DOI: https://doi.org/10.51922/1818-426X.2026.4.64

Е. Л. Артюшков[1], Э. А. Надыров[1], А. А. Лызиков[2]

КЛЕТОЧНАЯ И ТКАНЕВАЯ РЕАКЦИИ НА СЕТЧАТЫЙ ИМПЛАНТАТ С БИОДЕГРАДИРУЕМЫМ ПОКРЫТИЕМ НА МОДЕЛИ ГЕРНИОПЛАСТИКИ В ЭКСПЕРИМЕНТЕ

УО «Гомельский государственный медицинский университет», г. Гомель, Республика Беларусь,[1]
Университетская клиника имени Джеймса Кука, г. Мидлсбро, Великобритания[2]

Проведена оценка клеточных и тканевых реакций при имплантации промышленного сетчатого имплантата для герниопластики и его модификации с разработанным биодеградируемым покрытием в эксперименте.

Экспериментальное исследование проведено на 24 крысах линии Wistar. Лабораторные животные выводились из эксперимента на 7-е, 14-е, 30-е и 60-е сутки послеоперационного периода. Модификация полипропиленового сетчатого имплантата с биодеградируемым покрытием на основе поливинил-хитозанового комплекса с гентамицином обеспечила более благоприятную тканевую реакцию по сравнению с промышленным протезом без покрытия.

Степень зрелости капсулы вокруг импланта была выше в опытной группе на всех сроках наблюдения. На 7-е сутки эксперимента у животных контрольной и опытной групп определялась созревающая грануляционная ткань. Коллагеновые волокна вдоль периферии имплантата образовывали структуры, напоминающие капсулы. Количество макрофагов было статистически значимо меньше в опытной группе ($p < 0,001$). Большее количество фибробластов определялось в опытной группе ($p = 0,026$). На 14-е сутки в опытной группе отмечалось статистически значимое снижение числа нейтрофилов ($p = 0,002$) и лимфоцитов ($p < 0,001$), а также плазматических клеток ($p < 0,001$), что свидетельствовало о более быстром разрешении воспаления и снижении гуморального иммунного ответа. На 14–30-е сутки наблюдалось значимо большее количество фиброцитов ($p < 0,001$) и фибробластов, способствующее формированию зрелой соединительной ткани. К 60-м суткам в опытной группе воспалительный инфильтрат полностью отсутствовал, тогда как в контрольной группе сохранялись единичные лимфоциты, плазматические клетки и гигантские многоядерные клетки.

Проведенное исследование выявило закономерности формирования тканей в ответ на имплантацию сетчатых имплантатов. Модифицированный полипропиленовый протез с разработанным биодеградируемым покрытием вызывает меньшую степень воспалительных реакций со стороны мягких тканей и способствует образованию более зрелой соединительной ткани по сравнению с образцами, не имеющими покрытия.

Ключевые слова: *герниопластика, сетчатые имплантат, биодеградируемое антибактериальное покрытие, эксперимент, клеточные и тканевые реакции.*

E. L. Artyushkov[1], E. A. Nadyrov[1], A. A. Lyzikov[2]

REACTIVE CHANGES IN CELLS AND TISSUES DURING IMPLANTATION OF A MESH PROSTHESIS FOR HERNIOPLASTY WITH A BIODEGRADABLE COATING IN THE EXPERIMENT

Gomel State Medical University, Gomel, Republic of Belarus,[1]
James Cook University Hospital, Middlesbrough, United Kingdom[2]

An experimental evaluation of cellular and tissue responses was conducted following implantation of a commercial hernia repair mesh prosthesis and its modification with a developed biodegradable coating.

Twenty-four Wistar rats participated in the experiment. The animals were sacrificed on days 7, 14, 30, and 60 postoperatively. Modification of the polypropylene mesh prosthesis with a biodegradable coating based on a polyvinyl chitosan complex with gentamicin resulted in a more favorable tissue response compared to the commercial prosthesis without a coating.

The degree of maturity of the capsule around the implant was higher in the experimental group at all observation periods. On the 7th day of the experiment, maturing granulation tissue was detected in animals in both the control and experimental groups. Collagen fibers along the periphery of the implant formed capsule-like structures. The number of macrophages was statistically significantly lower in the experimental group ($p < 0.001$). A higher number of fibroblasts was detected in the experimental group ($p = 0.026$). On the 14th day, a statistically significant decrease in the number of neutrophils ($p = 0.002$) and lymphocytes ($p < 0.001$), as well as plasma cells ($p < 0.001$) was observed in the experimental group, indicating a more rapid resolution of inflammation and a reduced humoral immune response. On days 14–30, a significantly higher number of fibrocytes ($p < 0.001$) and fibroblasts was observed, contributing to the formation of mature connective tissue. By the 60th day, the inflammatory infiltrate was completely absent in the experimental group, while single lymphocytes, plasma cells, and giant multinucleated cells remained in the control group.

