

губки с канамицином, пантенол-спрея и мази бепантен, дерината, иммудона, гексализа.

Конфликт интересов. Работа представляет собой фрагмент диссертационного исследования О.В. Ивановой. Дополнительной финансовой поддержки (гранты, спонсорская помощь) не осуществлялось.

Библиографический список

1. Давыдов М.И., Аксель Е.М. Злокачественные новообразования в России и странах СНГ в 2002 г. М.: Изд-во ММА, 2004. 254 с.
2. Карасева В.В., Кицманюк З.Д., Мусабаева Л.И. Химиолучевое лечение больных с местнораспространенным раком органов полости рта и ротоглотки // Российская онкология. 2000. № 4. С. 21–23.
3. Агапов В.С., Матякин Е.Г., Задеренко И.А. Достижения и перспективы стоматологии // Междунар. науч.-практ. конф. Морэг-Экспо. М. 1999. Т. 1. С. 284–286.
4. Гончарова Е.Н., Олесова В.Н., Синицина В.Н., Бачанова Л.Н. Поражение полости рта, вызванные источником ионизирующего излучения // Рос. стом. Журн. 2002. № 4. С. 44–46.
5. Brunis H., Koole R., Jolly D. Pretherapy dental decisions in patients with head and neck cancer // Oral. Surg. 1998. Vol. 86, № 3. P. 256–268.
6. Buentzel J., Glatzel M., Frohli D. Late toxicities due to multimodal treatment of head and neck cancer (HNC) // Radiotherapy and oncology. 2004. Vol. 73 (suppl. 1). Abst. 716.
7. Janjan N.A., Campbell B., Wilson J.F. Radiation, therapy for squamous cell carcinomas of the oral cavity and oropharynx // Cancer. Treat. Rev. 1990. Vol. 17, № 1. P. 89–101.
8. Белозерова Н.Н. Особенности ведения больных с патологией пародонта на фоне лучевой терапии злокачественных опухолей полости рта: дис. ... канд. мед. наук. М., 2001. 156 с.
9. Воробьев Ю.И. Особенности оказания стоматологической помощи больным злокачественными новообразованиями челюстно-лицевой области при проведении лучевой терапии // Актуальные вопросы стоматологии: Сб. науч. трудов к 90-летию В.Ю. Курляндского. М., 1998. С. 59–60.

10. Falli C., Bolner A., Gava A. Locoregionally advanced carcinoma of the oropharynx: conventional radiotherapy vs accelerated hyperfractionated radiotherapy vs concomitant radiotherapy and chemotherapy: a multicenter randomized trial // Radiotherapy and oncology. 2004. Vol. 73 (suppl. 1). Abst. 676.

Translit

1. Davydov M.I., Akxel' E.M. Zlokachestvennye novoobrazovaniya v Rossii i stranah SNG v 2002 g. M.: Izd-vo MMA, 2004. 254 s.
2. Karaseva V.V., Kicmanjuk Z.D., Musabaeva L.I. Himioluchevoe lechenie bol'nyh s mestnorasprostrannym rakom organov polosti rta i rotoglotki // Rossijskaja onkologija. 2000. № 4. S. 21–23.
3. Agapov B.C., Matjakin E.G., Zaderenko I.A. Dostizhenija i perspektivy stomatologii // Mezhdunar. nauch.-prakt. konf. Morag-Jekspo. M. 1999. T. 1. S. 284–286.
4. Goncharova E.N., Olesova V.N., Sinicina V.N., Bachanova L.N. Porazhenie polosti rta, vyzvannye istochnikom ionizirujushhego izluchenija // Ros. stom. Zhurn. 2002. № 4. S. 44–46.
5. Brunis H., Koole R., Jolly D. Pretherapy dental decisions in patients with head and neck cancer // Oral. Surg. 1998. Vol. 86, № 3. P. 256–268.
6. Buentzel J., Glatzel M., Frohli D. Late toxicities due to multimodal treatment of head and neck cancer (HNC) // Radiotherapy and oncology. 2004. Vol. 73 (suppl. 1). Abst. 716.
7. Janjan N.A., Campbell V., Wilson J.F. Radiation, therapy for squamous cell carcinomas of the oral cavity and oropharynx // Cancer. Treat. Rev. 1990. Vol. 17, № 1. P. 89–101.
8. Belozerova N.N. Osobennosti vedenija bol'nyh s patologiej parodonta na fone luchevoj terapii zlokachestvennyh opuholej polosti rta: dis. ... kand. med. nauk. M., 2001. 156 s.
9. Vorob'ev Ju.I. Osobennosti okazaniya stomatologicheskoy pomoshhi bol'nyh zlokachestvennyh novoobrazovanijami cheljustno-licevoj oblasti pri provedenii luchevoj terapii // Aktual'nye voprosy stomatologii: Sb. nauch. trudov k 90-letiju V.Ju. Kurljanskogo. M., 1998. S. 59–60.
10. Falli C., Bolner A., Gava A. Locoregionally advanced carcinoma of the oropharynx: conventional radiotherapy vs accelerated hyperfractionated radiotherapy vs concomitant radiotherapy and chemotherapy: a multicenter randomized trial // Radiotherapy and oncology. 2004. Vol. 73 (suppl. 1). Abst. 676.

