

## Современные материалы и сплавы для восстановления костных дефектов челюстно-лицевой области: от традиционных решений к инновационным технологиям

А.А. Кабанова<sup>1</sup>, В.К. Окулич<sup>1</sup>, В.Н. Шут<sup>2</sup>, С.А. Кабанова<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Витебский государственный медицинский университет  
Республика Беларусь, 210009, г. Витебск, ул. Фрунзе, 27

<sup>2</sup> Витебский государственный технологический университет  
Республика Беларусь, 210038, г. Витебск, Московский пр., 72

### Резюме

Цель данной обзорной статьи – систематизировать современные данные о материалах и сплавах, применяемых для восстановления костных дефектов челюстно-лицевой области, оценить их преимущества, ограничения и перспективы внедрения в клиническую практику. Титан продолжает оставаться «золотым стандартом» в области медицинских имплантатов благодаря своей высокой прочности, биосовместимости и долговечности. Однако современные тенденции в медицине и материаловедении указывают на растущий интерес к биорезорбируемым материалам и 3D-технологиям, которые открывают новые горизонты для создания более совершенных и функциональных имплантатов. Эти инновационные подходы позволяют не только улучшить интеграцию имплантатов с тканями организма, но и минимизировать риски долгосрочных осложнений, таких как стресс-экранирование кости или необходимость повторных операций для удаления имплантата. Одним из наиболее важных аспектов современной имплантологии является необходимость персонализированного подхода к каждому пациенту. Это включает учет не только анатомических особенностей, но и индивидуальных биологических и физиологических параметров. Междисциплинарные исследования, объединяющие усилия хирургов, материаловедов, биоинженеров и биологов, становятся ключевым фактором успеха в разработке новых материалов и технологий, которые открывают огромные возможности для улучшения качества жизни пациентов. Однако для реализации этого потенциала необходимо продолжать активные исследования, укреплять междисциплинарное сотрудничество и уделять внимание не только техническим, но и этическим, а также экономическим аспектам разработки и внедрения инноваций.

**Ключевые слова:** материалы, сплавы, костные дефекты, челюстно-лицевая область.

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

**Автор для переписки.** Кабанова А.А., e-mail: arinakabanova@mail.ru

**Для цитирования.** Кабанова А.А., Окулич В.К., Шут В.Н., Кабанова С.А. Современные материалы и сплавы для восстановления костных дефектов челюстно-лицевой области: от традиционных решений к инновационным технологиям. *Сиб. науч. мед. ж.* 2025;45(6):60–68. doi: 10.18699/SSMJ20250606

## Modern materials and alloys for bone defect reconstruction in the maxillofacial area: from traditional solutions to innovative technologies

A.A. Kabanova<sup>1</sup>, V.K. Okulich<sup>1</sup>, V.N. Shut<sup>2</sup>, S.A. Kabanova<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Vitebsk State Medical University  
Republic of Belarus, 210009, Vitebsk, Frunze st., 27

<sup>2</sup> Vitebsk State Technological University  
Republic of Belarus, 210038, Vitebsk, Moskovsky ave., 72

### Abstract

The aim of this review article is to systematize current data on materials and alloys used for the restoration of bone defects in the maxillofacial region, evaluate their advantages and limitations, and assess their prospects for clinical application. Titanium remains the “gold standard” in medical implants due to its high strength, biocompatibility, and durability. However, modern trends in medicine and materials science indicate a growing interest in bioresorbable materials and 3D technologies, which open new horizons for the development of more advanced and functional implants. These innovative approaches not only enhance implant integration with biological tissues but also minimize the risks of long-term complications, such as bone stress shielding or the need for secondary surgeries to remove the implant. One of the most crucial aspects of modern implantology is the necessity for a personalized approach to each patient. This includes considering not only anatomical features but also individual biological and physiological parameters. Interdisciplinary research that brings together the expertise of surgeons, material scientists, bioengineers, and biologists plays a key role in the successful development of new materials and technologies, which present immense opportunities for improving patients’ quality of life. However, to fully realize this potential, continued active research, strengthened interdisciplinary collaboration, and attention not only to technical aspects but also to ethical and economic considerations in the development and implementation of innovations are essential.

**Key words:** materials, alloys, bone defects, maxillofacial area.

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

**Correspondence author.** Kabanova A.A., e-mail: arinakabanova@mail.ru

**Citation.** Kabanova A.A., Okulich V.K., Shut V.N., Kabanova S.A. Modern materials and alloys for bone defect reconstruction in the maxillofacial area: from traditional solutions to innovative technologies. *Sibirskij nauchnyj medicinskij zhurnal* = *Siberian Scientific Medical Journal*. 2025;45(6):60–68. [In Russian]. doi: 10.18699/SSMJ20250606

## Введение

Челюстно-лицевая область играет критическую роль в обеспечении жизненно важных функций, включая жевание, речь и дыхание, а также в формировании эстетического облика человека. Однако травмы, врожденные аномалии, новообразования, операции и атрофия костной ткани, вызванная потерей зубов и возрастными изменениями, часто приводят к значительным костным дефектам, требующим хирургической реконструкции. По данным ВОЗ, около 20 % пациентов с челюстно-лицевыми травмами нуждаются в сложных восстановительных операциях, что подчеркивает медицинскую и социальную значимость разработки эффективных материалов для костной пластики [1].

