

<https://doi.org/10.24060/2076-3093-2025-15-4-415-424>



Получение функциональных гидроксипатитных покрытий на имплантах с использованием холодного газодинамического напыления

А.Р. Билялов*, А.Т. Бикмеев, И.Ш. Ахатов, Д.В. Джурицкий, Р.С. Юровских, Б.Ш. Минасов, В.Н. Акбашев, М.Ф. Галаутдинов

Башкирский государственный медицинский университет, Россия, Республика Башкортостан, Уфа

* **Контакты:** Билялов Азат Ринатович, e-mail: azat.bilyalov@gmail.com

Билялов Азат Ринатович — к.м.н., доцент, кафедра травматологии и ортопедии, orcid.org/0000-0002-1273-9430

Бикмеев Александр Тимурович — к.ф.-м.н., доцент, старший научный сотрудник, лаборатория математического моделирования, orcid.org/0000-0002-3352-5255

Ахатов Искандер Шаукатович — д.ф.-м.н., профессор, главный научный сотрудник, лаборатория математического моделирования, orcid.org/0000-0003-4772-2302

Джурицкий Дмитрий Викторович — к.т.н., доцент, старший научный сотрудник, лаборатория математического моделирования, orcid.org/0000-0003-0256-0645

Юровских Роман Сергеевич — лаборатория математического моделирования, orcid.org/0009-0003-1559-1456

Минасов Булат Шамильевич — д.м.н., профессор, кафедра травматологии и ортопедии, orcid.org/0000-0002-1733-9823

Акбашев Владислав Николаевич — кафедра травматологии и ортопедии, orcid.org/0009-0000-7070-217X

Галаутдинов Марс Флоритович — лаборатория аддитивных технологий, orcid.org/0000-0003-4284-5696

Аннотация

Минимизация риска развития послеоперационных осложнений напрямую зависит от уровня биосовместимости имплантационных систем, что в наибольшей степени определяется состоянием и свойствами их поверхности. Покрытия на основе гидроксипатита (ГАП) характеризуются структурно-функциональными особенностями, максимально приближенными к характеристикам костной ткани, что обуславливает их широкое применение в биомедицинской инженерии. Следовательно, нанесение гидроксипатита в качестве модифицирующего покрытия поверхности способно существенно повысить биосовместимость имплантатов и активировать процессы остеоинтеграции. На сегодняшний день формирование тонких покрытий ГАП преимущественно осуществляется методами термического напыления, реализуемыми при температурах, близких к температуре плавления исходного материала. Однако воздействие высоких температур приводит к снижению биосовместимости конечного покрытия и ограничивает возможность введения в его состав термолабильных биоактивных добавок. В связи с этим технологии холодного напыления представляют собой перспективное направление, потенциально превосходящее классические термические методы. Тем не менее высокая хрупкость гидроксипатита существенно осложняет получение прочных и равномерных покрытий при низкотемпературной обработке. Таким образом, выбор оптимального технологического подхода и установление рациональных параметров напыления являются ключевыми условиями формирования покрытий, обладающих требуемыми физико-химическими характеристиками, обеспечивающими повышение эффективности остеоинтеграции. В настоящей работе представлен систематический анализ экспериментальных исследований, направленных на разработку концептуальных основ подбора параметров порошка, подложки и холодного газодинамического напыления, ориентированных на получение высококачественных гидроксипатитовых покрытий с улучшенными биомедицинскими свойствами.

Ключевые слова: холодное газодинамическое напыление, импланты, покрытия, гидроксипатит, костный аллографт, биосовместимые материалы, костная ткань

Информация о конфликте интересов. Конфликт интересов отсутствует.

Информация о спонсорстве. Данная работа выполнена в рамках приоритетного прикладного научного исследования, выполняемого в рамках государственного задания Минздрава России. Номер государственного учета в ЕГИСУ НИОКТР -124121700079-8.

Вклад авторов. Все авторы внесли эквивалентный вклад в подготовку публикации.

Для цитирования: Билялов А.Р., Бикмеев А.Т., Ахатов И.Ш., Джурицкий Д.В., Юровских Р.С., Минасов Б.Ш., Акбашев В.Н., Галаутдинов М.Ф. Получение функциональных гидроксипатитных покрытий на имплантах с использованием холодного газодинамического напыления. Креативная хирургия и онкология. 2025;15(4):415–424. <https://doi.org/10.24060/2076-3093-2025-15-4-415-424>

Поступила в редакцию: 15.09.2025

Поступила после рецензирования и доработки: 21.10.2025

Принята к публикации: 31.10.2025

Functional Hydroxyapatite Coating of Implants Using Cold Spraying

Azat R. Bilyalov — Cand. Sci. (Med.), Assoc. Prof., Department of Traumatology and Orthopedics, orcid.org/0000-0002-1273-9430

Alexandr T. Bikmeev — Cand. Sci. (Phys. and Math.), Assoc. Prof., Senior Researcher, Laboratory of Mathematical Simulation, orcid.org/0000-0002-3352-5255

Iskander Sh. Akhatov — Dr. Sci. (Phys. and Math.), Prof., Chief Researcher, Laboratory of Mathematical Simulation, orcid.org/0000-0003-4772-2302

Dmitry V. Dzhurinskiy — Cand. Sci. (Engineering), Assoc. Prof., Senior Researcher, Laboratory of Mathematical Simulation, orcid.org/0000-0003-0256-0645

Roman S. Yurovskikh — Laboratory of Mathematical Simulation, orcid.org/0009-0003-1559-1456

Bulat Sh. Minasov — Dr. Sci. (Med.), Prof., Department of Traumatology and Orthopedics, orcid.org/0000-0002-1733-9823

Vladislav N. Akbashev — Department of Traumatology and Orthopedics, orcid.org/0009-0000-7070-217X

Mars F. Galautdinov — Laboratory of Additive Technologies, orcid.org/0000-0003-4284-5696

Azat R. Bilyalov, Alexandr T. Bikmeev, Iskander Sh. Akhatov, Dmitry V. Dzhurinskiy, Roman S. Yurovskikh, Bulat Sh. Minasov, Vladislav N. Akbashev, Mars F. Galautdinov*

Bashkir State Medical University, Ufa, Russian Federation

***Correspondence to:** Azat R. Bilyalov, e-mail: azat.bilyalov@gmail.com

Abstract

The risk of developing postoperative complications directly depends on the biocompatibility of implant systems, which is largely determined by the condition and properties of their surface. Hydroxyapatite (HA) coatings are characterized by maximum similarity of structural and functional properties to those of bone tissue, which determines their wide application in biomedical engineering. Therefore, HA as a modifying surface coating can significantly increase the biocompatibility of implants and activate osseointegration processes. Today, thin HA coatings are mainly applied using thermal spraying methods at temperatures close to the melting point of the original material. However, exposure to high temperatures decreases the biocompatibility of the final coating and limits the introduction of heat-labile bioactive additives into its composition. In this regard, cold spraying technologies represent a promising direction, potentially superior to standard thermal methods. However, high brittleness of HA significantly complicates the low-temperature application of strong and uniform coatings. Thus, the selection of an optimal technological approach and establishment of rational spraying parameters represent key conditions for the formation of coatings with the required physicochemical characteristics increasing the efficiency of osseointegration. This paper presents a systematic analysis of experimental studies aimed at developing a conceptual framework for selecting powder, substrate and cold spraying parameters aimed at obtaining high-quality HA coatings with improved biomedical properties.

