Дата публикации: 01.03.2026
DOI: 10.24412/2588-0500-2026_10_01_1
УДК 616-77

Publication date: 01.03.2026
DOI: 10.24412/2588-0500-2026_10_01_1
UDC 616-77

ФИЗИОЛОГИЧЕСКАЯ СОВМЕСТИМОСТЬ И АНТИБАКТЕРИАЛЬНЫЕ СВОЙСТВА ХИРУРГИЧЕСКИХ СЕТОК, МОДИФИЦИРОВАННЫХ НАНОСТРУКТУРИРОВАННЫМИ ПОКРЫТИЯМИ

Н.М. Абдуллаева, Р.М. Рагимов, И.М. Абдулагатов
Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Дагестанский государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения Российской Федерации, г. Махачкала, Россия

Аннотация. ***Введение.*** Полипропиленовые хирургические сетки широко применяются в герниологии, однако их использование нередко сопровождается развитием избыточного фиброза и послеоперационных инфекций, обусловленных хроническим воспалением и образованием бактериальных биопленок. Перспективным подходом к решению этих проблем является модификация сеток нанопокрытиями на основе металлооксидов, обладающих противовоспалительными и антибактериальными свойствами. Цель исследования: оценить биосовместимость и антибактериальную активность полипропиленовых сеток с многослойным оксидным нанопокрытием. ***Методы.*** Эксперимент выполнен на 20 кроликах, которым имплантировали сетки без покрытия (контроль) и с нанопокрытием (опыт). В динамике определяли маркеры воспаления (С-реактивный белок, интерлейкин-6, лейкоциты), проводили гистологическое и электронно-микроскопическое исследования, а также *in vitro* оценивали антибактериальную активность в отношении E. coli и P. vulgaris. ***Результаты.*** Сетки с нанопокрытием демонстрировали выраженное подавление бактериального роста по сравнению с контролем, вызывали значительно меньший системный воспалительный ответ и формирование тонкой васкуляризованной капсулы без признаков хронического воспаления. ***Заключение.*** Оксидное нанопокрытие улучшает биосовместимость полипропиленовых сеток и обеспечивает устойчивую антибактериальную защиту, что подтверждает перспективность их дальнейшего применения в реконструктивной хирургии.

Ключевые слова: биосовместимость, антибактериальные свойства, антибактериальная активность, эксперимент, имплантация, кролики, гистологическое исследование, полипропиленовые хирургические сетки, наночастицы серебра, оксид цинка, наноматериалы.

PHYSIOLOGICAL COMPATIBILITY AND ANTIBACTERIAL PROPERTIES OF SURGICAL MESHES MODIFIED WITH NANOSTRUCTURED COATINGS

N.M. Abdullaeva, R.M. Ragimov, I.M. Abdulagatov
Dagestan State Medical University, Makhachkala, Russia

Abstract. ***Introduction.*** Polypropylene surgical meshes are widely used in herniology. However, their use is often accompanied by the development of excessive fibrosis and postoperative infections caused by chronic inflammation and the formation of bacterial biofilms. A promising approach to solving these problems is modifying the meshes with metal oxide-based nanocoatings, which possess anti-inflammatory and antibacterial properties. Objective: to evaluate the biocompatibility and antibacterial activity of polypropylene meshes with a multilayer oxide nanocoating. ***Methods.*** The experiment was performed on 20 rabbits, which were implanted with uncoated (control) and nanocoated (experimental) meshes. The inflammatory markers (C-reactive protein, interleukin-6, leukocytes) were determined dynamically, histological and electron microscopic studies were performed, and antibacterial activity against E. coli and P. vulgaris was assessed *in vitro*. ***Results.*** Nanocoated meshes demonstrated significant suppression of bacterial growth compared to controls, induced a significantly reduced systemic inflammatory response, and formed a thin vascularized capsule without signs of chronic inflammation. ***Conclusion.*** The oxide nanocoating improves the biocompatibility of polypropylene meshes and provides stable antibacterial protection, confirming their potential for further use in reconstructive surgery.

Keywords: biocompatibility, antibacterial properties, antibacterial activity, experiment, implantation, rabbits, histological examination, polypropylene surgical meshes, silver nanoparticles, zinc oxide, nanomaterials.

Введение. Хирургические сетки, широко применяемые в герниопластике и реконструктивной хирургии, несмотря на свою эффективность обладают рядом существенных ограничений, связанных, в первую очередь, с физиологической совместимостью. Синтетические полипропиленовые имплантаты могут сопровождаться развитием хронического воспаления и фиброзных изменений. Риск инфекционных осложнений связан не с собственными свойствами сетки, а с ее микробным контаминированием (например, из-за нарушения стерилизации, интраоперационного инфицирования и др.), когда адгезия и пролиферация патогенной микрофлоры (Staphylococcus aureus, Escherichia coli и др.) приводят к образованию биопленок [1].

Перспективным направлением решения данных проблем является разработка наномодифицированных покрытий. Наноматериалы благодаря своим уникальным физико-химическим свойствам позволяют создавать поверхности с улучшенными характеристиками физиологической совместимости и способностью противостоять бактериальным инфекциям [2]. Известно, что наноматериалы на основе оксидов металлов (ZnO, TiO_2) и наночастиц серебра (Ag) демонстрируют выраженную антибактериальную активность в отношении патогенных микроорганизмов, в частности Staphylococcus aureus, Escherichia coli и других [3], за счет контролируемого высвобождения ионов Ag^+, вызывающих дестабилизацию бактериальных мембран [4], фотоиндуцированного образования активных форм кислорода (ROS – reactive oxygen species) при участии ZnO/TiO_2 [3] и подавления механизмов биопленкообразования [5].

В Российской Федерации весомые исследования в данной области проводятся в Московском государственном университете, Национальном исследовательском университете ИТМО и Институте общей физики им. А.М. Прохорова Российской академии наук. Одним из значимых достижений российских ученых является разработка многослойных нанопокрытий на основе оксидов металлов, которые способны обеспечить долговременную защиту от бактериальных инфекций и одновременно сохранить высокую степень физиологической совместимости. Разработаны многофункциональные покрытия на основе композиций Ag-TiO_2, сочетающие длительную антимикробную защиту (снижение бактериальной колонизации на 80-90%) [6], физиологическую совместимость с окружающими мягкими тканями (отсутствие цитотоксичности *in vivo*) [4] и модуляцию иммунного ответа (снижение уровней провоспалительных цитокинов) [7]. В работах Абдуллаевой Н.М., Рагимова Р.М. и Абдулагатова И.М. подробно изучены гистофизиологические особенности мягких тканей после имплантации грыжевых сеток с нанопокрытием, продемонстрированы возможности модификации полипропиленовых имплантатов методом атомно-слоевого осаждения (ALD – atomic layer disposition) и показан их антибактериальный потенциал. В частности, авторами были опубликованы материалы Всероссийских и международных конференций, где отражены предварительные *in vivo* результаты применения сеток с нанопленками TiO_2/V_2O_5, а также статья в журнале «Экологическая медицина» (2019), в которой представлены механизмы антибактериального действия тонких модифицированных нанопленок TiO_2 и обсуждены их цитотоксические эффекты [6, 8]. Кроме того, коллектив имеет ряд патентов РФ (RU2756124C1, RU2806060C1, RU2822654C1), описывающих способы модификации хирургических сеток и шовных материалов с целью придания им антибактериальных свойств. Совокупность этих исследований демонстрирует системный подход авторов к изучаемой проблеме и подтверждает их компетентность в вопросах биосовместимости и механизмов действия наноструктурированных покрытий.

Международные исследования, в частности исследования, проведенные в США, подтверждают эффективность гибридных наноструктур, включающих углеродные наноматериалы (графен, нанотрубки) для усиления механических свойств [9], комбинированные системы (ZnO-TiO_2) с ингибирующим действием на биопленки [5].

Одним из примеров использования нанопокрытия является титанизированная полипропиленовая сетка (TiMesh®) с ультратонким покрытием из титана, которая производится в Германии. Такие сетки успешно применяются в хирургии грыж, так как титанизированные имплантаты лучше переносятся пациентами. В частности, спустя 3-12 месяцев после герниопластики пациенты с титанизированными сетками отмечают меньшие дискомфорт и хроническую боль по сравнению с пациентами с обычными полипропиленовыми сетками ($p<0,01$), а ощущение инородного тела значительно снижено [10]. Хотя через год разница сглаживается, в ранние сроки титанопокрытие уменьшает реакцию на имплантат, тем самым повышая качество жизни.