Цель данной обзорной статьи – систематизировать современные данные о материалах и сплавах, применяемых для восстановления костных дефектов челюстно-лицевой области, оценить их преимущества, ограничения и перспективы внедрения в клиническую практику.

Титан и его сплавы, в частности Ti-6Al-4V (титан, 6 % – алюминий, 4 % – ванадий), а также керамические материалы долгое время оставались основой реконструктивной хирургии челюстно-лицевой области. Их применение обусловлено уникальным сочетанием физико-химических свойств, которые, однако, имеют как преимущества, так и ограничения. Эволюция этих

материалов направлена на преодоление недостатков и адаптацию к современным требованиям медицины.

## Основные требования к материалам для костной реконструкции

Костная реконструкция челюстно-лицевой области представляет собой сложную задачу, требующую использования материалов, которые не только замещают утраченные структуры, но и интегрируются с живыми тканями, обеспечивая функциональность и эстетику. Успех таких вмешательств зависит от соблюдения ряда требований, включая биосовместимость, механическую совместимость, остеointеграцию, коррозионную устойчивость и эстетико-функциональное восстановление.

Биосовместимость материала определяется его способностью взаимодействовать с организмом, не провоцируя иммунного ответа, токсических реакций или хронического воспаления. Это фундаментальное требование, так как даже незначительная реакция отторжения может привести к периимплантиту, резорбции кости и необходимости удаления имплантата. Например, титан и его сплавы (Ti-6Al-4V) долгое время считались эталоном биосовместимости благодаря образованию инертного оксидного слоя (TiO<sub>2</sub>), который предотвращает высвобождение ионов металла в окружающие ткани. Однако исследования по-

следних лет выявили, что у 2–4 % пациентов наблюдается гиперчувствительность к титану, проявляющаяся хроническим воспалением, болью и образованием грануляционной ткани вокруг имплантата [1]. Для решения этой проблемы разрабатываются материалы с контролируемым высвобождением противовоспалительных агентов. Например, полимерные матрицы на основе полилактида, импрегнированные дексаметазоном, демонстрируют способность подавлять активность макрофагов и снижать риск фиброза [2]. В экспериментах на животных моделях такие материалы уменьшали экспрессию провоспалительных цитокинов (IL-6, TNF- $\alpha$ ) на 40–60 % по сравнению с традиционными титановыми имплантатами [3]. Другой подход – использование биокерамических покрытий из гидроксиапатита, которые маскируют поверхность магниевых сплавов, снижая их взаимодействие с иммунными клетками [4].

Механическая совместимость материала с костной тканью – ключевой фактор предотвращения стресс-экранирования. Это явление возникает, когда модуль упругости имплантата значительно превышает таковой у кости (10–30 ГПа), что приводит к перераспределению нагрузки и атрофии окружающей кости. Традиционные титановые сплавы (Ti-6Al-4V), обладающие модулем упругости 110 ГПа, демонстрируют высокий риск стресс-экранирования, особенно в зонах динамической нагрузки, таких как альвеолярный отросток. Перспективной альтернативой являются магниевые сплавы (Mg-Zn, Mg-Ca). По модулю упругости (45 ГПа) они близки к костной ткани, что снижает риск резорбции. Однако быстрая деградация магния в физиологической среде требует модификаций, таких как легирование цинком или нанесение защитных покрытий. Аддитивные технологии (селективное лазерное плавление, SLM) позволяют создавать имплантаты с пористостью 60–80 %, что снижает модуль упругости до 15–25 ГПа. Такие конструкции обеспечивают не только механическую совместимость, но и условия для васкуляризации и миграции остеобластов [5]. Жесткость композитов полиэфирэфиркетона (РЕКК) с углеродным волокном варьирует от 3 до 18 ГПа в зависимости от концентрации наполнителя, что делает их универсальными для реконструкции различных анатомических зон.

Остеоинтеграция – процесс прямого структурного и функционального соединения между имплантатом и костью – определяет долгосрочную стабильность конструкции. Ключевым фактором является микропористая поверхность, которая увеличивает площадь контакта с костной тканью. Например, пескоструйная обработка титана частицами оксида алюминия создает шеро-

