

## Сравнение репаративного процесса при применении полипропиленового сетчатого протеза и ксеноперикардального имплантата

М.Г. Федорова<sup>1</sup>, О.В. Калмин<sup>1</sup>, Е.В. Комарова<sup>1</sup>, Д.В. Никишин<sup>2</sup>

<sup>1</sup> ФГБОУ ВО Пензенский государственный университет, Медицинский институт, Пенза, Россия

<sup>2</sup> ООО «АПТОС», Москва, Россия

**Резюме. Введение.** Качество заживления послеоперационной раны определяется зрелостью рубцовой ткани, ключевой показатель которой – соотношение коллагена I типа (зрелый, прочный) и коллагена III типа (незрелый, эластичный). Современные регенеративные стратегии направлены на управление этим соотношением. Цель исследования – сравнить структуру волокнистого компонента и соотношение коллагена I/III типа в зоне интеграции синтетического (полипропиленовая сетка) и биологического (ксеноперикард) имплантатов в разных анатомических областях.

**Материалы и методы.** Эксперимент проведен на 12 кроликах – самцах породы шиншилла, разделенных на две группы. В первой группе (n=6) в предбрюшинное пространство имплантировали полипропиленовую сетку («Линтекс») и ксеноперикардальную пластину («Кардиоплант»). Во второй группе (n=6) те же материалы внедряли в кишечную стенку. Операции выполнены под общей ингаляционной анестезией. На 14-е сутки животных выводили из эксперимента, из области операции получали фрагменты тканей и изготавливали микропрепараты.

Срезы окрашивали сириусом красным и исследовали под поляризационным микроскопом для дифференциации коллагена I типа (красный цвет) и коллагена III типа (зеленый цвет).

**Результаты.** Ксеноперикард демонстрирует более организованное заживление: формируется плотная соединительная ткань с прямой интеграцией коллагенового каркаса имплантата с тканями реципиента. Полипропиленовая сетка образует крупноячеистую структуру с рыхлыми связями между нитями и новообразованными волокнами.

Количественная оценка показывает, что при применении ксеноперикарда соотношение коллагена I типа к коллагену III типа достоверно выше, чем при использовании сетки (3,1 и 1,3 в кишечной стенке и 3,6 и 1,6 в апоневрозе,  $p < 0,05$ ), что говорит об активном ремоделировании и более благоприятном течении репаративного процесса.

**Заключение.** Статистически значимое преобладание зрелого коллагена I типа в образцах с ксеноперикардом свидетельствует о более поздней стадии фибриллогенеза и ремоделирования внеклеточного матрикса по сравнению с синтетическим имплантатом.

**Ключевые слова:** ксеноперикард, полипропиленовая сетка, коллаген I и III типа, регенерация тканей

**Для корреспонденции:** Екатерина Валентиновна Комарова. E-mail: [ekaterina-log@inbox.ru](mailto:ekaterina-log@inbox.ru)

**Для цитирования:** Федорова М.Г., Калмин О.В., Комарова Е.В., Никишин Д.В. Сравнение репаративного процесса при применении полипропиленового сетчатого протеза и ксеноперикардального имплантата. Клини. эксп. морфология. 2026;15(2):53–61. DOI: 10.31088/CEM2026.15.2.53-61.

**Финансирование.** Исследование выполнено в рамках государственного бюджетного финансирования.

Статья поступила 17.12.2025. Получена после рецензирования 29.12.2025. Принята в печать 16.02.2026.

## Comparative analysis of reparative processes using polypropylene mesh prostheses and xenopericardial implants

M.G. Fedorova<sup>1</sup>, O.V. Kalmin<sup>1</sup>, E.V. Komarova<sup>1</sup>, D.V. Nikishin<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Penza State University, Medical Institute, Penza, Russia

<sup>2</sup> LLC "APTOS", Moscow, Russia

**Abstract. Introduction.** The quality of postoperative wound healing largely depends on the maturity of scar tissue, the collagen type I/III ratio being a key indicator of this process. Type I collagen is associated with mature and strong tissue, whereas type III collagen predominates in immature and more elastic scar tissue.

Current regenerative strategies aim to modulate this ratio. This study was designed to compare the structure of the fibrous component and the collagen type I/III ratio in the integration zone of synthetic (polypropylene mesh) and biological (xenopericardium) implants in different anatomical areas.

*Materials and methods.* The study included 12 male Chinchilla rabbits divided into 2 equal groups. Polypropylene mesh (“Linteks”) and a xenopericardial patch (“Cardioplant”) were implanted into the preperitoneal space in group 1 and into the intestinal wall in group 2. All surgeries were performed under general inhalation anesthesia. On day 14, the animals were euthanized, tissue samples were collected from the surgical sites, and microspecimens were prepared. The sections were stained with Sirius red and examined under a polarization microscope to differentiate type I (red) and type III (green) collagen.

*Results.* The xenopericardium demonstrated more organized healing, with dense connective tissue forming and the implant’s collagen framework directly integrating with the host tissues. In contrast, the polypropylene mesh created a large-mesh structure with loose connections between the threads and newly formed fibers. Quantitative analysis showed that xenopericardium produced a significantly higher collagen type I/III ratio than the mesh (3.1 vs. 1.3 in the intestinal wall and 3.6 vs. 1.6 in the aponeurosis,  $p < 0.05$ ), indicating active remodeling and a more favorable reparative process.

*Conclusion.* The significant predominance of mature type I collagen in xenopericardium samples indicates a more advanced stage of fibrillogenesis and extracellular matrix remodeling compared to the synthetic implant.

