

<https://doi.org/10.47183/mes.2025-425>

УДК 616.74-089.844:611.018.62:546.82:677.53



ОСОБЕННОСТИ ЛОКАЛЬНОГО БИОИНТЕРФЕЙСА ПРИ ИНТЕГРАЦИИ ТРИКОТАЖНОЙ НИКЕЛИД-ТИТАНОВОЙ СЕТКИ В ПОПЕРЕЧНОПОЛОСАТУЮ МЫШЕЧНУЮ ТКАНЬ

Е.Б. Топольницкий^{1,2✉}, Н.А. Шефер^{1,2}, Е.С. Марченко², Т.И. Фомина³, А.С. Гарин²¹ Сибирский государственный медицинский университет, Томск, Россия² Национальный исследовательский Томский государственный университет, Томск, Россия³ Томский национальный исследовательский медицинский центр Российской академии наук, Томск, Россия

Введение. Повреждения скелетных мышц различной локализации остаются актуальной клинической проблемой, требующей разработки биосовместимых имплантов, обеспечивающих полноценную регенерацию и восстановление функции мышечной ткани.

Цель исследования. Оценка безопасности и эффективности применения трикотажного никелида титана после имплантации в поперечнополосатую мышечную ткань на *in vivo* модели механического воздействия.

Материал и методы. Исследование выполнено на 30 крысах Wistar массой 400–500 г возрастом 70–90 сут. Апробировали опытный образец имплантационного материала в виде трикотажно-вязаной ленты, выполненной из сверхэластичной TiNi проволоки марки TN-10. Животных распределяли по группам: группа «А» ($n = 10$) — металлтрикотаж в виде вязаной ленты из низко модульной сверхэластичной никелид-титановой (TiNi) проволоки диаметром 40 мкм имплантировали в зону окончатого дефекта мышцы передней брюшной стенки; группа «Б» ($n = 10$) — имплантация образца в зону рассеченной париетальной брюшины под левым куполом диафрагмы; группа «В» ($n = 10$) — имплантация образца под мышцу передней поверхности шеи. Лабораторных животных выводили из эксперимента на 14, 30, 60 и 90 сут после имплантации металлтрикотажа. Биointерфейс металлтрикотажа и скелетной мышечной ткани оценивали на основе гистологического исследования и сканирующей электронной микроскопии в условиях хронического эксперимента на лабораторных животных. Исследования проведены с использованием микроскопа Axio Lab.A1, видеокамеры AxioCamERc 5s и программного обеспечения AxioVision Rel. 4.8.

Результаты. На 14 сут в зоне имплантации во всех группах выявлено появление тонкого слоя вновь образованной соединительной ткани. На 30, 60 и 90 сут эксперимента в исследуемых группах наблюдали тенденцию к более плотному вращанию коллагеновых волокон с формированием пучков вокруг TiNi проволоки. На 60 сут зафиксировано формирование мышечных почек и волокон. На 90 сут в зоне имплантации определялся зрелый тканевой регенерат, включающий мышечные волокна и металлтрикотаж, между которыми были расположены фиброциты, фибробласты, пучки коллагеновых волокон и кровеносные сосуды.

Выводы. Металлтрикотаж из TiNi проволоки безопасен, биосовместим и способствует репаративной регенерации скелетной мышечной ткани в различных биомеханических условиях. Материал перспективен для хирургического лечения дефектов скелетной мышечной ткани и требует дальнейших клинических исследований.

Ключевые слова: репаративная регенерация; скелетная мышечная ткань; никелид титана; металлтрикотаж; имплант

Для цитирования: Топольницкий Е.Б., Шефер Н.А., Марченко Е.С., Фомина Т.И., Гарин А.С. Особенности локального биоинтерфейса при интеграции трикотажной никелид-титановой сетки в поперечнополосатую мышечную ткань. *Экстремальная биомедицина*. 2026;28(2):250–257. <https://doi.org/10.47183/mes.2025-425>

Финансирование: исследование проведено при финансовой поддержке Министерства науки и высшего образования и науки Российской Федерации (Соглашение № 075-15-2025-607 от 01.07.2025).

