

УДК 666(063)

ОСОБЛИВОСТІ НАНЕСЕННЯ БІОСУМІСНИХ ПОКРИТТІВ НА СПЛАВИ ТИТАНУ МЕТОДОМ ЕЛЕКТРОФОРЕЗУ

Ю.М. КАЛЮКА^{1*}, Г.К. ВОРОНОВ²

¹магістрант кафедри технології кераміки, вогнетривів, скла та емалей, НТУ «ХПІ», Харків, УКРАЇНА

²доцент кафедри технології кераміки, вогнетривів, скла та емалей, канд. техн. наук, НТУ «ХПІ», Харків, УКРАЇНА

*email: yuliya_kalyuka1@ukr.net

В останній час все більшого використання набувають стоматологічні протези виготовлені з подовженим терміном служби – понад 15 років. Це потребує розробки та впровадження нових видів біоінертних матеріалів. Зокрема, особлива увага у цьому напрямку приділяється дентальним імплантам, де здебільшого використовуються вироби з титану та сплавів на його основі [1, 2].

Актуальною на сьогодні є проблема одержання матеріалів зі скороченим строком зрощення з кістковою тканиною. Для забезпечення високого рівня фіксації, точності формування та зберігання більшої кількості кістки, а також збільшення площі поверхні контакту з нею використовують титанові гвинтові імплантати з біосумісним кальційфосфатним покриттям. Більшість запропонованих способів отримання таких покриттів (золь-гель, плазмове, електролітичне осадження) мають суттєві недоліки: не забезпечують достатню відтворюваність елементного і фазового складу, його однорідність, існує проблема забруднення покриттів компонентами розчинів, недостатньою адгезії покриттів внаслідок забруднення підкладок [2]. Однак, відомі способи електрофоретичного нанесення тонкодисперсних ГАП-покриттів на металеву основу з водних електролітів забезпечують осадження однорідних покриттів на металеві поверхні досить складного профілю [3]. Тому в даній роботі розглянуто можливість нанесення склокристалічного біосумісного покриття методом електрофоретичного осадження (ЕФО) з неводних електролітів на титанову основу. Застосування цього методу дає можливість одержати на титанових гвинтових імплантатах покриття з оптимальними параметрами: 4-5 клас шорсткості поверхні $R_a = 2,5-10$ мкм; товщина шару 10-30 мкм; ТКЛР $(90-100) \cdot 10^{-7} \text{ K}^{-1}$; адгезійна міцність покриття $\sigma_{\text{адг}} > 15 \text{ МПа}$.

Як основа для склокристалічного покриття були обрані модельні стекла на основі систем $R_2O-RO-R_2O_3-CaF_2-P_2O_5-SiO_2$ та $R_2O-RO-Al_2O_3-K_2O-SiO_2$, які забезпечують кристалізацію ГАП та лейциту при використанні методу змішування двох фрит. Одночасна присутність фосфатносілікатної та алюмосілікатної складової забезпечує матеріалам необхідну біоактивність та високий рівень фізико-механічних властивостей.

Для використання методу ЕФО особливу увагу треба приділяти дисперсності склопорошків, яка є визначальним фактором формування однорідного за товщиною шару покриття. Тому розмір 90 % часток склопорошків, які одержували методом двократного помелу, складав не більше 25 мкм. Перевірка розподілу фракційного складу склопорошку та визначення оптимальної тонини помелу відбувалася з використанням сит Байера.

Відомо, що напруга є основною рушійною силою електрофоретичного перенесення. Тому підвищення напруги і, відповідно, напруженості електричного поля це один із шляхів інтенсифікації процесу. Катодна щільність струму змінювалася в межах від 0,1 до 0,6 мА/см², температура від 293 до 323 К. Для вивчення впливу напруженості електричного поля на швидкість процесу осадження була виконана серія вимірювань, в яких напруженість змінювалася в діапазоні від 20 до 150 В/см. В якості електроліту використовувалася суспензія з вмістом твердої фази склопорошку в кількості 15 г/дм³. Друга серія вимірювань проводилася в присутності протондонорної добавки в кількості 0,75 ммоль/дм³. Аналіз отриманих даних свідчить, що навіть невеликі кількості протондонорної добавки більш ніж в два рази прискорюють процес осадження. Збільшення концентрації від 25 до 85 ppm додатково збільшує швидкість процесу ЕФО на 60-70 %, однак подальше підвищення концентрації починає позначатися на однорідності і рівномірності отриманих покриттів, особливо на зразках імплантів складної геометричної форми. Вже при величинах концентрації добавки близьких до 100 ppm покриття стає пухким і спостерігається його нерівномірність на різьбах. Також дефектність покриття зростала при напруженості поля понад 100 В/см – покриття виходили грубими, з видимою нерівномірністю рельєфу. Таким чином можна зробити висновок про те, що для отримання рівномірних покриттів на зразках імплантів складної форми доцільно використовувати напруги, що забезпечують напруженість електричного поля в межах від 35 до 70 В/см.

В результаті проведених досліджень на титановій основі (сплав ВТ-6) були отримані рівномірні біосумісні склокристалічні покриття різної товщини. Подальший випал осаджених покриттів в атмосфері азоту при 1150 К дозволив отримати суцільне покриття, що має наступні експлуатаційні властивості: $HV = 4500$ МПа, товщина шару – 15 мкм; ТКЛР – $(100-110) \cdot 10^{-7}$ К⁻¹; адгезійна міцність покриття $\sigma_{адг} = 15$ МПа. Отримані результати можуть бути використані при розробці склокристалічних біосумісних покриттів для гвинтових дентальних імплантів.

Список літератури:

1. Zhang, Sam. Hydroxyapatite Coatings for Biomedical Applications / Sam Zhang // Series: Advances in Materials Science and Engineering. – CRC Press.– 2013. – 463 p.
2. Иевлев, В.М. Синтез нанокристаллических пленок гидроксиапатита / В.М. Иевлев, Э.П. Домашевская, В.А. Терехов и др. // Конденсированные среды и межфазные границы. – 2007. – Т.9. – №3. – С. 209-215.
3. FENG, Zude. Electrophoretic Deposition of Hydroxyapatite Coating / Zude FENG, Qishen SU, Zuochen LI // J Mater Sci Technol. – 2003. – 19(01). – P. 30-32.