Keywords: cold spraying, implants, coatings, hydroxyapatite, bone allograft, biocompatible materials, bone tissue

Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest.

Sponsorship data. The work was carried out as part of a priority applied scientific research project carried out within the framework of a state assignment from the Russian Ministry of Health. State registration number in EGISU NIOKTR — 124121700079-8.

Author contributions. The authors contributed equally to this article.

For citation: Bilyalov A.R., Bikmeev A.T., Akhatov I.Sh., Dzhurinskiy D.V., Yurovskikh R.S., Minasov B.Sh., Akbashev V.N., Galautdinov M.F. Functional hydroxyapatite coating of implants using cold spraying. *Creative Surgery and Oncology*. 2025;15(4):415–424. <https://doi.org/10.24060/2076-3093-2025-15-4-415-424>

Received: 15.09.2025

Revised: 21.10.2025

Accepted: 31.10.2025

ВВЕДЕНИЕ

Реконструктивные и замещающие хирургические вмешательства достигли уровня, при котором они рассматриваются как стандартная рутинная медицинская практика. В качестве иллюстрации можно привести Соединенные Штаты Америки, где ежегодный объем тотального протезирования коленного и тазобедренного суставов в настоящее время составляет сотни тысяч операций [1]. По прогностическим оценкам, опубликованным в 2022 году для Соединенного Королевства, количество таких вмешательств должно достичь отметки свыше 225 тысяч к концу 2030 года [2]. На территории Китайской Народной Республики подобные хирургические манипуляции уже преодолели порог в один миллион процедур в год, что было зафиксировано в 2019 году [3, 4]. В области дентальной имплантации показатели установленных конструкций точно не определены, однако предполагается более значительный масштаб. Данные, поступающие из ежегодных отчетов медицинских учреждений различных государств, свидетельствуют о постоянном расширении рынка имплантационных материалов и устройств в ортопедии, челюстно-лицевой хирургии и нейрохирургии. Следовательно, научная деятельность в данном направлении находит свое оправдание в стремлении повысить качество жизни населения в глобальном масштабе.

По данным статистического анализа, частота осложнений установки имплантатов, требующих повторного оперативного лечения, колеблется в диапазоне от 5 до 12% [5, 6]. Основной причиной этого является неорганическое происхождение материалов, из которых изготавливаются имплантаты (металлические и полимерные основы), что создает препятствия для надлежащего процесса остеоинтеграции и, как результат, препятствует полному восстановлению функциональных характеристик костно-суставного аппарата конечности. С целью улучшения свойств поверхности имплантатов применяются разнообразные технологические подходы, в том числе создание и нанесение биологически функциональных покрытий для повышения пористости поверхностного слоя имплантата, а также конструирование биомиметических модификаций поверхности.

Гидроксиапатит рассматривается в качестве одного из наиболее актуальных и перспективных материалов для указанных целей при разработке биосовместимых покрытий. Согласно научным данным [7], минеральный состав костной ткани включает гидроксиапатит в количестве 70–90% от общей массы. Предполагается, что создание покрытия на основе этого материала обеспечит оптимальный уровень биосовместимости и позволит организму использовать его в качестве исходного материала для регенерации и роста костной ткани, что способствует повышению степени остеоинтеграции. Дополнительным преимуществом является наличие развитой пористой архитектуры материала, которая дает возможность включать в состав покрытия терапевтические препараты, включая противомикробные средства [8–10].

Используются много различных методов для нанесения покрытий НАР [11–13], таких как:

- термическое напыление (Thermal Spray, TS);
- плазменное напыление (Plasma Spray, PS);
- нанесение связующего с порошком ГАП с последующим спеканием;
- магнетронное распыление (Magnetron Spray, MS);
- детонационно-газовый метод напыления (Detonation gas technique, DS);
- холодное напыление (Cold Spray, CS);
- высокоскоростное напыление суспензии пламенем (High-Velocity Suspension Flame Spraying, HVSFS);
- высокоскоростное газопламенное напыление (или высокоскоростное кислородно-топливное напыление) (High-Velocity Oxy Fuel Spraying, HVOF);
- электрохимическое осаждение (Electrochemical Deposition, ECD);
- электрофоретическое осаждение (Electrophoretic Deposition, EPD).

Каждая из предлагаемых альтернативных методик характеризуется собственным набором положительных и отрицательных характеристик, что обуславливает их использование в определенных и специализированных областях практического применения. Необходимо подчеркнуть, что методологии плазменного и термического нанесения покрытий получили наибольшее распространение как в области фундаментальных научных исследований, так и в промышленном производстве благодаря их способности обеспечивать гомогенное распределение слоя покрытия с достаточно высокими показателями адгезионной прочности. Однако значительным ограничением указанных методик является возникновение экстремально высоких температурных режимов в области частиц порошкового материала, что провоцирует нарушение исходной структурной организации покрытия, деструкцию молекул гидроксиапатита с образованием легко растворимых фосфатных соединений (таких как трикальций-фосфат), формирование различного рода дефектных структур, обусловленных процессами вторичной кристаллизации, и иные структурные аномалии [11, 12, 14]. Применяемые в настоящее время способы осаждения материалов из жидких сред (электрохимическое и электрофоретическое осаждение) предполагают прямое химическое воздействие на порошковую фазу материала, что может оказать неблагоприятное влияние на элементный и фазовый состав получаемого слоя покрытия, кроме того, они способствуют формированию относительно компактных слоев с пониженными показателями пористости [14], достигающих толщины порядка 100 мкм, геометрические параметры которых не являются благоприятными для процесса остеоинтеграции.

Среди описанных ранее методических подходов лишь две технологические системы функционируют при относительно умеренных температурных режимах: катодное распыление с использованием магнетронного источника и газодинамическое напыление в низкотемпературном режиме. Первая из этих методик позволяет синтезировать исключительно тонкие слои покрытия

(в диапазоне 15–30 мкм) и предъявляет повышенные требования к использованию порошковых материалов с частицами нанометрового масштаба. Газодинамическое напыление в холодной конфигурации может быть реализовано в интервале температур от 100 до 500 °С, что представляет существенное снижение относительно температуры фазового перехода (1100 °С) и порога инициирования термической деструкции гидроксиапатита с прогрессирующим преобразованием в трикальцийфосфат (800 °С).