Следует отметить, что наноструктурированные покрытия изучаются и в других системах. Например, сетчатые эндопротезы для герниопластики покрывают комбинацией металлов: нанопокрытие Ag-Cu, нанесенное магнетронным распылением, показало высокую стерильность. В экспериментах все образцы сеток с одно- или двухслойными покрытиями Ag и Ag+Cu обладали выраженным бактерицидным эффектом (подавление роста S. aureus >97%). При этом добавление меди усиливало действие серебра: доля уничтоженных бактерий возросла с ~97,0% (только Ag) до 99,97% при использовании комбинированного Ag/Cu-покрытия [11]. Этот пример иллюстрирует стратегию комбинирования наноматериалов для повышения эффективности.

Таким образом, функционализация поверхности хирургических сеток нанопокрытиями представляет собой стратегически важное направление в разработке имплантатов нового поколения с улучшенными физиологической совместимостью и антибактериальной активностью для профилактики послеоперационных осложнений.

Синтетические полипропиленовые имплантаты широко применяются в хирургии, однако их использование сопряжено с рядом рисков. В литературе отмечается, что особенности структуры и поверхности полимеров (пористость, гидрофобность, наличие дефектов и неровностей) могут способствовать адгезии микроорганизмов и последующему формированию биопленок при попадании патогенной микрофлоры в область имплантации. В таких условиях повышается вероятность хронического воспаления, фиброзных изменений и инфекционных осложнений. Следует подчеркнуть, что данные осложнения не связаны с нарушением правил стерилизации или интраоперационного ведения, а обусловлены материал-ассоциированными механизмами, которые широко описаны в экспериментальных и клинических исследованиях. Несмотря на активное развитие технологий модификации полимеров остается нерешенным вопрос оптимизации антибактериальных покрытий для обеспечения их долговременной стабильности, биосовместимости и эффективности в профилактике инфекции. Именно эти аспекты легли в основу настоящей работы.

Несмотря на значительные успехи в разработке нанопокрытий комплексные исследования, объединяющие оценку биосовместимости и антибактериальной активности грыжевых сеток с нанопокрытиями в условиях *in vivo* и *in vitro*, описаны недостаточно. Настоящая работа призвана восполнить этот пробел.

Наночастицы серебра (AgNP*)* являются одними из наиболее изученных антимикробных наноматериалов. На поверхности AgNPs происходит непрерывное высвобождение ионов Ag^+; эти ионы проникают в бактериальные клетки, связываются с дисульфидными и тиол-группами белков и ферментов, инактивируя ключевые дыхательные ферменты и нарушая синтез аденозинтрифосфата (АТФ) [12]. Внутри клетки ионы Ag^+ взаимодействуют с дезоксирибонуклеиновой кислотой (ДНК): нарушают ее целостность, вызывают разрывы цепей и блокируют репликацию, а сами наночастицы связываются с 30S-субъединицей рибосомы и нарушают синтез белков [12]. AgNPs также повреждают бактериальную стенку и мембраны – на поверхности возникают ямки и дефекты, через которые частицы и ионы легко проникают внутрь, вызывая образование

ROS и морфологическую деградацию мембраны [12]. Эти эффекты обеспечивают широкий спектр действия против грамотрицательных и грамположительных бактерий; эффективность серебра особенно высока в отношении грамотрицательных микробов за счет тонкой пептидогликановой стенки, которая облегчает проникновение AgNPs [12]. Комбинация AgNPs с антибиотиками усиливает антибактериальный эффект: в экспериментах сочетание имепенема, гентамицина, ванкомицина, ципрофлоксацина и триметоприма с AgNPs приводило к значительному увеличению зоны подавления роста и позволяло снижать дозу антибиотика [12].

Наноструктуры оксида цинка (ZnO) обладают сходными механизмами. ZnO – полупроводник с высокой энергией связывания, его бактерицидный эффект обусловлен образованием ROS на поверхности и высвобождением ионов Zn^{2+}, которые повреждают цитоплазматическую мембрану и нарушают метаболические пути бактерий [13]. Дополнительные механизмы включают вмешательство в деление клеток через таргетирование белка FtsZ и повреждение ДНК.

Диоксид титана (TiO_2) считается химически инертным и биосовместимым материалом. Бактерицидность TiO_2 реализуется главным образом при фотокаталитической активации: под воздействием ультрафиолетовых фотонов в кристаллической решетке образуются электрон-дырочные пары, приводящие к генерации гидроксильных радикалов и перекиси водорода. Эти ROS разрушают клеточную стенку и цитоплазматическую мембрану, вызывая выход содержимого и лизис клетки [14]. Использование допингов (C, N, S, Sn, Pd, Cu) или сочетания с серебром и медью позволяет активировать фотокатализ при видимом свете и получить комбинированные поверхности, однако активность таких покрытий ниже, чем при УФ-облучении [12]. Под действием UVA/UVB обработанные TiO_2 поверхности способны уничтожать до 99-100% микробов благодаря генерации ROS, а в отсутствие облучения их непосредственная бактерицидность минимальна.

Медные нанопокрытия обладают выраженными антимикробными свойствами, но их применение ограничивается более высокой цитотоксичностью по сравнению с серебром. Исследования *in vitro* показывают, что наночастицы оксида меди вызывают гибель клеток млекопитающих в концентрациях 6-12 ppm; этот эффект связан с мощным оксидативным стрессом и высвобождением ионов Cu^{2+} [12]. Поэтому медь обычно комбинируют с другими компонентами, чтобы уменьшить токсичность и сохранить антибактериальную активность.

Наночастицы золота и углеродные наноматериалы сами по себе биологически инертны и проявляют слабый антибактериальный эффект. Для подавления бактерий требуется значительно более высокая концентрация золота: в одном сравнительном исследовании минимальная ингибирующая концентрация (MIC – minimum inhibitory concentration) AuNPs против Staphylococcus aureus составила 197 мкг/мл, тогда как для AgNPs MIC составляла лишь 4,86 мкг/мл [12]. Исключение составляют фотоактивируемые золотые наностержни и нанозвездочки, которые под действием лазерного излучения создают локальный нагрев и эффективны в фототермальной терапии инфекций. Среди углеродных наноструктур антимикробный эффект сильно зависит от структуры и функционализации: так, «луковичные» углеродные наночастицы (onion-like carbon) оказались инертными по отношению к Escherichia coli и не вызывали клеточных иммунных ответов [12]. В то же время нанодымонд и каталитически полученный нитевидный углерод вызывают агрегацию бактерий и повреждение клеточной стенки, однако их бактерицидность менее выражена, чем у металлоксидных наночастиц.

Таким образом, серебряные и цинковые нанопокрытия обладают мощным широким спектром антимикробной активности за счет высвобождения ионов и генерации ROS. TiO_2 требует фотокаталитической активации, а медь при высокой антибактериальной эффективности демонстрирует значительную цитотоксичность. Золотые и некоторые углеродные наночастицы

являются относительно биосовместимыми, однако их прямой антибактериальный потенциал ограничен, что определяет выбор материала при разработке медицинских имплантатов.

В заключение следует отметить, что универсального и идеального покрытия не существует – каждый вариант имеет свои сильные и слабые стороны. Серебро обеспечивает мощный широкий бактерицидный эффект, но требует контроля дозы для минимизации токсичности. Оксид цинка имеет несколько менее сильный антимикробный эффект, но очень перспективен благодаря своей физиологической совместимости и про-регенеративным свойствам. Диоксид титана чрезвычайно биоинертен и стабилен, снижает уровень воспаления, однако прямая антимикробная активность проявляется лишь при фотостимуляции (что ограничивает его применение во внутренних имплантатах без доступа света). Комбинированные покрытия (Ag+Cu, Ag+ZnO, TiO_2+Ag, графен-серебро и прочие) позволяют объединить преимущества и компенсировать недостатки отдельных материалов. Поэтому в настоящее время внимание уделяется созданию гибридных нанопокрытий, которые дают и высокую физиологическую совместимость (отсутствие воспаления, токсичности), и надежную защиту от бактерий. Исследования последних лет подтверждают эффективность таких подходов и открывают путь к их внедрению в клиническую практику.

Цель исследования – изучение физиологической совместимости и антибактериальной активности грыжевых сеток с нанопокрытием.

Методы и организация исследования.

1. Исследуемые группы животных. Кролики (Oryctolagus cuniculus), 20 животных, разделены на 2 группы. Группа 1: 10 кроликов с имплантированными сетками без покрытия (контроль). Группа 2: 10 кроликов с имплантированными сетками с нанопокрытием (основная).

2. Характеристика имплантатов. Материал – полипропиленовые сетки (ООО «ЛИНТЕКС», Россия). Размеры сеток: 2,5х3,0 см. Типы покрытия: без покрытия (контрольная группа) и с нанопокрытием на основе оксидов алюминия, титана и ванадия (основная группа). Экспериментальная сетка представляла собой полипропиленовый имплант, модифицированный многослойным нанопокрытием, сформированным методом ALD по рецептуре $Al_2O_3/TiO_2/VxOy$. В рамках данного исследования многослойное покрытие рассматривалось как единый вариант материала.