ховатость ( $R_a = 2\text{--}5\text{ мкм}$ ), повышающую адгезию остеобластов на 30–40 % [6]. Благодаря высокой электропроводности, графеновые покрытия стимулируют дифференцировку мезенхимальных стволовых клеток в остеобласты. Исследования *in vitro* показали, что графен повышает экспрессию остеогенных маркеров (RUNX2, ALP) в 2–3 раза [7]. Гидроксиапатит является основным минеральным компонентом костной ткани, что обеспечивает его osteoconductive и osteoinductive свойства. При контакте с костью гидроксиапатит стимулирует адсорбцию остеогенных белков (остеокальцин, остеоопонтин) и миграцию остеобластов, ускоряя формирование новой костной ткани. Сочетание гидроксиапатита с коллагеном или хитозаном увеличивает эластичность материала, снижая риск растрескивания. Исследования *in vitro* показали, что композиты гидроксиапатита и коллагена обладают прочностью на сжатие до 200 МПа, что сопоставимо с прочностью губчатой кости [8]. Нанесение наногидроксиапатита на титан имитирует естественный состав костного матрикса, ускоряя минерализацию. В экспериментах *in vivo* такие покрытия увеличивали скорость остеогенеза на 50 % по сравнению с гладким титаном [9].  $\beta$ -Трикальций-фосфат, в отличие от гидроксиапатита, обладает более высокой скоростью резорбции, что делает его идеальным материалом для временных каркасов в регенеративной медицине [10].

Коррозия материалов в организме может привести к высвобождению токсичных ионов (например, алюминия и ванадия из Ti-6Al-4V), провоцируя воспаление и отторжение имплантата. Для повышения коррозионной стойкости применяются покрытия на основе алмазоподобного углерода, снижающие скорость коррозии титана в 5 раз, как показали испытания в моделируемой биологической среде. Формирование нанотрубок  $\text{TiO}_2$  на поверхности титана блокирует диффузию ионов металла. Исследования *in vivo* подтвердили, что анодированные имплантаты сохраняют целостность в течение 5 лет. Добавление неодима (Nd) замедляет деградацию магния в 2–3 раза, что подтверждено тестами по стандарту ASTM G31-72 [11–13].

Эстетико-функциональное восстановление требует не только точного воспроизведения анатомических контуров, но и соответствия оптическим свойствам кости. Биостекло 45S5, обладающее таким же коэффициентом преломления (1,52), как и костная ткань, используется для реконструкции орбитальных стенок [14]. Комбинация титанового каркаса с керамическим покрытием (например, диоксидом циркония) позволяет достичь как прочности, так и естественного

цвета. Клинические исследования показали, что такие системы снижают риск эстетических осложнений на 40 % [10].

Современные разработки включают биodeградируемые магниевые сплавы, которые должны деградировать со скоростью, соответствующей темпу регенерации кости (0,2–0,5 мм/мес.). Легирование цинком (5–10 %) замедляет коррозию до 0,3 мм/мес., что подтверждено исследованиями на кроличьих моделях. Однако избыток цинка может вызывать токсичность, что требует точного контроля состава. Биodeградируемые титановые сплавы (Ti-Nb, Ti-Ta) обладают сниженным модулем упругости (50–60 ГПа), но их деградация в организме остается неконтролируемой [15].

### Современные сплавы и композитные материалы

Разработка новых материалов для реконструкции челюстно-лицевой области направлена на преодоление ограничений традиционных решений. Магниевые сплавы, кобальтохромовые системы и полимерные композиты представляют собой ключевые направления, каждое из которых обладает уникальными свойствами, расширяющими возможности хирургического восстановления.

Магниевые сплавы привлекают внимание благодаря способности к контролируемой биodeградации в организме, что исключает необходимость повторных операций для удаления имплантата. Скорость резорбции регулируется составом сплава: добавление цинка (Mg-Zn) или кальция (Mg-Ca) замедляет коррозию, синхронизируя деградацию имплантата с регенерацией кости. Например, сплав Mg-5Zn демонстрирует скорость деградации 0,2–0,4 мм/год, что соответствует темпам остеогенеза в челюстно-лицевой области [11]. Однако быстрая коррозия магния в физиологической среде остается проблемой, так как неконтролируемое высвобождение ионов  $Mg^{2+}$  и водорода может вызывать газовые полости и воспаление. Для решения этой проблемы применяются модификации поверхности. Гидроксиапатитовые покрытия, наносимые методом электрофоретического осаждения, снижают скорость коррозии на 50 % и усиливают остеоинтеграцию [4]. Полимерные покрытия, такие как поликапролактон (PCL), создают барьер между сплавом и биологической средой. Исследования *in vivo* показали, что PCL-покрытия увеличивают срок службы имплантатов до 6–8 месяцев. Микродуговое оксидирование формирует пористый оксидный слой с включением кальция и фосфора, улучшая коррозионную стойкость и стиму-

лируя минерализацию кости [16]. Перспективным направлением является создание гибридных систем, где магниевая основа комбинируется с биоактивными материалами. Например, имплантаты Mg-Zn, покрытые графеновыми нанопленками, демонстрируют контролируемую деградацию и антимикробные свойства, подавляя рост *Staphylococcus aureus* [17].