**Keywords:** xenopericardium, polypropylene mesh, collagen types I and III, tissue regeneration

**Corresponding author:** Ekaterina V. Komarova. E-mail: ekaterina-log@inbox.ru

**For citation:** Fedorova M.G., Kalmin O.V., Komarova E.V., Nikishin D.V. Comparative analysis of reparative processes using polypropylene mesh prostheses and xenopericardial implants. Clin. exp. morphology. 2026;15(2)53–61 (In Russ.). DOI: 10.31088/CEM2026.15.2.53-61.

**Funding.** The study was carried out within the framework of state budget funding.

**Received** 17.12.2025. **Received in revised form** 29.12.2025. **Accepted** 16.02.2026.

## Введение

Процесс послеоперационного заживления состоит из двух основных этапов. В ранней фазе (воспаление и пролиферация) доминирует образование коллагена III типа. Он формирует тонкие, беспорядочно ориентированные волокна, обеспечивающие быстрый «заплаточный» механизм закрытия раны [1]. Этот коллаген эластичнее и менее прочен.

В фазе ремоделирования (созревание рубца) коллаген III типа постепенно замещается более устойчивым коллагеном I типа. Его волокна организуются в упорядоченные пучки, увеличивая сопротивление разрыву рубцовой ткани [2]. Идеальный исход – достижение соотношения, близкого к таковому у здоровой ткани, где коллаген I типа значительно превалирует над коллагеном III типа.

Нарушение баланса между синтезом и деградацией компонентов внеклеточного матрикса, в частности преобладание активности факторов роста (TGF- $\beta$ 1) над активностью матриксных металлопротеиназ [3, 4] в фазе ремоделирования, приводит к избыточному отложению коллагена и, как следствие, фиброзу в виде гипертрофических или келоидных рубцов [5].

При фиброзе сохраняется аномально высокое соотношение коллагена III типа к коллагену I типа и/или нарушается архитектура волокон. Ткань остается хаотично организованной, что делает рубец слабым, плотным и часто болезненным.

Современная терапевтическая стратегия смещает фокус с простого удаления избыточного коллагена на регуляцию его фибриллогенеза [6]. Ключевые задачи – индукция синтеза зрелого коллагена I типа, обеспечение его правильной пространственной организации [7] и достижение физиологического баланса между всеми компонентами внеклеточного матрикса [8]. Перспективным подходом, позволяющим напрямую реализовать эти цели, является создание матриц для направленной регенерации, которые уже содержат необходимое соотношение коллагена I типа и коллагена III типа или факторы роста, стимулируют правильное созревание рубца.

Цель исследования – изучение формирования структуры волокнистого компонента соединительной ткани в процессе регенерации в зоне внедрения синтетического и биологического имплантатов.

## Материалы и методы

Эксперимент проводился в соответствии с требованиями директивы 2010/63/ЕС Европейского парламента и Совета Европейского Союза о защите животных, используемых в научных целях, а также приказом Минздрава России № 267 от 19.06.2003 «Об утверждении правил лабораторной практики». Работа выполнена на базе Лунинской районной станции по борьбе с болезнями животных. Исследование одобрено локальным этическим коми-

тетом Пензенского государственного университета (протокол № 8 от 25.05.2010).

Опыт по изучению репаративных процессов в тканях передней брюшной и кишечной стенок с применением различных имплантатов проводился на 12 половозрелых кроликах – самцах породы шиншилла массой до 3,5 кг. Животные были рандомизированы в две экспериментальные группы (n=6 в каждой) методом простой случайной выборки. Группы были сопоставимы по исходной массе тела и условиям содержания. В первой группе изучали заживление после имплантации в предбрюшинное пространство, во второй группе – репарацию кишечной стенки.

Животным первой группы под общей масочной анестезией по открытому контуру проводили срединный продольный разрез передней брюшной стенки длиной 5 см. В предбрюшинное пространство, препарированное тупым способом, помещали имплантаты размером 2×2 см, после чего рану послойно ушивали непрерывным рассасывающимся швом. В качестве имплантатов использовали полипропиленовую сетку (ООО «Линтекс», Россия) и ксеноперикардальную пластину (ООО «Кардиоплант», Россия), обработанную по специальной методике [9].

Животным второй группы по аналогичной методике обезболивания и оперативного доступа вскрывали брюшную полость. В операционную рану выводили участок стенки тонкой кишки, фиксируя его по типу экстраперитонизации без вскрытия просвета, после чего проводили имплантацию полипропиленовой сетки и ксеноперикардальной пластины тех же производителей с последующим послойным ушиванием раны.

На 14-е сутки животных выводили из эксперимента методом передозировки эфира.

Полученный из области операции материал фиксировали в буферном растворе и подвергали стандартной гистологической проводке с заключением в парафиновые блоки. Изготовленные срезы толщиной 6–7 мкм окрашивали сириусом красным (ООО «ЭргоПродакшн», Россия) [10, 11] с последующим изучением микропрепаратов в поляризованном свете при скрещенном анализаторе и поляризаторе микроскопа «Микмед-6» (ООО «ЛОМО-Микросистемы», Россия), где превалирование красного спектра в поляризованном свете интерпретировали как показатель наличия коллагена I типа [12], а превалирование зеленого спектра как факт присутствия коллагена III типа [13–15].