УДК 621.793.7; 615.46:616.31

Оригинальная статья

МОРФОЛОГИЯ ЧАСТИЦ ГИДРОКСИАПАТИТА И ЕЕ ВЛИЯНИЕ НА СВОЙСТВА БИОКОМПЗИТНЫХ ПЛАЗМОНАПЫЛЕННЫХ ПОКРЫТИЙ

И.П. Мельникова — ФГБОУ ВПО Саратовский ГТУ им. Ю.А. Гагарина, доцент кафедры «Биотехнические и медицинские аппараты и системы», кандидат физико-математических наук; **А.В. Лясникова** — ФГБОУ ВПО Саратовский ГТУ им. Ю.А. Гагарина, заведующая кафедрой биотехнические и медицинские аппараты и системы, профессор, доктор технических наук; **В.Н. Лясников** — ФГБОУ ВПО Саратовский ГТУ им. Ю.А. Гагарина, заведующий кафедрой «Физическое материаловедение и технология новых материалов», профессор, доктор технических наук.

PARTICLE MORPHOLOGY OF HYDROXYAPATITE AND ITS INFLUENCE ON THE PROPERTIES OF BIOCOMPOSITE PLASMA COATINGS

I.P. Melnikova — Saratov State Technical University n.a. Yu.A. Gagarin, Department of Biotechnical and Medical Devices and Systems, Assistant Professor, Candidate of Physical and Mathematical Science; **A.V. Ljasnikova** — Saratov State Technical University n.a. Yu.A. Gagarin, Head of Department of Biotechnical and Medical Devices and Systems, Professor, Doctor of Technical Science; **V.N. Ljasnikov** — Saratov State Technical University n.a. Yu.A. Gagarin, Head of Department of Physical Materials and Technology of New Materials, Professor, Doctor of Technical Science.

Дата поступления — 25.05.2013 г.

Дата принятия в печать — 01.07.2013 г.

Мельникова И.П., Лясникова А.В., Лясников В.Н. Морфология частиц гидроксиапатита и ее влияние на свойства биоконкомпозитных плазмонапыленных покрытий // Саратовский научно-медицинский журнал. 2013. Т. 9, № 3. С. 441–445.

Цель: выявление закономерностей изменения свойств биосовместимого покрытия при модернизации его структуры путем изменения морфологии и кристалличности частиц исходного порошка гидроксиапатита (ГА) при агломерировании и последующем размоле. **Материал и методы.** Исследовали морфологию, степень кристалличности и внутренние напряжения в порошке ГА с размером частиц 40–90 мкм в исходном состоянии и

после агломерирующей обработки и структуру плазмонанпыленных ГА-покрытий с применением методов рентгеновского анализа (РФА и РСА) на дифрактометре ДРОН-3, инфракрасной спектроскопии (ИК-Фурье спектрометр Nicolet 6700), оптической (МИМ-8) и атомно-силовой микроскопии (СММ-2000), лазерного микроанализа (Спектр-2000). **Результаты.** Изменение морфологии частиц ГА при агломерировании и последующем размоле приводит к повышению равномерности пористой структуры, ее кристалличности, снижению внутренних напряжений, развитию морфологии поверхности покрытия и его наноструктурированию. **Заключение.** Рекомендуется для улучшения характеристик пористой структуры (равномерности, прочности, адгезии) и морфологии поверхности имплантата использовать агломерирование исходных порошков и их последующий размол.