Соответствие принципам этики: исследование выполнено с соблюдением правил биоэтики, утвержденных Европейской конвенцией о защите позвоночных животных, используемых для экспериментальных и других целей. Проведение исследований одобрено на заседании биоэтического комитета ФГБОУ ВО «Сибирский государственный медицинский университет» Минздрава России (протокол № 732 от 06.10.2020).

Потенциальный конфликт интересов: авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

✉ Топольницкий Евгений Богданович topolnitskiy.eb@ssmu.ru

Статья поступила: 05.11.2025 **После доработки:** 26.01.2026 **Принята к публикации:** 02.02.2026 **Online first:** 21.02.2026

FEATURES OF A LOCAL BIOINTERFACE FORMED UPON INTEGRATION OF A KNITTED NICKEL-TITANIUM MESH INTO STRIATED MUSCLE TISSUE

Evgeniy B. Topolnitskiy^{1,2✉}, Nikolay A. Shefer^{1,2}, Ekaterina S. Marchenko², Tatyana I. Fomina³, Aleksandr S. Garin²¹ Siberian State Medical University, Tomsk, Russia² Tomsk State University, Tomsk, Russia³ Tomsk National Research Medical Center of the Russian Academy of Sciences, Tomsk, Russia

Introduction. Injuries to skeletal muscles at various sites remain a pressing clinical problem, necessitating the development of biocompatible implants that enable full regeneration and functional restoration of muscle tissue.

Objective. Assessment of the safety and efficacy of a knitted nickel–titanium fabric following its implantation into striated muscle tissue in an *in vivo* model of mechanical loading.

Materials and methods. The study was performed on 30 Wistar rats weighing 400–500 g aged 70–90 days. An implantable material made from a low-modulus superelastic TiNi wire with a diameter of 40 μm, grade TN-10, was tested. An experimental specimen was prepared in the

© Е.Б. Топольницкий, Н.А. Шефер, Е.С. Марченко, Т.И. Фомина, А.С. Гарин, 2026

form of a warp-knitted tape. The animals were divided into the following groups. In group "A" ($n = 10$), the material under test was implanted into the area of a fenestrated defect of the anterior abdominal wall muscle. In group "B" ($n = 10$), the material was implanted into the area of the dissected parietal peritoneum under the left dome of the diaphragm. In group "C" ($n = 10$), the material was implanted under the muscles of the anterior neck surface. The laboratory animals were withdrawn from the experiment following 14, 30, 60, and 90 days after implantation of the metal-knit fabric. The biointerface between the metal-knit fabric and skeletal muscle tissue was assessed based on histological examination and scanning electron microscopy in the setting of a long-term experiment on laboratory animals. The research was conducted using an Axio Lab.A1 microscope, an AxioCam ERc 5s camera, and the AxioVision Rel. 4.8 software.

Results. Across all test groups, on day 14 post-implantation, a thin layer of newly formed connective tissue in the implantation area was observed. On days 30, 60, and 90 of the experiment, a trend toward denser ingrowth of collagen fibers was noted, with the formation of bundles around the NiTi wire. The formation of muscle buds and fibers was recorded on day 60. By day 90, a mature tissue regenerate in the implantation zone had been identified. This regenerate consisted of muscle fibers and the metal-knit fabric, between which fibrocytes, fibroblasts, bundles of collagen fibers, and blood vessels were located.

Conclusions. The NiTi wire-based metal-knit fabric is a safe, biocompatible material, which promotes the reparative regeneration of skeletal muscle tissue under various biomechanical conditions. This material holds promise for the surgical treatment of skeletal muscle tissue defects, thus deserving further clinical studies.

Keywords: reparative regeneration; skeletal muscle tissue; nickel-titanium alloy; metal-knit fabric; implant

For citation: Topolnitskiy E.B., Shefer N.A., Marchenko E.S., Fomina T.I., Garin A.S. Features of a local biointerface formed upon integration of a knitted nickel–titanium mesh into striated muscle tissue. *Extreme Medicine*. 2026;28(2):250–257. <https://doi.org/10.47183/mes.2025-425>

Funding: the study was supported by the Ministry of Science and Higher Education of the Russian Federation (Agreement No. 075-15-2025-607 dated 01.07.2025).