Цифровые микрофотографии получали с помощью цифровой камеры МС-3.1 (ООО «ЛОМО-Микроанализ», Россия) при одинаковых настройках экспозиции и баланса белого. Сегментация и количественный анализ изображений проводились с использованием программы ImageJ v. 1.53 (НИН, США). Цветное RGB-изображение было разделено на красный и зеленый каналы, соответствующие коллагену I и III типа. Для каждого канала была выполнена би-

наризация с применением автоматического порога по методу Max Entropy. Полученные бинарные маски использовались для последующего измерения площади фракций коллагена I типа (красный канал) и коллагена III типа (зеленый канал). Площади, соответствующие каждому типу коллагена, выражали в пикселях и пересчитывали в проценты от общей площади анализируемого поля зрения (рис. 1 А–С). Для минимизации артефактов анализа исключали области с неспецифическим окрашиванием и зоны без тканей.

Статистический анализ проводили с использованием пакета прикладных программ Statistica v.10.0 (StatSoft, США). Все данные представлены в виде среднего арифметического и стандартного отклонения ( $M \pm SD$ ). Предварительный анализ включал проверку соответствия распределения количественных признаков нормальному закону с помощью критерия Колмогорова–Смирнова, а также проверку равенства дисперсий (гомоскедастичности) с использованием критерия Левена. Для проверки основных гипотез исследования о влиянии независимых факторов на состав коллагенового матрикса был применен двухфакторный дисперсионный анализ ANOVA. Факторами выступали 1) тип имплантата (полипропиленовая сетка или ксеноперикард) и 2) локализация имплантации (кишечная стенка или апоневроз передней брюшной стенки). В случае выявления статистически значимого главного эффекта или эффекта взаимодействия факторов для пост-хок анализа попарных сравнений средних значений между отдельными экспериментальными группами применяли тест Тьюки.

Для прямого сравнения средних значений между двумя группами (например, для сравнения содержания коллагена I типа при использовании сетки и ксеноперикарда в одной и той же анатомической локализации) в дополнение к ANOVA использовали непарный t-критерий Стьюдента. Различия считали статистически значимыми при  $p < 0,05$ . Результаты представлены в формате  $M \pm SD$ , где n=6 для каждой экспериментальной группы (всего 12 животных). В легенде к таблице и рисунку 4 указаны достигнутые уровни значимости для основных межгрупповых сравнений.

## Результаты

В исследованных образцах апоневроза передней брюшной стенки и кишечной стенки, отобранных на раннем этапе репаративного процесса (14 суток после оперативного вмешательства) (табл.), метод поляризационной микроскопии позволил установить особенности архитектоники волокнистых структур формирующейся соединительной ткани в зоне интеграции синтетического и биологического имплантатов.

При имплантации обоих типов материалов (полипропиленовый сетчатый эндопротез и ксеноперикард) к 14-м суткам в подслизистой основе кишечной стенки формируется объемная соединительнотканная структура, составляющая основу рубца.