3. Процедура имплантации:

- анестезия: внутримышечное введение 0,5 мл ксиланита + 0,4 мл золетила. В случае необходимости дополнительно вводится 0,2 мл золетила по ходу операции.

- имплантация сеток: продольный средне-срединный разрез длиной 5 см выполняется по ходу белой линии живота. Сетки фиксируются с двух сторон от разреза между поперечной и внутренней косой мышцами живота. Раны ушиваются узловыми швами.

4. Условия содержания животных. Температура – 22-24 °С, относительная влажность – 50-60%, световой режим – 12 часов свет / 12 часов темнота. Животные содержатся в отдельных клетках под постоянным контролем в условиях вивария. Эксперимент проводился в соответствии с национальными и международными правилами биоэтики; все протоколы были одобрены локальным этическим комитетом Научно-образовательного центра Дагестанского государственного медицинского университета (протокол № BEA‑2024‑07 от 15.03.2024) и соответствовали этическим стандартам, утвержденным правовыми актами РФ, принципам Базельской декларации.

5. Периоды наблюдения и исследования: через 7, 14, 30 и 60 суток после имплантации.

6. Методы оценки.

Микробиологическое исследование. Для изучения антибактериальных свойств полученного нанопокрытия из TiVOx были проведены микробиологические исследования в двух вариантах. Первый вариант – посевы смывов с поверхности покрытых и непокрытых полипропиленовых грыжевых сеток (ПП), которые предварительно были опущены во взвеси, приготовленные из штаммов кишечной палочки и вульгарного

протея с концентрацией 10^3 и 10^5 микробных тел (КОЕ (колониеобразующих единиц) / мл). Для этого пропитанные взвесью сетки оставляли для просыхания, затем брали смывы, используя стерильный физиологический раствор (1,0 мл), и высеивали на питательную среду. Кроме того, стерильные сетки (покрытые и непокрытые) помещали на питательные среды, на которые предварительно равномерно шпателем наносилась взвесь перечисленных бактерий с целью выявления «зоны лизиса» в пределах области расположения сетки, помещенной на твердую питательную среду, на которую нанесена бактериальная взвесь.

Для проведения микробиологических исследований использовались следующие материалы:

- питательный агар для культивирования микроорганизмов, сухой (ГРМ-агар, коммерческое название), производитель – Федеральный научный центр прикладной микробиологии и биотехнологии (Москва), серия О1-К-16, срок годности – до 03.2025;
- питательная среда для культивирования энтеробактерий, сухая (агар Эндо-ГРМ, коммерческое наименование), производитель – Федеральный научный центр прикладной микробиологии и биотехнологии (Москва), серия О11-К-245, срок годности – до 06.2025 г.;
- стандартный образец мутности бактериальных суспензий ОСО 42-28-85-2018 (10 МЕ), серия С-2/2-190923, срок годности – до 09.2025 г. Суспензионную культуру инкубировали в течение 30 мин до достижения мутности 0,5 стандарта Макфарланда и сравнивали с 0,5 раствором Макфарланда;
- штамм E. coli M-616 (ATCC-25922), дата лиофилизации – 18.08.2022, пассаж I;
- Pr. vulgaris штамм 19 (ATCC-29905T), дата лиофилизации – 29.05.2019, пассаж I.

Из ПП нарезали четырехугольные (непокрытая сетка) и треугольные полоски (покрытая нанопленкой сетка), стерилизовали под УФ-излучением в течение 1 ч. Тестирование антибактериальной активности покрытых (треугольной формы полоски) и непокрытых (четырехугольной формы полоски) хирургических полипропиленовых сеток проводили по отношению штаммов бактерий E. coli и Pr. vulgaris.

Гистологическое исследование. Извлеченные сетки вместе с окружающими тканями фиксировали в нейтральном формалине для дальнейшей проводки и приготовления парафиновых блоков, из которых изготовили срезы толщиной 5-6 мкм на санном микротоме и окрашивали гематоксилином и эозином (H&E), трихромом Массона, пикрофуксином по Ван Гизону и азотнокислым серебром по Футу дальнейшего гистологического анализа под световым микроскопом, используя аппаратно-программный комплекс «MECOS-C1».

Электронно-микроскопическое исследование проводили для оценки микро- и ультраархитектуры покрытия и реакции тканей.

Статистический анализ включал сравнение средних значений между группами для каждой временной точки с использованием критерия Стьюдента для независимых выборок. Данные представлены как среднее ± стандартное отклонение ($M \pm \sigma$). Различия считались статистически значимыми при $p<0,05$.

Для учета повторных измерений и оценки одновременного влияния факторов «группа» и «сутки» была применена линейная смешанная модель (LMM – linear mixed model) с животным как случайным эффектом и фиксированными факторами «группа», «сутки» и их взаимодействием. Коррекция множественных сравнений выполнялась методом Бенджамини-Хохберга (FDR – false discovery rate). Размеры эффекта (Hedges' g и 95% доверительные интервалы) рассчитывались для оценки величины различий. Тесты проводились двусторонне.

Результаты исследования и их обсуждение. Исследование посвящено оценке системной воспалительной реакции после имплантации хирургических сеток с нанопокрытием и без него. Воспаление – это естественная реакция организма на имплантат; чрезмерный или длительный воспалительный процесс может привести к осложнениям (например, образованию рубцовой ткани, отторжению имплантата).

Цель измерения биохимических показателей – доказать, что специальное нанопокрытие снижает остроту этой реакции.

Для этого измерялись три ключевых биомаркера воспаления:

1. С-реактивный белок (CRP): белок острой фазы, его концентрация в крови быстро растет в ответ на воспаление;

2. Интерлейкин-6 (IL-6): провоспалительный цитокин, который является одним из основных стимуляторов выработки CRP;

3. Количество лейкоцитов: общий показатель наличия инфекции или воспаления в организме.

Физиолого-биохимические показатели воспаления. Для оценки системной воспалительной реакции после имплантации сеток были проанализированы уровни ключевых биомаркеров – CRP, IL-6 и количество лейкоцитов в периферической крови. Полученные данные продемонстрировали существенную разницу между контрольной (имплантация сетки без покрытия) и основной (имплантация сетки с нанопокрытием) группами. В эксперименте по оценке сетчатых имплантатов концентрацию IL‑6 измеряли на флуоресцентном анализаторе «ECLIA», анализаторе «Cobas e602», уровень CRP – иммуннотурбидиметрическим методом на платформе «Cobas 8000», а показатели общего анализа крови определялись автоматическим гематологическим анализатором «Sysmex XN», который сочетает метод импеданса с проточной цитометрией имплантации, увеличиваясь в среднем на 40-50% по сравнению с исходным уровнем.

Таблица 1 описывает организацию эксперимента. Были взяты следующие группы:

- интактная группа (10 животных) – это исходная, дооперационная контрольная точка. Кровь у этих животных брали до любой операции для определения нормальных (фоновых) уровней биомаркеров. Важно отметить, что эти 10 животных не являются отдельной группой – это те же самые особи из контрольной и опытной групп до начала эксперимента (по 5 из каждой).

- контрольная группа (10 животных). Им имплантировали обычную сетку без покрытия. Эта группа служит для сравнения, чтобы показать, какую воспалительную реакцию вызывает стандартный имплантат.

- опытная группа (10 животных). Им имплантировали сетку с нанопокрытием. Это исследуемая группа, для которой проверяется гипотеза о снижении воспаления. Сроки наблюдения показали, что измерения проводились не сразу, а в динамике – на 7, 14, 30 и 60 сутки после операции. Это позволяет отследить как острую фазу воспаления (7-14 сутки), так и долгосрочный эффект, процесс заживления (30-60 суток).

У всех животных после имплантации брали кровь для анализа, также проводили гистологическое исследование тканей вокруг сетки.

Таблица 1

Экспериментальный дизайн исследования

Группа	Кол-во животных	Имплантат	Сроки наблюдения (сутки)	Процедуры
Интактная	10 (5+5)	До имплантации сетки	– // –	Анализ крови до эксперимента по имплантации
Контрольная	10	Сетка без покрытия	7, 14, 30, 60	Анализ крови и гистология мягких тканей вокруг сетки в динамике эксперимента
Опытная	10	Сетка с нанопокрытием	7, 14, 30, 60	Анализ крови и гистология мягких тканей вокруг сетки в динамике эксперимента

Примечание: по 10 животных в контрольной и основной группах, 10 – в интактной группе (по 5 животных из контрольной и основной групп до начала проведения эксперимента по имплантации сетки).

Таблица 2 показывает, как менялась концентрация CRP в крови.

До имплантации был зарегистрирован исходный низкий уровень (5,0 мг/л), что является нормой. На 7-е сутки в контрольной группе наблюдается резкий скачок CRP до 9,0 мг/л (увеличение на 80%), что указывает на сильную системную воспалительную реакцию. В опытной группе рост есть, но он значительно меньше (до 6,5 мг/л, увеличение на 30%). К 30-60 суткам уровень CRP в обеих группах возвращается к норме, что говорит о затухании острой воспалительной реакции.