Compliance with the ethical principles: the study was conducted in compliance with the bioethical principles set forth in the European Convention for the Protection of Vertebrate Animals used for Experimental and Other Scientific Purposes. The research protocol was approved by the Bioethics Committee of the Siberian State Medical University (minutes No. 732 dated 06.10.2020).

Potential conflict of interest: the authors declare no conflict of interest.

✉ Evgeniy B. Topolnitskiy topolnitskiy.eb@ssmu.ru

Received: 5 Nov. 2025 **Revised:** 26 Jan. 2026 **Accepted:** 2 Feb. 2026 **Online first:** 21 Feb. 2026

ВВЕДЕНИЕ

В военных конфликтах и чрезвычайных ситуациях, спортивной и повседневной жизни в результате механического воздействия или избыточной физической нагрузки у человека может возникнуть нарушение целостности мышц грудной клетки или конечностей. Степень тяжести полученной травмы влияет на последующие лечение и сроки реабилитации. Мышца может травмироваться в области ее основания, сухожилия, мышечного брюшка и мышечно-сухожильного перехода, что приводит к разрыву волокон, воспалению и нарушению ее сократительной функции [1–4]. В хирургической практике наиболее частыми являются ятрогенные повреждения поперечнополосатой мышечной ткани, возникающие на этапе оперативного доступа при диссекции мягких тканей с неизбежным нарушением целостности перимизия и разъединением мышечных волоконных пучков [5, 6].

Красные, промежуточные и белые мышечные волокна сочетаются во всех скелетных мышцах человека с преобладанием какого-либо типа, определяющего скорость реагирования и сокращения. Красные мышечные волокна отличаются медленными сокращениями и устойчивы к утомлению, тогда как белые мышечные волокна быстро реагируют, сокращаются и утомляются. При разрыве небольшого количества мышечных волокон на их концах образуются мышечные почки, которые впоследствии соединяются, тем самым заполняя зону повреждения. Другой механизм развития репаративной регенерации после повреждения при обширных дефектах мышц зависит от наличия определенных условий и характеризуется выраженной пролиферацией миосателлитов, их миграцией

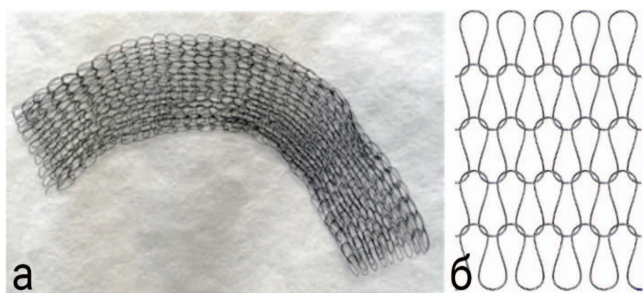
в область дефекта с формированием новых миотрубок. Данный процесс начинается при отсутствии фибробластов в зоне регенерации и сохраненной двигательной иннервации мышечных волокон, в противном случае формируется грубый соединительнотканый рубец [7–9]. Для предотвращения фиброза и рубцевания в зоне хирургической травмы, приводящих к нарушению функции мышцы, применяют биологические и синтетические импланты, разработка и клиническое внедрение которых активно ведется в научных центрах мира, включая Россию. Имеются сведения об использовании пористых и сетчатых материалов из сплавов металлов, гидрогеля на основе гиалуроновой кислоты, губчатого биоматериала, полипропилена, политетрафторэтилена Gore-Tex, пролена, композита Parietex Composite и др. [10–12].

