

Научная статья

УДК 617-089-03:610.355.2:519.6

DOI: 10.17072/1993-0550-2026-1-60-71

<https://elibrary.ru/lhjxus>



Разработка композитной полифиламентной хирургической нити с регулируемым сроком биодеградации

Виктория Владимировна Чихачева¹, Станислав Васильевич Словиков²

^{1,2}Пермский национальный исследовательский политехнический университет, Пермь, Россия

¹vchixacheva@bk.ru

²sslovikov@yandex.ru

Аннотация. В работе представлены результаты разработки и комплексного исследования композитной полифиламентной хирургической нити с регулируемым сроком биодеградации. Экспериментально изучены механические свойства единичного волокна и жгута, разработана математическая модель биодеградации, основанная на изменении площади поперечного сечения нити и толщины полимерного покрытия. Подобран оптимальный состав гибридного покрытия, обеспечивающий контролируемое рассасывание в диапазоне 15–30 суток. Методом конечно-элементного моделирования определены оптимальные параметры наложения шва на кожу, минимизирующие риск повреждения тканей. Проведен сравнительный анализ разработанной нити с коммерческими аналогами, показавший ее преимущества в возможности точной настройки срока деградации и высоких прочностных характеристик. Результаты работы могут быть использованы для производства новых высокоэффективных шовных материалов для пластической, детской и общей хирургии.

Ключевые слова: хирургическая нить; полифиламентная структура; биодеградация; полимерное покрытие; математическое моделирование; механические испытания; прочность; биосовместимость.

Для цитирования: Чихачева В. В., Словиков С. В. Разработка композитной полифиламентной хирургической нити с регулируемым сроком биодеградации // Вестник Пермского университета. Математика. Механика. Информатика. 2026. № 1(72). С. 60–71. DOI: 10.17072/1993-0550-2026-1-60-71. <https://elibrary.ru/lhjxus>.

Статья поступила в редакцию 27.09.2025; одобрена после рецензирования 04.12.2025; принята к публикации 10.03.2026.



© Чихачева В. В., Словиков С. В., 2026

Лицензировано по CC BY 4.0. Чтобы посмотреть копию этой лицензии, посетите <https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>

Research article

Development of a Composite Polyfilament Surgical Suture With Controlled Biodegradation Period

Viktoriya V. Chikhacheva¹, Stanislav V. Slovikov²

^{1,2} Perm National Research Polytechnic University, Perm, Russia

¹ vchixacheva@bk.ru

² sslovikov@yandex.ru

Abstract. The paper presents the results of the development and comprehensive study of a composite polyfilament surgical suture with a controlled biodegradation period. The mechanical properties of a single filament and a bundle were experimentally investigated. A mathematical model of biodegradation was developed, based on the changes in the cross-sectional area of the suture and the thickness of the polymer coating. An optimal composition of a hybrid coating was selected, providing controlled resorption within 15–30 days. Using finite element modeling, the optimal parameters of skin suturing were determined, minimizing the risk of tissue damage. A comparative analysis of the developed suture with commercial analogues has been carried out, which demonstrated its advantages in terms of the possibility of precise adjustment of the degradation period and high strength characteristics. The results of the work can be used for the production of new highly effective suture materials for plastic, pediatric, and general surgery.

Keywords: *surgical suture; polyfilament structure; biodegradation; polymer coating; mathematical modeling; mechanical testing; strength; biocompatibility.*

For citation: Chikhacheva, V. V. and Slovikov, S. V. (2026), "Development of a Composite Polyfilament Surgical Suture With Controlled Biodegradation Period", *Bulletin of Perm University. Mathematics. Mechanics. Computer Science*, no 1(72), pp. 60–71. DOI: 10.17072/1993-0550-2026-1-60-71, <https://elibrary.ru/lhjxus>.

The article was submitted 27.09.2025; approved after reviewing 04.12.2025; accepted for publication 10.03.2026.

Введение

Современная хирургия предъявляет высокие требования к шовным материалам. Они должны обладать высокой прочностью, надежностью, удобством в работе, биосовместимостью, а в случае рассасывающихся материалов – контролируемым и предсказуемым сроком биodeградации [1–3]. Несмотря на широкий ассортимент, многие коммерческие нити имеют фиксированные, часто неоптимальные сроки рассасывания: слишком короткие сроки могут привести к преждевременному расхождению краев раны, а слишком длинные – спровоцировать образование колоний бактерий (воспаление) или образование грубых рубцов [4, 5].

Разработка современных хирургических шовных материалов направлена на создание биосовместимых, высокопрочных и минимально травматичных нитей с контролируемым сроком рассасывания.