Таблица 2

Динамика уровней С-реактивного белка (CRP), мг/л, M±σ

Кол-во животных	Сутки	Контрольная группа	Опытная группа
10 (5+5)	До имплантации	5,0±0,5	
По 10	7	9,0±0,9*#	6,5±0,7*
По 8	14	7,2±0,7*#	5,2±0,5
По 6	30	5,8±0,6	5,0±0,5
По 4	60	5,5±0,6	5,1±0,5

Примечание: значимые изменения показателей, $p<0,05$: * – при сравнении интактных животных с контрольной и опытной группами, # – при сравнении показателей контрольной и опытной групп между собой.

Таблица 3 демонстрирует реакцию иммунной системы в виде изменения количества лейкоцитов.

До имплантации: нормальный уровень ($7,5\times10^9$/л). На 7-е сутки в контрольной группе развивается выраженный лейкоцитоз ($15,6\times10^9$/л – более чем в 2 раза выше нормы), что является классическим признаком острого воспаления. В опытной группе количество лейкоцитов остается в пределах практически нормального диапазона ($7,9\times10^9$/л).

Таблица 3

Динамика количества лейкоцитов, $x10^9$/л, M±σ

Кол-во животных	Сутки	Контрольная группа	Опытная группа
10 (5+5)	До имплантации	7,5±0,5	
По 10	7	15,6±1,6*#	7,9±0,8
По 8	14	12,2±1,9*#	8,4±0,6
По 6	30	8,5±0,9*	8,2±0,7
По 4	60	7,0±0,7	6,6±0,9

Примечание: значимые изменения показателей, $p<0,05$: * – при сравнении интактных животных с контрольной и опытной группами, # – при сравнении показателей контрольной и опытной групп между собой.

Отличия сохранялись до 14-х суток. К 30-60-м суткам показатели обеих групп приближались к физиологической норме, но оставались статистически ниже в опытной группе.

Концентрация IL-6 (табл. 4) в контрольной группе резко увеличивалась в ранние сроки (до 33,6±5,2 пг/мл на 7-е сутки). У животных, получивших сетки с нанопокрытием, IL-6 повышался умеренно (9,9±3,8 пг/мл). На 7-е и 14-е сутки различия между группами были достоверными ($p<0,001$). К 30-м и 60-м суткам уровни IL-6 снижались, но сохраняли тенденцию к меньшим значениям в опытной группе.

Сводный анализ, выполненный по линейной смешанной модели, показал значимое влияние как фактора «группа», так и фактора «сутки», а также их взаимодействия на уровни CRP, IL-6 и количество лейкоцитов ($p<0,01$). Это подтверждает, что использование нанопокрытия снижает остроту воспалительной реакции в течение всего периода наблюдения.

Таблица 4

Динамика концентрации интерлейкина-6 (IL-6), пг/мл, M±σ

Кол-во животных	Сутки	Контрольная группа	Опытная группа
10 (5+5)	До имплантации	8,7±0,4	
По 10	7	43,6±3,2*#	33,9±1,6*#
По 8	14	16,7±2,8*#	8,9±1,7
По 6	30	9,2±1,3	8,6±1,0
По 4	60	8,8±1,2	7,6±1,2

Примечание: значимые изменения показателей, $p<0,05$: * – при сравнении интактных животных с контрольной и опытной группами, # – при сравнении показателей контрольной и опытной групп между собой.

Использование микробиологических тестов на антибактериальную активность нанопокрытия. Микробиологическое исследование по первому варианту (подсчет выросших колоний на твердой питательной среде в чашках Петри из высеянных смывов от покрытых и непокрытых ПП, предварительно пропитанных суспензией из штаммов бактерий в вышеуказанной концентрации) включало три этапа:

- I этап (28.05.2024). Суспензии микробных клеток готовили из суточных культур штаммов E. coli и Pr. vulgaris в концентрациях (10^3 и 10^5) КОЕ/мл;

- II этап. Полоски опытных (покрытых TiVOx) и контрольных (непокрытых) образцов хирургических ПП опускали для пропитки в приготовленные суспензии микробных клеток известной концентрации из суточных культур E. coli и Pr. vulgaris. После погружения опытные и контрольные образцы ПП высушивали в течение 60 минут, затем готовили смывы и высеивали на стерильные чашки Петри с твердыми питательными средами: от образцов, пропитанных суспензией с E. coli, – на Эндо-ГРМ-агар (питательная среда для культивирования энтеробактерий), а от образцов, пропитанных суспензией с Pr. vulgaris – на ГРМ-агар (питательный агар для культивирования микроорганизмов);

- III этап (29.05.2024). Чашки Петри инкубировали в термостате при температуре 37 °C в течение 24 ч, затем наблюдали за ростом колоний бактерий в каждой чашке Петри и делали фотографии. Отслеживали рост культур штаммов E. coli и Pr. vulgaris из смывов от образцов ПП в питательных средах через 24, 48 и 72 ч. Как видно на рисунке 1, роста культур микроорганизмов на питательных средах из смывов от покрытых нанопленкой образцов ПП через 24 ч не наблюдалось даже при концентрации суспензии 10^5 КОЕ/мл, тогда как без покрытия образцы давали высокий рост колоний.

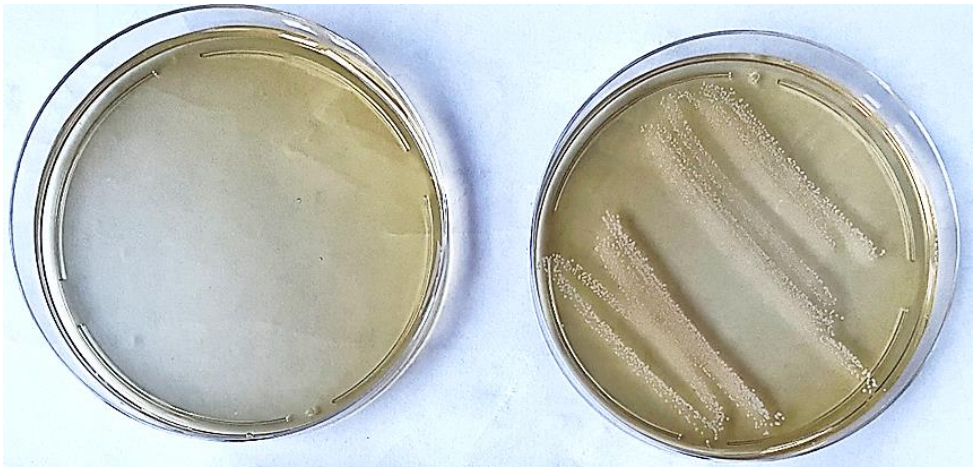


Рис. 1. Рост культур на ГРМ-агар через 24 часа: слева – смыв от образца сетки с покрытием (роста нет), справа – без покрытия (сплошной рост Pr. vulgaris)

Обильный рост обоих штаммов бактерий из высеянных смывов от непокрытых ПП определялся и через 48 ч в то же время, когда на питательных средах в чашках Петри, где были посевы от образцов ПП, покрытых нанопленкой, определялись от 0 до 9 мелких колоний (см. рис. 2, обильный рост Pr. vulgaris справа, слева – 5 мелких колоний). Последующая инкубация в термостате еще на 24 часа (на третьи сутки – через 72 часа инкубации) привела к существенному увеличению числа колоний в чашках Петри из смывов от непокрытых образцов ПП: колонии обросли всю поверхность агара. В чашках Петри со смывами от покрытых нанопленкой TiVOx ПП роста колоний либо нет, либо определяются единичные мелкие колонии.

В проекции ПП и на полипропиленовых нитях сетки, покрытых нанопленкой образцов, при концентрации посева Pr. vulgaris 10^5 КОЕ/мл, роста культур не обнаружено (рис. 3а), тогда как с ПП без покрытия картина совсем другая: обнаруживается рост культуры и в проекции сетки, и на полипропиленовых нитях самой грыжевой сетки (рис. 3б).

Таким образом, тестирование антибактериальной активности ПП с покрытием TiVOx по отношению двух видов бактерий (E. coli и Pr. vulgaris) показало, что нанопокрытие из TiVOx эффективно в показателях антибактериальной активности и ингибировании роста бактерий, т.е. оба варианта тестов показали выраженную антибактериальную активность предложенной нанопленки (рис. 1-3).

Основываясь на наблюдениях, можно сказать, что покрытие TiVOx полностью (почти на 100%) подавляет бактериальную колонизацию в проекции ПП (эффективно уничтожает бактерии E. coli и Pr. vulgaris в эксперименте *in vitro* и *in vivo*).