Ключевые слова: гидроксиапатит, биосовместимое покрытие, агломерирование, структура, адгезия, прочность, наноструктурирование.

Melnikova I. P., Lyasnikova A. V., Lyasnikov V. N. Particle morphology of hydroxyapatite and its influence on the properties of biocomposite plasma coatings // Saratov Journal of Medical Scientific Research. 2013. Vol. 9, № 3. P. 441–445.

The purpose of the article is to identify patterns of change in the properties of biocompatible coatings during modernization of its structure by changing the morphology and crystallinity of the starting powder particles of hydroxyapatite (HA) for agglomeration and subsequent grinding. *Material and methods.* We investigated the morphology, degree of crystallinity and internal tension in HA powder with a particle size of 40–90 microns in the initial state and after the agglomeration process and structure plasmasprayed HA coatings application methods ray analysis (XRF and XRD) on DRON-3, infrared spectroscopy (FT-IR spectrometer Nicolet 6700), optical (MIM-8) and atomic force microscopy (SMM-2000), the laser microprobe (Spectrum 2000). *Results:* It was shown that change in particle morphology HA agglomerated and subsequently grinding increases the uniformity of the porous structure, its crystallinity, reduce internal stresses developing surface morphology of the coating and its nanostructuring. *Conclusion.* It is recommended for the improvement of characteristics of the porous structure (uniformity, strength, adhesion), and the surface morphology of implant to use agglomerating starting powders and their subsequent grinding.

Key words: hydroxyapatite, biocompatible coating, sintering, structure, adhesion, durability, nanostructuring.

Введение. Гидроксиапатит (ГА) $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ является основным неорганическим компонентом костной и зубной ткани человека и животных, поэтому возрастающий интерес к материалам на основе ГА обусловлен возможностями их использования в регенеративной медицине. Основным недостатком кальцийфосфатной керамики, обладающей наилучшими свойствами биосовместимости, является ее низкая механическая прочность. Поэтому при изготовлении имплантатов, предназначенных для замещения костных дефектов различной этиологии, гидроксиапатит используют в качестве покрытия на основе из других более прочных биосовместимых материалов, например титана марки ВТ1–00 [1, 2]. Согласно многочисленным исследованиям среди существующих методов нанесения ГА наиболее приемлемым, практичным, технически хорошо управляемым процессом является метод плазменного напыления [2–7]. Биоактивные покрытия имплантатов должны обладать развитой морфологией поверхности и открытой пористостью (при общей пористости 35–50%) с обязательным наличием пор размером 100–200 мкм, быть равномерными по структуре, прочными, активными в процессе остеоинтеграции имплантатов с костью [8, 9]. Когда размер пор керамики превышает 100 мкм, кость будет расти через взаимосвязанные поровые каналы [1]. В пористых материалах размер пор (D_p) связан с размерами частиц (D_c), из которых он состоит, и пористостью каркаса (P) по формуле Козени [10].

Для получения необходимой пористой структуры в настоящее время используется порошок ГА с размером частиц 40–90 мкм. Такой интервал размеров частиц достаточно велик для получения покрытия с равномерной пористой структурой. Но действия, направленные на его уменьшение (например, применение дополнительных сит), приводят к уменьшению выхода годного порошка и соответственно удорожанию технологии изготовления имплантатов в целом. Очевидно, что при таком интервале размеров частиц целесообразно работать над повышением равно-

мерности структуры и прочности применяемых покрытий.

Неравномерная пористость покрытий является одной из причин их низкой прочности. Другой причиной низкой прочности может являться значительное содержание аморфной фазы, которая обладает повышенным напряженным состоянием. Соотношение аморфной и кристаллической фаз определяет долговременную прочность покрытия [11]. Повышение равномерности пористой структуры покрытия и ее кристалличности будет способствовать увеличению его прочности. Для улучшения функциональных характеристик биосовместимых покрытий целесообразно введение в их структуру керамических частиц нанодиапазона. Кроме повышения прочности покрытий наночастицы, обладая повышенной поверхностной энергией и неупорядоченной структурой, проявляют большую активность в различных физико-химических процессах, например в процессе остеоинтеграции имплантатов с костью.

