

Рашид Маратулы Куанышбай – инженер научно-производственной компании «Plasma Scince», Усть-Каменогорск, Казахстан; e-mail: rashidmaratly08@gmail.com.

Ануар Саятбекулы Рустемов – инженер научно-производственной компании «Plasma Scince», Усть-Каменогорск, Казахстан; e-mail: anuarrustemovv05@gmail.com.

Авторлар туралы мәліметтер

Дәуір Нұржанұлы Кәкімжанов* – PhD, қауымдастырылған профессор, «Plasma Scince» ғылыми-өндірістік компаниясының директоры, Өскемен, Қазақстан; e-mail: dauir_97@mail.ru. ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-9453-0456>.

Мерхат Курметович Даутбеков – PhD, қауымдастырылған профессор, «Bolat» өндірістік орталығының басшысы, Өскемен, Қазақстан; e-mail: merkhatd@gmail.com. ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-0203-6050>.

Ернар Серікжанұлы Тұрабеков – инженер научно-производственной компании «Plasma Scince», Усть-Каменогорск, Казахстан; e-mail: ernarturabekov28@gmail.com.

Рашид Маратулы Куанышбай – инженер научно-производственной компании «PlasmaScince», Усть-Каменогорск, Казахстан; e-mail: rashidmaratly08@gmail.com.

Ануар Саятбекулы Рустемов – инженер научно-производственной компании «Plasma Scince», Усть-Каменогорск, Казахстан; e-mail: anuarrustemovv05@gmail.com.

Information about the authors

Dauir Nurzhanuly Kakimzhanov* – PhD, Associate Professor, Director of the scientific and production company PlasmaScince, Ust-Kamenogorsk, Kazakhstan; e-mail: dauir_97@mail.ru. ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-9453-0456>.

Merkhat Kurmetovich Dautbekov – PhD, Associate Professor, Head of the Bolat Production Center, Ust-Kamenogorsk, Kazakhstan; e-mail: merkhatd@gmail.com ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-0203-6050>.

Ernar Serikzhanuly Turabekov – engineer of the scientific and production company «Plasma Scince», Ust-Kamenogorsk, Kazakhstan; e-mail: ernarturabekov28@gmail.com.

Rashid Maratuly Kuanysbay – engineer of the scientific and production company «Plasma Scince», Ust-Kamenogorsk, Kazakhstan; e-mail: rashidmaratly08@gmail.com.

Anuar Sayatbekuly Rustemov – engineer of the scientific and production company "PlasmaScince", Ust-Kamenogorsk, Kazakhstan; e-mail: anuarrustemovv05@gmail.com.

Поступила в редакцию 11.10.2024
Поступила после доработки 10.12.2024
Принята к публикации 12.12.2024

[https://doi.org/10.53360/2788-7995-2024-4\(16\)-41](https://doi.org/10.53360/2788-7995-2024-4(16)-41)



МРНТИ: 81.09.00.

Ж.Б. Сагдолдина^{1,2}, Д.Р. Байжан^{1,2*}.

¹Восточно-Казахстанский университет имени С. Аманжолова,
070002, Республика Казахстан, г. Усть-Каменогорск, пр. Шакарима 148

²Университет имени Шакарима города Семей,
071412, Республика Казахстан, г. Семей, ул. Глинки, 20 А

*e-mail: daryn.baizhan@mail.ru

ИССЛЕДОВАНИЕ СТРУКТУРЫ ДЕТОНАЦИОННЫХ ПОКРЫТИЙ НА ОСНОВЕ КАЛЬЦИЙ-ФОСФАТНЫХ СОЕДИНЕНИЙ

Аннотация: Процесс остеоинтеграции в значительной степени зависит от шероховатости поверхности, структуры, химического состава и механических характеристик покрытия. В связи с этим важным направлением в развитии медицинских материалов является разработка новых технологий модификации поверхности и создания биоактивных керамических покрытий. Кальций-фосфатные материалы на основе гидроксипатита предлагаются в качестве биоактивных керамических покрытий на титановых имплантатах для эффективного ускорения заживления костной ткани. В статье рассмотрены результаты исследования процесса формирования