The study revealed patterns of tissue formation in response to mesh implantation. A modified polypropylene prosthesis with a developed biodegradable coating demonstrated a lower degree of inflammatory response and promoted the formation of more mature connective tissue compared to uncoated samples.

Key words: *hernioplasty, mesh prostheses, biodegradable antibacterial coating, experiment, cellular and tissue reactions.*

В последнее десятилетие сетчатые имплантаты из полипропилена широко используются для закрытия дефектов брюшной стенки [1]. Использование синтетических материалов при оперативном лечении грыж передней брюшной стенки привело к уменьшению количества рецидивов, но в то же время и увеличило частоту раневых осложнений [2]. В послеоперационном периоде выявляются такие инфекционные осложнения как: лигатурные свищи, лигатурные абсцессы, инфильтрат и абсцессы области послеоперационной раны [3, 4]. Бактерии вегетирующие на коже передней брюшной стенки являются основными возбудителями, которые приводят к инфекционным осложнениям [5]. Патогенные микроорганизмы могут проникать из подкожно-жировой клетчатки по лигатурам, фиксирующим полипропиленовый протез [6]. Ряд проблем может быть обусловлен формированием микробных биопленок на поверхности эндопротезов и шовного материала, что является основой для неблагоприятного течения послеоперационного периода, формирования хронических очагов инфекции [7, 8]. В экспериментальном исследовании по изучению проблемы инфицирования сетчатых имплантатов установлено, что на поверхности синтетических эндопротезов в условиях бактериальной контаминации *in vitro* в течение 48 часов формируется бактериальная биопленка [8]. В этой форме биопленки бактерии более устойчивы к различным антибактериальным препаратам, что является причиной неэффективности антибактериальной терапии [9]. Ведется поиск новых и совершенствование уже имеющихся материалов для герниопластики. В том числе и разработка биодеградируемых полимерных покрытий для синтетических протезов, препятствующих формированию микробной биопленки.

Цель исследования – провести оценку клеточных и тканевых реакций при имплантации промышленного сетчатого имплантата для герниопластики и его модификации с разработанным биодеградируемым покрытием в эксперименте.

Материал и методы

Исследование проводилось на лабораторных белых крысах породы Wistar массой тела 200–250 грамм в возрасте 4–5 месяцев. Все манипуляции с животными проводились под воздействием воздушно-изофлюранового наркоза. Сбривалась шерсть на спине. После этого выполнялась трехкратная обработка кожи раствором йодискина. Стерильным скальпелем выполнялся разрез кожи, подкожной клетчатки и собственной фасции спины параллельно срединной линии и длиной 2,5–3 см. Затем в ране зажимом формировалось два кармана на расстоянии не менее 1 см друг от друга, и в которые пинцетом помещались однотипные образцы полипропиленовых протезов 5*5 мм, фасция, и рана ушивалась полигликолидом 2,0. Животные содержались в виварии, каждое в отдельной клетке. Доступ к воде и пище был свободным. Летальных случаев не было. Швы снимались на 7-е сутки после операции.

Лабораторные животные были разделены на две группы в зависимости от типа синтетического протеза. Контрольная группа (n = 12) включала животных, которым имплантировался образец промышленного сетчатого полипропиленового протеза. Опытная группа (n = 12) состояла их животных, которым имплантировался модифицированный образец сетчатого полипропиленового протеза после замачивания в растворе гентамицина на протяжении 30 минут, который содержал в полимерное покрытии на основе поливинил-хитозанового комплекса с добавлением 10 % глицерина.

Животные выводились из эксперимента на 7-е, 14-е, 30-е и 60-е сутки после операции. Декапитация осуществлялась при общей анестезии. Образцы протезом иссекались с окружающими мягкими тканями, и полученный материал в течение 24 часов фиксировался в 10 % растворе нейтрального формалина, после чего заливали в парафиновые блоки по стандартной методике. На микротоме получали срезы толщиной 3–4 мкм. Срезы окрашивались гематоксилином и эозином по стандартной методике. Для морфометрического исследования использовался программно-аппаратный комплекс Nikon. Микропрепараты фотографировали с помощью микроскопа Nikon Eclipse 50i с цифровой камерой DS-F1 с разрешением 1689 на 1415 пикселей. Площадь поля зрения составляла 299,11×397,67 = 118 952,07 мкм^2 (увеличение: ×400).

Эксперимент был проведен с соблюдением принципов биоэтики, согласно требованиям Директивы Европейского парламента и Совета европейского союза 2010/63/EU по охране животных, используемых в научных целях [10]. Оценка местного биологического действия исследуемых сетчатых полипропиленовых проте-

зов выполнялась в соответствии с ГОСТ ISO 10993-6-2021 «Изделия медицинские. Оценка биологического действия медицинских изделий. Исследования местного действия после имплантации» [11]. Исследование проведено в соответствии с принципами биоэтики и одобрено Комитетом по этике УО «Гомельский государственный медицинский университет» (протокол № 3 от 02.06.2025 г.).