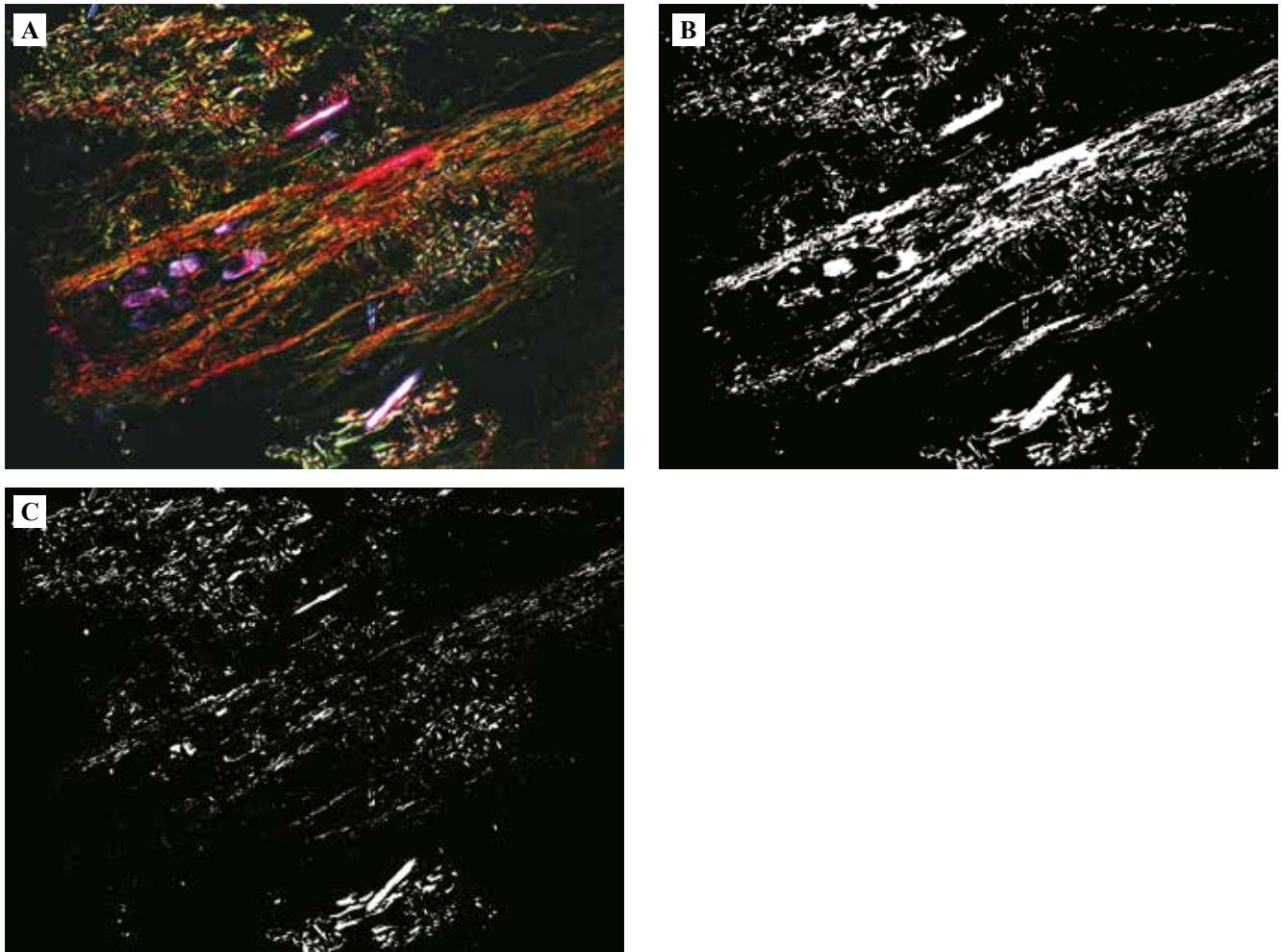


Рис. 1. Процедура автоматизированного количественного анализа распределения коллагена I типа и коллагена III типа в зоне репарации.

А – исходное микроскопическое изображение ( $\times 200$ ), окрашенное сириусом красным и полученное в поляризованном свете. В – бинарная маска, соответствующая распределению коллагена I типа (красный канал). С – бинарная маска, соответствующая распределению коллагена III типа (зеленый канал)

Fig. 1. Procedure for automated quantitative analysis of type I and type III collagen distribution in the repair zone.

А – original microscopic image ( $\times 200$ ) stained with picosirius red (Sirius red) and obtained with polarized light microscopy. Type I collagen is stained in red and yellow spectra, type III collagen, in green. The white rectangle indicates the region of interest (ROI) selected for analysis. В – binary mask corresponding to the distribution of type I collagen (red channel). С – binary mask corresponding to the distribution of type III collagen (green channel)

В случае с полипропиленовой сеткой образуется крупноячеистая структура, характеризующаяся отсутствием плотных контактов между нитями имплантата и вновь синтезированными коллагеновыми волокнами (рис. 2 А, 3 А). В отличие от этого при имплантации ксеноперикарда наблюдается значительно более высокая плотность упаковки коллагеновых волокон, а также выявляются зоны прямой интеграции между коллагеновым каркасом имплантата и вновь образованным внеклеточным матриксом регенеративной ткани кишечной стенки (рис. 2 В, 3 В).

Количественный анализ подтверждает результаты гистологического исследования. В зоне имплантации синтетического материала отмечается статистически незначимое преобладание коллагена I типа (50,5%)

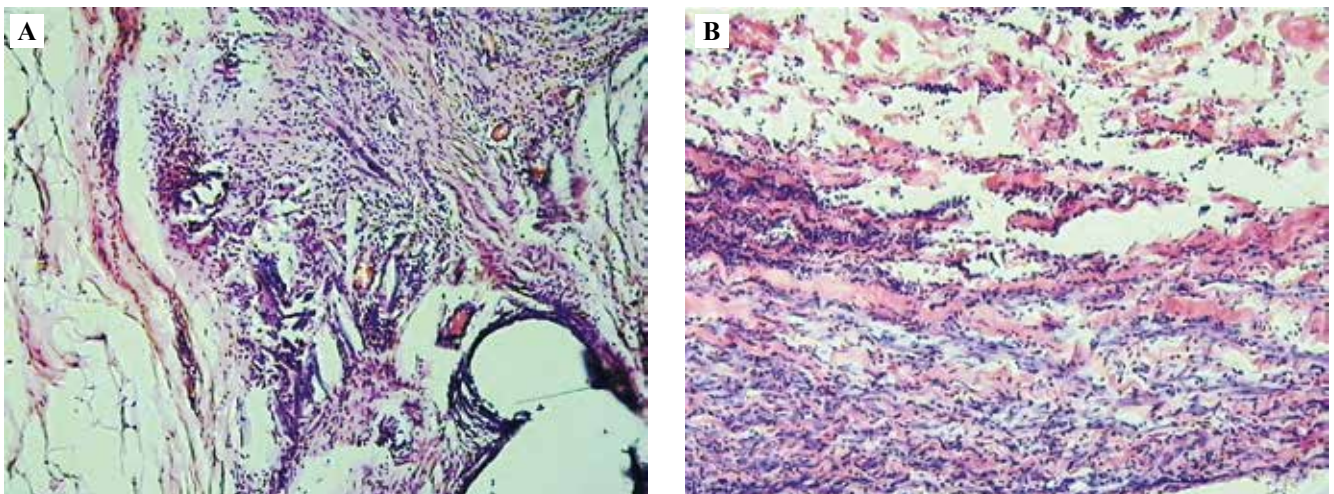
над коллагеном III типа (38,2%). Рассчитанное соотношение коллагена I/III типа, составившее 1,3, свидетельствует о начальном этапе созревания соединительной ткани с минимальным дисбалансом в составе внеклеточного матрикса в изучаемый период репарации (табл.).

В зоне применения биологического имплантата зафиксировано статистически значимое преобладание коллагена I типа над коллагеном III типа. Полученное соотношение коллагена I/III типа (3,1) достоверно превышает соответствующий показатель при использовании полипропиленового эндопротеза ( $p < 0,05$ ), что свидетельствует о более поздней стадии фибрилlogenеза и оптимальном процессе ремоделирования внеклеточного матрикса.