Особый интерес представляют полифиламентные нити, которые за счет своей структуры обладают высокой прочностью на разрыв, гибкостью и хорошими манипуляционными свойствами [6, 7]. Однако их существенным недостатком является "пилящий эффект", когда жесткая структура нити травмирует ткани при наложении шва. Решение этой проблемы заключается в нанесении полимерного покрытия, которое также может служить инструментом для управления временем биodeградации [8, 9].

Целью данного исследования является разработка композитной полифиламентной хирургической нити с регулируемым сроком биодеградации, обеспечивающей высокую прочность, биосовместимость и минимальное травмирование тканей за счет оптимизации состава полимерного покрытия и структуры нити.

Задачи исследования:

1. Экспериментальное определение механических характеристик единичного волокна полифиламентной нити.
2. Моделирование и анализ прочностных свойств полифиламентного жгута заданной структуры.
3. Разработка математической модели биодеградации, связывающая время рассасывания с геометрическими параметрами нити и покрытия.
4. Подбор и обоснование состава гибридного полимерного покрытия с контролируемой скоростью деградации [8, 10].
5. Конечно-элементарное моделирование процесса наложения шва для определения параметров, минимизирующих повреждение тканей.
6. Сравнительный анализ разработанной нити с существующими коммерческими аналогами [4, 11, 12].

Экспериментальная часть работы выполнена на базе Центра экспериментальной механики Пермского национального исследовательского политехнического университета (ЦЭМ ПНИПУ).

1. Механические испытания полигликолидных волокон

В данной работе экспериментальные исследования проводились на универсальной испытательной системе Instron 5965 в соответствии с рекомендациями стандартов для испытания тонких полимерных волокон [1, 3, 13, 13]. Испытанию подвергались отдельные волокна полифиламентной полигликолидной нити. Скорость перемещения траверсы составляла 10 мм/мин. Для визуализации и измерения диаметра волокон использовался модульный стереомикроскоп ZEISS SteREO Discovery.V12 с моторизованным 12-кратным увеличением [15]. Получены диаграммы растяжения волокон (рис. 1).

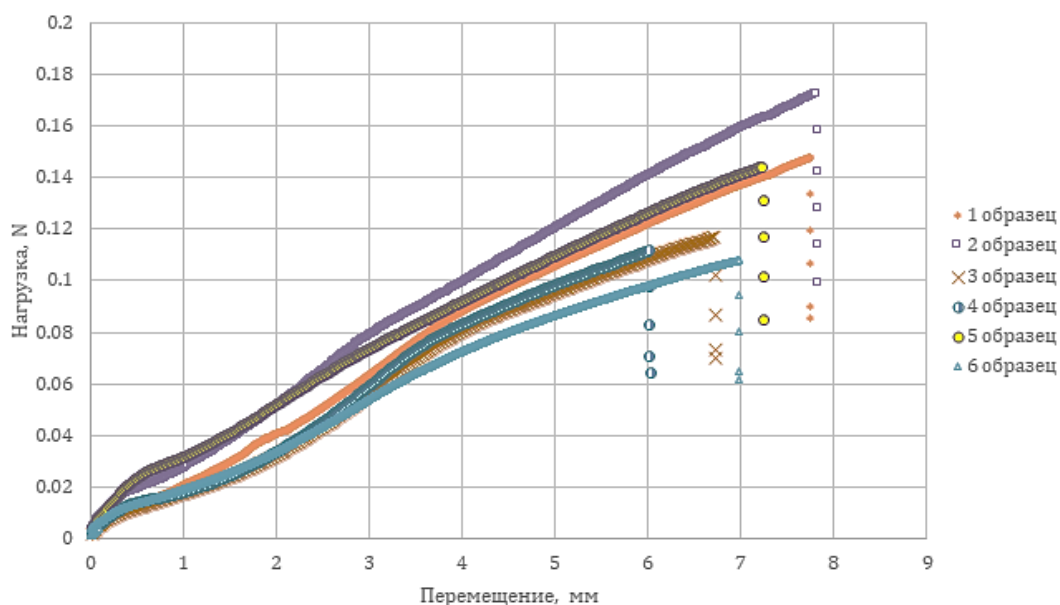


Рис. 1. График зависимости "Нагрузка (Н) – Перемещение (мм)"

2. Моделирование и анализ прочностных свойств полифиламентного жгута

По результатам испытаний и определенных основных геометрических и механических параметров волокон (средний диаметр, модуль упругости, предел прочности) была построена геометрическая модель жгута, состоящего из 19 волокон с соответствующими усредненными механическими характеристиками. Моделирование в системе ANSYS (рис. 2) показало его высокую несущую способность. Диаграмма нагружения жгута демонстрирует линейное упругое поведение вплоть до разрушения при нагрузке $F_{\text{жгута}} = 28 \text{ Н}$ [2].