гидроксиапатитового покрытия на титановой подложке при детонационном напылении. Порошки для напыления и полученные покрытия из гидроксиапатита были исследованы методами рамановской спектроскопии и рентгеноструктурного анализа. Было определено, что появление фаз $\alpha\text{-Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ характерно для покрытия из чистого гидроксиапатита, полученного детонационным напылением, но фаза гидроксиапатита сохраняется в составе покрытия. Результаты, полученные с помощью рамановской спектроскопии, указывают на то, что гидроксиапатит является основной фазой в покрытиях. Морфология напыленных покрытий была охарактеризована с помощью СЭМ, а также был проведен анализ элементного состава покрытий с помощью ЭДС. Анализ ЭДС показал, что элементный состав полученных покрытий аналогичен элементному составу исходного порошка, что очень важно для характеристик биосовместимости и сохранения срока службы покрытий.

Ключевые слова: гидроксиапатит, детонационное напыление, структура, фазовый состав, шероховатость, микротвердость.

Введение

Разработка и производство биоматериалов для замены костной ткани составляют один из высокотехнологичных секторов экономики, однако тип и качество существующих на сегодняшний день материалов имплантатов и технология их изготовления требует дальнейшего совершенствования. Причем «узким местом» являются не медицинские технологии, связанные с установкой имплантата в организм, а инженерные и материаловедческие проблемы создания имплантата, определенного химического и фазового состава, с определенной морфологической архитектурой.

В настоящее время предложен ряд технологических подходов, направленных на модификацию поверхности имплантата. Это включает активацию поверхности и нанесение покрытий для улучшения адгезии новой костной ткани к имплантату и усиления остеоинтеграции имплантата. В связи с этим в качестве выгодного подхода для ускорения заживления костей было предложено нанесение покрытий из фосфатов кальция на титановые имплантаты [1]. Эти покрытия не только обеспечивают функционирование имплантатов в окружающей среде живого организма, но и способствуют интеграции с его тканями [2]. Одним из наиболее важных материалов, широко используемых для этой цели, является гидроксиапатит (ГА) – $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. Помимо улучшения биосовместимости, ГА проявляет высокую биоактивность и способствует интенсификации остеоинтеграции. Гидроксиапатит обязан такими свойствами своему химическому и биологическому сходству с костями, способствуя созданию новой костной ткани [3]. Однако, покрытие ГА страдает от плохих механических свойств, таких как низкая вязкость, усталость при фреттинге и стойкость к абразивному износу из-за внутренней хрупкости ГА [4].

Учитывая высокую важность биосовместимых покрытий, важным аспектом поэтому является выбор соответствующей технологии нанесения покрытий. Наиболее распространенные методы нанесения покрытий включают термическое напыление, нанесение методом погружения, метод динамического смешивания, золь-гель метод, импульсное лазерное осаждение и другие [5-7]. Среди других методов напыления широко используются методы газо-термического напыления для получения различных биосовместимых покрытий. Эти методы включают обычное плазменное напыление (ПН), высокоскоростное напыление кислородного топлива (HVOF) и холодное напыление [8-10]. Для большинства методов низкая или промежуточная адгезионная прочность покрытия и низкая кристалличность полученных покрытий являются одними из важных факторов, ограничивающих их применение. В связи с этим необходимо разработать новые методы или подходы для улучшения свойств покрытий.

Материалы и методы

В качестве подложек использовался титановый сплав Ti-6Al-4V (BT6). Химический состав титанового сплава Ti-6Al-4V представлен в таблице 1. Перед нанесением покрытий титановые подложки подвергают воздушно-абразивной обработке порошком электрокорунда с дисперсностью 100–200 мкм при давлении воздуха 0,4–0,5 МПа.

Таблица 1 – Химический состав сплава Ti-6Al-4V, %

Ti	Al	V	Fe	C	O	N	H
88,5-92,5	5,5-6,5	3,5-4,5	<0,25	<0,08	<0,13	<0,05	<0,012

Для нанесения покрытий применялась установка детонационного напыления CCDS-2000 с компьютерным управлением, расположенная в Научно-исследовательском центре «Инженерия поверхности и трибология» Восточно-Казахстанского университета имени Сарсена Аманжолова. Ствол детонационной пушки имеет длину 450 мм и диаметр 26 мм. В качестве топлива использовался ацетилен C_2H_2 , а в качестве окислителя – кислород (O). Газообразный азот использовался для продувки системы перед каждым выстрелом и для подачи исходных порошков через устройство подачи порошка.