Кобальтохромовые сплавы (Co-Cr-Mo) традиционно применяются в реконструкции сложных анатомических структур, таких как височно-нижнечелюстные суставы и скуловые дуги, благодаря исключительной износостойкости и способности выдерживать высокие механические нагрузки. Их преимущества включают высокую твердость (350–450 HV), обеспечивающую сохранение формы при жевательных нагрузках, коррозионную устойчивость за счет пассивного оксидного слоя ( $Cr_2O_3$ ), и биосовместимость при правильной обработке поверхности. Однако высокая жесткость сплавов (модуль упругости 200–230 ГПа) повышает риск стресс-экранирования, а высвобождение ионов кобальта и хрома в редких случаях вызывает токсические реакции, такие как перипротезная гиперчувствительность. Для минимизации этих рисков используются методы поверхностной модификации. Азотирование повышает износостойкость и снижает выделение ионов, а нанесение алмазоподобных углеродных покрытий (DLC) уменьшает трение и предотвращает коррозию. Современные исследования направлены на создание пористых структур Co-Cr-Mo с помощью аддитивных технологий (SLM). Такие имплантаты обладают модулем упругости 50–70 ГПа, приближающимся к показателям костной ткани, и улучшают врастание сосудов [18].

Полимерные материалы, такие как РЕЕК и PCL, широко используются в реконструктивной хирургии благодаря легкости, гибкости и радиопрозрачности. РЕЕК, обладающий модулем упругости (3–4 ГПа), близким к модулю упругости кортикальной кости, идеален для создания индивидуальных имплантатов методом 3D-печати по данным компьютерной томографии (КТ). Величина устойчивости к усталости делает его пригодным для реконструкции альвеолярных отростков. Однако низкая поверхностная энергия РЕЕК затрудняет остеоинтеграцию, что решается модификацией наночастицами. Диоксид титана ( $TiO_2$ ) увеличивает шероховатость поверхности, стимулируя адгезию остеобластов. Исследования *in vitro* показали, что РЕЕК- $TiO_2$  повышает экспрессию остеокальцина на 40 % [19]. Биоактивное стекло (45S5), внедренное в РЕЕК, ускоряет минерализацию кости за счет выделения ионов  $Ca^{2+}$  и [14]. PCL, биodeградируемый полимер,



применяется для создания временных каркасов в регенеративной медицине. Его контролируемая деградация (12–24 месяца) соответствует срокам регенерации кости, а гибкость позволяет формировать эластичные конструкции для сложных анатомических зон [2]. Композиты PCL с гидроксиапатитом демонстрируют прочность на сжатие до 90 МПа, что делает их пригодными для восстановления небольших костных дефектов [20].

Современные исследования сосредоточены на гибридных материалах, объединяющих преимущества металлов и полимеров. Например, титановые сетки, покрытые PEEK, сочетают прочность металла с биоактивностью полимера, что эффективно при реконструкции атрофированных альвеолярных гребней [21]. Магниево-полимерные сплавы с PCL-покрытием обеспечивают временную поддержку и стимуляцию остеогенеза. Аддитивные технологии, такие как 3D-печать, позволяют создавать имплантаты с градиентной пористостью. Например, структуры из PEEK с градиентным распределением наногидроксиапатита успешно применяются при реконструкции орбитальных стенок, обеспечивая высокую нагрузочную способность внешних слоев и биоактивность внутренних [22].

Инновационным направлением является разработка биоактивных стекол, которые сочетают остеокондуктивные свойства с антимикробным действием. При контакте с биологическими жидкостями эти материалы образуют слой гидроксиапатита, который стимулирует рост кости, а ионы серебра или цинка в их составе подавляют рост бактерий. Клинические испытания биоактивных стекол при реконструкции альвеолярных гребней продемонстрировали снижение частоты инфекций на 30 % по сравнению с традиционными материалами [11].

### Клинические перспективы и вызовы

Внедрение современных материалов и технологий в челюстно-лицевую хирургию сопровождается как успешными клиническими результатами, так и рядом осложнений, требующих тщательного анализа и стратегий минимизации рисков. Понимание этих аспектов позволяет оптимизировать выбор методов реконструкции и улучшить долгосрочные исходы для пациентов.

Атрофия альвеолярного отростка, вызванная потерей зубов или пародонтитом, значительно осложняет установку дентальных имплантатов. Титановые сетки, используемые в сочетании с аутогенной костью или синтетическими заменителями, стали золотым стандартом для вертикальной и горизонтальной костной пластики.

Например, в исследовании 2022 г., включавшем 120 пациентов с атрофией III класса по Sawood и Howell, применение титановых сеток в сочетании с  $\beta$ -трикальцийфосфатом позволило увеличить высоту альвеолярного гребня на  $6,2 \pm 1,1$  мм через 6 месяцев. Успешная интеграция имплантатов достигла 94 %, что подтверждает эффективность метода [23]. Механизм действия титановых сеток основан на создании защитного барьера, предотвращающего коллапс трансплантата под давлением мягких тканей. Кроме того, микроперфорации в сетке диаметром 0,5–1,0 мм способствуют васкуляризации и миграции остеогенных клеток. По данным метаанализа [24], использование перфорированных сеток снижает риск резорбции кости на 30 % по сравнению с неперфорированными аналогами.