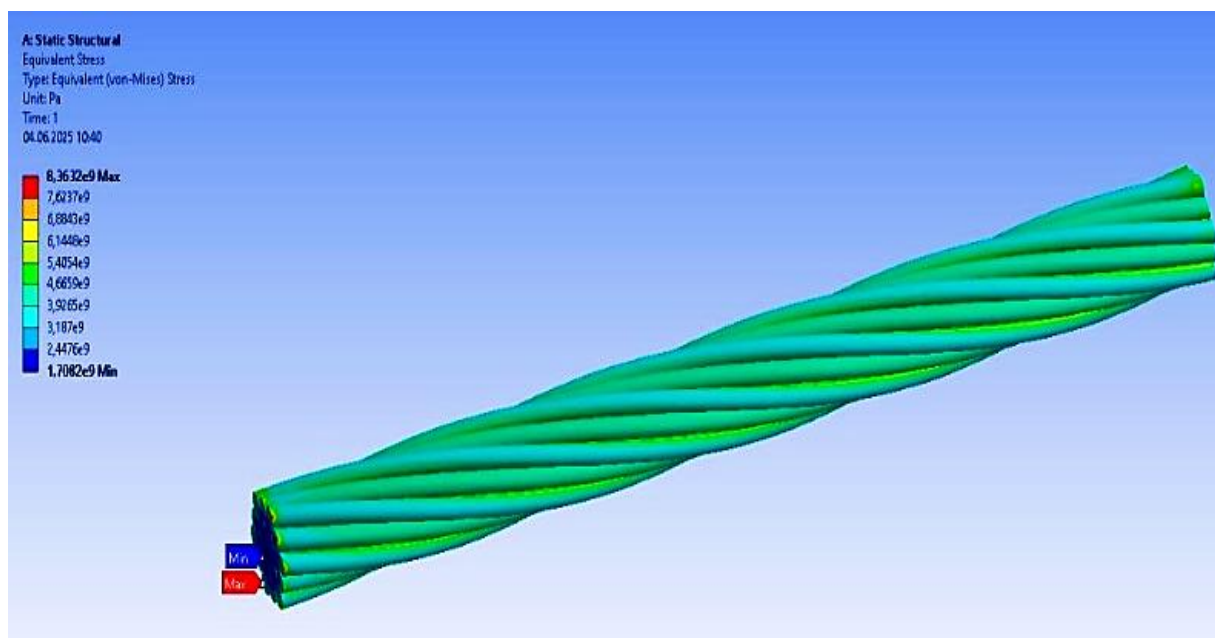


Рис. 2. Моделирование жгута из волокон в системе ANSYS

Расчетная прочность канатной структуры значительно превышает необходимые для хирургической практики нагрузки (до 5Н) обеспечивая шестикратный запас прочности.

3. Математическая модель биодеградации

Для анализа процессов биодеградации полигликолидного волокна в ЦЭМ ПНИПУ была проведена серия экспериментов по определению предела прочности (σ_B) полигликолидных пучков волокон (нитей) эффективного диаметра 0,3 мм, выдержанных в изотоническом растворе натрия хлорида в концентрации 0,9 %-ной дистиллированной воды при 37 С. Если принять гипотезу о линейной связи предела прочности нити с эффективной площадью сечения пучка волокон, то из результатов испытаний имеем нормированную функцию биодеградации (f_b) (рис. 3):

$$f_b = \frac{\sigma_B^i}{\sigma_B^0}, \quad (1)$$

где σ_B^i – предел прочности выдержанного в растворе пучка волокон i -го эксперимента, σ_B^0 – среднее значение предела прочности сухого пучка волокон (нити).

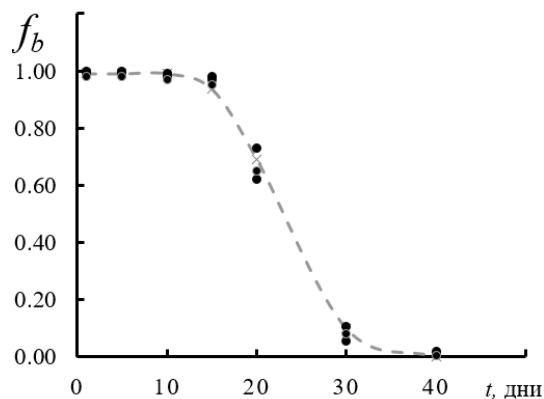


Рис. 3. Нормированные результаты испытаний на растяжения полигликолидных нитей, выдержанных в изотоническом растворе

Конструкция композитной нити представляет собой сердцевину в виде жгута из полигликолидных волокон в полимерной оболочке. Ее сечение схематично может быть представлено так, как показано на рис. 4.