Известно, что, управляя размерами, формой, напряженным состоянием используемых для напыления порошков, можно придавать материалам совершенно новые функциональные характеристики [12]. В порошковой металлургии для этого применяется процесс агломерирования порошков. При нагревании порошков ниже температуры плавления происходит спекание частиц между собой, что приводит к укрупнению частиц порошков, снятию напряжений, изменению их распределения по размерам. В работе [12] показано, что нанокристаллические порошки ГА размером 50 нм после агломерирования при температуре 700°C образуют глобулы с размерами порядка 100 нм, а при температуре 900°C частицы достигают размеров свыше 150 нм.

Цель: модернизация структуры и свойств биосовместимого покрытия путем изменения морфологии и кристалличности частиц исходного порошка при агломерировании и последующем размоле.

В процессе высокотемпературного отжига при агломерировании мелкие, наиболее активные частицы исходного порошка припекаются друг к другу и к более крупным частицам, а при последующем размоле не отделяются в виде самостоятельных единиц. Конгломераты из крупных частиц, малоак-

Ответственный автор — Лясникова Александра Владимировна
Адрес: 410054, Саратов, ул. Политехническая, 77.
Тел.: (8452) 99-86-46.
E-mail: lyasnikovaav@sstu.ru.

тивные при отжиге, легко разделяются в процессе размола на частицы исходного размера. Таким образом, предварительно отожженный и размолотый порошок становится менее полидисперсным, чем исходный, при этом средний размер частиц увеличивается [13, 14]. Подобная обработка исходных порошков может привести к повышению их кристалличности и получению при их использовании равномерной пористой структуры покрытий с пониженным уровнем внутренних напряжений и более развитой шероховатостью поверхности.

Изменение морфологии частиц исходного порошка позволило также предложить новый способ наноструктурирования биосовместимых покрытий внутрикостных имплантатов при сохранении необходимой пористой структуры и развитой морфологии в процессе плазменного напыления [15]. При напылении мелких частиц ~40 мкм и менее происходит их перегревание, в результате чего часть из них испаряется. Остальные частицы, обладая невысокой кинетической энергией, мало деформируются при ударе о подложку, и в конечном итоге прочность сцепления их с подложкой мала.

Создание комбинированных частиц иммобилизацией мелких частиц на крупных приводит в процессе плазменного распыления в высокотемпературной струе к теплоотводу от мелкой частицы к крупной, что сохраняет часть мелких закрепленных частиц от полного расплавления. При ударе о подложку комбинированная частица дробится с отрывом мелкой частицы от крупной. При этом можно предположить, что мелкая частица, имея кинетическую энергию крупной частицы, разобьется на частицы нанометрового размера.

Нами разработан способ выравнивания распределения частиц разного размера по объему изделий из алюмооксидной керамики путем агломерирования порошков оксида алюминия (Al_2O_3) и их смесей и последующего размола [14, 15]. Агломерирование порошков выполняли в интервале температур 1100–1500°C_{ярк}. Оценку качества обработки порошка Al_2O_3 выполняли двумя методами: определением прочности на сжатие спрессованных и спеченных из отожженных при разных температурах порошков пробных таблеток и выполнением термоциклирования изоляционных составов из Al_2O_3 подогревательных узлов при температуре 1470°C_{ярк}. Агломерирование порошков при температуре 1200–1250°C_{ярк} приводило к повышению прочности пробных таблеток не менее чем в 2 раза и увеличению количества циклов до появления усадки заливки с 450 (без отжига) до 800. Это указывает на то, что с помощью применяемой обработки достигнута равномерная и наиболее оптимальная укладка частиц. Предварительно отожженная и размолотая смесь порошков Al_2O_3 из частиц разного размера становится более равномерной по гранулометрическому составу, что связано с исчезновением ультрадисперсной фракции (~1 мкм и менее), которая после обработки порошков закреплена на макрогранулах.