Сплавы на основе никелида титана (TiNi) вызывают интерес в перспективе их применения в травматологии и ортопедии, реконструктивной торакоабдоминальной хирургии и в качестве скаффолдов в регенеративной медицине. Этот интерес обусловлен в первую очередь биосовместимостью имплантов. Предшествующие исследования показывают, что импланты из металлтрикотажа на основе TiNi проволоки обладали достаточной эластичностью для воспроизведения контуров биологических тканей и высокой устойчивостью к длительным циклическим нагрузкам, а также обеспечивали формирование прочного единого тканевого регенерата в поврежденной области [13–15]. Морфологические изменения при использовании TiNi импланта для интеграции в скелетную мышечную ткань различной локализации с отличающейся физической нагрузкой ранее не были описаны.

Цель исследования — оценить безопасность и эффективность применения трикотажного никелида титана после имплантации в поперечнополосатую мышечную ткань на *in vivo* модели механического воздействия.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Исследование проводили на 30 сертифицированных крысах-самцах породы Wistar массой 400–500 г и возрастом 70–90 сут в условиях Центральной научно-исследовательской лаборатории (ЦНИЛ) ФГБОУ ВО «Сибирский государственный медицинский университет» Минздрава России, полученных из отдела экспериментальных биологических моделей НИИФирм им. Е.Д. Гольдберга Томского НИМЦ. Животные содержались в стандартных условиях вивария¹. До начала эксперимента животных выдерживали на двухнедельном карантине в условиях вивария с учетом требований к их содержанию. Поддерживался 12-часовой цикл освещения, корм и вода выдавались *ad libitum*. В каждой клетке находилось не более двух особей. Регистрировали массу тела животного во всех группах перед операцией



Фотография выполнена авторами

Рис. 1. Металлотрикотаж из никелид-титановой проволоки: а — общий вид двухслойной ленты; б — геометрическая модель однослойного образца

и затем по окончании эксперимента перед эвтаназией.

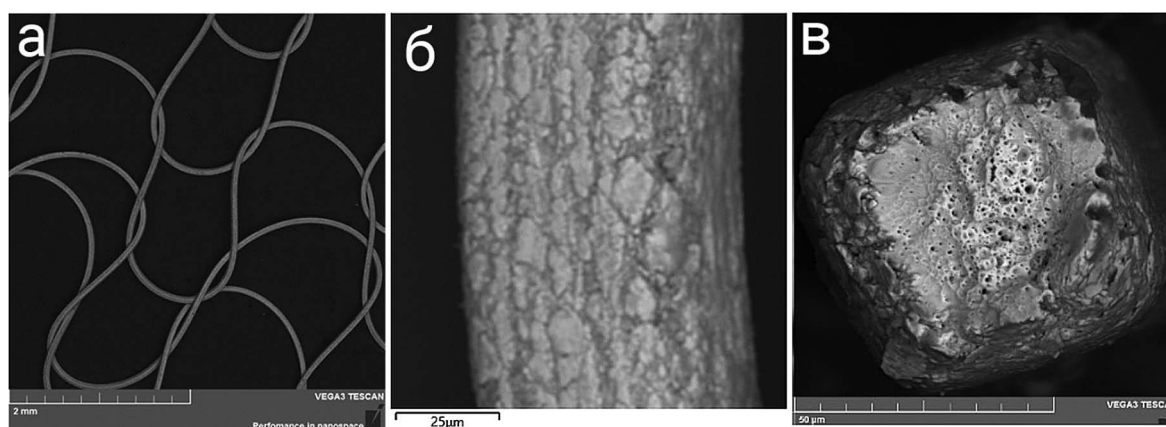
В ходе эксперимента апробировали опытный образец имплантационного материала в виде трикотажно-вязаной ленты, выполненной из сверхэластичной TiNi проволоки марки TH-10 (рис. 1). Имплант был изготовлен в лаборатории сверхэластичных биоинтерфейсов ФГАОУ ВО «Национальный исследовательский Томский государственный университет».

Металлотрикотажная лента представляет собой сетчатую структуру из биологически инертной коррозионно-стойкой TiNi проволоки диаметром 40 мкм с размерами ячеек 0,3–3,5 мм (рис. 2). Проволока на основе TiNi представляет собой композиционный материал, характеризующийся наличием наружного шероховатого слоя толщиной до 1 мкм.