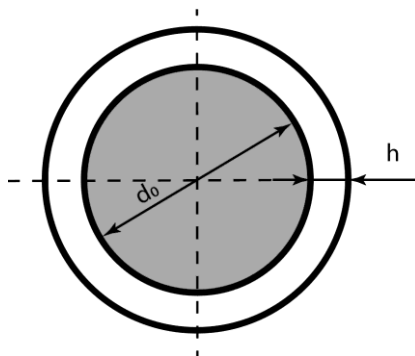


Рис. 4. Схема конструкции композитной нити (\$d_0\$ – диаметр пучка полигликолидных волокон, \$h\$ – толщина полимерной оболочки)

Для прогнозирования срока рассасывания нити разработана математическая модель, учитывающая площадь поперечного сечения и свойства полимерного покрытия. Модель описывается кусочно-заданной функцией (2):

$$A(t) = \begin{cases} \frac{\pi d_{total}^2}{4}, & \text{если } 0 \leq t \leq t_{const}, \\ A_{total} - \left(\frac{\pi(0,3-2h)^2}{4T}\right) * (t - t_{const}), & \text{если } t_{const} < t \leq (t_{const} + T), \\ 0, & \text{если } t > (t_{const} + T). \end{cases} \quad (2)$$

где:

\$A(t)\$ – площадь поперечного сечения в момент времени \$t\$,

\$h\$ – толщина полимерного покрытия,

\$t_{const}\$ – время деградации покрытия,

\$T\$ – время полной деградации внутреннего волокна без учета покрытия,

\$A_{total}\$ – Общая начальная площадь поперечного сечения нити (с покрытием).

Представленная кусочно-линейная модель (2) является упрощением, основанным на гипотезе о постоянной скорости убывания площади сечения. Однако реальный

процесс гидролитической деградации полимерных волокон имеет выраженную нелинейную кинетику, обусловленную рядом физических факторов [16].

Автокаталитический эффект: Продукты распада полимеров (например, карбоновые кислоты при гидролизе PGA и PLA) снижают локальный pH, что, в свою очередь, ускоряет дальнейший гидролиз. Это приводит к нелинейному, зачастую ускоренному, разрушению материала изнутри после достижения определенной степени конверсии.

Зависимость скорости от площади поверхности: Скорость гидролиза пропорциональна площади контакта полимера с водной средой. В начальный период, пока покрытие цело, эта площадь минимальна. После разрушения покрытия и появления микродефектов в волокне площадь реакционной поверхности резко возрастает, что ведет к ускорению деградации. На финальной стадии, когда сечение становится малым, скорость процесса вновь может снижаться.

Накопление повреждений и их синергетический эффект: Случайное возникновение и рост микропор и трещин снижают нагрузочную способность волокна непропорционально потерям массы. Небольшое уменьшение площади сечения может приводить к значительному (нелинейному) росту механических напряжений в оставшемся материале, ускоряя его разрушение.

Для учета этих эффектов предложена обобщенная экспоненциально-степенная функция биodeградации (3), которая является решением кинетического уравнения с переменным (зависящим от текущего состояния) порядком реакции:

$$fb(t) = A_0 \cdot e^{-\alpha \cdot [\max(0, t-t_0)]^\beta}, \text{ если } t \geq t_0, \quad (3)$$

где:

α – коэффициент скорости деградации. Чем он выше, тем быстрее идет разрушение;

β – коэффициент интенсивности деградации. Отражает "форму" кривой разрушения (замедленное/ускоренное);

t_0 – время начала деградации.

В данной параметризации:

Параметр α является обобщенной константой скорости деградации, агрегирующей влияние химического состава полимера, температуры и pH среды.

Параметр β отражает степень нелинейности (кооперативности) процесса. При $\beta > 1$ модель описывает ускоренную деградацию (автокатализ, быстрый рост площади поверхности), характерную для внутренних зон пучка. При $\beta < 1$ модель описывает замедленную деградацию, например, на начальном этапе при защите покрытием или на финальной стадии.

Время t_0 соответствует индукционному периоду, в течение которого происходит набухание полимера и разрушение защитного покрытия до начала активной деградации основного волокна.

Таким образом, модель (3) не является просто математической "подгонкой", а представляет собой феноменологическое описание, учитывающее ключевые физико-химические механизмы нелинейной биodeградации полифиламентных структур. Она позволяет более адекватно, чем линейная модель, описать изменение прочностных свойств нити во времени, особенно на критической стадии, предшествующей полному разрушению.

Для результатов экспериментов, представленных на рис. 3, параметры модели (3) могут быть получены методом наименьших квадратов. Значения полученных параметров представлены в табл.1 ($R^2 = 0.98$).

Таблица 1. Пример параметров модели деградации полигликолидного пучка волокон диаметром 0,3 мм

Параметр	A_0	t_0	T	α	β
Значение, ед.	0.99	10	40	0.00065	2.77

График экспоненциально-степенной модели деградации по параметрам из табл. 1 представлен на рис. 3 пунктирной линией.

Таким образом, данная модель позволяет адекватно описать изменение прочностных свойств нити во времени, особенно на критической стадии, предшествующей полному разрушению.