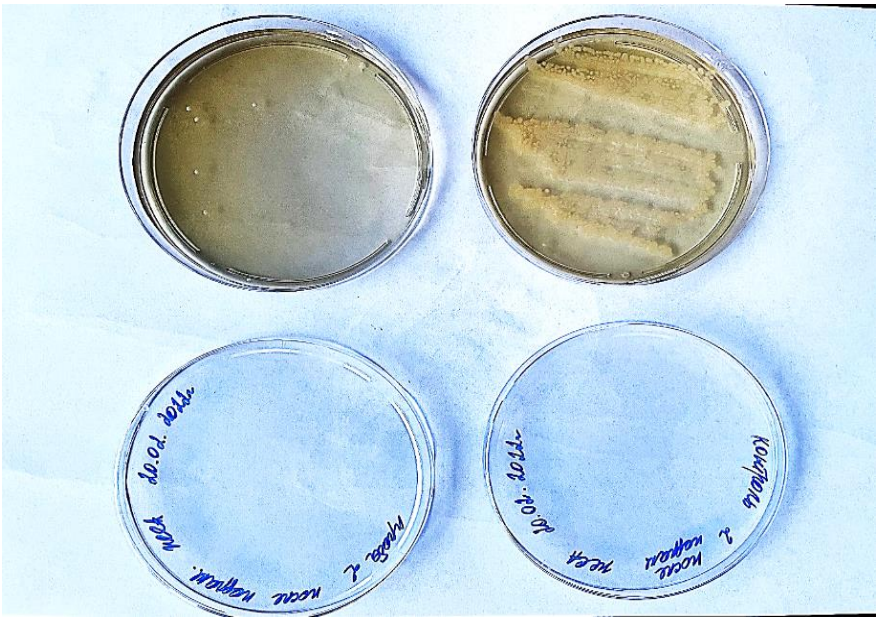


Рис. 2. Рост культур на ГРМ-агар через 48 часов: слева – смыв от образца сетки с покрытием (рост 5 мелких колоний), справа – без покрытия (сплошной рост Pr. vulgaris)

Гистофизиологические изменения сетки и мягких тканей вокруг имплантата. Для оценки местной тканевой реакции на имплантированные сетки проведено гистологическое исследование образцов, извлеченных вместе с окружающими мягкими тканями на 7-е, 14-е, 30-е и 60-е сутки после операции. Применялись методы окраски гематоксилином и эозином (H&E) для общей морфологии, трихром Массона и пикрофуксин по Ван Гизону для выявления коллагеновых волокон и фиброзной ткани, а также метод серебрения по Футу для визуализации ретикулиновых волокон. Полученные гистологические картины продемонстрировали выраженные отличия между контрольной группой (сетки без покрытия) и опытной группой (сетки с нанопокрытием).

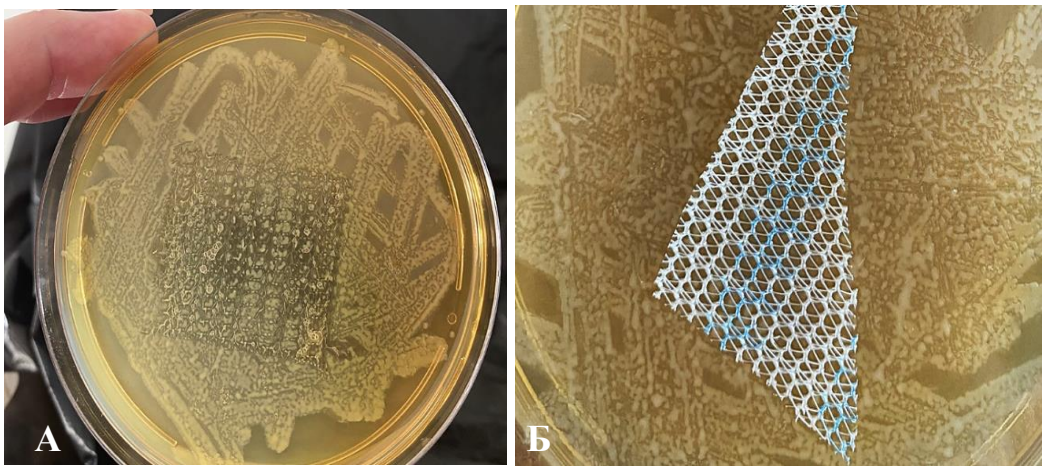


Рис. 3. а) полипропиленовые грыжевые сетки (ПП) с покрытием. В проекции сетки и на полипропиленовых нитях роста культуры нет; б) среда ГРМ-агар с Pr. vulgaris 10^5 КОЕ/мл после 24-часовой инкубации. Отмечается обильный рост культуры в проекции ПП и мелкие множественные колонии на полипропиленовых нитях непокрытой грыжевой сетки.

Для повышения объективности помимо описательного анализа была выполнена полуколичественная оценка степени фиброза: процент площади фиброзной ткани относительно общей площади среза определяли морфометрически по цифровым микрофотографиям (использована программа ImageJ).

Контрольная группа (полипропиленовые сетки без покрытия).

На 7 сутки (острая фаза) вокруг нитей имплантированной сетки наблюдалась выраженная острая воспалительная реакция. Гистологически определялась массовая инфильтрация эозинофилов, нейтрофилов (острое воспаление) и макрофагов в окружающих мягких тканях вокруг нитей сетки и начинала формироваться капсула из грануляционной ткани: видны рыхлые соединительнотканные структуры с новообразованными сосудами и отеком, много экссудата (рис. 4а, 4в). Присутствовали участки фибринозного налета и первые признаки микронекроза вокруг нитей. Коллагеновые волокна (окраска по Ван Гизону) расположены хаотично, отмечались отек и умеренный некроз прилежащих мышечных волокон от компрессии имплантатом и ферментативного воздействия воспалительных клеток.

На 14 сутки (подострая фаза) воспалительная инфильтрация вокруг сетки сохранялась, хотя нейтрофилов стало меньше, их место заняли макрофаги и лимфоциты, свидетельствуя о переходе в подострую фазу воспаления. Вокруг нитей четко сформировалась соединительнотканная капсула: она состояла из плотных коллагеновых волокон, окружающих каждый элемент сетки, и большого количества молодых фибробластов (рис. 4б). Капсула была довольно рыхлой по строению (признак продолжающегося ремоделирования). Коллагеновые волокна (окраска трихромом Массона) располагались пучками и беспорядочно, образуя «рубцовый» рисунок. Наблюдалось увеличение числа фибробластов, активная продукция межклеточного матрикса. Также вокруг некоторых нитей визуализировались гигантские многоядерные клетки инородных тел – слияние макрофагов, «пытающихся» фагоцитировать крупный полимер. Их присутствие указывает на начавшуюся хроническую гранулематозную реакцию на инородное тело.

На 30 сутки признаки острого воспаления значительно ослабевали. Однако сформированная фиброзная капсула вокруг сетки стала более плотной и толстой. В толще капсулы обнаруживались гигантские клетки и макрофаги с фрагментами полипропилена (фагоцитированный мусор, износившиеся микрочастицы сетки). Отмечались участки разрушения полипропиленовых нитей грыжевого имплантата, дистрофии и некроза в прилегающей мышечной ткани (рис. 4г). В некоторых зонах

идентифицированы отложения кальция. В целом к 30 суткам вокруг непокрытой сетки сформировалось грубое фиброзное обрамление, которое хотя и изолировало имплантат, также, вероятно, ухудшало его интеграцию с функциональной точки зрения (снижение эластичности ткани, риск развития хронической боли).

На 60 сутки после имплантации в контрольной группе наблюдалась картина хронического гранулематозного воспаления с выраженным фиброзом. Соединительно-тканная капсула вокруг сетки оставалась толстой, плотной и малоэластичной и содержала рассеянные очаги лимфоцитарно-макрофагальной инфильтрации и многоядерные гигантские клетки инородного тела. Кальцификация в капсуле стала более явной: по ходу некоторых нитей отложились соли кальция, придавая ткани хрупкость. Также можно отметить явление «bridging fibrosis» – волокнистые тяжи соединительной ткани перекидывались между участками сетки, скрепляя их и уменьшая подвижность конструкции. Такая выраженная рубцовая трансформация чревата сокращением (контрактурой) имплантата и возможным искажением анатомии места имплантации.

Полуколичественная морфометрия показала, что доля фиброзной ткани в контрольной группе составляла около 45±5% к 30-ым суткам и увеличивалась до 60±7% к 60-ым суткам, что отражало выраженный рубцовый ответ.

