



УКРАЇНА

(19) UA (11) 51269 (13) A

(51) B C25D11/02, A61F2/24, A61F2/30,
A61F2/32, A61F2/36МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ
І НАУКИ УКРАЇНИДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ**ОПИС**
ДО ДЕКЛАРАЦІЙНОГО ПАТЕНТУ
НА ВИНАХІДВидається під
відповідальність
власника
патенту**(54) СПОСІБ ВИГОТОВЛЕННЯ ЗАХИСНОГО ПОКРИТТЯ НА МЕТАЛЕВОМУ ІМПЛАНТАТІ**

1

2

(21) 2002021145

(22) 12 02 2002

(24) 15 11 2002

(46) 15 11 2002, Бюл №11, 2002 р

(72) Севидова Олена Костянтинівна, Пупань Лариса Іванівна, Стрельницький Володимир Євгенович, Тимченко Ірина Борисівна

(73) НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ "ХАРКІВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ"

(57) Спосіб виготовлення захисного покриття на металевому імплантаті, який включає розташу-

вання імплантату у вакуумній камері, нагрівання до температури 600-650 градусів за Цельсієм, нанесення кремнію із одночасним бомбардуванням пучком прискорених іонів, охолодження до температури 80-100 градусів за Цельсієм, нанесення вуглецевого алмазоподібного покриття, який відрізняється тим, що після цього імплантат розташовують у фізіологічній розчині, подають постійний потенціал у діапазоні 0,4-0,5 В та витримують у такому стані протягом 10-15 хвилин

Винахід відноситься до галузі медичної техніки, зокрема, до виробництва металевих імплантатів

Відомий спосіб виготовлення захисного біосумісного покриття на металевому імплантаті, виготовленому із титану чи його сплаву [1], який включає до свого складу розміщення металевого імплантату у розчині електроліту та подачу електричного потенціалу. Відомий спосіб дозволяє одержати на металевому імплантаті оксидну плівку, яка зменшує корозійні явища на його поверхні та підвищує електрохімічну інертність імплантату.

Однак недоліком відомого способу є недостатня твердість та зносостійкість оксидної плівки, що не дозволяє використовувати це захисне біосумісне покриття на металевих імплантатах, які працюють у умовах тертя, наприклад, для ендопротезів.

Означені недоліки частково усунені у відомому способі виготовлення захисного біосумісного покриття на металевому імплантаті [2]. Відомий спосіб включає до свого складу розташування металевого імплантату у вакуумній камері і нанесення сполуки нітридів та карбідів тугоплавких металів. Одержане захисне біосумісне покриття має високу корозійну стійкість та зносостійкість.

Однак недоліком відомого способу є недостатня електрохімічна інертність захисного покриття, оскільки одержане покриття належить до метало-подібних речовин.

Найбільш близьким за технічною суттю та досягнутим результатом є спосіб виготовлення захисного біосумісного покриття на металевому імплантаті [3], який включає до свого складу розміщення металевого імплантату на основі ти-

тану у вакуумній камері, нагрівання його до температури 600-650 градусів за Цельсієм, нанесення кремнію із одночасним бомбардуванням його пучком прискорених іонів, охолодження до температури 80-100 градусів за Цельсієм і нанесення вуглецевої алмазоподібної плівки.

Одержане таким чином покриття має достатню твердість, зносостійкість та досить велику електрохімічну інертність. Однак наявність пор та дефектів, що порушують суцільність одержаного покриття, суттєво знижують його електрохімічну інертність. Це, у свою чергу, знижує строк використання металевих імплантатів.

В основу винаходу покладено задачу підвищення електрохімічної інертності біосумісного покриття на металевому імплантаті.

Поставлена задача вирішується тим, що після проведення технологічних операцій та переходів у вакуумній камері з послідовним нагріванням, нанесенням проміжного шару кремнію та вуглецевого алмазоподібного покриття металевий імплантат піддає анодуванню у фізіологічній розчині.

Заявлений спосіб здійснюється таким чином.