Основовязаная структура металлотрикотажа обеспечивает нераспускаемость и неосыпаемость краев, а специфическое переплетение придает полностью стабильность размеров и ограниченную равномерную растяжимость во всех направлениях. Для формирования трикотажного рукава и ленты тонкая TiNi проволока вязалась на кругловязальной машине Rishikesh Wire (Rishikesh Electromatic Pvt. Ltd., Индия). Круговое плетение формировало замкнутую трубчатую структуру с регулярным рисунком петель, что облегчало последующую технологическую трансформацию и обеспечивало изотропию механических свойств в плоскости полотна. После вязки заготовка подвергалась стабилизирующему отжигу, а для придания металлотрикотажу формы ленты металлотрикотажный рукав подвергали горячей прокатке при температуре 500 °С, формируя симметричную двухслойную структуру с заданной разреженностью и топологией ячеек, что играет ключевую роль в его функциональных свойствах.

Периоперационное ведение животных в группах не различалось, кроме области выполнения хирургического вмешательства.

Животные были распределены на три группы:



Снимки выполнены авторами

Рис. 2. Пространственная и морфологическая структура металлотрикотажа из проволочного никелида титана: а — трикотажно-вязаная структура однослойного образца при растровой электронной микроскопии ($\times 50$); б — шероховатая поверхность ($\times 2500$); в — поперечный срез TiNi проволоки при сканирующей электронной микроскопии ($\times 2500$)

¹ ГОСТ 33215-2014. Руководство по содержанию и уходу за лабораторными животными. Правила оборудования помещений и организации процедур. М.: Стандартинформ; 2019.

- группа «А» ($n = 10$) — TiNi металлтрикотаж имплантировали в торакоабдоминальный дефект к мышцам передней брюшной стенки;
- группа «Б» ($n = 10$) — TiNi металлтрикотаж имплантировали к рассеченной париетальной брюшине под левым куполом диафрагмы;
- группа «В» ($n = 10$) — TiNi металлтрикотаж имплантировали претрахеально под мышцы передней поверхности шеи.

Имплантаты устанавливали в скелетные мышцы, различающиеся по уровню естественной физиологической нагрузки и характеру сократительной активности, без применения дополнительных внешних нагрузок на животных. Такой выбор мест имплантации был обусловлен задачей моделировать различные физиологические биомеханические условия функционирования импланта в пределах одной экспериментальной серии.

Лабораторных животных в условиях золетил-ксилазинового наркоза фиксировали на операционном столе, сбрасывали шерсть и обрабатывали антисептиком область операции.

В группе «А» выполняли срединную лапаротомию и внеплеврально резецировали мечевидный отросток и мышечно-апоневротический участок передней брюшной стенки. Пострезекционный торакоабдоминальный дефект замещали металлтрикотажной лентой и фиксировали ее по периметру непрерывным швом полипропиленовой 4/0 атравматичной нитью. В группе «Б» после лапаротомии и рассечения париетальной брюшины под левым куполом диафрагмы укладывали ленту без дополнительной фиксации. В группе «В» после разреза по передней поверхности шеи и разведения мышц помещали претрахеально металлтрикотаж под глубокие мышцы. Операционную рану ушивали наглухо викрил 4/0 атравматичной нитью.

После оперативного вмешательства всех животных размещали в индивидуальные клетки (VELAZ, Чехия). Для оценки общего состояния животных проводили ежедневную регистрацию данных клинического осмотра в течение всего периода наблюдения. Оценивали характер экскреции, состояние шерсти, кожных покровов и слизистых оболочек, аппетит, дыхание, подвижность, нервно-мышечную возбудимость, походку, агрессивность, миоз/мидриаз/экзофтальм и др. (СОП: ЦДИ-СВ-008). В послеоперационном периоде в течение 5 дней каждому животному проводили профилактику инфекционных осложнений Энрофлоксацином (ООО «АПИ-САН», Россия) *per os* с питьевой водой в дозе 15 мг/кг м.т.; препарат предварительно разводили в 200 мл питьевой воды. Для анальгезии в первые двое суток после имплантации животные получали Кетопрофен («ВИК — здоровье животных», Беларусь) подкожно в дозировке 5 мг/кг м.т. 1 раз в сутки.