Образцы готовили на плоско-шлифовальном станке Metapol-2000P с последующей полировкой с использованием алмазных паст. На каждую партию использовали не менее 5 образцов для достоверности результатов измерений. А также морфология поверхности изучалась с помощью сканирующего электронного микроскопа (SEM) (MIRA3 LMU, TESCAN, Брно, Чешская Республика) при увеличениях $\times 500$; $\times 1000$; $\times 3000$; $\times 5000$.

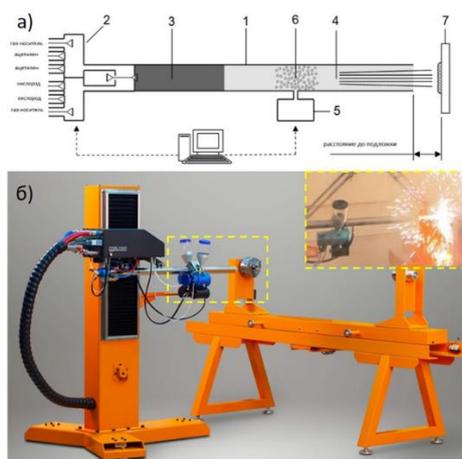


Рисунок 1 – Схема установки детонационного напыления CCDS2000

1 – ствол детонационной установки; 2 – прецизионный газораспределитель; 3 – заряд взрывчатой смеси; 4 – зона газаносителя; 5 – порошковый дозатор; 6 – зона облака порошка; 7 – подложка

Образцы также были подвергнуты рентгеновскому фазовому анализу с использованием дифрактометра XRD-6000 с монохроматическим излучением медного анода ($CuK\alpha$) с длиной волны 1,54056 Å. Для измерений были заданы следующие параметры: ускоряющее напряжение 45 кВ, ток пучка 30 мА, шаг сканирования $0,02^\circ$ в диапазоне углов 2θ от 10° до 90° , и время накопления сигнала на каждом шаге 0.5 с. Для анализа фазового состава использовались база данных PDF4+ и программа для полного профиля POWDER CELL 2.4.

Результаты и обсуждения

Как отмечается в ряде работ, фазовый состав покрытий оказывает значительное влияние на рост костной ткани во время остеоинтеграции имплантатов. Совместимость имплантатов улучшается благодаря приближению фазово-структурного состояния полученного покрытия и его свойств к параметрам костной ткани. Фазовое состояние биопокрытий костных имплантатов также определяет характер их физико-химических и механических свойств. В связи с этим в данной работе фазовый состав полученных кальций-фосфатных покрытий был изучен методом рентгенодифракционного анализа. В случае детонационного напыления чистого гидроксиапатита (ГА) характерно появление фаз α -ТКФ (α - $Ca_3(PO_4)_2$ – трикальцийфосфат), однако фаза ГА сохраняется в составе покрытия. Известно, что фаза α -ТКФ не является особо прочной, её механическая прочность ниже по сравнению с кортикальной костью, что ограничивает её применение в областях с высокой механической нагрузкой. Однако фаза α -ТКФ полностью замещается биологическими тканями при взаимодействии с окружающей средой организма, что обеспечивает высокую биоактивность.

В полученном спектре КРС покрытия из гидроксиапатита наиболее интенсивной является полоса с частотным сдвигом 961 см^{-1} , что указывает на то, что ГА является основной фазой в покрытиях. Эта полоса относится к симметричному растяжению P-O (ν_1) группы PO_4 и является наиболее характерной для карбонизированных апатитов. Резкость этой полосы подтверждает хорошую кристалличность покрытия из ГА, что также подтверждается другими авторами. Аналогично, полосы, связанные с антисимметричным растяжением (ν_3) группы PO_4 , показывают сдвиг от 1045 см^{-1} к плечу на уровне 1033 см^{-1} . Кроме того, следует подчеркнуть, что это изменение содержания карбонатов в покрытиях тесно связано с изменением морфологии роста и размера кристаллитов, что, как известно, происходит при изменении температуры (табл. 2). Более высокий атомный беспорядок соответствует меньшим размерам кристаллов (нанометровый масштаб).