Методология холодного газодинамического напыления до настоящего времени не получила достаточного внимания в научном сообществе при изучении вопросов формирования покрытий на гидроксиапатитной основе в силу специфических физико-механических свойств данного материала, а также потому, что традиционное производство аналогичных поверхностных слоев исторически осуществляется преимущественно через применение плазменных технологий напыления. Вместе с тем сейчас наблюдается устойчивое увеличение как научного, так и промышленного интереса к технологии холодного газодинамического напыления, которое связано с усилением и повышением строгости критериев и стандартов, предъявляемых к фазовому и элементному составу поверхностных модификаций, а также к их способности и потенциалу по интеграции и сохранению биологической активности дополнительных фармацевтических препаратов и биологических активных веществ, которые проявляют выраженную чувствительность к температурному воздействию и тепловым нагрузкам. Если принять во внимание вышеперечисленные факторы и обстоятельства, то видно, что возникает необходимость проведения комплексного и систематического анализа научной информации, содержащейся в опубликованных исследованиях, касающихся процессов разработки и оптимизации поверхностных слоев, сформированных на основе гидроксиапатита, с последующей разработкой научно обоснованных и доказательных рекомендаций относительно выбора наиболее подходящих и эффективных технологических параметров для реализации данного технологического процесса.

Учитывая, что необходимость создания биосовместимых покрытий, включая композиции на основе гидроксиапатита, является актуальной на протяжении продолжительного времени, в научной литературе накоплено значительное количество публикаций экспериментального и теоретического характера. Вместе с тем в силу специфики практического внедрения подавляющее большинство этих работ сконцентрировано на исследовании процессов взаимодействия между создаваемым покрытием и компонентами биологической среды организма, включая жидкости и тканевые структуры, а также на оценке адгезии и пролиферации клеточных элементов как на поверхностном слое, так и внутри его объема, наряду с количественной характеристикой степени остеointеграционных процессов. Дополнительно следует подчеркнуть, что наиболее актуальные обзорные материалы были представлены научному сообществу в 2023 году [15–17]. Необходимо

также акцентировать внимание на том факте, что исследовательские публикации, выпущенные в течение трехлетнего периода (2022–2024 годы) по направлению технологии изготовления гидроксиапатитных покрытий, были преимущественно ориентированы на анализ влияния характеристик материала подложки и состава порошковой композиции. Указанное направление исследований ранее не являлось предметом интенсивного научного анализа. Кроме того, выявлено, что определенная часть научных исследований была направлена на адаптацию и применение методологических основ процесса холодного газодинамического напыления для формирования гидроксиапатитных покрытий, что демонстрирует инновационный прогресс в данной научной области. В этой связи современная обзорная публикация может обеспечить значительную ценность для осмысления новейших научных результатов и установления их логической связи с ранее полученными исследовательскими данными.

Еще одной значимой отличительной характеристикой предлагаемой обзорной работы, которая, по мнению авторов, придает ей уникальный характер, является направленность внимания на технологические и процессные параметры методики холодного напыления при работе с материалами на основе гидроксиапатита и анализ их взаимосвязи с достигаемыми показателями качества синтезируемого гидроксиапатитного слоя. С учетом вышеизложенного была реализована попытка представить обзорный материал исходя из позиции производства, а не с позиции конечного потребителя, основной интерес которого сосредоточен на функциональном поведении и эксплуатационных характеристиках покрытия в условиях биологической среды организма. В представленной работе систематизированы и обобщены научные данные из многочисленных источников с целью формулирования комплексных рекомендаций относительно технологии производства высококачественных биосовместимых покрытий с использованием гидроксиапатита, что до настоящего времени не реализовывалось в подобной последовательной и систематизированной форме.

Для достижения покрытия с необходимыми эксплуатационными характеристиками требуется определить набор технологических параметров, что реализуется посредством серии экспериментов с использованием методологии планирования эксперимента (DOE). Важно отметить, что даже при применении такой системной методики критично обоснованно задавать диапазоны варьирования исследуемых факторов для получения достоверных результатов.

Целью настоящего исследования является выявление оптимальных параметров процесса холодного газодинамического напыления и состава порошковой смеси, обеспечивающих формирование покрытия с заданными свойствами, такими как толщина и адгезия. Кроме того, проводится оценка возможного применения данной аддитивной технологии в производстве строительных элементов из гидроксиапатита (ГАП). Анализ основан на корпусном обзоре научной литературы, опубликованной до конца 2025 года.

Согласно рекомендациям протокола PRISMA 2020 [18], в исследовании были задействованы три библиографических базы данных: PubMed, Scopus и Springer Link. Для автоматизированного сбора релевантной информации использовались API этих сервисов, а также специализированные пользовательские скрипты на языке Python, разработанные для обработки результатов поисковых запросов. Формулировка запроса включала ключевые слова и логические операторы: (“Cold Gas Dynamic” AND (Spray OR Spraying)) OR “Cold Spray” AND (hydroxyapatite OR “tricalcium phosphate”).

В выборку вошли оригинальные, не рецензируемые журнальные статьи на английском языке, подробно описывающие процесс напыления с применением гидроксиапатита и характеристики образованных покрытий. При этом работы, сосредоточенные на биосовместимости, коррозионной устойчивости или скорости резорбции покрытий, в анализ не включались, поскольку акцент исследования сосредоточен на технологических параметрах процесса напыления.

На этапе первоначального поиска по трем выбранным базам было найдено 552 публикации. После автоматического удаления дубликатов, а также исключения книг, глав книг и обзорных публикаций, которые дублируют результаты оригинальных исследований, а также больших сборников материалов конференций, не соответствующих критериям, объем выборки был значительно сокращен.

На втором этапе фильтрации были проанализированы заголовки и аннотации 289 оставшихся статей на предмет релевантности выбранной тематике. Записи, касающиеся иных технологий, кроме холодного газодинамического напыления, удалялись. Обзорные статьи, не выявленные автоматизированными системами на предыдущем этапе, также были исключены. По итогу данного этапа было исключено 254 публикации, и в выборку вошли 35 статей.

В финальном этапе была проведена детальная экспликация полного текста этих публикаций, в результате чего дополнительное исключение коснулось 13 статей по следующим причинам: 4 публикации отсутствовали для просмотра и анализа; 3 статьи описывали исключительно процесс осаждения частиц, что релевантно исследованиям механики ударных взаимодействий, но не применимо для изучения характеристик покрытия; 6 публикаций фокусировались на покрытии гидроксиапатитом, но не содержали подробной информации о параметрах технологического процесса. В определенных случаях подобные технологические детали были описаны в ранее изданных работах, тогда как рассматриваемые статьи преимущественно касались биосовместимости.