Лабораторных животных выводили из эксперимента на 14, 30, 60 и 90 сут после имплантации металлтрикотажа ингаляцией углекислого газа в соответствии со стандартной операционной процедурой учреждения (СОП: ЦДКИ-ПДИ-023). Биологический препарат извлекали с окружающими тканями для макроскопического анализа. Для гистологического исследования забирали фрагменты поперечнополосатой мышечной

ткани и окружающей соединительной ткани непосредственно из зоны имплантации, а также из визуально неизменной мышечной ткани на расстоянии не менее 10 мм от края импланта, что использовали в качестве внутреннего контроля. Биологические образцы, включающие тканевой регенерат (поперечнополосатую мышечную ткань с прилегающей соединительной тканью) в зоне имплантации, фиксировали в 10% нейтральном формалине. После завершения фиксации регенерат прецизионно отделяли по границе с сетчатым металлтрикотажным имплантом, поскольку металлическая проволока не поддается стандартной гистологической проводке и резке. Оставшуюся часть обезвоживали, заливали в парафин, изготавливали срезы толщиной 5 мкм, окрашивали их гематоксилином-эозином и по Ван-Гизону (на соединительную ткань).

Для морфологического исследования использовали микроскоп Axio Lab.A1 (Carl Zeiss Microscopy GmbH, Германия) с помощью видеокамеры AxioCamERc 5s (Carl Zeiss Microscopy GmbH, Германия) и программного обеспечения AxioVision Rel. 4.8 (Carl Zeiss Microscopy GmbH, Германия). Анализ особенностей интегрирования тканей с сетчатой структурой металлтрикотажа проводили с применением аналитического сканирующего электронного микроскопа TESCAN Mira (Брно, Чехия). После предварительной фиксации в 10% растворе нейтрального формалина выделяли фрагменты тканей с имплантированными образцами материала. После сублимационной сушки образцы устанавливали на токопроводящий углеродный скотч в камере сканирующего электронного микроскопа.

РЕЗУЛЬТАТЫ

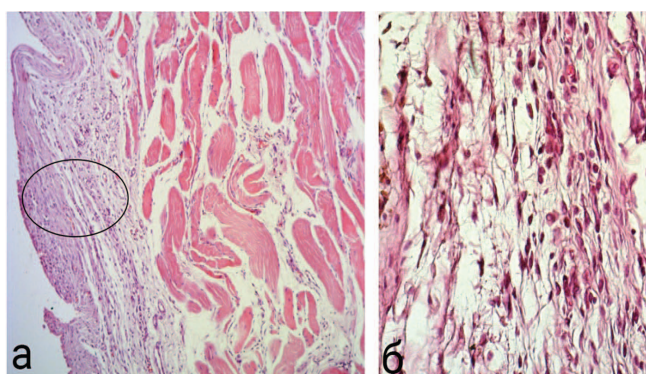
У всех лабораторных животных послеоперационные раны зажили первичным натяжением. На 14 сут и последующие контрольные точки в группах «А» и «В» визуальной деформации прилежащих анатомических структур к импланту не зафиксировано. При макроскопическом исследовании при аутопсии по мере увеличения длительности эксперимента с момента имплантации прослеживалась тенденция к более плотному сращению импланта с прилежащими мышечными тканями в группах «А» и «Б».

На 14 сут во всех группах отмечалась нежная прослойка соединительной ткани между имплантом и мышечными структурами. В группе «В» на 14 и 30 сут металлтрикотаж и мышцы шеи легко между собой разделялись вследствие отсутствия между ними плотного сращения. Во все сроки в группах исследования не зафиксировано миграции сетчатого импланта. В отдаленные сроки в группе «Б» отмечено, что тканевой регенерат в области импланта был малоподвижен за счет более плотного приращения, но это в целом не ограничивало подвижность диафрагмы. На 60 и 90 сут в группе «В» металлтрикотаж был более плотно приращен к шейным мышцам в сравнении с ранними сроками исследования.