**Количество коллагена I типа и коллагена III типа в зоне имплантации синтетического и биологического материала в ранние сроки после операции (14 суток) | Type I and type III collagen in the area of synthetic and biological material implantation in early postoperative period (14 days)**

Зона имплантации   Implantation area		Коллаген I типа (M±SD, %)   Type I collagen (M±SD, %)	Коллаген III типа (M±SD, %)   Type III collagen (M±SD, %)	Соотношение   Ratio
Кишечная стенка   Intestinal wall	полипропиленовая сетка   polypropylene mesh	50,5±1,4	38,2±2,2	1,3
	ксеноперикард   xenopericardium	65,3±2,7	21,5±1,8	3,1
Апоневроз передней брюшной стенки   Anterior abdominal wall aponeurosis	полипропиленовая сетка   polypropylene mesh	56,3±3,1	33,8±1,6	1,6
	ксеноперикард   xenopericardium	68,8±3,2	19,1±0,7	3,6

Различия между группами, достигшие статистической значимости ( $p < 0,05$ ) по результатам двухфакторного дисперсионного анализа ANOVA с последующим пост-хок тестом Тьюки, а также подтвержденные непарным t-критерием Стьюдента для соответствующих парных сравнений | Differences between groups that reached statistical significance ( $p < 0,05$ ) according to Two-way ANOVA with subsequent Tukey's post-hoc test, also confirmed by unpaired Student's t-test for relevant pairwise comparisons



*Рис. 2.* Микроскопическая картина зоны имплантации синтетического и биологического материала в ранние сроки после операции.

А – зона имплантации полипропиленовой сетки в кишечную стенку. В – зона имплантации ксеноперикарда в кишечную стенку. Окраска гематоксилином и эозином, исследование в поляризованном свете,  $\times 100$

*Fig. 2.* Microscopic appearance of the implantation zone of synthetic and biological materials in the early postoperative period. A – zone of polypropylene mesh implantation into the intestinal wall. B – zone of xenopericardium implantation into the intestinal wall. H&E stain, polarized light microscopy,  $\times 100$

Аналогичная закономерность наблюдалась при имплантации ксеноперикардальной пластины в апоневроз передней брюшной стенки. К 14-м суткам формировалась трехмерная сетчатая структура, визуально отличающаяся большей плотностью по сравнению с зоной имплантации синтетического протеза (рис. 4 А, В).

Количественный анализ выявил достоверное преобладание коллагена I типа над коллагеном III типа

при использовании обоих типов имплантатов. Тем не менее установлены статистически значимые межгрупповые различия: в зоне имплантации полипропиленового сетчатого протеза содержание коллагена I типа составило 56,3%, тогда как при использовании ксеноперикарда данный показатель достигал 68,8% ( $p < 0,05$ ), что свидетельствует о более интенсивном синтезе зрелой формы коллагена в группе биологического имплантата.

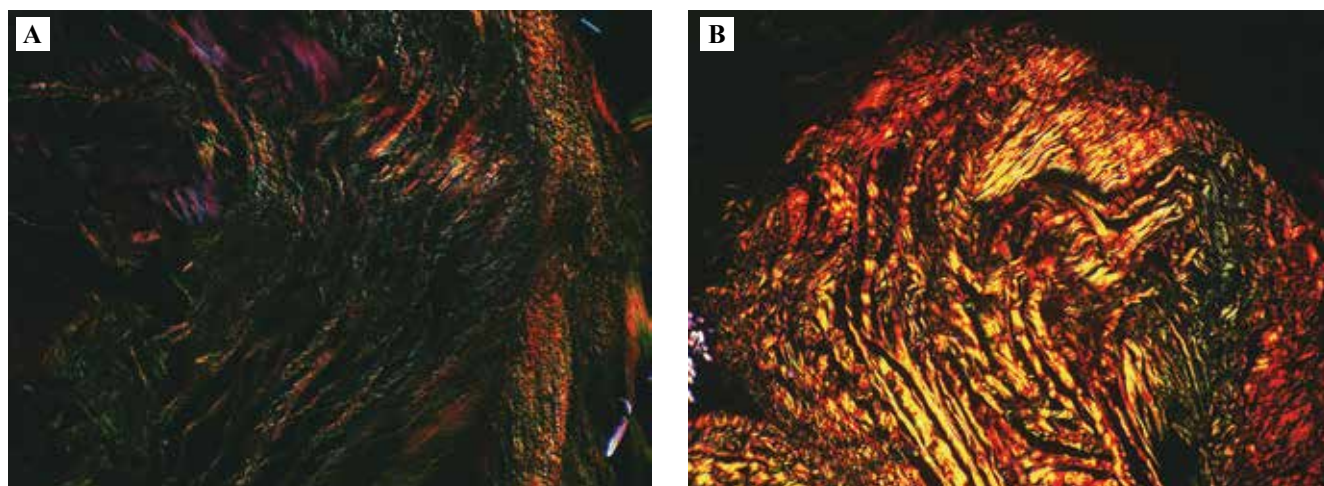


Рис. 3. Микроскопическая картина зоны имплантации синтетического и биологического материала в ранние сроки после операции.

А – большое количество коллагена III типа в зоне имплантации полипропиленовой сетки в кишечную стенку.

В – преобладание коллагена I типа в зоне имплантации ксеноперикарда в кишечную стенку. Окраска сириусом красным, исследование в поляризованном свете,  $\times 100$

Fig. 3. Microscopic view of the implantation site of synthetic and biological materials in the early postoperative period.