Был проведен анализ гистологических характеристик, включающий подсчет клеточных элементов воспаления и соединительной ткани, расположенных вокруг имплантатов (нейтрофильные лейкоциты, фагоцитирующие нейтрофильные лейкоциты, дегенерирующие нейтрофильные лейкоциты, эозинофильные лейкоциты, лимфоциты, плазматические клетки, гистиоциты, макрофаги, фиброциты, фибробласты, гигантские многоядерные клетки). Анализ клеточного состава участков тканей вокруг имплантатов проводился в 5 полях зрения при увеличении микроскопа ×400. В качестве результата цитологического исследования указывалось количество клеток в поле зрения микроскопа при увеличении ×400. Статистическая обработка данных проводилась с использованием пакета статистических программ GraphPad Prism 7.0. Цифровые данные в виду отличий от нормального распределения числовых признаков представлены в виде медианы (Me) и интерквартильного размаха (Q_1; Q_3). Для сравнения двух независимых групп по количественному признаку применялся U-критерий Манна-Уитни. Статистически значимыми считали значения при $p < 0,05$ [12].

Результаты и их обсуждения

На 7-е сутки эксперимента у животных контрольной и опытной групп определялась созревающая грануляционная ткань вокруг волокон протеза. Эта ткань состояла из более плотного волокнистого слоя, который образовывал капсулу вокруг имплантата, а также менее плотного грануляционного слоя, расположенного снаружи. В промежутках между коллагеновыми волокнами и кровеносными сосудами наблюдалось незначительное количество нейтрофилов, лимфоцитов и плазматических клеток. Коллагеновые волокна вдоль периферии имплантата образовывали структуры, напоминающие капсулы. На поверхности этих волокон располагались фибробласты. Наружные слои представляли собой более рыхлую незрелую грануляционную ткань, содержащую кровеносные сосуды и тонкие пучки коллагеновых волокон, расположенные между ними (рисунок 1).

На 14-е сутки эксперимента по периферии имплантатов в контрольной и опытной группах определялась

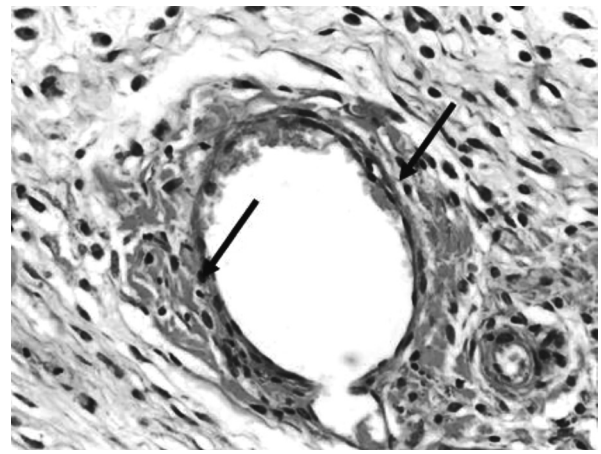


Рисунок 1. 7-е сутки эксперимента. Формирование капсулы по периферии нитей импланта у животных контрольной и опытной групп (указано стрелками). Окраска гематоксилином и эозином. Увеличение: ×400

созревающая грануляционная ткань. Соотношение тканых капилляров и компонентов соединительной ткани составляло 1:1. Межкапиллярные пространства включали фиброциты, фибробласты, небольшое количество лимфоцитов, гистиоцитов и единичные гигантские многоядерные клетки. Пучки коллагеновых волокон окружали полипропиленовые нити импланта и формировали структуры в виде тонкостенных капсул вокруг каждой полипропиленовой нити. По периферии капсулы преобладали незрелые клетки типа фибробластов, количество кровеносных сосудов было небольшим, в их просветах содержалось умеренное количество плазматических клеток и лимфоцитов. Следует отметить, что степень зрелости грануляционной ткани была выше у животных опытной группы (рисунок 2, *А*, *Б*).

На 30-е сутки эксперимента по периферии нитей имплантата контрольной и опытной групп формировалась тонкая соединительнотканная капсула, состоящая из параллельных пучков коллагеновых волокон, фибробластов и фиброцитов. Капсула у животных опытной группы была более выражена в сравнении с контролем. По периферии капсулы пучки коллагеновых волокон имели менее упорядоченное расположение. Между пучками располагались фибробласты и фиброциты в примерно одинаковом соотношении между ними, небольшое количество лимфоцитов и плазматических клеток. Количество капилляров значительно уменьшалось в сравнении с предыдущим сроком наблюдения (рисунок 3, *А*, *Б*).

