористістю від 2,8 до 20,3 % та розміром пор до 300 мкм.

3. Встановлено, що управляючи вмістом об'ємної пористості Zr-покриття, можливо змінювати модуль пружності, зменшуючи його в 14 разів від вихідного матеріалу, що дозволяє приближати до модулю кістки та зменшувати ефект екранування (Stress shielding), що дозволить застосовувати дані покриття на поверхнях ендопротезів для забезпечення більш надійного та міцного з'єднання між імплантатом та кісткою.

Проект був виконаний в рамках фінансування Національної академії наук України за грантом 0121U112006.

Список літератури/References

- Matassi, F., Botti, A., Sirleo, L. et al. (2013) Porous metal for orthopedics implants. *Clinical Cases in Mineral and Bone Metabolism*, 10(2), 111–115, PMID: 24133527. DOI: 10.11138/ccmbm/2013.10.2.111
- Cizek, J., Matejicek, J. (2018) Medicine Meets Thermal Spray Technology: A Review of Patents. *Journal of Thermal Spray Technology*, 27(8), 1251–1279. DOI:10.1007/s11666-018-0798-8
- Civantos, A., Dominguez, C., Pino, R.J. et al. (2019) Designing bioactive porous titanium interfaces to balance mechanical properties and in vitro cells behavior towards increased osseointegration. *Surface and Coatings Technology*, 368, 162–174. DOI.org/10.1016/j.surfcoat.2019.03.001
- Liu, W., Liu, S., Wang, L. (2019) Surface Modification of Biomedical Titanium Alloy: Micromorphology, Microstructure Evolution and Biomedical Applications. *Coatings*, 9(4), 249. DOI: 10.3390/coatings9040249
- Мальшкіна С.В., Дедух Н.В., Грунтовский Г.Х. и др. (1998) Морфологические особенности перестройки костной ткани при пластике дефектов гидроксиапатитовой керамикой. *Ортопедия, травматология и протезирование*, 3, 110–114. Malyshkina, S.V., Dedukh, N.V., Gruntovsky, G.Kh. et al. (1998) Morphological features of osseous tissue change in plasty of defects by hydroxyapatite ceramics. *Ortopediya, Travmatologiya i Protezirovaniye*, 3, 110–114 [in Russian].
- Дубок В.А. (2000) Биокерамика – вчера, сегодня, завтра. *Порошковая металлургия*, 7/8, 69–87. Dubok, V.A. (2000) Bioceramics – yesterday, today, tomorrow. *Poroshk. Metallurgiya*, 7/8, 69–87.
- Torres-Sanchez, C., Al Mushref, F.R.A., Norrito, M. et al. (2017) The effect of pore size and porosity on mechanical properties and biological response of porous titanium scaffolds. *Materials Science and Engineering: C*, 77, 219–228. DOI:10.1016/j.msec.2017.03.249
- Cook, S.D., Georgette, F.S., Skinner, H.B., Haddad, R.J. (1984). Fatigue properties of carbon- and porous-coated Ti-6Al-4V-alloy. *Journal Of Biomedical Materials Research*, 18, PMID: 6736080. DOI: 10.1002/jbm.820180504
- Kuroda, D., Niinomib, M., Morinagac, M. et al. (1998) Design and Mechanical Properties of New β Type Titanium Alloys for implants Materials. *Materials Science and Engineering*, 243(1–2), 244–249. DOI.org/10.1016/S0921-5093(97)00808-3
- Пилипенко Н.Н., Дробышевская А.А., Ажажа Р.В., и др. (2013). Материалы на основе циркония для создания медицинских Имплантатов. *Журнал Харківського Національного Університету*, 1059, 105–109. Pilypenko, N.N., Drobyshevskaya, A.A., Azhazha, R.V. et al. (2013) Zirconium-based materials for producing medical implants. *Zhurnal KhNU*, 1059, 105–109 [in Russian].
- Шерепа К.М., Парфенов А.В., Зюшманович И.С. (1992) К вопросу о применении циркониевых сплавов для джендопротезов и средств остеосинтеза. *Медицинская техника*, 5, 14–16. PMID: 1474864 Sherepa, K.M., Parfenov, A.V., Zyushmanovich, I.S. (1992) To problem of application of zirconium alloys for endoprosthesis and means of osteosynthesis. *Meditinskaya Tekhnika*, 5, 14–16 [in Russian]. PMID: 1474864
- Борисов Ю. С., Кислица А. Н., Войнарович С. Г. (2006) Особенности процесса микроплазменного напыления с использованием проволочных материалов. *Автоматическая сварка*, 4, 26–31 Borisov, Yu.S., Kislitsa, A.N., Voinarovich, S.G. (2006) Peculiarities of the process of microplasma wire spraying. *The Paton Welding J.*, 4, 26–31.
- Alontseva, D.L., Borisov, Yu.S., Voinarovich, S.G. et al. (2018) Development of microplasma spraying technology for applying biocompatible coatings. *Materials Physics and Mechanics*, 39, 102–110. DOI:10.18720/MPM.3912018_16
- 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*, 37, 2. DOI:10.7546/SB.36.2022.02.14
- Loskutov, V.S., Dekhtyar, L.I. (1985) Mechanical properties of plasma sprayed coatings of zirconium boride, copper, and composites of them. *Soviet Powder Metallurgy and Metal Ceramics*, 7(24), 570–572. Doi.org/10.1007/BF00795194
- Mohamad Ikhwan Zaini Ridzwan, Solehuddin Shuib, Hassan A.Y., Shokri A.A., Mohamad Ibrahim M.N. (2007) Problem of Stress Shielding and Improvement to the Hip Implant Designs. *Journal of Medical Sciences*, 7(3), 460–467. DOI: 10.3923/jms.2007.460.467

MICROPLASMA SPRAYING OF COATINGS USING ZIRCONIUM WIRE

S.G. Voinarovych¹, D.L. Alontseva², O.M. Kyslytsia¹, S.M. Kalyuzhnyi¹, T.V. Tsymlalista¹, M.M. Dyman¹¹E.O. Paton Electric Welding Institute of the NAS of Ukraine. 11 Kazymyr Malevych Str., 03150, Kyiv, Ukraine.