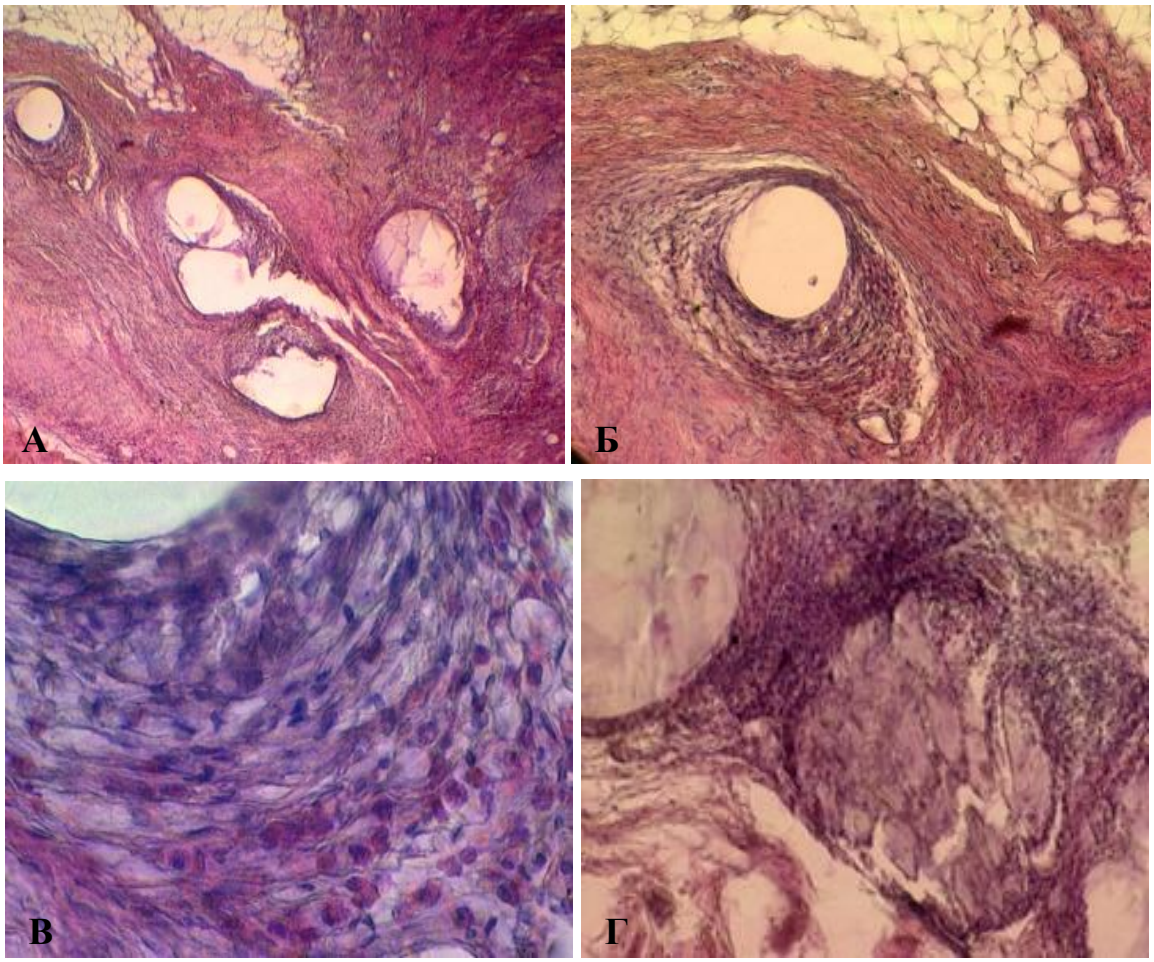


Рис. 4. Окраска гематоксилином и эозином.
Микрофото: а, б, г – объектив х10; в – объектив х40.

Опытная группа (полипропиленовые сетки с нанопокрытием).

На 7 сутки тканевая реакция у животных с нанопокрытыми сетками была значительно менее выраженной. Вокруг имплантата отмечалась лишь умеренная воспалительная инфильтрация, преимущественно состоящая из макрофагов и малочисленных нейтрофилов, очагов гнойного воспаления не наблюдалось (рис. 5а, 5в).

Грануляционная ткань формировалась, но более деликатно: капсула вокруг нитей была нежной, рыхлой, с хорошей васкуляризацией, коллагеновые волокна к 7 суткам имели более упорядоченную ориентацию – они располагались параллельно поверхности имплантата, как бы выстилая нити сетки, в отличие от хаотичного плетения коллагена в контроле. Видимо, нанопокрытие создает физиологически более совместимую поверхность, на которой фибробласты организуют матрикс равномерно, без избыточного отложения коллагена. Вокруг нитей практически отсутствовали эозинофилы, гигантские клетки и некротические зоны (рис. 5в). В целом, гистологическая картина острых сроков у покрытых сеток указывает на слабую острую воспалительную реакцию и начало формирования нежной соединительной ткани.

На 14 сутки в группе с нанопокрытием вокруг сетки количество макрофагов и лимфоцитов было значительно меньше, чем в контроле, что, возможно, соответствовало фазе перехода от воспаления к регенерации. Формирующаяся соединительнотканная капсула оставалась рыхлой и богато васкуляризированной (рис. 5б). Фибробласты располагались упорядоченно, синтезируя коллаген параллельно поверхности нитей: формировалась эластичная соединительная ткань, интегрированная с сеткой (наблюдалось прорастание коллагеновых волокон в структуру сетки между ее нитями). Воспалительная инфильтрация была слабо выраженной: признаков нагноения, обширных гранулем (гигантских клеток) не обнаружено.

На 30 сутки после имплантации нанопокрытые сетки показали превосходные результаты тканевой интеграции. Гистологически вокруг имплантата определялась тонкая зрелая соединительная ткань с минимальной воспалительной инфильтрацией. Коллагеновые волокна были хорошо организованы, параллельны друг другу и равномерно оплетали нити сетки, не вызывая их сжатия. Воспалительные клетки встречались единично (редкие лимфоциты и макрофаги), что свидетельствовало об отсутствии хронического воспаления. Важно подчеркнуть, что эластичность тканей вокруг сетки сохранялась: под микроскопом капсула выглядела нежной, без чрезмерного уплотнения (рис. 5г), что важно для лучшего функционирования имплантата (сетка должна двигаться с тканями).

На 60 сутки после имплантации наблюдалась практически полная физиологическая интеграция нанопокрытых имплантатов в окружающие ткани. Гистологическая картина свидетельствовала об отсутствии активного воспаления: вокруг нитей сетки видны зрелые коллагеновые и эластические волокна, выстроенные параллельно, образующие прочное соединение имплантата с собственной соединительной тканью организма. Толщина соединительнотканного слоя минимальна – имплантат покрыт тонкой и прочной фиброзной пленкой, практически не отличимой от нормальной рубцующейся фасции. Гигантские клетки инородного тела отсутствуют, что, возможно, означало прекращение реакции организма «отторгать» или деградировать имплантат.

Морфометрический анализ показал, что доля фиброзной ткани в опытной группе составила 18±4% на 30-е сутки и лишь 22±5% на 60-е сутки, что существенно ниже, чем в контроле, и отражает более благоприятную интеграцию имплантата.

Сравнивая гистофизиологические итоги, можно сделать вывод, что нанопокрытия на основе оксидов алюминия, титана и ванадия радикально улучшили физиологическую совместимость полипропиленовых грыжевых сеток. В контроле развивалась классическая картина развития реакции организма на «чужеродное тело» с формированием грубой фиброзной капсулы и признаками хронического воспаления, в опытной группе наблюдалось отсутствие воспалительной реакции и формирование тонкой организованной соединительной ткани без избыточного фиброза. Ряд исследований показал (Koch A., Bringman S., Myrelid P. et al. (2008)), что титанизированные полипропиленовые сетки (TiMesh®, pfm medical, Германия) ассоциированы с меньшей выраженностью хронической боли и ощущением инородного тела в раннем послеоперационном периоде [11].

Также Schmidt et al. (2019) отмечали, что серебряные нанопокрытия снижают склонность к формированию грубого коллагена, хотя при очень высоких дозах могут встречаться отдельные цитотоксические эффекты. В нашем случае примененное комбинированное оксидное покрытие продемонстрировало отличное сочетание физиологической совместимости и противомикробных свойств нанопокрытия.