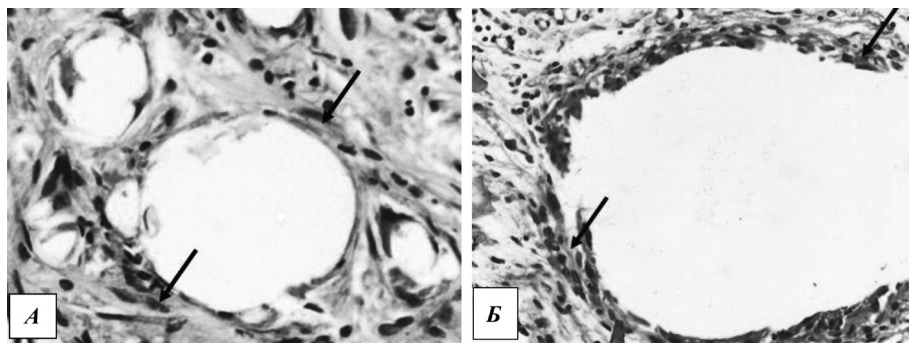


Рисунок 2. 14-е сутки эксперимента: *А* – Формирующаяся капсула по периферии нитей импланта у животных контрольной группы (указано стрелками). Окраска гематоксилином и эозином. Увеличение: ×400; *Б* – Формирующаяся капсула по периферии нитей импланта у животных опытной группы (указано стрелками). Окраска гематоксилином и эозином. Увеличение: ×400

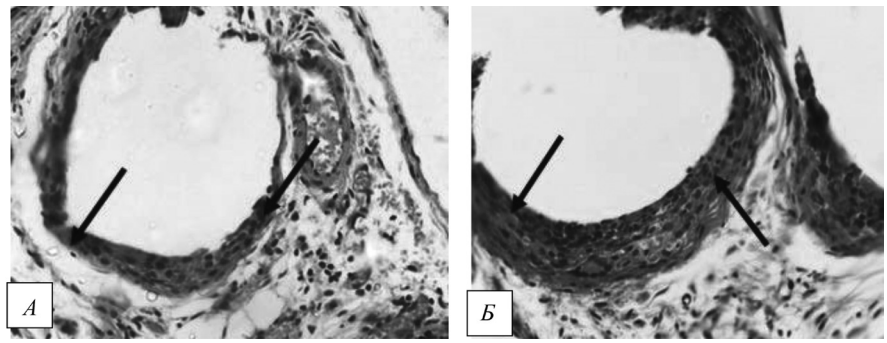


Рисунок 3. 30-е сутки эксперимента: *А* – Капсула по периферии нитей импланта у животных контрольной группы (указано стрелками). Окраска гематоксилином и эозином. Увечение: ×400; *Б* – Капсула по периферии нитей импланта у животных опытной группы (указано стрелками). Окраска препарата гематоксилином и эозином. Увеличение: ×400

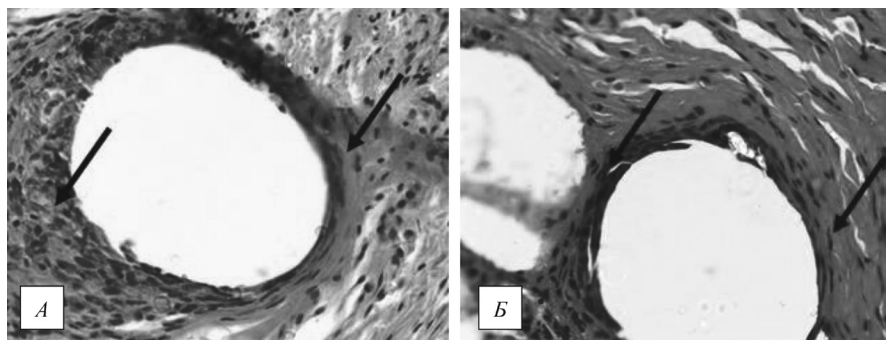


Рисунок 4. 60-е сутки эксперимента: *А* – Капсула по периферии нитей импланта у животных контрольной группы (указано стрелками). Окраска гематоксилином и эозином. Увеличение: ×100; *Б* – Сформированная капсула по периферии нитей импланта у животных опытной группы (указано стрелками). Окраска гематоксилином и эозином. Увеличение: ×400

На 60-е сутки эксперимента по периферии образцов имплантата контрольной и опытной группы вокруг нитей имплантата формировалась тонкая капсула, включающая фиброциты и фибробласты. Снаружи определялся слой, состоящий из толстых параллельных пучков коллагеновых волокон с небольшим количеством кровеносных сосудов. У животных контрольной группы степень зрелости была ниже в сравнении с опытной группой (рисунок 4 *А*, *Б*). Встречались отдельные плазматические клетки, макрофаги практически не определялись. Следует отметить, что у животных опытной группы воспалительный инфильтрат полностью отсутствовал, в контрольной группе в небольшом количестве определялись лимфоциты и плазматические клетки и единичные гигантские многоядерные клетки.

На следующем этапе исследования был изучен клеточный состав тканей по периферии имплантата. Показатели клеточного состава тканей представлены в таблице.

На 7-е сутки после имплантации количество нейтрофильных, фагоцитирующих и дегенерирующих лейкоцитов, лимфоцитов, плазматических клеток, гистиоцитов и гигантских многоядерных клеток не имело статистически значимых различий в исследуемых группах. Эозинофильных лейкоцитов во всех группах исследования выявлено не было. Количество макрофагов было статистически значимо меньше в опытной группе ($p < 0,001$). Большее количество фибробластов определялось в опытной группе ($p = 0,026$).