В итоге в итоговый исследовательский корпус был включен набор из 22 статей, которые удовлетворяли установленным критериям выбора.

Параметры процесса холодного газодинамического напыления

Холодное газодинамическое напыление (ХГН) представляет собой технологию получения объемных изде-

лий и покрытий с применением мелкодисперсных порошков, вводимых в поток рабочего газа, движущегося со сверхзвуковой скоростью [19]. Этот метод относят к современным видам аддитивных технологий [19–21]. Основное его достоинство заключается в том, что процесс протекает в твердой фазе при относительно низких температурах, что позволяет формировать изделия без дефектов, связанных с процессами плавления и последующей кристаллизации. При этом структура исходного материала покрытия практически не изменяется.

Во время напыления поток газа под высоким давлением захватывает частицы порошка и направляет их в специальную камеру (рис.), где обеспечивается их ускорение до высоких скоростей. Для формирования сверхзвукового потока используется сопло Де Лаваля, через которое проходит газ или газо-порошковая смесь. В редких случаях подача порошка осуществляется уже после критического сечения сопла, однако это усложняет конструкцию системы и может вызывать неравномерное распределение частиц. При движении в нагретом потоке частицы дополнительно разогреваются. Конечные параметры — температура и скорость частиц на момент удара о подложку — определяются расстоянием между распылителем и поверхностью осаждения (SoD — standoff distance). Таким образом, геометрия сопла, температура газа и расстояние до подложки являются ключевыми технологическими параметрами. Морфология и плотность получаемого покрытия зависят от характеристик порошка (размерного распределения, формы частиц, состава) и свойств материала подложки.

В таблице приведены обобщенные данные, отражающие параметры и результаты исследований по холодному газодинамическому напылению, представленные в ряде публикаций. Их детальный анализ рассматривается в следующих разделах.

Согласно сведениям из таблицы в ходе экспериментов в качестве рабочего газа при осаждении чистого гидроксиапатита применялся либо нагретый, либо комнатной температуры воздух. Для напыления композиций, включающих ГАП и более пластичные порошковые добавки, чаще использовался азот. Выбор рабочего газа, как правило, определяется конструктивными особенностями оборудования и не имеет строго регламентированных предпочтений. Оба газа могут быть использованы для напыления различных типов порошковых материалов. Однако наличие инертной

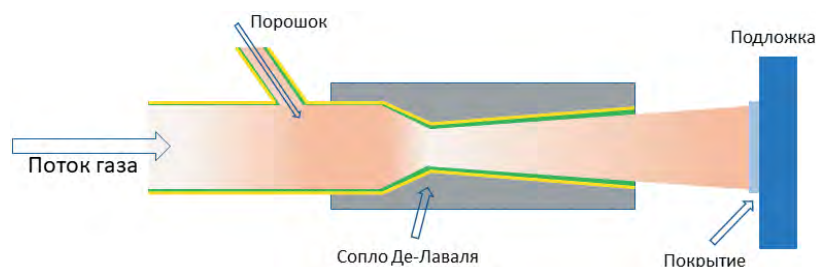


Рисунок. Схема процесса холодного газодинамического напыления
Figure. Diagram of cold spraying

Материал порошка (Размер частиц), свойства смеси	Подложка; Рабочий газ	Параметры процесса				Толщина покрытия, μm	Адгезия, МПа	Источник
		$P_{\text{gas}}, \text{bar}$	$T_{\text{gas}}, ^\circ\text{C}$	SoD, mm	Скорость сопла (mm/s)			
Покрывание чистым ГАП								
ГАП (45 μm)	PEEK; Воздух	11–12	150–160	15	50	30–40	–	[22]
ГАП (4 μm)	AZ51 (400 $^\circ\text{C}$); Воздух	10	25	40	–	20–30	–	[23]
ГАП	PEEK; Воздух	14	400	30	–	100	7,16	[24, 25]
ГАП (5 μm)	Mg (350–550 $^\circ\text{C}$); Воздух	10	24	20–60	–	13–41	–	[26–28]
ГАП (40 μm)	PVA; Воздух	10–30	200–400	30–150	10	100	–	[29, 30]
ГАП (25 μm)	Ti; Азот	20	300	10	300	120	–	[31]
ГАП (0.08 μm + 40 μm)	Ti; Воздух	10	600	–	–	10 000	–	[32]
ГАП (47,7 μm)	SS-316L; Азот	24	300	20	15	100	11,10	[33]
ГАП (149 μm , 59,3 μm , 22,8 μm)	Ti6Al4V; Воздух	5, 8	100–500	15	10, 50	35 20 60–120	–	[34]
ГАП (28,71 μm)	SS-316L; Воздух	7	400	20	50	11	1,80	[35]
ГАП (46,14 μm , 8,57 μm , 40,83 μm)	SS-316L; Воздух	3–8	300–600	10–30		11–57 (1,6 μm per pass)	–	[36]
ГАП (40 μm)	Al6061, Inco625, SS-316, H13, Ti64, AZ31; Воздух	3–8	300–600	10–30		24–53	–	[37]
Композитные покрытия: ГАП + дуктильная фаза								
ГАП + Пористый Ti (45 μm) 20–80 %, 50–50 %	Ti; Азот	35	600	25	50–400	380	24,45	[38]
		30	700	25		203	18,20	
ГАП + Пористый Ti (45 μm) 20–80 %, 50–50 %	Ti; Азот	35	700	25	50–400	560	–	[39]
		35	700	25		200		
ГАП + Пористый Ti (35 μm + 60 μm) 30–70 %	Ti; Азот	30	450	15		800	60,00	[40], [41]
ГАП + Пористый Ti (45 μm) 20–80 %	Al6061; Воздух	30	600		100	617	–	[42]
		35	600		400	178		
		35	600		100	432		
ГАП + Cu/Zn (28,71 μm) 80–20 %	SS-316L; Воздух	7	400	20	50	202	33.70	[43]

Таблица. Свод параметров процесса ХГН и полученных покрытий из выбранных публикаций
Table. Cold spraying parameters and resulting coatings: summary from selected publications

Таблица. Свод параметров процесса ХГН и полученных покрытий из выбранных публикаций
Table. Cold spraying parameters and resulting coatings: summary from selected publications

атмосферы способствует снижению поверхностного окисления частиц, что особенно важно при работе с металлическими компонентами. В качестве подложек при производстве имплантатов применяются титан и его сплавы, магний и его сплавы, а также полимерный материал PEEK. В дальнейшем рассмотрено влияние каждого из указанных параметров, а также ряда дополнительных факторов.