4. Разработка гибридного полимерного покрытия

В результате проведенных исследований было подобрано гибридное покрытие на основе комбинации полигликолевой кислоты (PGA, 60–70%), крахмала (25–35%) и полимолочной кислоты (PLA, 5–10 %) [8, 17, 10]. Был вычислен оптимальный состав, обеспечивающий деградацию покрытия за 5–7 суток и общее время рассасывания нити 15–30 суток (табл. 2). Такой состав позволяет за счет быстрого гидролиза PGA и крахмала создать пористую структуру, обеспечивающую доступ гидролитических агентов к сердечнику, в то время как PLA обеспечивает необходимую начальную механическую прочность и замедляет процесс для предотвращения слишком раннего ослабления шва [9, 18, 19].

Таблица 2. Преимущество гибрида по сравнению с отдельными компонентами

Компонент	Преимущества	Недостатки	Как гибрид их устраняет
PLA	Высокая прочность, медленная деградация (до 2 лет)	Жесткость, риск воспаления из-за длительного рассасывания	Крахмал и PGA ускоряют деградацию, снижая жесткость
PGA	Быстрое рассасывание (30–90 дней), хорошая эластичность	Хрупкость, кислая среда при распаде (риск воспаления)	PLA нейтрализует кислотность, крахмал смягчает хрупкость
Крахмал	Дешевизна, биосовместимость, ускорение деградации	Низкая прочность, гидролитическая нестабильность	PLA и PGA стабилизируют структуру, предотвращая преждевременное разрушение

5. Моделирование хирургического сшивания кожи

В программном комплексе ANSYS проведено моделирование процесса наложения шва для определения параметров ушивания, минимизирующих риск разрыва ткани. Моделировался процесс стягивания квадратного лоскута биологической ткани (10 x 10 x 0,2 мм) с различным количеством нитей, усилием натяжения и расстоянием шва от края лоскута [20]. В ходе численного исследования анализировалось влияние количества нитей на единицу длины шва, усилия натяжения, расстояния от края ткани и предложено оптимальное количество стежков для предотвращения разрыва ткани (табл. 3.).

Таблица 3. Рекомендации для предотвращения разрушения ткани в результате использования нити

Диаметр нити, мм	0,3															
Тип ткани	Кожа толщиной 0,2 мм															
Ориентировочное усилие утягивания тканей, Н	0,1		0,5			1			2				3			
Оценочное расстояние от края, мм	1	2	1	2	3	1	2	3	1	2	3	4	1	2	3	4
Рекомендуемое количество стежков на 10 мм длины шва	2	1	3	2	1	5	3	2	6	4	2	1	7	5	2	1

Пример распределения эквивалентных напряжений по Мизесу для оптимального случая представлен на рис. 5 [8, 20].

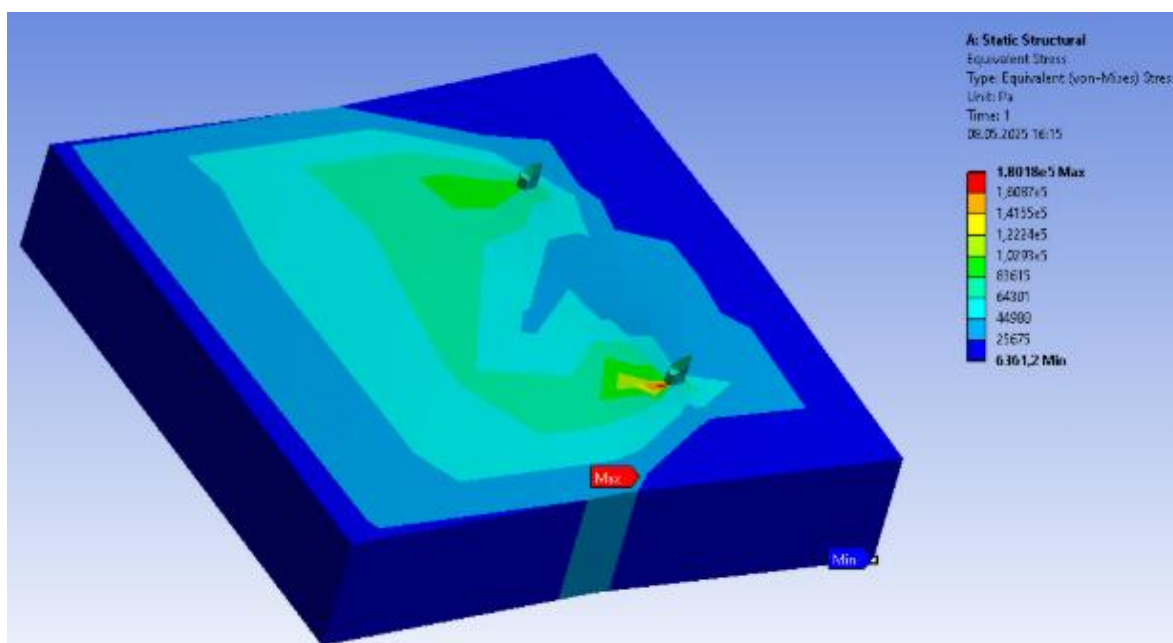


Рис. 5. Распределение напряжений при наложении шва (2 нити, усилие 1Н, расстояние 3 мм от края)

