

УДК 621.793

**ФУНКЦИОНАЛЬНЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ  
НАНОСТРУКТУРИРОВАННЫХ ПОКРЫТИЙ,  
ПОЛУЧЕННЫХ МЕТОДОМ ПЛАЗМЕННОГО  
НАПЫЛЕНИЯ ПРИ РАЗЛИЧНЫХ  
ТЕХНОЛОГИЧЕСКИХ РЕЖИМАХ, НА ОСНОВЕ  
ПОРОШКА ГИДРОКСИАПАТИТА**

**О.А. Маркелова, В.М. Таран**

*Саратовский государственный технический университет  
имени Гагарина Ю.А., Саратов, Россия*

[markelovaoa@bk.ru](mailto:markelovaoa@bk.ru)

Исследованы условия и определены режимы плазменного напыления пористых наноструктурированных покрытий на основе порошка гидроксиапатита. Изучены структурно-морфологические, гидрофильные и прочностные характеристики покрытий.

Покрытия на основе порошков кальцийфосфатов, полученные методом плазменного напыления, отличаются высокой пористостью (40-60 %) и наличием остеостимулирующих свойств, что позволяет использовать их в качестве покрытия внутрикостных имплантатов [1, 2].

Достоинством технология плазменного напыления является то, что она позволяет формировать покрытия на основе порошков кальцийфосфатов, обладающие заданным комплексом физико-химических и медико-биологических свойств, например пористостью от 20 до 60

%, адгезионной прочностью от 6 до 15 МПа и выше, наличие гидрофильных свойств и других [3].

В связи с этим, целью работы является определение режимов плазменного напыления порошка гидроксиапатита с целью формирования покрытий, обладающих заданными функциональными характеристиками.

Покрытие формировали с использованием установки плазменного напыления УПН-28 при токах дуги плазмотрона 300, 350, 400 А, дистанции напыления 100 мм, дисперсности порошка гидроксиапатита до 90 мкм.

Исследование полученного покрытия с использованием растровой и оптической микроскопии показывает, что в общем случае покрытие сформировано частицами округлой формы размером от 30 до 100 мкм. При этом с увеличением тока дуги плазмотрона размер отдельных образований в покрытии уменьшается, увеличивается количество наночастиц (размер 100 нм и менее), что связано с дроблением проплавленной частицы в момент удара о подложку.

Адгезионную прочность покрытий определяли с использованием машины испытательной универсальной ИР 5082-100 путем отрыва образцов, склеенных попарно напыленными поверхностями с помощью эпоксидного клея ЭДП.

С увеличением тока дуги плазмотрона адгезионная прочность покрытия возрастает, так при токе 300 А, данный показатель составляет 7,8 МПа, при токе 400 А достигает максимума – 10,3 МПа.

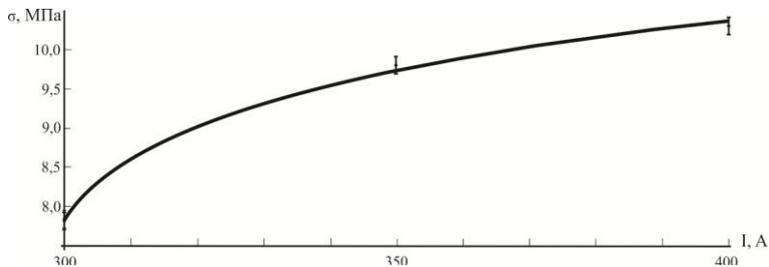


Рис.1. Зависимость адгезионной прочности гидроксиапатитового покрытия от тока дуги при фиксированной дистанции напыления

Регрессионная зависимость показателей адгезии покрытия от тока дуги плазмотрона при дистанции напыления 100 мм имеет вид:

$$\sigma = \ln(290 \cdot I - 8 \cdot 10^5), \quad (1)$$

где  $I$  – ток дуги плазмотрона, А;  $\sigma$  – адгезия покрытия, МПа.

Таким образом, определим значения тока дуги плазмотрона для получения необходимых параметров адгезии плазмонапыленного гидроксиапатитового (ГА) покрытия (табл.1).