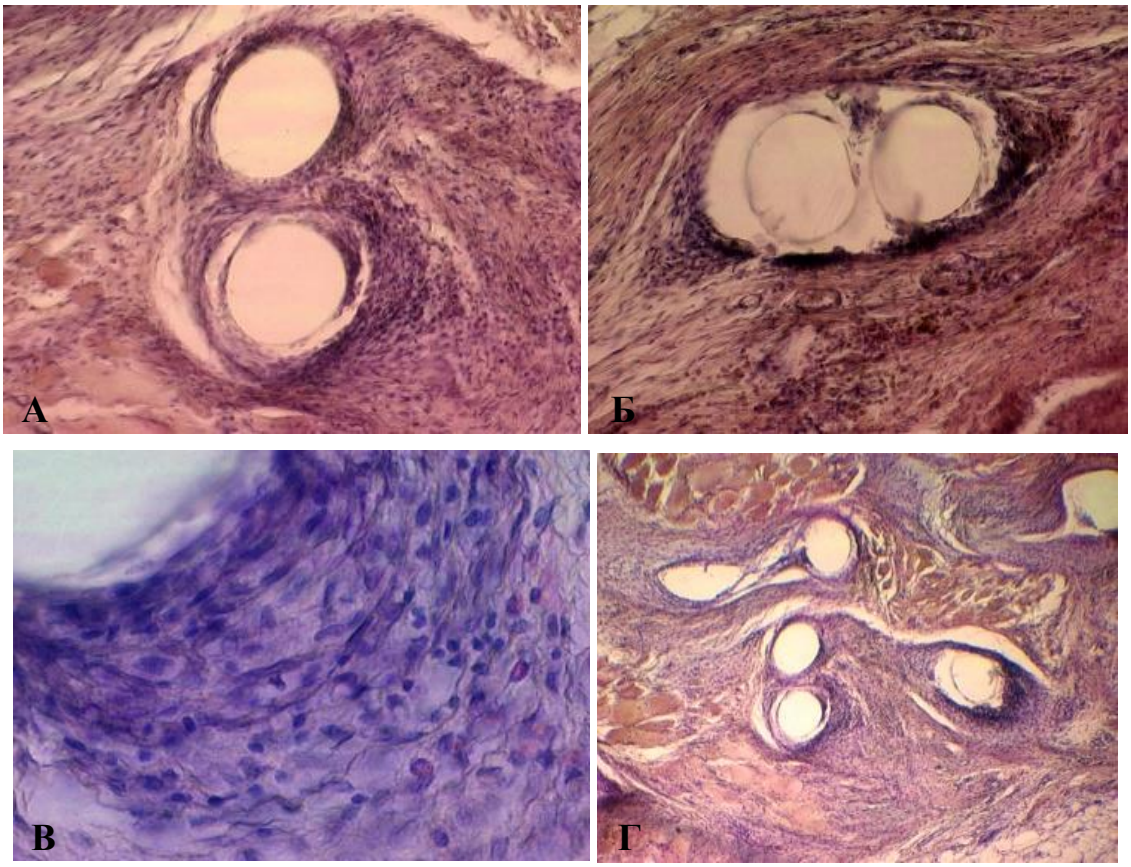


Рис. 5. Сетка, покрытая нанопленкой. Окраска гематоксилином и эозином. Микрофото: а, б, г – объектив х10; в – объектив х40

Сканирующая электронная микроскопия (SEM – scanning electron microscopy) позволила изучить поверхность сеток и взаимодействие их с тканями на ультратонком уровне. SEM-изображения эксплантатов, полученных на 30-60-е сутки, показали, что на поверхности нанопокрытых сеток клетки и внеклеточный матрикс распределены равномерно, образуя непрерывный слой, тогда как на непокрытых сетках наблюдаются шероховатости и участки неравномерного отложения коллагена. Кроме того, в контроле на поверхности полипропилена отмечены микротрещины и дефекты, свидетельствующие о частичной деградации материала, тогда как оксидное покрытие защитило волокна от подобного повреждения (поверхность гладкая, без трещин). Просвечивающая электронная микроскопия (TEM – transmission electron microscopy) тонких срезов покрытия показала, что нанопленка из оксидов металлов плотно прилегает к полипропиленовому волокну и сохраняется спустя месяцы после имплантации. Это важный факт, указывающий на стабильность покрытия *in vivo*.

В целом, совокупность полученных результатов – данные биохимического и микробиологического исследований, гистологической и электронной микроскопии – убедительно демонстрирует, что нанопокрытия (Al_2O_3, TiO_2, V_2O_5) существенно улучшают физиологическую совместимость хирургических сеток с организмом. Они уменьшают острую воспалительную реакцию, препятствуют инфекции, предотвращают хроническое раздражение и отторжение и способствуют упорядоченной регенерации тканей. Функциональная оценка показывает, что такие имплантаты лучше интегрируются и потенциально обеспечат более успешный клинический исход – более

прочное и эластичное заживление без послеоперационных осложнений. Наши выводы согласуются с мировыми тенденциями применения наноматериалов для улучшения биосовместимости имплантатов [15]. Далее планируется продолжить исследования для оценки долгосрочных эффектов нанопокрытий (более 60 суток), а также их влияния на функциональные показатели (прочность интеграции, поведение имплантата при нагрузках и др.). Уже полученные результаты позволяют рассматривать разработанные нанопокрытия как перспективный путь повышения эффективности и безопасности хирургических сеток.

Заключение. Проведенная комплексная оценка полипропиленовых хирургических сеток, модифицированных нанопокрытием из оксидов алюминия, титана и ванадия, показала, что такая поверхностная обработка существенно повышает их функциональные и антибактериальные свойства.

На всех сроках наблюдения (7, 14, 30 и 60 сутки) у животных опытной группы отмечалась более мягкая воспалительная реакция: уровни CRP и IL-6 были ниже ($p<0,05$), а лейкоцитоз почти не превышал референсные значения. Гистологически капсула вокруг покрытых сеток оставалась тонкой и организованной, без гигантских клеток инородного тела, некроза или кальцификации.

Электронная микроскопия показала, что нанопленка прочно удерживается на полипропиленовых волокнах и не деградирует в течение 60 суток, что свидетельствует о надежности модификации.

Полученные результаты указывают на высокую перспективность использования комбинированных оксидных нанопокрытий для профилактики инфекционных и снижения рубцовых осложнений при герниопластике и других операциях с использованием сетчатых эндопротезов.

Конфликт интересов. Авторы заявили об отсутствии конфликта интересов.

Финансирование. Работа выполнена в рамках государственного задания № IMYV-2024-0002. Финансовая поддержка реализации данного проекта была оказана Министерством здравоохранения Российской Федерации.

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

Financing. The work was carried out under the state task No. IMYV-2024-0002. The financial support for realization of the project was provided by the Ministry of Health of the Russian Federation.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Наночастицы серебра, стабилизированные оболочкой хитозана, – физико-химические свойства и особенности токсического действия *in vivo* / В.М. Василькевич, Р.В. Богданов, К.С. Гилевская [и др.] // Российские нанотехнологии. – 2023. – Т. 18. – № 1. – С. 135-144. DOI: 10.56304/S199272232301017X.

2. Graphene-based biomaterials for bone regenerative engineering: a comprehensive review of the field and considerations regarding biocompatibility and biodegradation / L. Daneshmandi, M. Barajaa, A. Tahmasbi Rad [et al.] // Advanced Healthcare Materials. – 2021. – Vol. 10. – No. 1. – P. e2001414. DOI: 10.1002/adhm.202001414.

3. Разработка и изучение антибактериальных покрытий *in situ* для обработки имплантатов / Е.О. Бахрушина, А.А. Попова, М.В. Помыткина [и др.] // Разработка и регистрация лекарственных средств. – 2023. – Т. 12. – № 3. – С. 49-57. DOI: 10.33380/2305-2066-2023-12-3-49-57.

4. Impact of titanium-coated polypropylenemesh on functional outcome and quality of life after inguinal hernia repair / Y. Xiao, X. Zuo, H. Li [et al.] // Heliyon. – 2023. – Vol. 9. – No. 7. – P. e17691.

5. Паршиков, В.В. Воспалительные осложнения протезирующей пластики брюшной стенки: диагностика, лечение и профилактика (обзор) / В.В. Паршиков // Современные технологии в медицине. – 2019. – Т. 11. – № 3. – С. 158-178.

6. Нанотехнологии в герниологии: предварительные результаты экспериментальных исследований: сборник тезисов V Всероссийского съезда герниологов «Герниология в эпоху высоких технологий», 2-3 декабря 2021 года, Москва / М.А. Хамидов, И.М. Абдулагатов, Р.М. Рагимов [и др.]. – Москва, 2021. – С. 82-84.