6. Сравнительный анализ и рекомендации

Ключевым преимуществом разработанной нити является возможность регулирования срока биодеградации в диапазоне, критически важном для временных швов (15–30 суток), в то время как большинство аналогов имеют фиксированные и более длительные сроки [4, 11, 12]. При этом нить не уступает, а по некоторым параметрам превосходит аналоги по прочности. В табл. 4 представлен сравнительный анализ разработанной нити с коммерческими аналогами. Это делает нить перспективной для применения в разных областях хирургии, где требуется кратковременная, но надежная фиксация тканей с последующим быстрым и полным рассасыванием.

Таблица 4. Сравнительный анализ разработанной нити с аналогами диаметром 0,3 мм

Параметр	Разработанная нить (PLA+крахмал+PGA)	Vicryl (PGA+PLA)	PDS II (Полидиоксанон)	Махон (Полигликонат)	Polysorb (PGA+PLA)
Скорость деградации	15–30 дней (регулируемая)	50–70 дней	180–210 дней	180–210 дней	56–70 дней
Прочность на разрыв	23–27 Н	20–25 Н	18–22 Н	25–30 Н	22–26 Н
Контроль деградации	Точная настройка	Фиксированный	Фиксированный	Фиксированный	Фиксированный

Практические рекомендации для применения разработанной композитной нити:
Области использования: пластическая хирургия, детская хирургия, временные швы (15–30 дней).

Параметры хирургического шва: диаметр нити 0,3 мм. усилие натяжения 1–2 Н, расстояние от края 2–3 мм, 3–5 стежков на 1 см длины шва.

7. Выводы

В ходе проведенного исследования была разработана композитная полифиламентная хирургическая нить с гибридным полимерным покрытием (PGA 60–70 %, крахмал 25–35 %, PLA 5–10 %), обеспечивающим регулируемый срок биодеградации в диапазоне 15–30 суток, что критически важно для временных швов в пластической, детской и общей хирургии. Экспериментально определены механические характеристики единичного полигликолидного волокна и жгута из 19 волокон: расчётная прочность жгута составляет 28 Н, что обеспечивает шестикратный запас прочности относительно типовых хирургических нагрузок до 5 Н. Для прогнозирования срока службы разработана и верифицирована математическая модель биодеградации на основе экспоненциально-степенной функции с коэффициентом детерминации $R^2 = 0,98$, учитывающая нелинейную кинетику гидролитической деградации, автокаталитический эффект и накопление повреждений. Оптимизированный состав гибридного покрытия устраняет недостатки отдельных компонентов: PLA обеспечивает начальную механическую прочность, тогда как PGA и крахмал ускоряют деградацию и снижают жесткость, минимизируя риск воспаления и «пилящего эффекта».

Методом конечно-элементного моделирования определены оптимальные параметры наложения шва, минимизирующие риск разрыва ткани: усилие натяжения 1–2 Н, расстояние от края ткани 2–3 мм и 3–5 стежков на 1 см длины шва. Сравнительный анализ подтвердил преимущества разработанной нити перед коммерческими аналогами, а именно: возможность точной настройки срока деградации и оптимальный срок рассасывания для кратковременной фиксации тканей.

Список источников

1. Бонцевич Д. Н. Хирургический шовный материал. М.: Интеграция, 2005. 118 с.
2. Третьяк С. И., Маркевия Е. В. Хирургический шовный материал: метод. рекомендации. Минск: БГМУ, 2012. 56 с.
3. Федоров А. Е., Самарцев В. А., Гаврилов В. А. и др. Экспериментальное исследование механических свойств современных хирургических