A – abundant type III collagen in the area of polypropylene mesh implantation in the intestinal wall. B – predominance of type I collagen in the area of xenopericardium implantation in the intestinal wall. Sirius red staining, polarized light microscopy,  $\times 100$

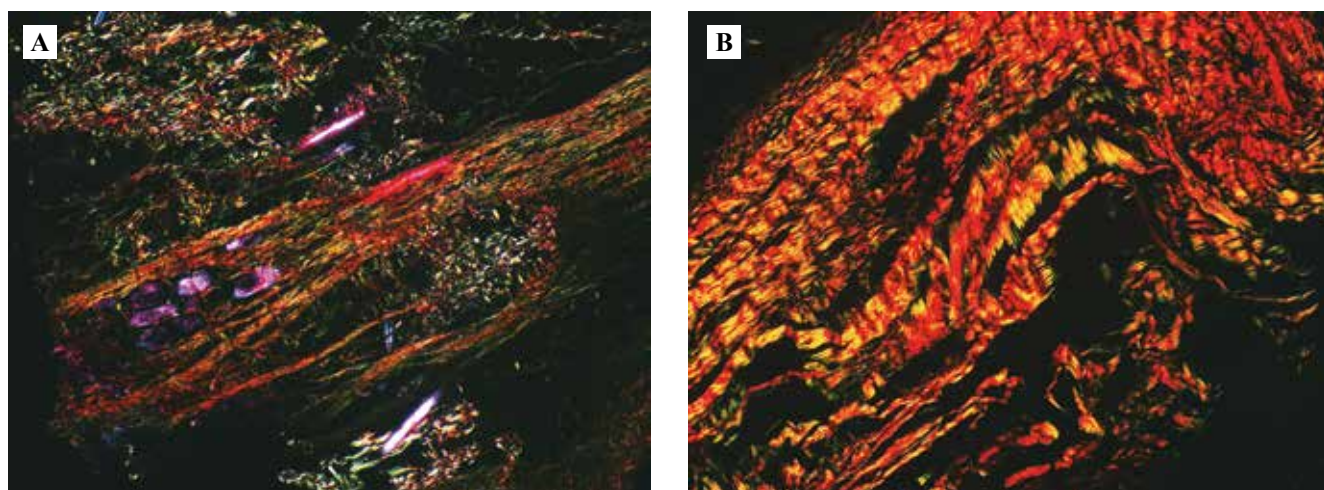


Рис. 4. Микроскопическая картина зоны имплантации синтетического и биологического материала в ранние сроки после операции.

А – большое количество коллагена III типа в зоне имплантации полипропиленовой сетки в апоневроз передней брюшной стенки. В – преобладание коллагена I типа в зоне имплантации ксеноперикарда в апоневроз передней брюшной стенки.

Окраска сириусом красным, исследование в поляризованном свете,  $\times 100$

Fig. 4. Microscopic image of the implantation zone of synthetic and biological material in the early postoperative period.

A – a large amount of type III collagen in the implantation zone of a polypropylene mesh in the aponeurosis of the anterior abdominal wall. B – predominance of type I collagen in the implantation zone of xenopericardium in the aponeurosis of the anterior abdominal wall. Sirius red staining, polarized light microscopy,  $\times 100$

Количественный анализ также выявил статистически значимое повышение общего содержания коллагена в апоневрозе по сравнению с кишечной стенкой.

При этом статистически значимые различия в содержании коллагена III типа между кишечной стенкой (21,5%) и апоневрозом (19,1%) на фоне имплантации ксе-

ноперикарда не установлены. Полученное соотношение коллагена I/III типа (3,6) не имело значимых отличий от аналогичного показателя в кишечной стенке, что в обоих случаях свидетельствует о выраженном преобладании зрелого коллагена I типа и соответствует более поздней стадии ремоделирования внеклеточного матрикса (рис. 5).

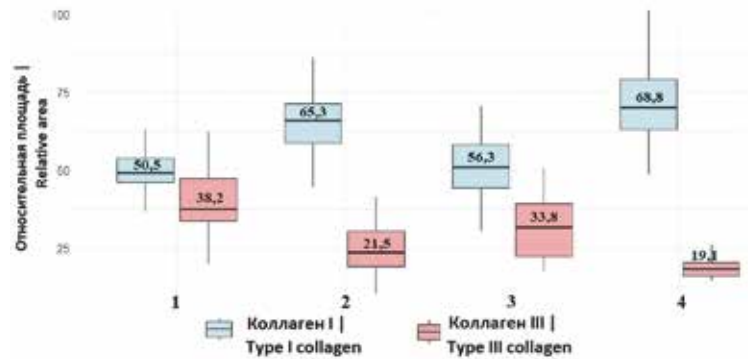


Рис. 5. Относительная площадь коллагена разного типа в зоне имплантации синтетического и биологического протеза в ранние сроки после операции.

1. Кишечная стенка + полипропиленовая сетка.
2. Кишечная стенка + ксеноперикард.
3. Апоневроз передней брюшной стенки + полипропиленовая сетка.
4. Апоневроз передней брюшной стенки + ксеноперикард

Fig. 5. Ratio of different collagen types in the area of synthetic and biological prosthesis implantation in the early postoperative period.

1. Intestinal wall + polypropylene mesh.
2. Intestinal wall + xenopericardium.
3. Anterior abdominal wall aponeurosis + polypropylene mesh.
4. Anterior abdominal wall aponeurosis + xenopericardium

## Обсуждение

На основании проведенного комплексного морфологического и количественного анализа можно сделать заключение, что характер репаративного процесса при использовании разных имплантатов имеет фундаментальные расхождения. Установлены статистически значимое преобладание зрелого коллагена I типа и более высокое соотношение коллагена I/III ( $\approx 3,6$ ) при использовании ксеноперикардального имплантата по сравнению с полипропиленовой сеткой (1,3–1,6) уже на 14-е сутки.