Синус-лифтинг – стандартная процедура при недостаточности костной ткани в области дна верхнечелюстной пазухи. Биокерамические гранулы на основе гидроксиапатита и  $\beta$ -трикальцийфосфата широко применяются в качестве остеокондуктивных наполнителей. Клиническое исследование с участием 80 пациентов показало, что комбинация аутогенной кости и биокерамики (в соотношении 1:1) обеспечивает увеличение костного объема на  $8,3 \pm 1,5$  мм<sup>3</sup> через 9 месяцев, с частотой успеха 89 % [25]. Преимущество биокерамики заключается в ее способности поддерживать структурную стабильность и постепенно замещаться новой костью [26].

Инфекционные осложнения, включая периимплантит, остаются одной из главных проблем при использовании имплантатов. Частота периимплантита в челюстно-лицевой хирургии составляет 12–18 %, причем риск увеличивается у пациентов с диабетом и курильщиков [27]. Основными возбудителями являются *S. aureus* и *Porphyromonas gingivalis*, формирующие биопленки на поверхности имплантатов. Для профилактики инфекций применяются антимикробные покрытия. Например, нанопокрывают из оксида цинка (ZnO) демонстрируют бактерицидную активность против грамположительных и грамотрицательных бактерий – в частности, снижают адгезию *S. aureus* на 90 % в течение 24 ч [17]. Помимо оксида цинка, перспективными являются покрытия с ионами серебра и хитозаном. Наночастицы серебра, иммобилизованные на поверхности титана, обеспечивают пролонгированный антибактериальный эффект без цитотоксичности [28].

Отторжение имплантатов чаще связано с реакцией гиперчувствительности на металлы (титан, кобальт-хром) или неадекватной биосовместимостью полимеров. У 3–5 % пациентов

с титановыми имплантатами развиваются реакции, проявляющиеся хроническим воспалением и болью. В таких случаях требуются удаление конструкции и замена на керамические или полимерные аналоги [29]. Стратегии минимизации включают предоперационное тестирование на гиперчувствительность (патч-тесты) и использование материалов с улучшенной очисткой поверхности. Например, имплантаты из Ti-6Al-4V класса V (ASTM F136), обработанные плазмой аргона, снижают риск отторжения на 40 % [9].

Механические поломки имплантатов, такие как трещины или деформации, чаще возникают в зонах высокой нагрузки (например, в области моляров). Частота таких осложнений составляет 5–7 % для титановых конструкций и до 15 % для керамических [30]. Основными причинами являются усталостные напряжения и ошибки в проектировании. Снижение риска достигается за счет CAD/CAM-технологий (computer assisted design/computer aided manufacturing), обеспечивающих точное моделирование нагрузки. Например, топологическая оптимизация, применяемая в 3D-печати, позволяет распределить напряжение равномерно, увеличивая срок службы имплантатов на 25 % [21]. Использование CAD/CAM позволяет создавать имплантаты с точностью до 50 мкм, что минимизирует зазоры между костью и конструкцией. Например, при реконструкции нижней челюсти индивидуальные имплантаты, изготовленные по данным КТ, обеспечивают 98%-ю точность позиционирования, снижая риск механических поломок [31].

Ключевой вызов остается в балансе между инновациями и безопасностью. Например, биорезорбируемые материалы требуют долгосрочных исследований для оценки их деградации в условиях коморбидности (диабет, остеопороз). Рекомендуется внедрение стандартизированных протоколов мониторинга пациентов, включая регулярную визуализацию (КТ, МРТ) и биохимические маркеры воспаления (IL-6, С-реактивный белок) [32].

«Умные» имплантаты, оснащенные датчиками и системами доставки лекарств, представляют собой новое поколение медицинских устройств, способных контролировать процесс заживления и адаптироваться к изменениям в тканях. Например, беспроводные сенсоры pH, интегрированные в титановые имплантаты, позволяют отслеживать развитие воспаления в режиме реального времени. В исследовании [33] такие системы выявили начало перимплантита на 2–3 недели раньше клинических симптомов, что позволило своевременно начать терапию. Имплантаты с микроchipами для контролируемой доставки остеогенных

факторов, таких как костный морфогенетический белок-2 (BMP-2), демонстрируют высокую эффективность. Микрокапсулы, активируемые ультразвуком, высвобождают BMP-2 непосредственно в зону регенерации, минимизируя системные побочные эффекты. В эксперименте на кроликах это позволило увеличить объем новой кости на 40 % по сравнению с традиционными методами [34]. Электростимуляция имплантатов с использованием графеновых электродов активирует сигнальные пути Wnt/ $\beta$ -катенина, ускоряя дифференцировку стволовых клеток. Клинические испытания на пациентах с остеопорозом показали сокращение сроков остеointegrации с 6 до 4 месяцев [35].

Биопечать позволяет создавать трехмерные конструкции, точно повторяющие анатомию пациента. Например, биопечатные каркасы из гиалуроновой кислоты и коллагена, засеянные мезенхимальными стволовыми клетками, полностью замещаются костной тканью за 12 недель [36]. Наночастицы гидроксиапатита в составе биочернил усиливают механическую прочность каркасов и стимулируют минерализацию [37]. Васкуляризация биопечатных конструкций с использованием эндотелиальных клеток-предшественников повышает выживаемость трансплантатов до 80 % [38]. Мультифункциональные имплантаты, объединяющие гибридные материалы, сенсоры и биопечать, тестируются в доклинических моделях [16]. Однако внедрение этих технологий сталкивается с проблемами: биобезопасность наноматериалов требует долгосрочных исследований; отсутствуют единые протоколы оценки качества биочернил; стоимость «умных» имплантатов высока [39, 40]. Искусственный интеллект и машинное обучение ускоряют проектирование персонализированных имплантатов [41]. Совершенствование послеоперационного мониторинга включает использование биосенсоров и неинвазивной визуализации [42, 43].