Материал и методы. Образцы для исследований изготавливали из титана марки ВТ1–0, в качестве подслоя использовали порошки титана марки ПТС, внешние слои покрытий формировали на основе кальцийфосфатной керамики и ее композиций. Использовали порошок ГА с размером частиц 40–90 мкм, синтезированный химическим способом, фракционирование которого выполняли с применением сит. Кроме того, перед выполнением агломерирова-

ния была изготовлена смесь порошков на основе ГА, содержащая 20% частиц алунда электровакуумного с размером частиц ~1–3 мкм по ЩеО.027.000-ТУ. Поверхность образцов перед напылением покрытий подвергали абразивно-струйной обработке. Использовали аппарат «Чайка-20». Химическую обработку выполняли в ультразвуковой ванне ПСБ-ГАЛС. Плазменное напыление покрытий осуществляли на установке типа ВРЕС 744.3227.001 с плазменной горелкой ГН-5. Свойства порошков изучали с использованием оптической микроскопии (МИМ-8), рентгеновского анализа (РФА и РСА) на дифрактометре ДРОН-3, инфракрасной спектроскопии (ИК-Фурье спектрометр Nicolet 6700). В процессе выполнения рентгеноструктурного анализа оценивали степень кристалличности порошков ГА в исходном состоянии и после отжигов и размола по отношению площади рефлексов дифрактограмм к суммарной площади рефлексов и фона под ними в интервале углов 2θ от 39° до 44° и напряженное состояние по измерению уширения линии (211). Отжигали порошки в муфельной печи с контролем температуры термомпарой при температурах 800°, 900° и 1000° С в течение 3 часов. Размол спека выполняли в керамическом барабане на валковой мельнице в течение 15 мин при соотношении порошка и керамических размольных шаров 2:1 в режиме «перекатывания» при скорости вращения барабана $V=0,6N_{кр}$, где $N_{кр}$ — критическая частота вращения барабана, когда порошок и шары одновременно движутся по стенке барабана. Свойства покрытий изучали с использованием мультимикроскопа атомарного разрешения СММ-2000, лазерного микроанализа («Спектр-2000»), оптической и сканирующей электронной микроскопии, профилометрии (прибор завода «Калибр» 170011 и 170063). Морфология напыленных покрытий исследовалась на сканирующем электронном микроскопе (СЭМ) MIRA II LMU фирмы TESCAN (Чехия) с приставкой ЭДС Ynka Energy 350 при ускоряющем напряжении 20–30 кВ. Для исследования на образцы наносился тонкий слой золота (10–20 нм) методом магнетронного напыления. Оценивали также величину открытого порового канала на тонких покрытиях толщиной ~30 мкм при помощи металлографического анализа поверхности в светлом поле по светящимся участкам подслоя из Тi-порошка. Адгезию покрытий определяли на разрывной машине МР-0,5. Для испытаний прочности на сдвиг использовали образцы размером 20×80×2 мм, длина нахлестки образцов составляла 20 мм. Образцы склеивали клеем марки ВК-9. Испытания выполняли в соответствии с ГОСТ Р 50578–93. Прочность покрытий определяли методом царапания путем сравнения ширины царапин. Царапина наносилась с помощью алмазной призмы при одинаковом усилии.

Результаты. Частицы исходного порошка ГА значительно различаются по размерам. Агломерирование и последующий размол приводят к изменению морфологии частиц. Частицы порошка ГА и смесей на его основе в результате иммобилизации мелких частиц на крупных становятся более округлыми и равномерными по размеру.

В процессе отжига при агломерировании порошков происходит повышение их кристалличности, что приводит к изменению ширины, высоты рефлексов и снижению фона дифрактограмм, тем большему, чем выше температура отжига. Изменение степени кристалличности с повышением температуры отжига отмечено также по увеличению ширины полосы по-

**Результаты влияния температуры отжига при агломерировании
после размола на свойства порошков ГА**

Температура отжига, °С	Степень кристалличности, %	Ширина полосы поглощения, $\nu=1050 \text{ см}^{-1}$	Наличие линии $\beta\text{-Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ с $d=2,88 \text{ \AA}$ ($2\theta=39,5^\circ$)	Наличие линии поглощения с $\nu=750 \text{ см}^{-1}$
Без обработки	33	4,5	нет	нет
800	39	5,0	нет	нет
900	45	6,2	нет	нет
1000	57	6,2	есть	есть

глощения инфракрасной спектроскопии на волновом числе $\nu=1050 \text{ см}^{-1}$ (таблица).