Имплантация полипропиленового сетчатого протеза сопровождается формированием соединительной ткани с признаками замедленного созревания, что проявляется в виде крупноячеистой структуры с отсутствием плотной интеграции между имплантатом и вновь образованным внеклеточным матриксом, а также незначительным преобладанием коллагена I типа над коллагеном III типа (соотношение 1,3–1,6). Эти показатели характерны для начальных стадий ремоделирования внеклеточного матрикса. Полученные данные согласуются с работами, указывающими на преимущества биodeградируемых матриц в управлении репарацией [16, 17]. Естественный внеклеточный матрикс ксеноперикарда в отличие от инертного полипропилена не только выполняет механическую функцию, но и обеспечивает биологически активный каркас. Содержащиеся в нем структурные белки и сохраненная трехмерная архитектура могут способствовать адгезии, миграции и дифференцировке фибробластов реципиента, направляя их в сторону продукции зрелого коллагена I типа [18]. Это объясняет наблюдаемые нами прямую интеграцию имплантата с тканями хозяина и ускоренное ремоделирование.

В то же время формирование крупноячеистой, рыхлой соединительной ткани вокруг полипропиленовой сетки с низким соотношением коллагена I/III типа характерно для хронического воспалительного ответа на инородное тело и замедленного ремоделирования [19]. Подобная ткань более склонна к фиброзу, что в долгосрочной перспективе может быть связано с такими осложнениями как хроническая боль, контрактура или неоптимальная прочность рубца.

Выявленные различия имеют прямое клиническое значение. Более быстрое формирование зрелого, прочного рубца при использовании ксеноперикарда может означать раннюю восстановительную нагрузку и снижение риска рецидива в герниопластике [20]. В реконструкции кишечной стенки лучшая интеграция и менее выраженный фиброз могут минимизировать риск спаечной болезни [21]. Таким образом, выбор имплантата должен определяться не только его прочностью, но и способностью индуцировать физиологический репаративный процесс.

## Заключение

Полученные данные свидетельствуют о выраженных преимуществах биологического имплантата в отношении стимуляции физиологического ремоделирования внеклеточного матрикса, что проявляется в ускоренном созревании соединительной ткани и формировании более зрелого рубца уже к 14-м суткам послеоперационного периода. Выявленные закономерности важны для обоснования выбора имплантационного материала в зависимости от клинических задач и требуемой скорости репаративного процесса.

**Вклад авторов**

Концепция и дизайн исследования – М.Г. Федорова.  
Сбор и обработка материала – Д.В. Никишин, М.Г. Федорова.  
Написание текста – Е.В. Комарова.  
Редактирование – О.В. Калмин, М.Г. Федорова.

**Author contributions**

Conceived the study and designed the experiment – M.G. Fedorova.  
Collected the data and performed the analysis – D.V. Nikishin,  
M.G. Fedorova.  
Wrote the paper – E.V. Komarova.  
Edited the manuscript – O.V. Kalmin, M.G. Fedorova.