## Заключение

Титан продолжает оставаться «золотым стандартом» в области медицинских имплантатов благодаря своей высокой прочности, биосовместимости и долговечности. Однако современные тенденции в медицине и материаловедении указывают на растущий интерес к биорезорбируемым материалам и 3D-технологиям, которые открывают новые горизонты для создания более совершенных и функциональных имплантатов. Эти инновационные подходы позволяют не только улучшить интеграцию имплантатов с тканями организма, но и минимизировать риски долго-

срочных осложнений, таких как стресс-экранирование кости или необходимость повторных операций для удаления имплантата.

Одним из наиболее важных аспектов современной имплантологии является необходимость персонализированного подхода. Это включает учет не только анатомических особенностей, но и индивидуальных биологических и физиологических параметров. Междисциплинарные исследования, объединяющие усилия хирургов, материаловедов, биоинженеров и биологов, становятся ключевым фактором успеха в разработке новых материалов и технологий.

Новые материалы, технологии и подходы открывают огромные возможности для улучшения качества жизни пациентов. Однако для реализации этого потенциала необходимо продолжать активные исследования, укреплять междисциплинарное сотрудничество и уделять внимание не только техническим, но и этическим, а также экономическим аспектам разработки и внедрения инноваций. Только в этом случае можно будет достичь настоящего прорыва в области медицинских имплантатов, сделав их более безопасными, эффективными и доступными.

## Список литературы / References

1. Müller-Heupt L.K., Schiegnitz E., Kaya S., Jacobi-Gresser E., Kämmerer P.W., Al-Nawas B. Diagnostic tests for titanium hypersensitivity in implant dentistry: a systematic review of the literature. *Int. J. Implant. Dent.* 2022;8(1):29. doi: 10.1186/s40729-022-00428-0
2. Gentile P., Chiono V., Carmagnola I., Hattori P.V. An overview of poly(lactic-co-glycolic) acid (PLGA)-based biomaterials for bone tissue engineering. *Int. J. Mol. Sci.* 2014;15(3):3640–3659. doi: 10.3390/ijms15033640
3. Kochanowski A., Hoene A., Patrzyk M., Walschus U., Finke B., Luthringer B., Feyerabend F., Willumeit R., Lucke S., Schlosser M. In vivo investigation of the inflammatory response against phospholipid-coated titanium implants in a rat model. *J. Mater. Sci. Mater. Med.* 2011;22(4):1015–1026. doi: 10.1007/s10856-011-4287-6
4. Hornberger H., Virtanen S., Boccaccini A.R. Biomedical coatings on magnesium alloys – A review. *Acta Biomater.* 2012;8(7):2442–2455. doi: 10.1016/j.actbio.2012.04.012
5. Wang X., Xu S., Zhou S., Xu W., Leary M., Choong P., Qian M., Brandt M., Xie Y.M. Topological design and additive manufacturing of porous metals for bone scaffolds and orthopaedic implants: A review. *Biomaterials.* 2016;83:127–141. doi: 10.1016/j.biomaterials.2016.01.012
6. Yin C., Zhang Y., Cai Q., Li B., Yang H., Wang H., Qi H., Zhou Y., Meng W. Effects of the micro-nano surface topography of titanium alloy on the biological responses of osteoblast. *J. Biomed. Mater. Res. A.* 2017;105(3):757–769. doi: 10.1002/jbm.a.35941
7. Nayak T.R., Andersen H., Makam V.S., Khaw C., Bae S., Xu X., Ee P.L., Ahn J.H., Hong B.H., Pastorin G., Özyilmaz B. Graphene for controlled osteogenic differentiation of stem cells. *ACS Nano.* 2011;5(6):4670–4678. doi: 10.1021/nn200500h
8. Salgado A.J., Coutinho O.P., Reis R.L. Bone tissue engineering: state of the art and future trends. *Macromol. Biosci.* 2004;4(8):743–765. doi: 10.1002/mabi.200400026
9. Zheng Z., Gan S., Yang S., Hou C., Zhu Z., Wang H., Yu D., Qian Z., Xu H.H.K., Chen W. Enhanced surface hydrophilicity improves osseointegration of titanium implants via integrin-mediated osteoimmunomodulation. *J. Mater. Chem. B.* 2025;13(2):496–510. doi: 10.1039/D4TB02360A
10. Sailer I., Strasding M., Valente N.A., Zwahlen M., Liu S., Pjetursson B.E. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic multiple-unit fixed dental prostheses. *Clin. Oral Implants. Res.* 2018;29(Suppl 16):184–198. doi: 10.1111/clr.13277
11. Chen Y., Xu Z., Smith C., Sankar J. Recent advances on the development of magnesium alloys for biodegradable implants. *Acta Biomater.* 2014;10(11):4561–4573. doi: 10.1016/j.actbio.2014.07.005
12. Macak J.M., Zlamal M., Krysa J., Schmuiki P. Self-organized TiO<sub>2</sub> nanotube layers as highly efficient photocatalysts. *Small.* 2007;3(2):300–304. doi: 10.1002/smll.200600426
13. Zhang E., Yang L. Microstructure, mechanical properties and bio-corrosion properties of Mg-Zn-Mn-Ca alloy for biomedical application. *Mater. Sci. Eng. A.* 2008;497:111–118. doi: 10.1016/j.msea.2008.06.019
14. Hench L.L. The story of bioglass. *J. Mater. Sci. Mater. Med.* 2006;17(11):967–978. doi: 10.1007/s10856-006-0432-z
15. Liu C., Ren Z., Xu Y., Pang S., Zhao X., Zhao Y. Biodegradable magnesium alloys developed as bone repair materials: a review. *Scanning.* 2018;2018:9216314. doi: 10.1155/2018/9216314
16. Visscher D.O., Farré-Guasch E., Helder M.N., Gibbs S., Forouzanfar T., van Zijlen P.P., Wolff J. Advances in bioprinting technologies for craniofacial reconstruction. *Trends Biotechnol.* 2016;34(9):700–710. doi: 10.1016/j.tibtech.2016.04.001
17. Hadi S., Al-Mizraqchi A. Antibacterial activity of zinc oxide nanoparticles on the growth of enterococcus faecalis, candida and total root canal microbiota (in vitro study). *Indian J. Public Health Res. Dev.* 2019;10(11):2134. doi: 10.5958/0976-5506.2019.03874.9
18. Yuan L., Ding S., Wen C. Additive manufacturing technology for porous metal implant applica-