Состав и свойства порошка

В научном сообществе хорошо известно, что формирование защитного слоя из чистого ГАП с кристаллической структурой представляет собой нетривиальную проблему, обусловленную хрупкостью этого вещества. Как правило, толщина образующегося защитного слоя варьируется в диапазоне 30–500 мкм, при этом ключевым параметром, определяющим толщину, является дисперсность исходного порошка. В работе Paterlini с соавт. продемонстрировано [34], что снижение дисперсности порошка при неизменных условиях процесса позволяет повысить толщину слоя в три-пять раз. При исследовании относительно толстого слоя [32] применялась дисперсная система из нескольких фракций порошка с объемным средним диаметром 40 мкм.

При таком подходе повышение степени уплотнения материала в слое было достигнуто благодаря оптимизации геометрического расположения и контакта частиц. Для устранения проблемы недостаточной деформируемости гидроксиапатита огромное количество научных работ направлено на создание двухфазного покрытия, включающего гидроксиапатит в сочетании с пластически деформируемым компонентом. Иными словами, металлическая система или органический полимер, обладающие необходимой способностью к пластической деформации, соединялись с частицами ГАП. В большинстве случаев вещество пластической фазы совпадало по химическому составу с материалом основания. Применение сферических частиц из технически чистого титана препятствует получению плотного многокомпонентного слоя значительной толщины, так как частицы титана характеризуются недостаточной деформируемостью при механическом воздействии. Сферическая морфология частиц не предоставляет необходимую контактную поверхность для размещения и фиксации частиц гидроксиапатита. Следовательно, частицы ГАП удаляются из области напыления [38]. Применение порошков с несферической геометрией частиц может способствовать двух-трехкратному увеличению толщины

получаемого слоя. Поэтому в большинстве исследовательских работ предпочтение отдавалось пористому титану [38–42].

Дополнительно существует ограничение, накладываемое на соотношение между дисперсностью титановых и частиц ГАП, а также их долевой состав. Наиболее устойчивые многокомпонентные слои толщиной до 500 мкм получали при массовом соотношении 20 % ГАП и 80 % пористого титана [38] либо при соотношении 30 % ГАП и 70 % пористого титана [40, 41].

Альтернативная методология предложена авторами исследования и предусматривает внедрение материала, характеризующегося высокими пластическими свойствами [35]. Введение металлических порошков меди и цинка в состав порошка ГАП в пропорции 80 % гидроксиапатита + 20 % Cu–Zn системы обеспечило значительное увеличение толщины покрытия с показателя 11 микрометров до величины 202 микрометра.

Значимым преимуществом многокомпонентного покрытия является улучшение показателей адгезионной прочности. Для однофазного гидроксиапатитового покрытия адгезионная прочность ограничена пределом 11 МПа, в то время как многокомпонентное покрытие демонстрирует показатели адгезионной прочности в диапазоне от 18 до 60 МПа в соответствии с характеристиками пластичного компонента и соотношением компонентного состава.

Параметры потока рабочего газа

Параметры газового потока определяются величиной давления в камере, температурным режимом и промежуточным расстоянием между источником и целевой поверхностью. Эти факторы непосредственно влияют на скорость, с которой движутся газовая среда и частицы в момент столкновения.

Когда частицы гидроксиапатита имеют небольшие размеры в сочетании с интенсивным газовым потоком, они приобретают недостаточный импульс, что препятствует их удержанию в зоне напыления до момента соударения с подложкой. Аналогичные наблюдения были зафиксированы несколькими научными коллективами [24, 32, 36].

Увеличение размерности частиц в сочетании с пониженной скоростью газовой среды провоцирует упругое взаимодействие между частицами и основанием, что способствует выносу частиц за пределы зоны напыления [36].

Поднятие температуры газовой среды сопровождается снижением требуемого давления вследствие уменьшения пластичности материала. При нанесении гидроксиапатита на полиэфирэфиркетон экспериментально установлено, что при тепловом режиме 200 и 300 °C итоговое покрытие либо практически не содержит гидроксиапатита, либо полностью его лишено [24, 25]. Достижение температурного уровня 400 °C позволяет четко зафиксировать структурированные образования гидроксиапатита, интенсивность проявления которых растёт синхронно с увеличением давления.

Совокупность этих исследований демонстрирует, что рост давления сопровождается значительным возрас-

танием кинетической энергии частиц, что оказывает выраженное отрицательное воздействие на покрытие ГАП [24, 25, 29, 30]. В то же время слои смешанного состава с минимальной долей гидроксиапатита проявляют повышенные технические характеристики при повышенном давлении в интервале 30–35 бар [38, 41]. Во время комплекса исследовательских мероприятий, осуществленных авторским коллективом Hasniyati и соавт. [26–28], была установлена определяющая роль расстояния между аппаратом напыления и подложкой на параметры качества создаваемого слоя. Выяснилось, что наиболее благоприятное расстояние сосредоточено в границах 20–30 мм. Анализ информации в таблице указывает, что подавляющее большинство результативных опытов как с чистыми гидроксиапатитными, так и с композитными покрытиями реализовывались в диапазоне расстояний 20–40 мм. Группой исследователей [29] выявлено, что увеличение расстояния вызывает размывание ширины напыляемого участка, так как площадь основания газовой струи также расширяется при росте дистанции между пистолетом и подложкой.

Влияние подложки

Параметры основы, включая ее тепловой режим и морфология поверхности, оказывают существенное воздействие на эффективность процесса напыления. В ряде работ Hasniyati и соавт. [26–28] разработали методику, основанную на факторных экспериментах, в которой оценивалось влияние температуры подложки, шероховатости подложки и расстояния от источника до подложки на результаты распыления. Носителем служил воздух при комнатной температуре, а подложкой — чистый магний.

Было показано, что расстояние между соплом и поверхностью оказывает наибольшее влияние, в то время как увеличение шероховатости поверхности положительно сказывается на толщине покрытия; это согласуется с результатами других исследований [32].

Повышение температуры подложки также проявляет положительное действие, однако оно ограничено определенным температурным порогом, обусловленным термозависимыми характеристиками используемого вещества. Указанный температурный диапазон обычно составляет от половины до трех четвертей от показателя плавления. При приближении к этому пороговому значению показателей плавления материала подложки [26–28] или температурно-критических границ его разложения [29] адгезионные свойства напыленного слоя претерпевают значительное снижение.