Морфология гидроксиапатитового покрытия показала формирование слоистой пористой структуры, которая, в свою очередь, способствует эффективному врастанию костной ткани в поры имплантата. В полученных покрытиях наблюдаются поры, которые образуются при расплавлении частиц покрытия. Как отмечалось ранее, детонационные покрытия имеют пористую структуру и ярко выраженный рельеф.

Таблица 2 – Результаты анализа покрытия из гидроксиапатита с различными частотами соответствующих линий

Частотный сдвиг (см^{-1})	Соответствующая вибрация
154, 278	(Ti-O) – (Анатаз)
423	$(\text{PO}_4)^{3-}(\nu_2)$ (P-O вибрационный)
585,711	$(\text{PO}_4)^{3-}(\nu_4)$ (Деформация P-O)
950-965	$(\text{PO}_4)^{3-}(\nu_3)$ (Антисимметричное валентное колебание P-O)
1030-1045	$(\text{PO}_4)^{3-}(\nu_3)$ (Антисимметричное валентное колебание P-O)

Согласно результатам анализа элементного состава покрытий, никаких других элементов, кроме основного состава подложки и порошка, выявлено не было. На основании результатов элементного анализа можно утверждать, что детонационное напыление не привело к изменению химического состава покрытия, что имеет решающее значение для биосовместимости и сохранения срока службы покрытия. Получается однородная структура покрытия, состоящая из расплавленного порошка, распыленного отдельными частицами.

На рисунке 2 представлены энергодисперсионные рентгеновские спектры покрытия. Анализ элементного состава не выявил присутствия других элементов, за исключением основного состава подложки и порошка. Согласно полученным результатам элементного анализа покрытия, можно утверждать, что детонационное напыление не вызывает изменений в химическом составе покрытия, и этот фактор имеет решающее значение для биосовместимости и сохранения срока службы покрытия. Соотношение Ca/P в покрытиях является одним из основных параметров, определяющих биологическую активность. Элементный анализ позволяет сравнить концентрации элементов, входящих в состав покрытий, и рассчитать соотношение Ca/P. Результаты исследования химического состава показали, что соотношение кальция и фосфора в напыленном покрытии составляет Ca/P – 2,2, что значительно выше, чем для исходного порошка – Ca/P – 1,67. Этот факт может свидетельствовать о наличии в покрытии примесных фаз. На рисунке 2 представлено СЭМ-изображение и элементный анализ детонационного покрытия на основе ГА.

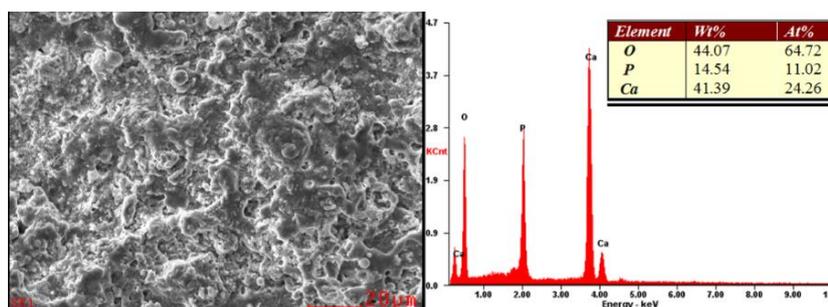


Рисунок 2 – СЭМ-изображение и элементный анализ гидроксиапатитового покрытия

Микрофотографии поперечного сечения детонационного покрытия на основе НА показывают высокую плотность покрытия на границе раздела подложек. Результат показал (рис. 3) формирование слоисто-пористой структуры покрытий толщиной 100-120 мкм и отсутствие пор и трещин на границе раздела фаз.