Металевий імплантат розміщують у вакуумній камері, нагрівають його до температури 600-650 градусів за Цельсієм, наносять кремнію із одночасним бомбардуванням пучком прискорених іонів, охолоджують до температури 80-100 градусів за Цельсієм і електродуговим методом наносять вуглецеве алмазоподібне покриття. Після охолодження вийнятий із вакуумної камери імплантат розташовують у фізіологічній розчині, подають постійний потенціал у діапазоні 0,4-0,5В (відносно електроду порівняння) та витримують у такому

(19) UA (11) 51269 (13) A

стані протягом 10-15 хвилин

В процесі анодування, який проводиться у фізіологічному розчині в потенціостатичному режимі, в порах захисного покриття та дефектах утворюються хімічно та електрохімічно інертні оксидні сполуки, які не вступають до реакції із фізіологічним середовищем організму людини. Оскільки одержані плівки знаходяться усередині зносостійкого покриття, то вони не підлягають механічному зносу.

Таким чином, заявляемый спосіб дозволяє одержати захисне біосумісне покриття на металевому імплантаті, яке має підвищену зносостійкість та електрохімічну інертність.

На фіг. 1 наведені результати проведених порівняльних досліджень електрохімічної активності зразків імплантатів з покриттями, виконаними за різноманітними способами. Наведена електрохімічна активність імплантату 1 - з титанового сплаву ОТ4-1, без покриття, 2-з покриттям, виконаним відомим способом (за прототипом), 3-за запропонованим способом.

Експериментальні дослідження виявили суттєво знижену електрохімічну активність металевого імплантату з захисним покриттям, що виконане за заявленим способом (3) у порівнянні з покриттям, що виконане за відомим способом (2). Оптиміальні значення величин потенціалів (0,4-0,5В) та тривалості електрохімічної обробки (10-15 хвилин) визначено експериментально. Встановлено, що за цих значень потенціалів формуються тонкі, але відносно суцільні захисні плівки. Підвищення потенціалів анодування призводить до збільшення товщини плівок, але одночасно з цим збільшується їх дефектність. Процеси формування оксидних плівок в межах вказаних потенціалів закінчуються за 10-15 хвилин (в залежності від марок сплавів), що підтверджується мінімальними залишковими струмами при потенціостатичних вимірюваннях. Збільшення часу обробки (бі-

льше 15 хвилин) практично не призводить до потовщення плівок.

Таким чином, виготовлення захисного покриття на металевому імплантаті заявленим способом забезпечує ім кращі показники біосумісності, що в свою чергу дозволяє підвищити строк їх використання.

Суттєві ознаки, які співпадають із прототипом, є розташування імплантату у вакуумній камері, нагрівання до температури 600-650 градусів за Цельсієм, нанесення кремнію із одночасним бомбардуванням пучком прискорених іонів, охолодження до температури 80-100 градусів за Цельсієм, нанесення алмазоподібного покриття.

Суттєві ознаки, які відрізняють від прототипу, є розташування імплантату фізіологічному розчині, подача постійного потенціалу у діапазоні 0,4-0,5В та витримка у такому стані протягом 10-15 хвилин.

Впровадження запропонованого способу дозволить на 45-57% підвищити строк використання металевих імплантатів за рахунок зменшення їх електрохімічної активності.

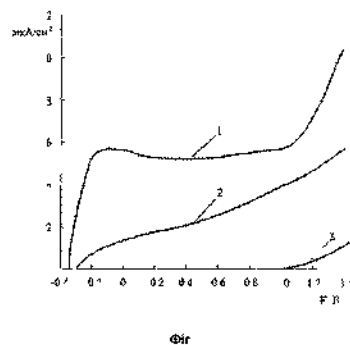
ДЖЕРЕЛА ІНФОРМАЦІЇ

1 Jorgenson D. S., Centeno J. A., Mayer M. N. Biologic response to passive dissolution of titanium craniofacial microplates // *Biomaterials* -1999 - V 20, N 7 - p 675-682

2 Топка О. В. Експериментально-клінічне обґрунтування нових матеріалів для штучних суглобів людини // *Матеріали 12-го з'їзду травматологів-ортопедів України* - К., 1990 - с. 158-159

3 Патент 5725573 США, МПКА 61F2/24 Medical implants made of metal alloys bearing cohesive diamond like carbon coatings - опубл. 10.03.98

4 Патент 5605714 США, МПК В95D 3/00, С23С 14/06, В01С 3/06, А61F 2/24 Treatments to reduce thrombogenicity in heart valves made from titanium and its alloys/- опубл. 25.02.97



ДП «Український інститут промислової власності» (Укрпатент)

вул. Сим'ї Хохлових, 15, м. Київ, 04119, Україна

(044) 456 – 20 – 90

ТОВ «Міжнародний науковий компетт»

вул. Артема, 77, м. Київ, 04050, Україна

(044) 216 – 32 – 71