При этом происходит значительное снижение внутренних напряжений в порошке.

Изменений в фазовом составе порошков при применении используемых режимов отжига практически не происходит. Однако в процессе отжига при 1000°C начинает появляться трикальцийфосфат, что определено по появлению одной слабой линии на дифрактограмме и небольшой полосы поглощения в спектре инфракрасной спектроскопии с $\nu=750 \text{ см}^{-1}$.

Обсуждение. Применение порошков с модернизированным гранулометрическим составом после применяемой обработки приводит к получению плазмонапыленных покрытий с равномерной структурой (рисунок), что соответствует требованиям, предъявляемым к биосовместимым покрытиям.

Основываясь на результатах анализа шероховатости поверхности можно сделать вывод, что увеличение среднего размера частиц в обработанном порошке приводит к ее развитию. При этом процесс иммобилизации мелких активных частиц с развитой поверхностью замедлен при 800°C , а затем интенсифицируется с повышением температуры вплоть до 1000°C . Можно предположить, что иммобилизация происходит более активно на частицах в кристаллическом состоянии. Процесс агломерирования ГА и смеси ГА с оксидом алюминия целесообразно выполнять при температуре $850\text{--}900^\circ\text{C}$, так как при температуре отжига 800°C порошок еще достаточно аморфен, а при температуре 1000°C , несмотря на то что степень кристалличности значительно повышается, в структуре покрытия появляется трикальцийфосфат. С увеличением температуры отжига до 1000°C укрупнение частиц приводит к получению более развитой морфологии поверхности и повышению размеров открытых поровых каналов до $20\text{--}39 \text{ мкм}$, то есть крупных непокрытых участков поверхности. В покрытиях из необработанных порошков размер поровых каналов составляет $5\text{--}7 \text{ мкм}$, а из отожженных при 800°C — $7,8\text{--}19,6 \text{ мкм}$.

Мелкие частицы при плазменном напылении могут расплавиться и испариться. Проведенный лазерный микроспектральный анализ покрытия, напыленного плазменным методом из смеси порошков ГА + $20\% \text{ Al}_2\text{O}_3$, подвергнутой агломерирующей обработке при температуре 1000°C , подтвердил наличие в нем оксида алюминия.

Проведенная атомно-силовая и сканирующая электронная микроскопия показали наличие частиц нанометрового диапазона размерами $\sim 70 \text{ нм}$ после агломерирующей обработки при 800°C и $100\text{--}130 \text{ нм}$ после агломерирующей обработки при 900°C порошков ГА, а также нанообразований на частицах ГА из оксида алюминия размером $\sim 20 \text{ нм}$ и менее в структуре плазмонапыленного покрытия из модифицированных оксидом алюминия порошков ГА.

Прочность покрытий после агломерирующей обработки порошков ГА, оцененная по ширине царапины, увеличивается. Образование трикальцийфосфата в ГА при агломерирующей обработке при температуре 1000°C также приводит к повышению прочности покрытия. Введение оксида алюминия значительно упрочняет (более чем в 2 раза) биосовместимое покрытие на основе ГА после обработки при 800°C . Анализ результатов измерения адгезии покрытий также показывает, что создание более равномерной пористой структуры покрытий приводит к ее повышению. Если при напылении покрытия на токах $420\text{--}450 \text{ А}$ адгезия ГА-покрытия составляет $10,4 \text{ МПа}$, то после агломерирующей обработки с отжигом при 800°C она увеличивается на 25% и составляет $13,8 \text{ МПа}$, а в покрытиях из ГА, модифицированного оксидом алюминия, на 40% и составляет $17,6 \text{ МПа}$.

Заключение. Результаты исследований показали, что для повышения функциональных характеристик биосовместимых покрытий из ГА и композиций на основе оксида алюминия и ГА целесообразно использовать агломерирование исходных порошков и их последующий размол для выполнения процесса иммобилизации микрочастиц оксида алюминия и ГА на гранулах этих материалов с целью последующего



а



б



в

Внешний вид поверхности ГА-покрытия на титане с подслоем из титанового порошка при напылении ГА в исходном состоянии (а) и после агломерирующей обработки с отжигом при 800°C (б) и 1000°C (в), $200\times$

наноструктурирования покрытий из них при плазменном напылении, а также улучшения характеристик пористой структуры (равномерности, прочности, адгезии) и морфологии поверхности имплантата.