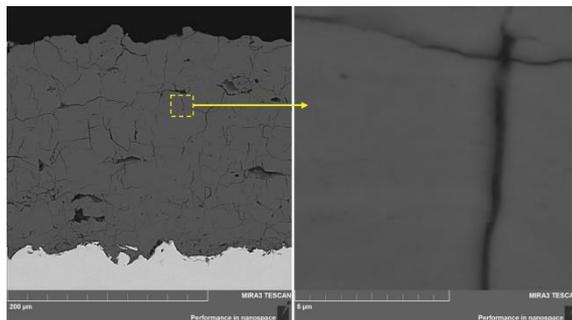


Рисунок 3 – Микрофотография поперечного сечения гидроксиапатитового покрытия, полученного методом детонационного напыления

На рисунке 4 показаны микрофотографии поверхности и результаты измерения шероховатости гидроксиапатитового покрытия, полученного методом детонационного напыления. Поверхность покрытия имеет неоднородную структуру с порами, типичным слоистым, волнообразным расположением структурных компонентов. Шероховатость поверхности покрытия измерялась по параметру Ra с использованием модели профилометра 130 на участке длиной 7 мм на поверхности образца. Согласно полученным данным, шероховатость покрытия составляет 7,82. Гидроксиапатитовое покрытие, полученное методом детонационного напыления, имеет развитую поверхность, что послужит их улучшенному сращиванию с костной тканью.

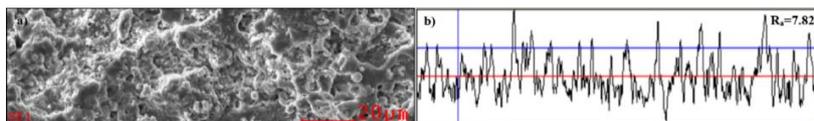


Рисунок 4 – Микрофотография и шероховатость гидроксиапатитового покрытия, полученного методом детонационного напыления

Измерение микротвердости поперечного сечения гидроксиапатитового покрытия, полученного методом детонационного напыления, проводилось под углом 45° вдоль покрытий. Средняя микротвердость покрытий НА, полученных методом детонационного напыления, составляет 380 HV0,1.

Выводы

Таким образом, согласно полученным результатам, можно сделать следующие выводы:

- было выявлено, что гидроксиапатитовое покрытие с детонационным газом, полученное на установке CCDS 2000, имеет однородную морфологию поверхности и малый размер пор;
- было установлено, что полученные покрытия сохранили свои основные характеристики: кристаллический и химический состав, которые имеют решающее значение для использования имплантатов;
- было выявлено, что морфология структуры поперечного сечения покрытия демонстрирует слоисто-пористую структуру и высокую плотность покрытия, а на границе раздела подложка-покрытие отсутствуют поры и трещины.

Список литературы

1. Properties of gas detonation ceramic coatings and their effect on the osseointegration of titanium implants for bone defect replacement / N.I. Klyui et al // *Ceramics International*. – 2021. – Vol. 47(18). – P. 25425-25439. <https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2021.05.265>.

2. In vitro and in vivo osteogenic activity of titanium implants coated by pulsed laser deposition with a thin film of fluoridated hydroxyapatite / L. Chen et al // International Journal of Molecular Sciences. – 2018. – Vol. 19(4). – P. 1127. <https://doi.org/10.3390/ijms19041127>.
3. Enhanced osseointegration of titanium implants in a rat model of osteoporosis using multilayer bone mesenchymal stem cell sheets / Y. Duan et al // Experimental and Therapeutic Medicine. – 2017. – Vol. 14. – P. 5717-5726. <https://doi.org/10.3892/etm.2017.5303>.
4. Effect of milling conditions on the properties of HA/Ti feedstock powders and plasma-sprayed coatings / G. Zhao et al // Surface and Coatings Technology. – 2014. – Vol. 251. – P. 38-47. <https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2014.02.028>.
5. Porous titanium-hydroxyapatite composite coating obtained on titanium by cold gas spray with high bond strength for biomedical applications / J. Guillem-Marti et al // Colloids and Surfaces B: Biointerfaces. – 2019. – Vol. 180. – P. 245-253. <https://doi.org/10.1016/j.colsurfb.2019.04.048>.
6. Review of functionally graded thermal sprayed coatings / L. Łatka et al // Applied Sciences. – 2020. – Vol. 10. – P. 5153. <https://doi.org/10.3390/app10155153>.
7. Mohseni E. Comparative investigation on the adhesion of hydroxyapatite coating on Ti-6Al-4V implant: a review paper / E. Mohseni, E. Zalnezhad, A.R. Bushroa // International Journal of Adhesion and Adhesives, – 2014. – Vol. 48. – P. 238-257. <https://doi.org/10.1016/j.ijadhadh.2013.09.030>.
8. Dorozhkin S.V. Calcium orthophosphates as bioceramics: state of the art / S.V. Dorozhkin // Journal of Functional Biomaterials. – 2010, – Vol. 1. – P. 22-107. <https://doi.org/10.3390/jfb1010022>.
9. Moore B. Deposition methods for microstructured and nanostructured coatings on metallic bone implants: a review / B. Moore, E. Asadi, G. Lewis // Advances in Materials Science and Engineering. – 2017. – P. 1-9. <https://doi.org/10.1155/2017/5812907>.
10. Gan J.A. Nanocomposite coatings: thermal spray processing, microstructure and performance / J.A. Gan, C.C. Berndt // International Materials Reviews. – 2015. – Vol. 60. – P. 195-244.