Таблица 1. Показатели адгезионной прочности ГА покрытия в зависимости от тока дуги плазмотрона

Ток дуги плазмотрона	Адгезионная прочность покрытия	Дистанция напыления порошка ГА	Дисперсность порошка ГА	Расход плазмообразующего/транспортирующего газов
А	МПа	мм	мкм	л/мин
300	7,8	100±5	до 90	20±1/5±0,5
310	8,6			
320	9,0			
330	9,3			
340	9,5			
350	9,7			
360	9,9			
370	10,0			
380	10,1			
390	10,3			
400	10,4			

Полученное наноструктурированное покрытие может быть использовано как емкость для хранения жидких компонентов. Для пропитки пористого покрытия использовали раствор нанодисперсного серебра в воде с наложением УЗ-колебаний в течение 60, 120 и 300 с.

При увеличении продолжительности пропитки и увеличении тока дуги плазматрона краевой угол смачивания поверхности уменьшается и достигает минимальных значений ( $45,35^\circ$ ) при токе 400 А и продолжительности УЗ-пропитки 300 с. Данный факт предположительно связан со сглаживанием микрорельефа поверхности покрытия из-за эффектов, возникающих при применении УЗ воздействий (рис.2).

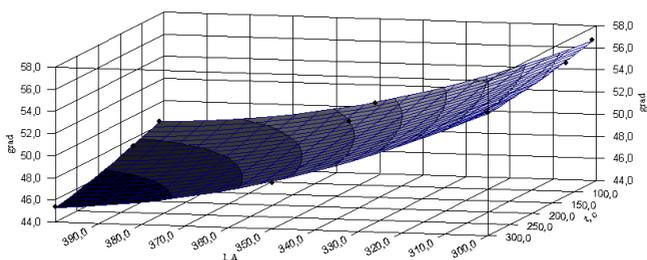


Рис.2. Зависимость краевого угла смачивания покрытия на основе порошка ГА от тока дуги и продолжительности пропитки

Регрессионная зависимость, описывающая зависимость краевого угла смачивания покрытия от тока дуги плазматрона и продолжительности пропитки имеет вид:

$$\alpha = 173 - 0,6 \cdot I + 1,8 \cdot t + 7,5 \cdot I^2 + 1,7 \cdot t^2 - 5,2 \cdot I \cdot t, \quad (2)$$

где  $\alpha$  – краевой угол смачивания, °;  $I$  – ток дуги плазмотрона, А;  $t$  – продолжительности пропитки, с.

Таким образом, варьируя значения тока дуги плазмотрона от 300 до 400 А удается сформировать покрытие, обладающее заданными характеристиками адгезионной прочности в пределах от 7,8 до 10,4 МПа. При увеличении продолжительности УЗ-пропитки пористого ГА покрытия, полученного методом плазменного напыления, с 60 до 300 с краевой угол смачивания уменьшается с 60 ° до 45, 35 ° – покрытия проявляют гидрофильные свойства.

*Исследование выполнено при финансовой поддержке стипендии Президента РФ для молодых ученых и аспирантов СП-63.2019.4.*

#### Список литературы

1. Фомин А.А., Штейнгауэр А.Б., Лясников В.Н. Упрочнение гидроксиапатитовых покрытий, сформированных плазменным напылением с термической активацией металлической основы медицинских изделий / А.А. Фомин, А.Б. Штейнгауэр, В.Н. Лясников // Упрочняющие технологии и покрытия. 2011. – № 10 (82). – С. 34-39.

2. Формирование двухслойного гидроксиапатитового покрытия на титановой подложке / В.Ф. Бочкарев, С.М. Баринов, А.А. Горячев, В.В. Наумов, В.П. Орловский, Ф. Рустикелли, Э. Жирарден, А.В. Хрусталева, О.С. Трушин, С.В., Туманов С. Оскарссон // Перспективные материалы. 2003. – № 6. – С. 55-60.

3. Arcos D., Vallet-Regi M. Substituted hydroxyapatite coatings of bone implants // Journal of Materials Chemistry B. – 2020. – Т. 8. – №. 9. – С. 1781-1800.