На 14-е сутки наблюдения количество нейтрофильных лейкоцитов во всех группах незначительно уменьшалось по сравнению с предыдущим сроком наблюдения, при этом максимальный показатель имели животные контрольной группы, что было статистически значимо больше, чем в опытной группе ($p = 0,002$). Для фагоцитирующих нейтрофильных лейкоцитов, дегенерирующих нейтрофильных лейкоцитов, эозинофильных лейкоцитов, фибробластов, макрофагов и гигантских многоядерных клеток статистически значимых различий не было выявлено. Количество лимфоцитов ($p < 0,001$), плазматических клеток ($p < 0,001$), гистиоцитов ($p = 0,004$) было статистически значимо ниже в опытной группе в сравнение с животными контрольной группы. Количество фиброцитов статистически значимо выше в опытной группе в сравнении с контролем ($p < 0,001$).

На 30-е сутки эксперимента количество нейтрофильных, фагоцитирующих и дегенерирующих лейкоцитов медленно снижалось по сравнению с предыдущим сроком наблюдений. Сравнительный анализ внутри групп показал, что эти показатели не имели статистически значимых отличий. Количество эозинофилов, лимфоцитов, плазматических клеток, гистиоцитов и макрофагов, фибробластов и гигантских многоядерных клеток также не имело статистически значимых различий. Показатель фиброцитов имел большее значение у животных опытной группы ($p < 0,001$).

На 60-е сутки наблюдения количество изучаемых клеточных элементов не имело статистически значимых различий за исключением фибробластов. Меньшее количество фибробластов определялось в контрольной группе ($p < 0,001$). Гигантские многоядерные клетки практически отсутствовали у животных контрольной и опытной групп.

Проведенный сравнительный анализ клеточного состава по периферии имплантата показал, что в опытной группе на 7-е сутки эксперимента клеточная реакция на имплантат не отличается от контрольной, что свиде-

Таблица 1. **Показатели клеточного состава по периферии импланта (количество клеток в поле зрения микроскопа)**

Показатель	Группы	Сроки наблюдения			
		7-е сутки	14-е сутки	30-е сутки	60-е сутки
Нейтрофильные	Контроль	3,0 [1,0; 4,0]	2,0 [2,0; 4,0]	1,0 [0,0; 1,0]	1,0 [0,0; 1,0]
	Опыт	3,0 [2,0; 5,0]	1,0 [0,0; 2,0]*	1,0 [0,0; 1,0]	0,0 [0,0; 1,0]
Фагоцитирующие нейтрофильные лейкоциты	Контроль	1,0 [0,0; 3,0]	0,0 [0,0; 2,0]	0,0 [0,0; 1,0]	0,0 [0,0; 0,0]
	Опыт	1,0 [0,0; 2,0]	1,0 [0,0; 1,0]	0,0 [0,0; 1,0]	0,0 [0,0; 1,0]
Дегенерирующие нейтрофильные лейкоциты	Контроль	3,0 [1,0; 3,0]	2,0 [1,0; 3,0]	0,0 [0,0; 1,0]	1,0 [0,0; 2,0]
	Опыт	2,0 [1,0; 2,0]	2,0 [1,0; 3,0]	1,0 [0,0; 2,0]	1,0 [1,0; 3,0]
Эозинофильные лейкоциты	Контроль	0,0 [0,0; 0,0]	0,0 [0,0; 1,0]	0,0 [0,0; 1,0]	0,0 [0,0; 0,0]
	Опыт	0,0 [0,0; 1,0]	0,0 [0,0; 0,0]	0,0 [0,0; 0,0]	0,0 [0,0; 1,0]
Лимфоциты	Контроль	3,0 [2,0; 5,0]	4,0 [3,0; 6,0]	2,0 [1,0; 3,0]	1,0 [0,0; 3,0]
	Опыт	2,0 [2,0; 4,0]	2,0 [1,0; 3,0]*	3,0 [1,0; 3,0]	2,0 [1,0; 3,0]
Плазматические клетки	Контроль	5,0 [5,0; 8,0]	3,0 [2,0; 6,0]	1,0 [0,0; 2,0]	1,0 [0,0; 2,0]
	Опыт	1,0 [1,0; 2,0]*	1,0 [0,0; 1,0]*	0,0 [0,0; 0,0]	1,0 [0,0; 1,0]
Гистиоциты	Контроль	2,0 [0,0; 3,0]	2,0 [1,0; 3,0]	0,0 [0,0; 2,0]	1,0 [1,0; 1,0]
	Опыт	1,0 [1,0; 2,0]	0,0 [0,0; 1,0]*	1,0 [0,0; 2,0]	2,0 [1,0; 2,0]
Макрофаги	Контроль	2,0 [1,0; 2,0]	0,0 [0,0; 1,0]	0,0 [0,0; 1,0]	0,0 [0,0; 1,0]
	Опыт	0,0 [0,0; 1,0]*	0,0 [0,0; 1,0]	0,0 [0,0; 0,0]	0,0 [0,0; 1,0]
Фиброциты	Контроль	12,0 [7,0; 18,0]	12,0 [10,0; 15,0]	20,0 [15,0; 22,0]	20,0 [15,0; 25,0]
	Опыт 1	10,0 [9,0; 15,0]	35,0 [27,0; 44,0]*	38,0 [28,0; 45,0]*	25,0 [19,0; 30,0]
Фибробласты	Контроль	18,0 [10,0; 30,0]	15,0 [11,0; 25,0]	10,0 [6,0; 15,0]	5,0 [3,0; 10,0]
	Опыт	26,0 [20,0;33,0]*	15,0 [8,0; 25,0]	10,0 [7,0; 18,0]	12,0 [8,0; 18,0]*
Гигантские многоядерные клетки	Контроль	0,0 [0,0; 1,0]	1,0 [0,0; 1,0]	0,0 [0,0; 1,0]	0,0 [0,0; 0,0]
	Опыт	0,0 [0,0; 0,0]	0,0 [0,0; 0,0]	0,0 [0,0; 0,0]	0,0 [0,0; 0,0]