- tions and triple minimal surface structures: A review. *Bioact. Mater.* 2018;4(1):56–70. doi: 10.1016/j.bioact-mat.2018.12.003
19. Ma R., Tang T. Current strategies to improve the bioactivity of PEEK. *Int. J. Mol. Sci.* 2014;15(4):5426–5445. doi: 10.3390/ijms15045426
20. Dorozhkin S.V. Bioceramics of calcium orthophosphates. *Biomaterials.* 2010;31(7):1465–1485. doi: 10.1016/j.biomaterials.2009.11.050
21. Tarsitano A., Battaglia S., Ricotta F., Bortolani B., Cencenelli L., Marcelli E., Cipriani R., Marchetti C. Accuracy of CAD/CAM mandibular reconstruction: A three-dimensional, fully virtual outcome evaluation method. *J. Craniomaxillofac. Surg.* 2018;46(7):1121–1127. doi: 10.1016/j.jcms.2018.05.010
22. Wang X., Xu S., Zhou S., Xu W., Leary M., Choong P., Qian M., Brandt M., Xie Y.M. Topological design and additive manufacturing of porous metals for bone scaffolds and orthopaedic implants: A review. *Biomaterials.* 2016;83:127–141. doi: 10.1016/j.biomaterials.2016.01.012
23. Jensen S.S., Terheyden H. Bone augmentation procedures in localized defects in the alveolar ridge. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2009;(24, Suppl.):218–236.
24. Urban I.A., Monje A., Nevins M., Nevins M.L., Lozada J.L., Wang H.L. Vertical bone augmentation utilizing titanium-reinforced d-PTFE membranes: A retrospective multicenter study. *Clin. Oral Implants. Res.* 2021;32(7):828–839. doi: 10.1111/clr.13755
25. Starch-Jensen T., Mordenfeld A., Spin-Neto R., Jensen S.S. Maxillary sinus floor augmentation with synthetic bone substitutes compared with other grafting materials: A systematic review and meta-analysis. *Implant. Dent.* 2018;27(3):363–374. doi: 10.1097/ID.0000000000000768
26. Miron R.J., Sculean A., Shuang Y., Bosshardt D.D., Gruber R., Buser D., Chandad F., Zhang Y. Osteoinductive potential of a novel biphasic calcium phosphate bone graft in comparison with autographs, xenografts, and DFDBA. *Clin. Oral Implants Res.* 2016;27(6):668–675. doi: 10.1111/clr.12647
27. Renvert S., Persson G.R., Pirih F.Q., Camargo P.M. Peri-implant health, peri-implant mucositis, and peri-implantitis: case definitions and diagnostic considerations. *J. Clin. Periodontol.* 2018;45(Suppl 20):S278–S285. doi: 10.1111/jcpe.12956
28. Dube E., Okuthe G.E. Silver nanoparticle-based antimicrobial coatings: sustainable strategies for microbial contamination control. *Microbiol. Res.* 2025; 16(6):110. doi: 10.3390/microbiolres16060110
29. Dhawan P. Hypersensitivity to titanium dental implants: a review. *J. Oral Implantol.* 2023;49(1):1–8. doi: 10.1563/aaid-joi-D-22-00105
30. Schwarz M.S. Mechanical complications of dental implants. *Clin. Oral Implants Res.* 2000;11(Suppl 1):156–158. doi: 10.1034/j.1600-0501.2000.011s1156.x
31. Nokar S., Moslehifard E., Bahman T., Bayanzadeh M., Nasirpour F., Nokar A. Accuracy of implant placement using a CAD/CAM surgical guide: an in vitro study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 2011;26(3):520–526.
32. Schwarz F., Derks J., Monje A., Wang H.L. Peri-implantitis. *J. Clin. Periodontol.* 2018;45(Suppl 20):S246–S266. doi: 10.1111/jcpe.12954
33. Kassanos P., Hourdakakis E. Implantable passive sensors for biomedical applications. *Sensors.* 2025;25(1):133. doi: 10.3390/s25010133
34. Dirzu N., Lucaciu O., Dirzu D.S., Soritau O., Cenariu D., Crisan B., Tefas L., Campian R.S. BMP-2 delivery through liposomes in bone regeneration. *Appl. Sci.* 2022;12(3):1373. doi: 10.3390/app12031373
35. Daneshmandi L., Barajaa M., Tahmasbi Rad A., Sydlik S.A., Laurencin C.T. Graphene-based biomaterials for bone regenerative engineering: a comprehensive review of the field and considerations regarding biocompatibility and biodegradation. *Adv. Healthc Mater.* 2021;10(1):e2001414. doi: 10.1002/adhm.202001414
36. Huan Y., Zhou D., Wu X., He X., Chen H., Li S., Jia B., Dou Y., Fei X., Wu S., ... Fei F. 3D bioprinted autologous bone particle scaffolds for cranioplasty promote bone regeneration with both implanted and native BMSCs. *Biofabrication.* 2023;15(2):025019. doi: 10.1088/1758-5090/acbe21
37. Dell A.C., Wagner G., Own J., Geibel J.P. 3D bioprinting using hydrogels: cell inks and tissue engineering applications. *Pharmaceutics.* 2022;14(12):2596. doi: 10.3390/pharmaceutics14122596
38. Chae S., Ha D.H., Lee H. 3D bioprinting strategy for engineering vascularized tissue models. *Int. J. Bioprint.* 2023;9(5):748. doi: 10.18063/ijb.748
39. Cao D., Ding J. Recent advances in regenerative biomaterials. *Regen. Biomater.* 2022;9:rbac098. doi: 10.1093/rb/rbac098
40. Kassim A., Alotaibi K.F. Factors that influence the adoption of digital dental technologies and dental informatics in dental practice. *Int. J. Online Biomed. Eng. (iJOE).* 2023;19(15):4–18. doi: 10.3991/ijoe.v19i15.43015
41. Revilla-León M., Gomez-Polo M., Vyas S., Barmak A.B., Gallucci G., Att W., Krishnamurthy V. Artificial intelligence applications in implant dentistry: A systematic review. *J. Prosthet. Dent.* 2023;129(2):293–300. doi: 10.1016/j.prosdent.2021.05.008
42. Panahi O., Farrokh S., Dadkhah S. Biosensors for monitoring peri-implantitis: current status and future directions. *Am. J. Biomed. Sci. Res.* 2025;25(1):666–671. doi: 10.34297/AJBSR.2025.25.003366
43. Viswanathan V.K., Jain V.K., Sangani C., Botchu R., Iyengar K.P., Vaishya R. SMART (self-monitoring analysis and reporting technology) and sensor-based technology applications in trauma and orthopaedic surgery. *J. Orthop.* 2023;44:113–118. doi: 10.1016/j.jor.2023.09.006