Гистологическое исследование биологических образцов из групп «А» и «Б» на 14 сут после имплантации выявило между металлтрикотажом и поперечнополосатыми мышечными волокнами сформированный

пласт молодой соединительной ткани с мелкими новообразованными кровеносными сосудами и коллагеновыми волокнами (рис. 3). В те же сроки во всех группах наблюдали преимущественно лимфо-макрофагальную воспалительную инфильтрацию и в области импланта незначительный отек с единичными нейтрофилами. Среди клеточных элементов преобладали лимфоциты, макрофаги и фибробласты. Вместе с тем в группе «В» на 14 сут отмечено формирование рыхлой незрелой соединительной ткани на поверхности импланта.

На 30 сут в месте имплантации во всех группах наблюдали более зрелую соединительную ткань с увеличением количества коллагеновых волокон и единичных вновь образованных из них пучков. При гистологическом исследовании в образцах после 60 сут после имплантации TiNi металлотрикотажа коллагеновые



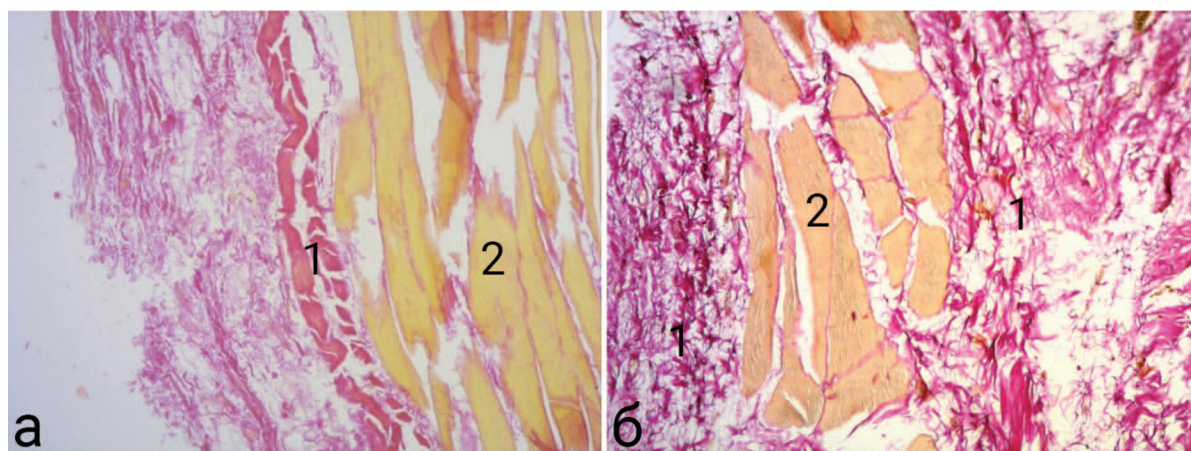
Снимки выполнены авторами

Рис. 3. Тканевой регенерат на 14 сут после имплантации: а — между металлотрикотажем (элемент удален при изготовлении препарата) и поперечнополосатыми мышечными волокнами брюшной стенки визуализируется сформированный пласт грануляционной ткани (обведено) ($\times 150$); б — фрагмент той же зоны грануляционной ткани при большем увеличении: тонкие коллагеновые волокна, клеточные элементы и новообразованные кровеносные сосуды ($\times 400$)

волокна были более структурированными и формировали пучки (рис. 4), в клеточном составе преобладали фиброциты, реже встречались фибробласты и единичные нейтрофилы. Во всех группах исследования на 60 сут после имплантации в местах рассечения мышечных волокон были обнаружены мышечные почки как структурный признак регенерации поперечнополосатой мышечной ткани (рис. 5).