Конфликт интересов. Часть исследований выполнена при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 12-08-31217 мол_а и в рамках выполнения государственного задания вузам по проведению научно-исследовательских работ на 2013 г.

Библиографический список

1. Ходоренко В.Н., Ясенчук Ю.Ф., Гюнтер В.Э. Биосовместимые пористые проницаемые материалы // Биосовместимые материалы и имплантаты с памятью формы. Томск, 2001. С. 9.
2. Лясникова А.В., Лепилин А.В., Бекренев Н.В., Дмитриенко Д.С. Стоматологические имплантаты: исследование, разработка, производство и клиническое применение. Саратов: СГТУ, 2006. 254 с.
3. Карлов А.В., Шахов В.П. Системы внешней фиксации и регуляторные механизмы оптимальной биомеханики. Томск: STT, 2001. 477 с.
4. Калита В.И., Комлев Д.И. Плазменные покрытия с нанокристаллической и аморфной структурой. М.: Лидер М, 2008. 388 с.
5. Формирование двухслойного гидроксиапатитового покрытия на титановой подложке / В.Ф. Бочкарев, С.М. Баринов, В.В. Наумов [и др.] // Перспективные материалы. 2003. № 6. С. 55–60.
6. Клименов В.А. Формирование структуры плазменных порошковых покрытий при высокоэнергетических воздействиях: автор. дис. ... д-ра техн. наук. Томск, 2000. 43 с.
7. Воложин Г.А. Улучшение остеointegrативных свойств титановых имплантатов путем нанесения на их поверхность трикальцийфосфата // Материалы Третьего Рос. конгресса по патофизиологии (экспериментальная и клиническая патофизиология). М.: МГМСУ, 2004. С. 67–68.
8. Muralithran G., Ramesh S. The effects of sintering temperature on the properties of hydroxyapatite // *Ceramics Int.* 2000. Vol. 26. P. 221–230.
9. LeGeros R.Z. Properties of Osteoconductive Biomaterials: Calcium Phosphates // *Clinical Orthopaedics and Related Research.* 2002. Vol. 395. P. 81–98.
10. Белов С.В. Пористые материалы в машиностроении. М.: Машиностроение, 1976. 184 с.
11. Ботаева Л.Б. Разработка технологии изготовления металлокерамических изделий для медицины на основе титана с оксидными и кальцийфосфатными покрытиями: автореф. ... дис. канд. техн. наук. Томск, 2005. 23 с.
12. Получение нанокристаллического гидроксиапатита методом химического осаждения с использованием биогенного источника кальция / Д.Л. Голощапов, В.М. Кашкаров, Н.А. Румянцева [и др.] // Конденсированные среды и межфазные границы. Т. 13, № 4. С. 427–441.
13. Способ изготовления металлопористых катодов: пат. SU 1634044 / И.П. Мельникова, Д.А. Усанов. 1992 г.
14. Способ изготовления катодного узла электровакуумного прибора: пат. RU № 2003193 / И.П. Мельникова, В.Г. Ворожейкин, С.Ю. Бугрова, Д.А. Усанов. 1992 г.
15. Способ изготовления внутрикостных имплантатов: пат. RU № 2443434 / И.П. Мельникова, А.В. Лясникова, В.Н. Лясников. 2012 г.