В исследовании, проведенном Judd с соавт. [42], был осуществлен анализ многокомпонентного покрытия (80 % Ti + 20 % ГАП), полученного посредством низкотемпературного напыления на различные металлические основания: сталь марки SS316L, алюминиевый сплав Al6061 и титановый сплав Ti6Al4V. Нанесение слоев выполнялось при значительных показателях давления в диапазоне 25–35 бар. При используемых условиях композиционное напыление было реализовано исключительно на алюминиевой основе Al6061, что объясняется меньшей твердостью алюминиевого

сплава по сравнению с другими материалами, использованными в исследовании. При высоких показателях механической прочности частицы ГАП подвергаются упругому столкновению при контакте с поверхностью и не способны образовать прочное соединение. Ввиду того что в ряде других научных трудов [23, 28, 37] зафиксировано, что основания с низкой механической твердостью проявляют повышенную восприимчивость к адгезии ГАП, возможно заключить, что механическая твердость подложки представляет критически важный параметр, определяющий успешность проведения процесса.

Влияние количества проходов и скорости движения сопла

При нанесении покрытия на обширные области необходимо осуществлять движение распылительного аппарата для полного охвата всей обрабатываемой поверхности. Формирование толстого слоя требует последовательного применения нескольких слоев порошкового материала.

Научные работы Judd с соавт. [42] и Paterlini с соавт. [34], наряду с информацией, представленной в таблице, демонстрируют, что повышение скорости движения аппарата приводит к снижению слоя покрытия и способствует повышению его пористости.

Вместе с тем имеющиеся материалы о воздействии числа наносимых слоев содержат противоречивые выводы. Исследования Hasniyat и соавт. [26–28] указывают, что расширение количества слоев с пяти до десяти оказывает минимальное действие на формирование покрытия, в то время как публикации [36, 37, 42] свидетельствуют, что повторное использование распылительного аппарата способствует постоянному нарастанию толщины слоя и сокращению пористости. Согласно таблице в первом исследовании было давление не ниже 10 бар, тогда как в альтернативном подходе давление газа варьировалось в пределах 3–8 бар. Причину расхождений в полученных итогах можно интерпретировать исходя из предположения, что при сниженных величинах давления энергетический потенциал частиц ГАП оказывается недостаточным для облегчения процесса образования слоя, однако интенсивность газового потока недостаточна для эффективного удаления частиц и загрязнений из зоны обработки. В результате этого большая доля порошка остается в обрабатываемой области, где происходит его трансформация в слой. Данный механизм развития слоя был ранее описан посредством исследования энергетических характеристик частиц и их сопоставления с показателями энергии разрушения [36]. В указанном исследовании предложено, что интенсивность нарастания слоя составляет приблизительно 1,6 мкм за один проход при применяемых технологических условиях.

В публикации Vilardell и соавт. [32] показаны итоги исследований, в ходе которых осуществлялось многослойное нанесение гидроксиапатита на основание из поликристаллического титана. Анализ показывает, что удалось сформировать слой с максимальной толщиной порядка 10 мм. По данным исследования,

процесс формирования слоя характеризуется отрицательной связью между скоростью роста и количеством слоев. Такая закономерность объясняется свойствами материала: при низких значениях давления сформированный слой приобретает значительную пористость. Вследствие этого определенная часть энергии, поступающей при осаждении дополнительных слоев, направляется на уплотнение уже сформированных слоев. Это обстоятельство становится причиной замедления увеличения толщины формируемого слоя. Следовательно, управление параметрами покрытия из гидроксиапатита, включая его толщину и структуру пор, возможно благодаря целенаправленному варьированию числа наносимых слоев и темпу перемещения сопла.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Проведенное изучение литературы позволяет констатировать перспективность применения метода холодного газодинамического напыления для производства высокоэффективных покрытий на основе гидроксиапатита, как монокомпонентных, так и в качестве гибридных композиционных систем. Данный технологический процесс обеспечивает возможность регулирования структурных и механических характеристик получаемых покрытий, в том числе уровня пористости, геометрических параметров толщины и показателей адгезионной надежности. Научные исследования демонстрируют, что качественные параметры сформированного покрытия находятся в прямой зависимости от применяемых режимных настроек технологического процесса. На основе систематизации результатов обширного комплекса экспериментальных исследований были сформулированы нижеследующие практические рекомендации.

Тепловой режим рабочей газовой среды при работе с монокомпонентным гидроксиапатитом и при создании композиционных слоистых структур должен находиться в интервале от 200 до 600 °С. При некоторых специфических условиях применения композиционного покрытия данный параметр может быть увеличен до 700 °С.

Величина давления газовой фазы при нанесении монолитного гидроксиапатитного слоя не должна превышать значения в 10 бар и, как правило, поддерживается в пределах 3–8 бар. В случае создания композиционного слоя с включением гидроксиапатита давление должно выбираться исходя из необходимости реализации пластической деформационной способности металлической составляющей. Для материалов с повышенной пластичностью допустимый диапазон составляет 5–15 бар, а для высокопрочных металлических сплавов (в частности, титановых) — 20–40 бар.

Оптимальное расстояние распыления для чистого гидроксиапатита должно находиться в диапазоне 20–40 миллиметров, тогда как для композиционного варианта покрытия можно использовать расширенный интервал — 15–50 миллиметров.

Для достижения улучшенных характеристик готовых изделий целесообразно применять порошковый материал, состоящий из двух различных фракционных ком-

понентов. При использовании чистого гидроксиапатитного порошка требуется включение мелкодисперсной фракции с размером частиц, не превышающим 1 микронметра, и более крупной фракции со средним диаметром частиц приблизительно 45 микронметров. Такая комбинация обеспечит эффективное заполнение всех микропор и микротрещин поверхностного слоя и будет способствовать интенсивному нарастанию толщины покрытия. При формировании композиционных покрытий пластическая компонента должна обладать неправильной геометрией частиц, при этом размеры этих частиц должны быть больше размеров гидроксиапатитных частиц. Для высокотвердых материалов (в том числе титана и его сплавов) оптимальное соотношение компонентов должно составлять 20–30 % гидроксиапатита при содержании металлической фазы 80–70 %. Для материалов, характеризующихся значительной пластической деформируемостью и низкими показателями твердости (например, медь или цинк), универсальные нормативы по регулированию указанных пропорций отсутствуют.

Для получения плотного покрытия значительной толщины рекомендуется применять методику многократного напыления. Скорость перемещения напылительного инструмента оказывает неблагоприятное воздействие на толщину и уровень пористости финального покрытия.

В процессе проведения настоящего аналитического обзора было выявлено, что материалы, объединяющие в себе хорошие пластические свойства при одновременно низких показателях твердости, представляют собой оптимальный выбор для осуществления нанесения слоистых структур методом холодного газодинамического напыления с применением гидроксиапатита. Осуществление предварительного теплового воздействия на основной материал может способствовать повышению качественных параметров получаемого покрытия, в то время как последующая финишная обработка может привести к увеличению микрошероховатости поверхностного слоя основного материала.