- рассасывающихся шовных материалов // Российский журнал биомеханики. 2009. № 4. С. 78–84.
4. Хирургические нити "Викрил Рапид" Vicryl Rapide [Электронный ресурс] // ЛегасиМед. URL: <https://www.legmed.ru/catalogue/?section=27> (дата обращения: 15.04.2025).
 5. Шадрин В. В., Тепликов А. В. Манипуляционные свойства хирургических нитей // Российский журнал биомеханики. 2001. Т. 5, № 3. С. 41–50.
 6. Altman G. H., Diaz F., Jakuba C., Calabro T., et al. Silk-based biomaterials // Biomaterials. 2003. Vol. 24. P. 1141–1148.
 7. Bezwada R. S., Jamiolkowski D. D., Lee I.-Y., et al. Monocryl suture, a new ultra-pliable absorbable monofilament suture // Biomaterials. 1995. Vol. 16. P. 401–416.
 8. Биоразлагаемые полимеры в медицине: технологии, рынок [Электронный ресурс] // ИХТЦ Химические технологии. URL: https://ect-center.com/blog/biopolymers_for_medical_materials (дата обращения: 20.11.2024).
 9. Костин А. А., Зубков И. Н., Непомнящий А. П. и др. Биоразлагаемые антимикробные пленки как материалы для упаковки скоропортящейся продукции // Все о мясе. 2020. № 55. С. 160–163.
 10. Суворова А. И., Тюкова И. С., Труфанова Е. И. Биоразлагаемые полимерные материалы на основе крахмала // Успехи химии. 2000. № 5. С. 494–504.
 11. Шовный материал в хирургии: классификация, свойства и современные требования [Электронный ресурс] // Волоть. URL: https://www.volot.ru/info/stati/shovnyj_material/ (дата обращения: 15.06.2024).
 12. Реферат на тему: Хирургический шовный материал [Электронный ресурс]. URL: <https://pandia.ru/text/78/019/92957.php> (дата обращения: 24.06.2024).
 13. ГОСТ Р 53005-2008. Материалы хирургические шовные. Общие технические требования. Методы испытаний.
 14. Genda Chen. Instron 5965 dual column tabletop testing system [Электронный ресурс] // SPAR Lab Director. URL: <https://spar.mst.edu/media/research/spar/documents/SPAR%20Lab%20Poster%200-%20%20Instron%205965%20Load%20Frame.pdf> (дата обращения: 20.06.2024).
 15. ZEISS SteREO Discovery. V12. Ваш модульный стереомикроскоп с моторизованным 12-кратным увеличением [Электронный ресурс] // ZEISS. URL: <https://www.zeiss.com/microscopy/en/products/light-microscopes/stereo-and-zoom-microscopes/stereo-discovery-v12.html> (дата обращения: 20.06.2024).
 16. Богданова О. И., Седуш Н. Г., Овчинникова Т. Н. и др. Полилактид – биоразлагаемый биосовместимый полимер на основе растительного сырья // Экология и промышленность России. 2010. № 5. С. 18–23.
 17. Фомин В. А., Гузеев В. В. Биоразлагаемые полимеры // Химия и жизнь – XXI век. 2005. № 7. С. 8–11.
 18. Легонькова О. А., Сухарева Л. А. Тысяча и один полимер от биостойких до биоразлагаемых. М.: РадиоСофт, 2004. 272 с.
 19. Volenko A. V., Germanovich Ch. S., et al. Capromed – an antibacterial suture material // Biomedical Engineering. 1994. Vol. 28, № 2. P. 98–100.
 20. Хирургический шовный материал [Электронный ресурс] // Reclin. URL: https://reclin.ru/wp-content/uploads/2024/06/khirurgicheskiy_shovny_material.pdf (дата обращения: 17.06.2024).