7. Антиадгезивное и антимикробное действие покрытия из оксида титана с кристаллической структурой анатаз в экспериментах *in vitro* для имплантируемых медицинских изделий /

В.Н. Царев, М.С. Подпорин, Т.В. Царева [и др.] // Клиническая стоматология. – 2024. – Т. 3. – С. 6-13. DOI: 10.37988/1811-153X_2024_3_6.
8. Абдуллаева, Н.М. Гистофизиология мягких тканей после биоинтеграции грыжевой сетки с покрытием, полученной при использовании нанотехнологии АСО: Оргздрав-2025: тезисы конгресса, 9-10 июня 2025 года, Москва / Н.М. Абдуллаева, Р.М. Рагимов. – Москва, 2025. – 3 с.
9. Mechanism study of intracellular zinc oxide nanocomposites formation / A. Król, V. Railean, P.P. Pomastowski [et al.] // Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects. – 2018. – Vol. 553. – P. 349-358.
10. ZrO_2/ZnO/TiO_2 nanocomposite coatings on stainless steel for improved corrosion resistance, biocompatibility, and antimicrobial activity / M. Lee, S.I. Han, C. Kim [et al.] // ACS applied materials & interfaces. – 2022. – Vol. 14. – No. 11. – P. 13801-13811.
11. Randomized clinical trial of groin hernia repair with titanium-coated lightweight mesh compared with standard polypropylene mesh / A. Koch, S. Bringman, P. Myrelid [et al.] // Journal of British Surgery. – 2008. – Vol. 95. – No. 10. – P. 1226-1231. DOI: 10.1002/bjs.632.
12. Silver nanoparticles: bactericidal and mechanistic approach against drug resistant pathogens / P.R. More, S. Pandit, A. de Filippis [et al.] // Microorganisms. – 2023. – Vol. 11. – No. 2. – P. 369. DOI: 10.3390/microorganisms11020369.
13. Antibacterial action and target mechanisms of zinc oxide nanoparticles against bacterial pathogens / C.R. Mendes, G. Dilarri, C.F. Forsan [et al.] // Scientific Reports. – 2022. – Vol. 12. – No. 1. – P. 2658. DOI: 10.1038/s41598-022-06657-y.
14. Photocatalytic disinfection using titanium dioxide: spectrum and mechanism of antimicrobial activity / H.A. Foster, I.B. Ditta, S. Varghese, A. Steele // Applied Microbiology and Biotechnology. – 2011. – Vol. 90. – No. 6. – P. 1847-1868. DOI: 10.1007/s00253-011-3213-7.
15. Moreno-Egea, A. Randomized clinical trial of laparoscopic hernia repair comparing titanium-coated lightweight mesh and medium-weight composite mesh / A. Moreno-Egea, A. Carrillo-Alcaraz, V. Soria-Aledo // Surgical Endoscopy. – 2013. – Vol. 27. – No. 1. – P. 231-239.

REFERENCES

1. Vasil'kevich V.M., Bogdanov R.V., Gilevskaya K.S. et al. Silver nanoparticles stabilized by a chitosan shell: physicochemical properties and features of toxic effects *in vivo*. *Russian Nanotechnologies*, 2023, vol. 18, no. 1, pp. 135-144. DOI: 10.56304/S199272232301017X. (in Russ.)
2. 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. *Advanced Healthcare Materials*, 2021, vol. 10, no. 1, p. e2001414. DOI: 10.1002/adhm.202001414.
3. Bakhrushina E.O., Popova A.A., Pomytkina M.V. et al. Development and study of *in situ* antibacterial coatings for implant treatment. *Drug Development & Registration*, 2023, vol. 12, no. 3, pp. 49-57. DOI: 10.33380/2305-2066-2023-12-3-49-57. (in Russ.)
4. Xiao Y., Zuo X., Li H., Zhao Y., Wang X. Impact of titanium-coated polypropylene mesh on functional outcome and quality of life after inguinal hernia repair. *Heliyon*. 2023, vol. 9, no. 7, p. e17691.
5. Parshikov V.V. Inflammatory complications of the abdominal wall prosthetic repair: diagnostics, treatment, and prevention (review). *Sovremennye tehnologii v medicine*, 2019, vol. 11, no. 3, pp. 158-178. (in Russ.)
6. Khamidov M.A., Abdulagatov I.M., Ragimov R.M. et al. Nanotechnologies in herniology: preliminary results of experimental studies. *Proceedings of the V All-Russian Congress of Herniologists*, 2021, pp. 82-84. (in Russ.)
7. Tsarev V.N., Podporin M.S., Tsareva T.V. et al. Antiadhesive and antimicrobial effect of titanium oxide coating with anatase structure in *in vitro* experiments for medical implants. *Clinical Dentistry*, 2024, vol. 27, no. 3, pp. 6-13. DOI: 10.37988/1811-153X_2024_3_6. (in Russ.)
8. Abdullaeva N.M., Ragimov R.M. Histophysiology of soft tissues after biointegration of hernia mesh with coating obtained using ASO nanotechnology. *Orgzdrav-2025: Abstracts of the Congress*, Moscow, May 14, 2025. Moscow, 2025, 3 p. (in Russ.)
9. Król A., Railean V., Pomastowski P.P., Zloch M., Buszewski R. Mechanism study of intracellular zinc oxide nanocomposites formation. *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects*, 2018, vol. 553, pp. 349-358.
10. Lee M., Han S.I., Kim C. et al. ZrO2/ZnO/TiO2 nanocomposite coatings on stainless steel for improved corrosion resistance, biocompatibility, and antimicrobial activity. *ACS applied materials & interfaces*, 2022, vol. 14, no. 11, pp. 13801-13811.
11. Koch A., Bringman S., Myrelid P., Smeds S., Kald A. Randomized clinical trial of groin hernia repair with titanium-coated lightweight mesh compared with standard polypropylene mesh. *Journal of British Surgery*, 2008, vol. 95, no. 10, pp. 1226-1231. DOI: 10.1002/bjs.632.
12. More P.R., Pandit S., de Filippis A. et al. Silver nanoparticles: bactericidal and mechanistic

approach against drug resistant pathogens. *Microorganisms*, 2023, vol. 11, no. 2, p. 369. DOI: 10.3390/microorganisms11020369.
13. Mendes C.R., Dilarri G., Forsan C.F. et al. Antibacterial action and target mechanisms of zinc oxide nanoparticles against bacterial pathogens. *Scientific Reports*, 2022, vol. 12, p. 2658. DOI: 10.1038/s41598-022-06657-y.
14. Foster H.A., Ditta I.B., Varghese S., Steele A. Photocatalytic disinfection using titanium dioxide: spectrum and mechanism of antimicrobial activity. *Applied Microbiology and Biotechnology*, 2011, vol. 90, no. 6, pp. 1847-1868. DOI: 10.1007/s00253-011-3213-7.
15. Moreno-Egea A., Carrillo-Alcaraz A., Soria-Aledo V. Randomized clinical trial of laparoscopic hernia repair comparing titanium-coated lightweight mesh and medium-weight composite mesh. *Surgical Endoscopy*, 2013, vol. 27, no. 1, pp. 231-239.

СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ:
Наида Муртазалиевна Абдуллаева – кандидат биологических наук, доцент, доцент кафедры нормальной физиологии, ведущий научный сотрудник лаборатории фундаментальной наномедицины НОЦ Дагестанского государственного медицинского университета, Махачкала, ORCID: 0000-0002-9616-9606.
Разин Мирзекеримович Рагимов – доктор медицинских наук, профессор, заведующий кафедрой нормальной физиологии, главный научный сотрудник лаборатории фундаментальной наномедицины НОЦ Дагестанского государственного медицинского университета, Махачкала, ORCID: 0000-0002-5442-5528.
Ильмутдин Магомедович Абдулагатов – доктор технических наук, профессор, заведующий кафедрой физической химии, заведующий лабораторией фундаментальной наномедицины НОЦ Дагестанского государственного медицинского университета, Махачкала, ORCID: 0000-0002-6299-5280.

INFORMATION ABOUT THE AUTHORS:
Naida M. Abdullaeva – Candidate of Biological Sciences, Associate Professor, Leading Researcher of the Laboratory of Fundamental Nanomedicine, Scientific and Educational Center, Dagestan State Medical University, Associate Professor, Department of Normal Physiology, Makhachkala, ORCID: 0000-0002-9616-9606.
Razin M. Ragimov – Doctor of Medical Sciences, Professor, Head of the Department of Normal Physiology, Chief Researcher of the Laboratory of Fundamental Nanomedicine, Scientific and Educational Center, Dagestan State Medical University, Makhachkala, ORCID: 0000-0002-5442-5528.
Ilmutdin M. Abdulagatov – Doctor of Engineering Sciences, Professor, Head of the Department of Physical Chemistry, Head of the Laboratory of Fundamental Nanomedicine, Scientific and Educational Center, Dagestan State Medical University, Makhachkala, ORCID: 0000-0002-6299-5280.

Для цитирования: Абдуллаева, Н.М. Физиологическая совместимость и антибактериальные свойства хирургических сеток, модифицированных наноструктурированными покрытиями / Н.М. Абдуллаева, Р.М. Рагимов, И.М. Абдулагатов // Современные вопросы биомедицины. – 2026. – Т. 10. – № 1(36). DOI: 10.24412/2588-0500-2026_10_01_1

For citation: Abdullaeva N.M., Ragimov R.M., Abdulagatov I.M. Physiological compatibility and antibacterial properties of surgical meshes modified with nanostructured coatings. *Modern Issues of Biomedicine*, 2026, vol. 10, no. 1(36). DOI: 10.24412/2588-0500-2026_10_01_1