Предполагается, что данный аналитический обзор и предложенная система рекомендаций, касающихся оптимизации параметров технологического процесса, будут содействовать специалистам в области материаловедения и инженерной практики при разработке и производстве биосовместимых и биоактивных покрытий на основе гидроксиапатита с улучшенными показателями качества и сокращением сроков их изготовления.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ / REFERENCES

- 1 Joint Replacement Surgery. 2024. [cited 2024 Dec 1]. Available from <https://rheumatology.org/patients/jointreplacementsurger>
- 2 Matharu G.S., Culliford D.J., Blom A.W., Judge A. A Judge Projections for primary hip and knee replacement surgery up to the year 2060: an analysis based on data from The National Joint Registry for England, Wales, Northern Ireland and the Isle of Man. *Ann R Coll Surg Engl*. 2022;104(6):443–8. DOI: 10.1308/rcsann.2021.0206
- 3 Feng B., Zhu W., Bian Y.Y., Chang X., Cheng K.Y., Weng X.S. China artificial joint annual data report. *Chin Med J (Engl)*. 2020;134(6):752–3. DOI: 10.1097/CM9.0000000000001196
- 4 Shakyia H., Chen A., Zhou Z. The increase in total knee replacement surgery in China. a 10year real world study. *Open J Orthoped*. 2024;14(06):270–86. DOI: 10.4236/ojo.2024.146024
- 5 Curlew K., Leung B., Sinclair L., Thornhill C., Chan G., Ricketts D. Systemic medical complications following joint replacement: a review of the evidence. *Ann R Coll Surg Engl*. 2023;105(3):191–5. DOI: 10.1308/rcsann.2022.0012
- 6 Long H., Xie D., Zeng C., Wang H., Lei G., Yang T. Burden and characteristics of revision total knee arthroplasty in China: a national study based on hospitalized cases. *J Arthroplasty*. 2023;38(7):1320–5.e2. DOI: 10.1016/j.arth.2023.02.052
- 7 Pramanik K. Stem cell and tissue engineering. Bone, cartilage, and associated joint tissue defects. Boca Raton, FL: CRC Press; 2024. 354 p.
- 8 Lv Y., Chen Y., Zheng Y., Li Q., Lei T., Yin P. Evaluation of the antibacterial properties and invitro cell compatibilities of doped copper oxide/hydroxyapatite composites. *Colloids Surf B Biointerfaces*. 2022;209(Pt 2):112194. DOI: 10.1016/j.colsurfb.2021.112194
- 9 Djošić M., Janković A., Stevanović M., Stojanović J., Vukašinović-Sekulić M., Kojić V., et al. Hydroxyapatite/poly(vinyl alcohol)/chitosan coating with gentamicin for orthopedic implants. *Mater Chem Phys*. 2023;303:127766. DOI: 10.1016/j.matchemphys.2023.127766
- 10 Khamkongkao A., Jiamprasertboon A., Jinakul N., Srabua P., Tantavisut S., Wongrakpanich A. Antibioticloaded hydroxyapatite scaffolds fabricated from Nile tilapia bones for orthopaedics. *Int J Pharm X*. 2023;5:100169. DOI: 10.1016/j.ijpx.2023.100169
- 11 Gadow R., Killinger A., Stiegler N. Hydroxyapatite coatings for biomedical applications deposited by different thermal spray techniques. *Surf Coat Technol*. 2010;205(4):1157–64. DOI: 10.1016/j.surfcoat.2010.03.059
- 12 Pal Singh R., Bala N. Comparative studies of cold and thermal sprayed hydroxyapatite coatings for biomedical applications — a review. *Ceramic transactions*. 2012;237:250–9. DOI: 10.1002/9781118511466.ch24
- 13 Vilardell A.M., Cinca N., GarciaGiral N., Dosta S., Cano I.G., Nogués X., et al. Invitro comparison of hydroxyapatite coatings obtained by cold spray and conventional thermal spray technologies. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2020;107:110306. DOI: 10.1016/j.msec.2019.110306
- 14 Awasthi S., Pandey S.K., Arunan E., Srivastava C. A review on hydroxyapatite coatings for the biomedical applications: experimental and theoretical perspectives. *J Mater Chem B*. 2021;9(2):228–49. DOI: 10.1039/d0tb02407d
- 15 Sharath Kumar J., Kumar R., Verma R. Surface modification aspects for improving biomedical properties in implants: a review. *Acta Metall. Sin. (Engl. Lett.)*. 2024;37(2):213–41. DOI: 10.1007/s40195023016317
- 16 Prashar G., Vasudev H. Understanding cold spray technology for hydroxyapatite deposition: review paper. *J Electrochem Sci Eng*. 2023;13(1):41–62. DOI: 10.5599/jese.1424
- 17 Sandhu H.S., Goyal D., Sharma A., Goyal T., Jarial S., Sharda A. Sustainable development in cold gas dynamic spray coating process for biomedical applications: challenges and future perspective review. *Int J Interact Des Manuf*. 2023:1–17. DOI: 10.1007/s12008023014747
- 18 Page M.J., McKenzie J.E., Bossuyt P.M., Boutron I., Hoffmann T.C., Mulrow C.D., et al. The PRISMA 2020 statement: an updated guideline for reporting systematic reviews. *BMJ*. 2021;372:n71. DOI: 10.1136/bmj.n71
- 19 Li W., Yang K., Yin S., Yanga X., Xua Y., Lupoib R. Solid-state additive manufacturing and repairing by cold spraying: A review. *J Mater Sci Technol*. 2018;34(3):440–57. DOI: 10.1016/j.jmst.2017.09.015
- 20 Wang Z., Mao P., Huang C., Li W., Lupoi R., Yin Sh. Deposition mechanism of ceramic reinforced metal matrix composites via cold spraying. *Addit Manuf*. 2024;85:104167. DOI: 10.1016/j.addma.2024.104167
- 21 Wu D., Zhang J., Li W., Xu Y., Yang X., Su Y. Morphology of ceramic regulates the deposition behavior and mechanical properties of cold spray additive manufactured Al₂O₃/2024 aluminum matrix composites. *Mater Charact*. 2024;215:114197. DOI: 10.1016/j.matchar.2024.114197
- 22 Sanpo N., Tan M.L., Cheang P., Khor K.A. Antibacterial property of cold sprayed HAAg/PEEK coating. *J Therm Spray Tech*. 2009;18(1):10–5. DOI: 10.1007/s1166600892830
- 23 Noorakma A.C.W., Zuhailawati H., Aishvarya V., Dhindaw B.K. Hydroxyapatite coated magnesium based biodegradable alloy: cold spray deposition and simulated body fluid studies. *J Mater Eng Perform*. 2013;22(10):2997–3004. DOI: 10.1007/s1166501305899
- 24 Lee J.H., Jang H.L., Lee K.M., Baek H.R., Jin K., Hong K.S., et al. In vitro and in vivo evaluation of the bioactivity of hydroxyapatite-coated polyetheretherketone biocomposites created by cold spray technology. *Acta Biomater*. 2013;9(4):6177–87. DOI: 10.1016/j.actbio.2012.11.030
- 25 Lee J.H., Jang H.L., Lee K.M., Baek H.R., Jin K., Noh J.H. Cold-spray coating of hydroxyapatite on a three-dimensional polyetheretherketone implant and its biocompatibility evaluated by in vitro and in vivo mini-