References

1. Bontsevich, D. N. (2005), *Khirurgicheskiy shovnyy material [Surgical suture material], Integratsiya*, Moscow, 118 p.
2. Tretyak, S. I. and Markeviya, E. V. (2012), *Khirurgicheskiy shovnyy material: Metodicheskie rekomendatsii [Surgical suture material: Methodological recommendations]*, Belarusian State Medical University, Minsk, 56 p.
3. Fedorov, A. E., Samartsev, V. A., Gavrilov, V. A. et al. (2009), "Eksperimental'noe issledovanie mekhanicheskikh svoystv sovremennykh khirurgicheskikh rassasyvayushchikhsya shovnykh materialov" [Experimental study of mechanical properties of modern surgical absorbable suture materials], *Rossiyskiy zhurnal biomekhaniki [Russian Journal of Biomechanics]*, no 4, pp. 78–84.
4. *Khirurgicheskie niti "Vicryl Rapide" Vicryl Rapide [Surgical sutures "Vicryl Rapide]* [Online], LegasiMed, URL: <https://www.legmed.ru/catalogue/?section=27> (accessed: 15.04.2025).
5. Shadrin, V. V. and Teplikov, A. V. (2001), "Manipulyatsionnye svoystva khirurgicheskikh nitey" [Manipulative properties of surgical sutures], *Rossiyskiy zhurnal biomekhaniki [Russian Journal of Biomechanics]*, vol. 5, no 3, pp. 41–50.
6. Altman, G. H., Diaz, F., Jakuba, C., Calabro, T. et al. (2003), "Silk based biomaterials", *Biomaterials*, vol. 24, p. 1141–1148.
7. Bezwada, R. S., Jamiolkowski, D. D., Lee, I. Y. et al. (1995), "Monocryl suture, a new ultra pliable absorbable monofilament suture", *Biomaterials*, vol. 16, pp. 401–416.
8. *Biorazлагаемые полимеры в медицине: технологии, рынок [Biodegradable polymers in medicine: technologies, market]* [Online], IKHTs Khimicheskie tekhnologii [ICTC Chemical Technologies], URL: https://ect-center.com/blog/biopolymers_for_medical_materials (accessed: 20.11.2024).
9. Kostin, A. A., Zubkov, I. N., Nepomnyashchii, A. P. et al. (2020), "Biorazлагаемые antimikrobnые пленки как материалы для упаковки скоропортящихся продуктов" [Biodegradable antimicrobial films as materials for packaging perishable products], *Vse o myase [All About Meat]*, no 55, pp. 160–163.
10. Suvorova, A. I., Tyukova, I. S. and Trufanova, E. I. (2000), "Biorazлагаемые полимерные материалы на основе крахмала" [Biodegradable polymer materials based on starch], *Uspekhi khimii [Russian Chemical Reviews]*, no 5, pp. 494–504.
11. *Shovnyy material v khirurgii: klassifikatsiya, svoystva i sovremennyye trebovaniya [Suture material in surgery: classification, properties and modern requirements]* [Online], Volot', URL: https://www.volot.ru/info/stati/shovnyj_material/ (accessed: 15.06.2024).
12. *Referat na temu: Khirurgicheskiy shovnyy material [Essay on the topic: Surgical suture material]* [Online], URL: <https://pandia.ru/text/78/019/92957.php> (accessed: 24.06.2024).
13. GOST R 53005-2008 (2008), *Materialy khirurgicheskie shovnye. Obshchie tekhnicheskie trebovaniya. Metody ispytaniy [Surgical suture materials. General technical requirements. Test methods]*.
14. Chen, G. (2024), *Instron 5965 dual column tabletop testing system* [Online], SPAR Lab Director, URL: <https://spar.mst.edu/media/research/spar/documents/SPAR%20Lab%20Poster%200-%20%20Instron%205965%20Load%20Frame.pdf> (accessed: 20.06.2024).
15. *ZEISS SteREO Discovery. V12. Vash modul'nyy stereomikroskop s motorizovannym 12 kratnym uvelicheniem [ZEISS SteREO Discovery V12. Your modular stereo microscope with motorized 12× magnification]* [Online], ZEISS,

- URL: <https://www.zeiss.com/microscopy/en/products/light-microscopes/stereo-and-zoom-microscopes/stereo-discovery-v12.html> (accessed: 20.06.2024).
16. Bogdanova, O. I., Sedush, N. G., Ovchinnikova, T. N. et al. (2010), "Polilaktid – biorazlagaemyy biosovmestimyy polimer na osnove rastitel'nogo syr'ya" [Polylactide — a biodegradable biocompatible polymer based on plant raw materials], *Ekologiya i promyshlennost' Rossii* [Ecology and Industry of Russia], no 5, pp. 18–23.
 17. Fomin, V. A. and Guzeev, V. V. (2005), "Biorazlagaemye polimery" [Biodegradable polymers], *Khimiya i zhizn' – XXI vek* [Chemistry and Life – XXI Century], no 7, pp. 8–11.
 18. Legon'kova, O. A. and Sukhareva, L. A. (2004), *Tysyacha i odin polimer ot biostoykikh do biorazlagaemykh* [A thousand and one polymers from biostable to biodegradable], RadioSoft, Moscow, 272 p.
 19. Volenko, A. V., Germanovich, Ch. S. et al. (1994), "Capromed – an antibacterial suture material", *Biomedical Engineering*, vol. 28, no 2, pp. 98–100.
 20. *Khirurgicheskiy shovnyy material* [Surgical suture material] [Online], Reclin, URL: https://reclin.ru/wp-content/uploads/2024/06/khirurgicheskiy_shovny_material.pdf (accessed: 17.06.2024).

Информация об авторах:

В. В. Чихачева – магистрант кафедры экспериментальной механики и конструкционного материаловедения Пермского национального исследовательского политехнического университета (614000, Россия, Пермь, Комсомольский проспект, д. 29);

С. В. Словиков – кандидат технических наук; доцент кафедры экспериментальной механики и конструкционного материаловедения Пермского национального исследовательского политехнического университета (614000, Россия, Пермь, Комсомольский проспект, д. 29).

Information about the authors:

V. V. Chikhacheva – Master's Student; Dept. of Experimental Mechanics and Structural Materialogy, Perm National Research Polytechnic University (29 Komsomolsky Prospekt, Perm, Russia, 614000);

S. V. Slovikov – Candidate of Technical Sciences; Associate Professor of the Experimental Mechanics and Structural Materialogy Department at Perm National Research Polytechnic University (29 Komsomolsky Prospekt, Perm, Russia, 614000).