* – различия статистически значимы при сравнении контрольной и опытной группы.

тельствует о его безопасности. При этом уже на 14-е сутки в опытной группе определяется статистически значимое снижение числа, как нейтрофилов, так и лимфоцитов. Это является отражением более быстрого разрешения острого воспаления и является фактором для успешной интеграции импланта в ткань [13, 14]. Одним из главных отличий модифицированного имплантата является его способность уменьшать гуморальный иммунный ответ, что проявилось в снижении числа плазматических клеток в опытной группе на 14-е и 30-е сутки эксперимента. Поскольку эти клетки продуцируют антитела, их минимальные значения отражают высокую биосовместимость модифицированного импланта, что предотвращает развитие потенциальных аутоиммунных реакций [15, 16]. Высокие значения фибробластов и фиброцитов на 14-е и 30-е сутки эксперимента у животных опытной группы отражают способность к созданию условий для оптимальной интеграции имплантата в окружающие ткани [17–19]. Можно констатировать, что модифицированный имплантат не вызывает избыточной воспалительной реакции и стимулирует клеточные процессы, лежащие в основе регенерации и формирования рубцовой ткани.

Проведенное исследование выявило закономерности формирования тканей в ответ на имплантацию сетчатых имплантатов. Модифицированный полипропиленовый имплантат с разработанным биодеградируемым покрытием продемонстрировал меньшую степень воспалительных реакций и способствовал образованию более зрелой соединительной ткани по сравнению с образцами, не имеющими покрытия.

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Источники финансирования. Работа выполнена при финансовой поддержке Белорусского республиканского фонда фундаментальных исследований, № гос. регистрации 20241509 от 15.07.2024.

Литература

1. *Guillaume*, O., Garric X., Lavigne J. P., Van Den Berghe H., Coudane J. Multilayer, degradable coating as a carrier for the sustained release of antibiotics: preparation and antimicrobial efficacy *in vitro* // Journal of Controlled Released. – 2012. – № 162(3). – P. 492–501. – doi: https://doi.org/10.1016/j.jconrel.2012.08.003.

2. *Усов*, С. А., Носов В. Г. Проблема инфекционных осложнений аллопластики инцизионных грыж брюшной стенки: обзор зарубежной литературы последнего десятилетия // Бюллетень Восточно-Сибирского научного центра Сибирского отделения Российской академии медицинских наук. – 2006. – № 6(52). – С. 221–225. – Режим доступа: https://elibrary.ru/item.asp?id=13032564.

3. *Лызиков*, А. А., Артюшков Е. Л., Суббот Д. В. Сравнительная оценка результатов оперативного лечения пациентов с паховыми и послеоперационными вентральными грыжами с использованием сетчатых протезов. Достижения и проблемы фундаментальной науки и клинической медицины: Материалы научно-практической конференции (69-й годичной) с международным участием, посвященной 30-летию Государственной независимости Республики Таджикистан и «Годам развития села, туризма и народных ремёсел (2019–2021)»: 2021, 17 ноября, Душанбе. – 2021. – С. 193–194. – Режим доступа: https://elibrary.ru/item.asp?id=47437796.

4. *Власов*, А. В., Кукош, М. В. Проблема раневых осложнений при эндопротезировании брюшной стенки по поводу вентральных грыж // Современные технологии в медицине. – 2013. – № 2(5). – С. 116–124. – Режим доступа: https://elibrary.ru/item.asp?id=19103745.

5. *Amid*, P. K. Classification of biomaterials and their related complications in abdominal wall hernia surgery // Hernia. – 1997. – № 1. – С. 15–21. – doi: https://doi.org/10.1007/BF02426382.