Translit

1. Hodorenko V.N., Jasenchuk Ju. F., Gjunter V. Je. Biosovmestimye poristyje pronicaemye materialy // Biosovmestimye materialy i implantaty s pamjat'ju formy. Tomsk, 2001. S. 9.
2. Ljasnikova A.V., Lepilin A.V., Bekrenev N.V., Dmitrienko D.S. Stomatologicheskie implantaty: issledovanie, razrabotka, proizvodstvo i klinicheskoe primenenie. Saratov: SGTU, 2006. 254 s.
3. Karlov A.V., Shahov V.P. Sistemy vneshnej fiksacii i reguljatornyje mehanizmy optimal'noj biomehaniki. Tomsk: STT, 2001. 477 s.
4. Kalita V.I., Komlev D.I. Plazmennye pokrytija s nanokristallicheskoj i amorfnoj strukturoj. M.: Lider M, 2008. 388 s.
5. Formirovanie dvuhslonjogo gidroksiapatitovogo pokrytija na titanovoj podlozhke / V.F. Bochkarev, S.M. Barinov, V.V. Naumov [i dr.] // Perspektivnye materialy. 2003. № 6. S. 55–60.
6. Klimenov V.A. Formirovanie struktury plazmennyh poroshkovyh pokrytij pri vysokojenergeticheskix vozdejstvijah: avtor. dis. ... d-ra tehn. nauk. Tomsk, 2000. 43 s.
7. Volozhin G.A. Uluchshenie osteointegrativnyh svojstv titanovyh implantatov putem nanosenija na ih poverhnost' trikal'cijfosfata // *Materialy Tre'tego Ros. kongressa po patofiziologii (jeksperimental'naja i klinicheskaja patofiziologija)*. M.: MGMSU, 2004. S. 67–68.
8. Muralithran G., Ramesh S. The effects of sintering temperature on the properties of hydroxyapatite // *Ceramics Int.* 2000. Vol. 26. P. 221–230.
9. LeGeros R.Z. Properties of Osteoconductive Biomaterials: Calcium Phosphates // *Clinical Orthopaedics and Related Research.* 2002. Vol. 395. P. 81–98.
10. Belov S. V. Poristyje materialy v mashinostroenii. M.: Mashinostroenie, 1976. 184 s.
11. Botaeva L. B. Razrabotka tehnologii izgotovlenija metallokeramicheskix izdelij dlja mediciny na osnove titana s oksidnymi i kal'cijfosfatnymi pokrytijami: avtor. dis. kand. tehn. nauk. Tomsk, 2005. 23 s.
12. Poluchenie nanokristallicheskogo gidroksiapatita metodom himicheskogo osazhdenija s ispol'zovaniem biogennogo istochnika kal'cija / D.L. Goloshchapov, V.M. Kashkarov, N.A. Rumjanceva [i dr.] // *Kondensirovannye sredy i mezhfaznye granicy*. T. 13, № 4. S. 427–441.
13. Sposob izgotovlenija metalloporistyh katodov: pa. SU 1634044 / I.P. Mel'nikova, D.A. Usanov. 1992 g.
14. Sposob izgotovlenija katodnogo uzla jelektrovakuumnogo pribora: pat. RU № 2003193 / I.P. Mel'nikova, V.G. Vorozhejkin, S. Ju. Bugrova, D.A. Usanov. 1992 g.
15. Sposob izgotovlenija vnutrikostnyh implantatov: pat. RU № 2443434 / I.P. Mel'nikova, A.V. Ljasnikova, V.N. Ljasnikov. 2012 g.

УДК 616.314–74 (045)

Оригинальная статья

МЕТОДЫ ДОСТИЖЕНИЯ ЭФФЕКТА «СУХОГО БЛЕСКА» КОМПОЗИЦИОННЫХ РЕСТАВРАЦИОННЫХ МАТЕРИАЛОВ

Р.Р. Мехтиева — ГБОУ ВПО Саратовский ГМУ им. В.И. Разумовского Минздрава России, ассистент кафедры пропедевтики стоматологических заболеваний; **Т.В. Неловко** — ГБОУ ВПО Саратовский ГМУ им. В.И. Разумовского Минздрава России, ассистент кафедры пропедевтики стоматологических заболеваний; **О.В. Еремин** — ГБОУ ВПО Саратовский ГМУ им. В.И. Разумовского Минздрава России, заведующий кафедрой пропедевтики стоматологических заболеваний, доцент, кандидат медицинских наук; **Е.М. Зайцева** — ГБОУ ВПО Саратовский ГМУ им. В.И. Разумовского Минздрава России, доцент кафедры пропедевтики стоматологических заболеваний, кандидат медицинских наук; **Ю.Ю. Иващенко** — ГБОУ ВПО Саратовский ГМУ им. В.И. Разумовского Минздрава России, ассистент кафедры пропедевтики стоматологических заболеваний, кандидат медицинских наук.