Финансирование

Данное исследование было профинансировано Комитетом науки Министерства науки и высшего образования Республики Казахстан (грант № BR24992876).

Ж.Б. Сағдолдина^{1,2}, Д.Р. Байжан^{1,2*}

¹С. Аманжолов атындағы Шығыс Қазақстан университеті,
070002, Қазақстан Республикасы, Өскемен қаласы, Шәкәрім даңғылы 148

²Семей қаласының Шәкәрім атындағы университеті,
071412, Қазақстан Республикасы, Семей қаласы, Глинка даңғылы, 20 А

*e-mail: daryn.baizhan@mail.ru

КАЛЬЦИЙ-ФОСФАТТЫ ҚОСЫЛЫСТАР НЕГІЗІНДЕГІ ДЕТОНАЦИЯЛЫҚ ЖАБЫНЫНЫҢ ҚҰРЫЛЫМЫН ЗЕРТТЕУ

Остеоинтеграция процесі көбінесе беттің кедір-бұдырына, құрылымына, химиялық құрамына және жабынның механикалық сипаттамаларына байланысты. Осыған байланысты медициналық материалдарды дамытудағы маңызды бағыт бетті модификациялаудың және биоактивті керамикалық жабындарды жасаудың жаңа технологияларын әзірлеу болып табылады. Гидроксиапатитке негізделген Кальций-фосфат материалдары сүйек сауығуын тиімді жеделдету үшін титан имплантаттарында биоактивті керамикалық жабындар ретінде ұсынылады. Остеоинтеграция процесі көбінесе беттің кедір-бұдырына, құрылымына, химиялық құрамына және жабынның механикалық сипаттамаларына байланысты. Осыған байланысты медициналық материалдарды дамытудағы маңызды бағыт бетті модификациялаудың және биоактивті керамикалық жабындарды жасаудың жаңа технологияларын әзірлеу болып табылады. Гидроксиапатитке негізделген Кальций-фосфат материалдары сүйек сауығуын тиімді жеделдету үшін титан имплантаттарында биоактивті керамикалық жабындар ретінде ұсынылады. Мақалада титан қабатында детонациялық бұрқу әдісімен гидроксиапатит жабынын қалыптастыру процесін зерттеу нәтижелері қарастырылған. Бұрқу үшін қолданылған ұнтақтар мен алынған гидроксиапатит жабыны раман спектроскопиясы және рентгеноструктуралық талдау әдістерімен зерттелген. Зерттеу нәтижелері бойынша, таза гидроксиапатиттен алынған жабынында α -Са₃(PO₄)₂ фазасы байқалатыны анықталды, бірақ гидроксиапатит фазасы жабын құрамында сақталады. Раман спектроскопиясының нәтижелері гидроксиапатиттің жабындардағы негізгі фаза екенін көрсетеді. Бұрқуді микроскопиялық зерттеу сканирлеуші электронды микроскопия әдісімен жүргізілді, сондай-ақ жабынын элементтік құрамын ЭДС арқылы талдау жүргізілді. ЭДС талдауы

алынған жабының элементтік құрамы бастапқы ұнтаққа ұқсас екенін көрсетті, бұл биосәйкестік сипаттамалары мен жабынын ұзақ қызмет етуін қамтамасыз ету үшін маңызды.