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

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

**Литература/References**

1. *Singer AJ, Clark RA.* Cutaneous wound healing. *N Engl J Med.* 1999;341(10):738–46. DOI: 10.1056/NEJM199909023411006.
2. *Reinke JM, Sorg H.* Wound repair and regeneration. *Eur Surg Res.* 2012;49(1):35–43. DOI: 10.1159/000339613.
3. *Border WA, Noble NA.* Transforming growth factor beta in tissue fibrosis. *N Engl J Med.* 1994;331(19):1286–92. DOI: 10.1056/NEJM199411103311907.
4. *Visse R, Nagase H.* Matrix metalloproteinases and tissue inhibitors of metalloproteinases: structure, function, and biochemistry. *Circ Res.* 2003;92(8):827–39. DOI: 10.1161/01.RES.0000070112.80711.3D.
5. *Andrews JP, Marttala J, Macarak E, Rosenbloom J, Uitto J.* Keloids: the paradigm of skin fibrosis – pathomechanisms and treatment. *Matrix Biol.* 2016;51:37–46. DOI: 10.1016/j.matbio.2016.01.013.
6. *Wynn TA.* Cellular and molecular mechanisms of fibrosis. *J Pathol.* 2008;214(2):199–210. DOI: 10.1002/path.2277.
7. *van der Slot AJ, Zuurmond AM, Bardoel AF, Wijmenga C, Pruijs HE, Sillence DO et al.* Identification of PLOD2 as telopeptide lysyl hydroxylase, an important enzyme in fibrosis. *J Biol Chem.* 2003;278(42):40967–72. DOI: 10.1074/jbc.M307380200.
8. *Frangogiannis NG.* The extracellular matrix in myocardial injury, repair, and remodeling. *J Clin Invest.* 2017;127(5):1600–12. DOI: 10.1172/JCI87491.
9. Е.В. Бурцева, П.Ю. Бурцев, Т.Т. Галаева, М.А. Северьянова, В.К. Фуки. Способ подготовки биоткани для ксенопротезирования. Патент Российской Федерации 2151505 С1. Заявитель и патентообладатель ЗАО «Медикон ЛТД» – № 99116060/14. Заявлено 29.07.1999; опубликовано 27.06.2000.  
E.V. Burtseva, P.Yu. Burtsev, T.T. Galaeva, M.A. Severyanova, V.K. Fuki. Method for preparing biological tissue for xenoprosthesis. Patent No. 2151505 C1 Russian Federation. Applicant and patent holder is CJSC “Medikon LTD” – No. 99116060/14. Application 29.07.1999. publ. 27.06. 2000.
10. *Lattouf R, Younes R, Lutowski D, Naaman N, Godeau G, Senni K et al.* Picrosirius red staining: a useful tool to appraise collagen networks in normal and pathological tissues. *J Histochem Cytochem.* 2014;62(10):751–8. DOI: 10.1369/0022155414545787.
11. *Raj Y, Sekhar MS, Shylaja S, Bhavani SN, Ramanand OV, Patha S et al.* Evaluation of the nature of collagen fibers in KCOT, dentigerous cyst and ameloblastoma using Picrosirius red stain – a comparative study. *J Clin Diagn Res.* 2015;9(11):ZC01–4. DOI: 10.7860/JCDR/2015/14154.6708.
12. *Thete SG, Deshmukh A, Yadav R, Umbare D, Shinde KN, Kandalkar S.* A comparative evaluation of collagen in ameloblastoma and oral squamous cell carcinoma using picrosirius red staining with polarizing microscopy and CD44v6 immunoreactivity. *J Pharm Bioallied Sci.* 2023;15(Suppl 2):S952–5. DOI: 10.4103/jpbs.jpbs\_269\_23.
13. *Varsha B, Gharat AL, Nagamalani B, Jyothsna M, Mothkur ST, Swaminathan U.* Evaluation and comparison of expression of p63 in odontogenic keratocyst, solid ameloblastoma and unicystic ameloblastoma. *J Oral Maxillofac Pathol.* 2014;18(2):223–8. DOI: 10.4103/0973-029X.140755.
14. *Amaral FR, Mateus GC, Bonisson LA, de Andrade BA, Mesquita RA, Horta MC et al.* Cell proliferation and apoptosis in ameloblastomas and keratocystic odontogenic tumors. *Braz Dent J.* 2012;23(2):91–6. DOI: 10.1590/s0103-64402012000200001.
15. *Nayak VN, Donoghue M, Basandi PS, Selvamani M.* Comparative evaluation of collagen fibers in odontogenic keratocyst and unicystic ameloblastoma. *World Journal of Dentistry.* 2011;2(2):125–7. DOI: 10.5005/jp-journals-10015-1068.
16. Шевлюк Н.Н., Гатиатуллин И.З., Стадников А.А. Особенности репаративных гистогенезов при использовании биопластических материалов. Журнал анатомии и гистопатологии. 2020;9(1):86–93. DOI: 10.18499/2225-7357-2020-9-1-86-93.  
Shevlyuk NN, Gatiatullin IZ, Stadnikov AA. Features of reparative histogenesis in bioplastic material application. *Journal of Anatomy and Histopathology.* 2020;9(1):86–93 (In Russ.). DOI: 10.18499/2225-7357-2020-9-1-86-93.
17. Мухамадияров Р.А., Мильто И.В., Кошелев В.А., Ляпин А.А., Стасев А.Н., Кутихин А.Г. Ультразвуковой анализ ксеноперикардальной заплатки «КемПериплас-Нео» через 15 лет после трансаннулярной пластики правого желудочка при врожденном пороке сердца. Комплексные проблемы сердечно-сосудистых заболеваний. 2025;14(3):163–179. DOI: 10.17802/2306-1278-2025-14-3-163-179.  
Mukhamaditarov RA, Milto IV, Koshelev VA, Lyapin AA, Stasev AN, Kutikhin AG. Ultrastructural analysis of “KemPeriplas-Neo” xenopericardial patch after transannular patch repair of right ventricular outflow tract in patient with pulmonary atresia: 15 years of follow-up. *Complex Issues of Cardiovascular Diseases.* 2025;14(3):163–79 (In Russ.). DOI: 10.17802/2306-1278-2025-14-3-163-179.
18. *To WS, Midwood KS.* Plasma and cellular fibronectin: distinct and independent functions during tissue repair. *Fibrogenesis Tissue Repair.* 2011;4:21. DOI: 10.1186/1755-1536-4-21.
19. *Klinge U, Klosterhalfen B, Birkenhauer V, Junge K, Conze J, Schumpelick V.* Impact of polymer pore size on the interface scar formation in a rat model. *J Surg Res.* 2002;103(2):208–14. DOI: 10.1006/jsre.2002.6358.

20. *Henriksen NA, Yadete DH, Sorensen LT, Agren MS, Jorgensen LN*. Connective tissue alteration in abdominal wall hernia. *Br J Surg*. 2011;92(8):210–9. DOI: 10.1002/bjs.7339.
21. *Deeken CR, Lake SP*. Mechanical properties of the abdominal wall and biomaterials utilized for hernia repair. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2017;74:411–27. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2017.05.008.

### Информация об авторах

Мария Геннадьевна Федорова – кандидат медицинских наук, доцент, заведующая кафедрой морфологии ПГУ МИ.

Олег Витальевич Калмин – доктор медицинских наук, профессор, заведующий кафедрой анатомии человека ПГУ МИ.

Екатерина Валентиновна Комарова – кандидат биологических наук, доцент кафедры морфологии ПГУ МИ.

Дмитрий Викторович Никишин – кандидат медицинских наук, доцент, заместитель генерального директора по научным исследованиям и разработкам ООО «АПТОС».

### Author information

Mariya G. Fedorova – Cand. Sci. (Med.), Associate Professor, Head of the Department of Morphology, Penza State University, Medical Institute.

<https://orcid.org/0000-0003-4177-8460>

Oleg V. Kalmin – Dr. Sci. (Med.), Professor, Head of the Department of Human Anatomy, Penza State University, Medical Institute.

<https://orcid.org/0000-0002-4084-967X>

Ekaterina V. Komarova – Cand. Sci. (Biol.), Associate Professor, Department of Morphology, Penza State University, Medical Institute.

<https://orcid.org/0000-0002-1333-0151>

Dmitriy V. Nikishin – Cand. Sci. (Med.), Associate Professor, Deputy General Director for Research and Development, LLC “APTOS”.

<https://orcid.org/0000-0002-0959-252X>