6. *Славин*, Л. Е., Федоров И. В., Сигал Е. И. Осложнения хирургии грыж живота. – М.: Профиль, 2005. – 175 с.

7. *Reslinski*, A., Mikucka, A., Szmytkowski, J. In vivo biofilm on the surface of a surgical mesh implant // Polish journal of microbiology. – 2009. – № 58(4). – P. 367–369. – PMID: 20380148.

8. *Паршиков*, В. В., Чеботарь И. В., Ходак В. А., Самсонов А. А. Парапротезная инфекция в эксперименте in vitro. В кн.: Материалы VII Всероссийская конференция общих хирургов с международным участием: 2012 17–18 мая; Красноярск. – 2012. – С. 360–363.

9. *Bryers*, J. D. Bacterial biofilms. Current opinion in biotechnology. – 1993. – № 4(2). – P. 197–204. – doi: https://doi.org/10.1016/0958-1669(93)90125-G.

10. *Цыганцова*, С. И. Международно-правовая защита животных: проблемы и перспективы // Московский журнал международного права. – 2021. – № 2. – С. 122–132. – https://doi.org/10.24833/0869-0049-2021-2-122-132.

11. *ГОСТ* Р ИСО 10993-6-2021. Изделия медицинские. Оценка биологического действия медицинских изделий. Часть 6. Исследования местного действия после имплантации. – М.: Стандартинформ, 2021. – 25 с.

12. *Реброва*, О. Ю. Статистический анализ медицинских данных. Применение прикладных программ Statistica. – М.: Медиа Сфера, 2002. – 512 с.

13. *Muire*, P. J., Mangum, L. H., Wenke, J. C. Time Course of Immune Response and Immunomodulation During Normal and Delayed Healing of Musculoskeletal Wounds // Front Immunol. – 2020. – № 11. – P. 1056. – doi: 10.3389/fimmu.2020.01056. – PMID: 32582170; PMCID: PMC7287024.

14. *Chapple*, I. L. C., Hirschfeld J., Kantarci A., Wilensky A., Shapira L. The role of the host-Neutrophil biology // Periodontol 2000. – 2023. – May 18. – doi: 10.1111/prd.12490. – Epub ahead of print. – PMID: 37199393.

15. *Glyn*, C., John P. M. W., Luke A. H., Robert J. C., Shaveen S. B. G., Andrea J. O'Connor, Dinesh S., Michelle T. S. Investigation into the use of a chitosan scaffold for tarsal plate substitution in eyelid reconstruction // Regenerative Biomaterials. – 2025. – Vol. 12, rbaf114. – https://doi.org/10.1093/rb/rbaf114.

16. *Kerckhof*s, G., Durand M., Vangoitsenhoven R. et al. Changes in bone macro- and microstructure in diabetic obese mice revealed by high resolution microfocus X-ray computed tomography // Sci Rep. – 2016. – № 6. – P. 35517. – https://doi.org/10.1038/srep35517.

17. *Anderson*, J. M., Rodriguez A., Chang D. T. Foreign body reaction to biomaterials // Semin Immunol. – 2008. – № 20(2). – P. 86–100. – doi: 10.1016/j.smim.2007.11.004. – Epub 2007 Dec 26. – PMID: 18162407; PMCID: PMC2327202.

18. *Burkhardt*, M., Waser J., Milleret V. et al. Synergistic interactions of blood-borne immune cells, fibroblasts and extracellular matrix drive repair in an in vitro peri-implant wound healing model // Sci Rep. – 2016. – № 6. – P. 21071. – https://doi.org/10.1038/srep21071.

19. *Guo*, Y., Shao Z., Wang W., Liu H., Zhao W., Wang L., Bao C. Periodontium-Mimicking, Multifunctional Biomass-Based Hydrogel Promotes Full-Course Socket Healing // Biomacromolecules. – 2024. – № 25(2). – P. 1246–1261. – doi: 10.1021/acs.biomac.3c01221. – Epub 2024 Feb 2. – PMID: 38305191.

References

1. *Guillaume*, O., Garric X., Lavigne J. P., Van Den Berghe H., Coudane J. Multilayer, degradable coating as a carrier for the sustained release of antibiotics: preparation and antimicrobial efficacy in vitro // Journal of Controlled Released. – 2012. – № 162(3). – P. 492–501. – doi: https://doi.org/10.1016/j.jconrel.2012.08.003.

2. *Usov*, S.A., Nosov, V. G. Wound infection after incision hernias prosthetic repair: the review of foreign papers of last decade. Bulletin of the East Siberian Scientific Center of the Siberian Branch of the Russian Academy of Sciences. – 2006. – № 6(52). – P. 221–225 [In Russian]. – Available from: https://elibrary.ru/item.asp?id=13032564.