- pig model. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2017;105(3):647–57. DOI: 10.1002/jbm.b.33589
- 26 Hasniyati M., Zuhailawati H., Sivakumar R., Mohd Moor F. Cold spray deposition of hydroxyapatite powder onto magnesium substrates for biomaterial applications. *Surf Eng*. 2015;31(11):867–74. DOI: 10.1179/1743294415Y.0000000068
- 27 Hasniyati M.R., Hussain Z., Ramakrishnan S., Dhindaw B.K., Mohd Noor F. Design of experiment (DOE) study of hydroxyapatite coated magnesium by cold spray deposition. *MSF*. 2015;819:341–6. DOI: 10.4028/www.scientific.net/MSF.819.341
- 28 Hasniyati M.R., Zuhailawati H., Sivakumar R., Dhindaw B.K. Optimization of multiple responses using overlaid contour plot and steepest methods analysis on hydroxyapatite coated magnesium via cold spray deposition. *Surf Coat Technol*. 2015;280:250–5. DOI: 10.1016/j.surfcoat.2015.09.006
- 29 Moreau D., Corté L., Borit F., Guipont V. Cold spray of agglomerated submicronic hydroxyapatite powders for biomedical applications. In: *Proceeding of the conference ITSC 2016, DVS, Shanghai*; 2016. P. 6. DOI: 10.31399/asm.cp.itsc2016p0006
- 30 Moreau D., Borit F., Corté L., Guipont V. Cold spray coating of submicronic ceramic particles on poly(vinyl alcohol) in dry and hydrogel states. *J Therm Spray Tech*. 2017;26(5):958–69. DOI: 10.1007/s1166601705518
- 31 Chen X., Ji G., Bai X., Yao H., Chen Q., Zou Y. Microstructures and properties of cold spray nanostructured HA coatings. *J Therm Spray Tech*. 2018;27(8):1344–55. DOI: 10.1007/s1166601807761
- 32 Vilardell A.M., Cinca N., Dosta S., Cano I.G. Feasibility of using low pressure cold gas spray for the spraying of thick ceramic hydroxyapatite coatings. *Int J Applied Ceramic Tech*. 2019;16(1):221–9. DOI: 10.1111/ijac.13088
- 33 Chen Q.Y., Zou Y.L., Chen X., Bai X.-B. Morphological, structural and mechanical characterization of cold sprayed hydroxyapatite coating. *Surf Coat Technol*. 2019;357:910–23. DOI: 10.1016/j.surfcoat.2018.10.056
- 34 Paterlini A., Alexis J., Balcaen Y., Ghislaine B. Cold spraying of thick biomimetic and stoichiometric apatite coatings for orthopaedic implants. *Coatings*. 2022;12(6):722. DOI: 10.3390/coatings12060722
- 35 Behera A.K., Mantry S., Roy S., Pati S. Improving bond strength and deposition efficiency of ceramic coatings via low pressure cold spraying: a study on hydroxyapatite coatings with CuZn blends. *Surf Coat Technol*. 2024;494(Part.2):131430. DOI: 10.1016/j.surfcoat.2024.131430
- 36 Henao J., GiraldoBetancur A.L., PoblanoSalas C.A., Forero P. On the deposition of coldsprayed hydroxyapatite coatings. *Surf Coat Technol*. 2024;476:130289. DOI: 10.1016/j.surfcoat.2023.130289
- 37 Henao J., GiraldoBetancur A., PoblanoSalas C.A., Espinosa-Arbelaez D.G. On the role of substrate in hydroxyapatite coating formation by cold spray. *Coatings*. 2024;14(10):1302. DOI: 10.3390/coatings14101302
- 38 Choudhuri A., Mohanty P.S., Karthikeyan J. Bioceramic composite coatings by cold spray technology. *Proceeding of the International Thermal Spray Conference*. 2009; p. 6. DOI: 10.1361/cp2009itsc0391
- 39 Zhou X., Mohanty P. Electrochemical behavior of cold sprayed hydroxyapatite/titanium composite in Hanks' solution. *Electrochim Acta*. 2012;65:134–40. DOI: 10.1016/j.electacta.2012.01.018
- 40 Gardon M., Concustell A., Dosta S., Cinca N., Cano I.G., Guilemany J.M. Improved bonding strength of bioactive cermet Cold Gas Spray coatings. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2014;45:117–21. DOI: 10.1016/j.msec.2014.08.053
- 41 Guillem Marti J., Cinca N., Punset M., Cano I.G., Gil F.J., Guilemany J.M., et al. Porous titaniumhydroxyapatite composite coating obtained on titanium by cold gas spray with high bond strength for biomedical applications. *Colloids Surf B Biointerfaces*. 2019;180:245–253. DOI: 10.1016/j.colsurfb.2019.04.048.
- 42 Judd K.G., Sharma M.M., Eden T.J. Multifunctional bioceramic composite coatings deposited by cold spray. *KEM*. 2019;813:228–33. DOI: 10.4028/www.scientific.net/KEM.813.228
- 43 Forero Sossa P.A., Giraldo Betancur A.L., Poblano Salas C.A., Poblano-Salas C.A. Nozzle geometry and particle size influence on the behavior of low pressure cold sprayed hydroxyapatite particles. *Coatings*. 2022;12(12):1845. DOI: 10.3390/coatings12121845

© Билялов А.Р., Бикмеев А.Т., Ахатов И.Ш., Джуринский Д.В., Юровских Р.С., Минасов Б.Ш., Акбашев В.Н., Галаутдинов М.Ф., 2025
© Bilyalov A.R., Bikmeev A.T., Akhatov I.Sh., Dzhurinskiy D.V., Yurovskikh R.S., Minasov B.Sh., Akbashev V.N., Galautdinov M.F., 2025

Формат 60×90 1/8. Бумага офсетная. Гарнитура Minion Pro.

Печать офсетная. Усл. п. л. 9,5. Тираж 100 экз.

Подписано в печать: 22.12.2025. Дата выхода: 25.12.2025. Свободная цена.

16+

Отпечатано в издательстве «Триада»

Россия, 170034, г. Тверь, пр. Чайковского, д. 9, оф. 514