E-mail: office@paton.kiev.ua

²D. Sekirbayev East-Kazakhstan Technical University, 69 Protozanov Str., Ust-Kamenogorsk, 070004, Kazakhstan. E-mail: kanc_ekstu@mail.ru

The work is devoted to studying the process of microplasma spraying of coatings from zirconium wire. Technological possibility of formation of porous biocompatible Zr-coatings with bulk porosity in the range from 2 to 20% and up to 300 ~m size is demonstrated. It is shown that controlling the content of bulk porosity in Zr-coating allows changing the modulus of elasticity, reducing it 14 times compared to the initial cast material that allows getting closer to bone modulus and reducing the stress shielding. The values of the strength of adhesion of Zr-coating to the base from an alloy of VT6 grade were determined, its average value being higher than 26.9 ± 4.7 MPa and meeting the international requirements of ISO 13179-1:2021. Based on the obtained investigation results, the values of technological parameters were established for deposition of biocompatible Zr-coatings by the method of microplasma spraying of the wire from KTTs-110 grade alloy that allows forming functional coatings on the surface of different types of endoprostheses, which will provide a stronger and more reliable bonding of the endoprosthesis with bone tissue. 16 Ref., 3 Tabl., 6 Fig.

Keywords: microplasma spraying, zirconium coating, endoprostheses, porosity, adhesion

Надійшла до редакції 18.07.2022



НОВИНИ ПРОМИСЛОВОГО РІЗАННЯ ВІД HYPERTHERM ASSOCIATES

Витратний картридж та різак для плазмових систем. Новий картридж HPR[®] призначений для використання з поточними системами Hypertherm HPRXD[®] і, окрім нового пальника, не потребує жодних змін у системі чи налаштуваннях системи. Оператори можуть замінити обидва за лічені секунди без використання інструментів.

Картридж замінює традиційний набір витратних матеріалів із 5 частин на ідеально вирівняну частину, яка служить довше та забезпечує розширену якість різання високої чіткості. Це значно полегшує керування витратними матеріалами та збирання, а також усуває помилки, спричинені неправильним поводженням або встановленням. «Ми дуже раді вивести на ринок цей новий картридж, оскільки він пропонує так багато переваг нашим постійним клієнтам», — сказав Крістофер Річ, директор з маркетингу продуктів HPRXD. «Це спрощує плазмове різання та навчання для виробників, робітничих майстерень і виробників, які намагаються заповнити вільні вакансії. У той же час це робить різання за допомогою однієї з наших найбільш продаваних систем більш ефективним, майже усуваючи високу вартість простою через помилки у виборі витратних матеріалів і скорочуючи час, витрачений на управління витратними матеріалами та їх заміну».

Картридж і пальник HPR тепер доступні у авторизованих партнерів продукції марки Hypertherm technology. Картридж для трьох значень сили струму — 80, 130 і 260 A і використовується для різання звичайної сталі.

Нові пальники SmartSYNC[™]. Пальники доступні двох різних довжин — 0,6 та 1,2 м із двома різними кутами нахилу головки пальника — 45 і 90 град і призначені для плазмових систем Hypertherm Powermax SYNC[®]. Як і інші пальники SmartSYNC, ці нові пальники автоматично встановлюють правильну силу струму, тиск повітря та режим роботи після встановлення витратного картриджа та дозволяють оператору змінювати картридж без повернення до джерела живлення. Пальники також оснащені функцією Hypertherm

FastConnect[™], яка робить перемикання між пальниками швидким і легким.

Порівняно з довгим пальником Duramax[®] Hyamp першого покоління, нові довгі пальники SmartSYNC легші, вимагаючи на 45 % менше сили для їх підйому. Крім того, пальники ще міцніші та виготовлені з новим гнучким проводом для покращеної ергономіки та маневреності. «Клієнти в багатьох галузях промисловості прийняли довгий факел з моменту його появи в 2014 р.», — говорить Джефф Глучій, менеджер із продукції Powermax. «Ці клієнти кажуть нам, що вони можуть виконувати набагато більше роботи, особливо якщо вони раніше використовували кисневий паливний пальник. Їм також подобається ергономічний дизайн пальника та можливість стояти прямо під час різання. Оскільки операторам не потрібно нахилитися під час використання довгого різачка, вони не втомлюються і можуть різати довше».

Довгі пальники Hypertherm використовуються для різноманітних робіт, включаючи різання заготовок на металургійних і ливарних заводах, виведення з експлуатації або знесення кораблів і ядерних установок, утилізацію металу на переробку та інш.

Hypertherm Associates є американським виробником виробів для промислового різання та програмного забезпечення. Його продукти, включаючи плазмові системи Hypertherm і гідроабразивні системи OMAX, використовуються компаніями по всьому світу для будівництва кораблів, літаків, вагонів, сталевих будівель, важкого обладнання, вітрових турбін тощо. На додаток до систем різання, компанія створює програмне забезпечення, що сприяє підвищенню продуктивності та прибутковості для сотень тисяч підприємств.

Заснована у 1968 р., Hypertherm Associates є 100-відсотковою компанією, що належить асоційованим співробітникам, у якій працює близько 2000 співробітників, а також працюють представництва партнерів по всьому світу. www.HyperthermAssociates.com