3. *Lyzikov*, A. A., Artyushkov E. L., Subbot D. V. Comparative evaluation of the results of surgical treatment of patients with inguinal and postoperative ventral hernias using mesh prostheses. Achievements and problems of fundamental science and clinical medicine: Materials of the scientific-practical conference (69th annual) with international participation, dedicated to the 30th anniversary of the State Independence of the Republic of Tajikistan and "Years of rural development, tourism and folk crafts (2019–2021)»: 2021 17 November; Dusnanbe. – 2021. – P. 193–194 [In Russian]. – Available from: https://elibrary.ru/item.asp?id=47437796.

4. *Vlasov*, A. V., Kukosh, M. V. The Problem of Wound Complications in Abdominal Wall Endoprosthesis. Replacement in Ventral Hernias // Modern technologies in medicine. – 2013. – № 2(5). – P. 116–124 [In Russian]. – Available from: https://elibrary.ru/item.asp?id=19103745.

5. *Amid*, P. K. Classification of biomaterials and their related complications in abdominal wall hernia surgery // Hernia. – 1997. – № 1. – C. 15–21. – doi: https://doi.org/10.1007/BF02426382.

6. *Slavin*, L. E., Fedorov I. V., Sigal E. I. Surgical complications of abdominal wall hernias. – M.: Profil', 2005. – 175 p. [In Russian].

7. *Reslinski*, A., Mikucka A., Szmytkowski J. In vivo biofilm on the surface of a surgical mesh implant // Polish journal of microbiology. – 2009. – № 58(4). – P. 367–369. – PMID: 20380148.

8. *Parshikov*, V. V., Chebotar L. V., Hodak V. A., Samsonov A. A. In vitro studies of biofilm on the surface of synthetic macroporous endoprostheses for abdominal wall plasty. In the book: Materials of the VII All-Russian. conf. general surgeons with international participation: 2012 17–18 May; Krasnoyarsk. – 2012. – P. 360–363 [In Russian].

9. *Bryers*, J. D. Bacterial biofilms. Current opinion in biotechnology. – 1993. – № 4(2). – P. 197–204. – doi: https://doi.org/10.1016/0958-1669(93)90125-G.

10. *Tsygantsova*, S. I. International legal protection of animals: problems and prospects // Moscow Journal of International Law. – 2021. – № 2. – P. 122–132. – https://doi.org/10.24833/0869-0049-2021-2-122-132.

11. *GOST* R ISO 10993-6-2021 Medical products. Evaluation of the biological effect of medical products. Part 6. Study of the local effect after implantation. – M.: Standartinform, 2021. – 25 p. [In Russian].

12. *Rebrova*, O. U. Statistical analysis of medical data. Use of STATISTICA applied program. – M.: Media Sfera, 2002. – 512 p. [In Russian].

13. *Muire*, P. J., Mangum L. H., Wenke J. C. Time Course of Immune Response and Immunomodulation During Normal and Delayed Healing of Musculoskeletal Wounds // Front Immunol. – 2020. – № 11. – P. 1056. – doi: 10.3389/fimmu.2020.01056. – PMID: 32582170; PMCID: PMC7287024.

14. *Chapple*, I. L. C., Hirschfeld J., Kantarci A., Wilensky A., Shapira L. The role of the host-Neutrophil biology // Periodontol 2000. – 2023. – № 18. – doi: 10.1111/prd.12490. – Epub ahead of print. – PMID: 37199393.

15. *Glyn*, C., John P. M. W., Luke A. H., Robert J. C., Shaveen S. B. G., Andrea J. O'Connor, Dinesh S., Michelle T. S. Investigation into the use of a chitosan scaffold for tarsal plate substitution in eyelid reconstruction // Regenerative Biomaterials. – 2025. – Vol. 12, rbaf114. – https://doi.org/10.1093/rb/rbaf114.

16. *Kerckhofs*, G., Durand M., Vangoitsenhoven R. et al. Changes in bone macro- and microstructure in diabetic obese mice revealed by high resolution microfocus X-ray computed tomography // Sci Rep. – 2016. – № 6. – P. 35517. – https://doi.org/10.1038/srep35517.

17. *Anderson*, J. M., Rodriguez A., Chang D. T. Foreign body reaction to biomaterials // Semin Immunol. – 2008. – № 20(2). – P. 86–100. – doi: 10.1016/j.smim.2007.11.004. – Epub 2007 Dec 26. – PMID: 18162407; PMCID: PMC2327202.

18. *Burkhardt*, M., Waser J., Milleret V. et al. Synergistic interactions of blood-borne immune cells, fibroblasts and extracellular matrix drive repair in an in vitro peri-implant wound healing model // Sci Rep. – 2016. – № 6. – P. 21071. – https://doi.org/10.1038/srep21071.

19. *Guo*, Y., Shao Z., Wang W., Liu H., Zhao W., Wang L., Bao C. Periodontium-Mimicking, Multifunctional Biomass-Based Hydrogel Promotes Full-Course Socket Healing // Biomacromolecules. – 2024. – № 25(2). – P. 1246–1261. – doi: 10.1021/acs.biomac.3c01221. Epub 2024 Feb 2. – PMID: 38305191.

Поступила 23.04.2026 г.