Түйін сөздер: гидроксипатит, детонациялық бұрқу, құрылым, фазалық құрам, кедір-бұдылық, микроқаттылық.

Zh.B. Sagdoldina^{1,2}, D.R. Baizhan^{1,2*}.

¹Sarsen Amanzholov East Kazakhstan University,
070002, Kazakhstan, Ust-Kamenogorsk, st. Shakarima 148

²Shakarim University,
071412, Kazakhstan, Semey, Glinka Ave., 20 A

*e-mail: daryn.baizhan@mail.ru

INVESTIGATION OF THE STRUCTURE OF DETONATION COATINGS BASED ON CALCIUM PHOSPHATE COMPOUNDS

The process of osseointegration largely depends on the surface roughness, structure, chemical composition and mechanical characteristics of the coating. In this regard, an important direction in the development of medical materials is the development of new technologies for surface modification and the creation of bioactive ceramic coatings. Calcium phosphate materials based on hydroxyapatite are offered as bioactive ceramic coatings on titanium implants to effectively accelerate bone healing. The article discusses the results of a study of the formation of a hydroxyapatite coating on a titanium substrate during detonation spraying. The powders for spraying and the resulting coatings from hydroxyapatite were studied by Raman spectroscopy and X-ray diffraction analysis. It was determined that the appearance of α -Ca₃(PO₄) phases is typical for a coating of pure hydroxyapatite obtained by detonation spraying, but the hydroxyapatite phase remains in the coating composition. The results obtained using Raman spectroscopy indicate that hydroxyapatite is the main phase in coatings. The morphology of the sprayed coatings was characterized using SEM, and the elemental composition of the coatings was analyzed using EDS. The EDS analysis showed that the elemental composition of the obtained coatings is similar to the elemental composition of the initial powder, which is very important for the characteristics of biocompatibility and preservation of the service life of coatings.

Key words: hydroxyapatite, detonation sputtering, structure, phase composition, roughness, microhardness.

Сведения об авторах

Жұлдыз Болатқызы Сағдолдина – PhD, ассоциированный профессор, старший научный сотрудник Научно-исследовательского центра «Инженерия поверхности и трибология» Восточно-Казахстанского университета имени С. Аманжолова, Усть-Каменогорск, Казахстан; e-mail: sagdoldina@mail.ru. ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-6421-2000>.

Дарын Рашитулы Байжан* – старший научный сотрудник Научно-исследовательского центра «Инженерия поверхности и трибология» Восточно-Казахстанского университета имени Сарсена Аманжолова, Усть-Каменогорск, Казахстан; e-mail: daryn.baizhan@mail.ru. ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-9105-3129>.

Авторлар туралы мәліметтер

Жұлдыз Болатқызы Сағдолдина – PhD, қауымдастырылған профессор, С. Аманжолов атындағы Шығыс Қазақстан Университетінің «Беттік инженерия және трибология» ғылыми-зерттеу орталығының аға ғылыми қызметкері, Өскемен, Қазақстан; e-mail: sagdoldina@mail.ru. ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-6421-2000>.

Дарын Рашитулы Байжан* – С. Аманжолов атындағы Шығыс Қазақстан Университетінің «Беттік инженерия және трибология» ғылыми-зерттеу орталығының аға ғылыми қызметкері, Өскемен, Қазақстан; e-mail: daryn.baizhan@mail.ru. ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-9105-3129>.

Information about the authors

Zhuldyz Bolatkizy Sagdoldina – PhD, Associate Professor, senior Researcher at the Research Center for «Surface Engineering and Tribology» of the East Kazakhstan University named after S. Amanzholov, Ust-Kamenogorsk, Kazakhstan; e-mail: sagdoldina@mail.ru. ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-6421-2000>.

Daryn Rashituly Baizhan* – senior Researcher at the Research Center for «Surface Engineering and Tribology» of the East Kazakhstan University named after S. Amanzholov, Ust-Kamenogorsk, Kazakhstan; e-mail: daryn.baizhan@mail.ru. ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-9105-3129>.

Поступила в редакцию 10.11.2024

Поступила после доработки 12.12.2024

Принята к публикации 13.12.2024