ТЕЗИСЫ ДОКЛАДОВ

МЕЖДУНАРОДНАЯ КОНФЕРЕНЦИЯ

«Физическая мезомеханика.

**Материалы с многоуровневой иерархически
организованной структурой и интеллектуальные
производственные технологии»,**

посвященная 90-летию со дня рождения
основателя и первого директора ИФПМ СО РАН
академика Виктора Евгеньевича Панина

в рамках

**Международного междисциплинарного симпозиума
«Иерархические материалы: разработка и приложения
для новых технологий и надежных конструкций»**

**5–9 октября 2020 года
Томск, Россия**

Томск
Издательство ТГУ
2020

DOI: 10.17223/9785946219242/252

**ВЛИЯНИЕ ИЕРАРХИИ ПОРОВОЙ СТРУКТУРЫ НА ФИЗИКО-МЕХАНИЧЕСКИЕ
СВОЙСТВА КАЛЬЦИЙ-ФОСФАТНЫХ НОСИТЕЛЕЙ ЛЕКАРСТВЕННЫХ СРЕДСТВ**

Комарова Е.Г., Седельникова М.Б., Шаркеев Ю.П.

Институт физики прочности и материаловедения СО РАН, Томск

Разработаны и изучены объемные макропористые кальций-фосфатные (КФ) покрытия на титановых матрицах в качестве носителей лекарственных средств, в частности, противоопухолевых препаратов [1]. Синтез КФ покрытий на образцы из технического чистого титана марки ВТ1-0 проводили методом микродугового оксидирования (МДО) при варьировании величины приложенного импульсного напряжения в интервале 150 – 350 В. Остальные электрофизические параметры МДО были фиксированными: длительность импульсов тока – 100 мкс; частота импульсов тока – 50 Гц; форма импульсов – прямоугольная; коэффициент заполнения – 0,5 %; длительность процесса МДО – 10 мин.

Показано, что при осаждении КФ покрытий методом МДО характерно послойное формирование структуры. В начальной стадии осаждения на границе раздела с подложкой формируется тонкий (толщиной до 100 нм) плотный оксидный подслоя, как правило, имеющий структуру диоксида титана в модификации анатаз. Затем формируется основной КФ слой, характеризующийся сложной макропоровой структурой с большим количеством разветвленных пор и поровых каналов, неоднородно распределённых по толщине покрытия. Верхний (поверхностный) КФ слой представлен сфероидальными структурными элементами (сферы, полусферы), имеющими размеры 4-50 мкм, в которых содержатся внутренние поры с размерами 1-20 мкм, также на поверхности присутствуют поры, находящиеся в «нишах» между сфероидальными образованиями. Как показали предыдущие исследования [1,2], основной и поверхностный слои покрытия находятся преимущественно в аморфно-нанокристаллическом состоянии, состоящие из аморфного КФ, а также нанокристаллических фаз CaHPO_4 и $\beta\text{-Ca}_2\text{P}_2\text{O}_7$.

Установлено, что в зависимости от величины приложенного напряжения формируются КФ покрытия с различными внутренней и поверхностной морфологией, толщиной, шероховатостью, размерами структурных элементов и пористостью. С повышением приложенного напряжения от 150 до 350 В увеличивается интенсивность микродуговых разрядов, под действием которых происходит формирование покрытия, и темпы роста покрытия значительно увеличиваются. Это приводит к линейному увеличению толщины покрытий от 15 до 130 мкм и структурно-морфологическим трансформациям в покрытиях: во внутреннем основном слое поры увеличиваются в размерах, и, в дополнение к ним, вблизи подложки формируются локальные макропоры с размерами 10-30 мкм, в верхнем КФ слое структурные элементы также увеличиваются в размерах и частично разрушаются с образованием осколочных элементов, а на поверхности разрушенных полусфер образуются скопления мелкозернистых кристаллов пластинчатой формы (длиной до 15 мкм). Подобные структурно-морфологические изменения в покрытиях сопровождаются увеличением внутренней и поверхностной пористости в диапазонах соответственно 19-37 % и 22-46 %, а также увеличением шероховатости поверхности (параметр Ra) в интервале 1,7-8,5 мкм.

Адгезионная прочность (прочность сцепления покрытия с металлической подложкой), как известно, является важной эксплуатационной характеристикой биопокрытий. Адгезионная прочность покрытий к подложке была измерена методом равномерного отрыва в испытаниях на растяжение. Исследования показали, что с повышением приложенного напряжения в интервале 200-350 В адгезионная прочность покрытий к титановой подложке уменьшается от 24 до 9 МПа. Это связано с увеличением толщины и объемной пористости покрытий, сопровождающееся ростом остаточных внутренних напряжений. Кроме того, присутствие оксидного подслоя между покрытием и подложкой, а также наличие локальных макропор в граничном слое, существенно понижают адгезионную и когезионную прочность покрытий. В результате этого уменьшается прочность соединения покрытия с подложкой и

Секция 6. Иерархически организованные материалы и низкоразмерные структуры для биомедицинских приложений

механизм отрыва покрытия изменяется от когезионного типа до смешанного адгезионно-когезионного типа. Так, в покрытиях, сформированных при высоких напряжениях 300-350 В, разрушение покрытия происходило по обеим границам раздела «подложка-покрытие» и «покрытие-покрытие», когда образование трещин происходит по границам пор и межслойным границам покрытия.

Согласно ГОСТ Р ИСО 13779-4-2013, адгезионная прочность покрытий на медицинских имплантатах должна быть не менее 15 МПа. Данное требование, также, как и требование, предъявляемое к величине пор и пористости объемных биоматериалов, в дальнейшем и будут определять режимы и условия синтеза КФ покрытий для применения в качестве носителей лекарственных средств.

Работа выполнена при финансовой поддержке государства в лице Минобрнауки России (уникальный идентификатор проекта RFMEFI60718X0202).

1. Komarova E.G., Sedelnikova M.B., Kondranova A.M., Kazantsev S.O., Sharkeev Yu.P. IOP Journal of Physics: Conference Series. 2019. V. 1281. 012037(5).
2. Komarova E.G., Chebodaeva V.V., Khlusov I.A., Litvinova L.S., Sharkeev Yu.P. AIP Conference Proceedings. 2019. V. 2167. 020167(4).