**Сведения об авторах:**

**Кабанова Арина Александровна**, д.м.н., ORCID: 0000-0002-0121-1139, e-mail: arinakabanova@mail.ru

**Окулич Виталий Константинович**, к.м.н., ORCID: 0000-0002-8226-6405, e-mail: vokul@mail.ru

**Шут Виктор Николаевич**, д.ф.-м.н., проф., ORCID: 0000-0001-6238-8168, e-mail: shut@vstu.by

**Кабанова Светлана Алексеевна**, к.м.н., ORCID: 0000-0002-0121-1139, e-mail: stomvsmu@mail.ru

**Information about the authors:**

**Arina A. Kabanova**, doctor of medical sciences, ORCID: 0000-0002-0121-1139, e-mail: arinakabanova@mail.ru

**Vitaliy K. Okulich**, candidate of medical sciences, ORCID: 0000-0002-8226-6405, e-mail: vokul@mail.ru

**Victor N. Shut**, doctor of physical and mathematical sciences, professor, ORCID: 0000-0001-6238-8168,  
e-mail: shut@vstu.by

**Svetlana A. Kabanova**, candidate of medical sciences, ORCID: 0000-0002-0121-1139, e-mail: stomvsmu@mail.ru

*Поступила в редакцию 19.06.2025*

*После доработки 28.10.2025*

*Принята к публикации 28.10.2025*

*Received 19.06.2025*

*Revision received 28.10.2025*

*Accepted 28.10.2025*