К 90 сут после имплантации в группах «А» и «Б» при гистологическом исследовании выявлен сформированный тканевой регенерат, состоящий из мышечных волокон и зрелых соединительнотканых компонентов. В структуре регенерата присутствовали клеточные элементы, представленные фиброцитами и фибробластами, а также отмечалась организованная ориентация коллагеновых волокон, преимущественно однонаправленная. Кроме того, выявляли выраженную васкуляризацию, что свидетельствовало о наличии развивающейся сети кровеносных сосудов, обеспечивающих регенерирующую ткань необходимыми метаболическими условиями для дальнейшего восстановления и функциональной интеграции.

При исследовании с помощью сканирующего электронного микроскопа на 14 сут после имплантации во всех группах фиксировали начало формирования соединительной ткани на поверхности импланта и в зонах переплетения проволоки TiNi металлотрикотажа (рис. 6а). К 30 сут коллагеновые волокна и фибробласты полностью заполнили поры двухслойного импланта в отдельных участках, способствуя интеграции материала с окружающей тканью и обеспечивая механическую стабильность (рис. 6б). В более отдаленные сроки, на 60 и 90 сут, в группах наблюдали плотное оплетение проволоки коллагеновыми волокнами, формирующими пучки, ориентированные во взаимно перпендикулярных плоскостях, что приводило к образованию своеобразной структурной сетки, обеспечивающей оптимальные условия для фиксации и биосовместимости импланта (рис. 6в). Отмечено формирование пучков коллагеновых волокон, формирующих различные типы переплетений между мышцами передней брюшной стенки, с выраженным



Снимки выполнены авторами

Рис. 4. Разрастание коллагеновых волокон (1) между мышечными волокнами (2) брюшной стенки в различные сроки после имплантации TiNi металлотрикотажа: а — срок наблюдения 30 сут; б — срок наблюдения 60 сут; окраска пикрофуксином по Ван-Гизону ($\times 150$)

клеточным валиком по поверхности и в зонах пересечения TiNi проволоки, при этом плотность этих структур постепенно возрастала к более поздним срокам наблюдения.

ОБСУЖДЕНИЕ

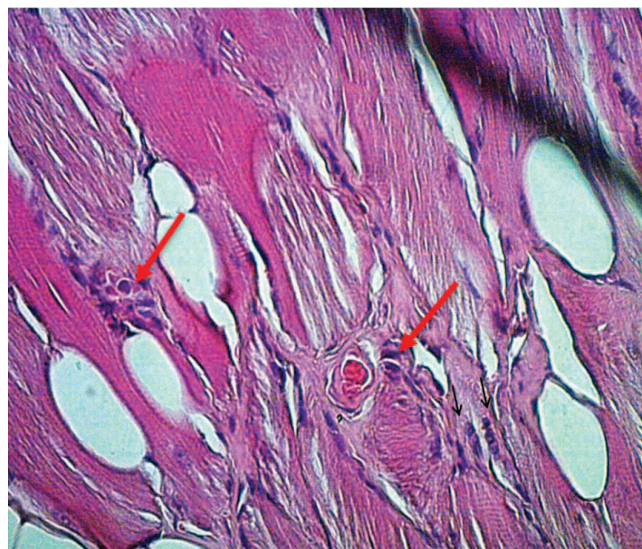
В процессе репаративной регенерации скелетной мышечной ткани после травматического повреждения неизбежно формируется соединительнотканый рубец, который частично или полностью замещает дефект, приводя к двигательной дисфункции мышцы и клинически проявляющемуся нарушению подвижности соответствующей анатомической области. Механизмы репаративной регенерации мышечной ткани все еще изучаются и остаются актуальной областью научных исследований [4, 16–18]. Несмотря на значительный прогресс в понимании молекулярных и клеточных процессов, регулирующих восстановление поперечнополосатой мышечной ткани, многие аспекты, включая роль внеклеточного матрикса и взаимодействие различных клеточных популяций, требуют дальнейшего детального изучения [19–21].

Для реконструкции обширных пострезекционных дефектов мягких тканей предложен широкий спектр биоматериалов и тканевых инженерных конструкций, что отражает продолжающийся поиск оптимального решения с учетом индивидуальных анатомо-функциональных требований. Ключевыми критериями эффективности применения таких материалов выступают биосовместимость, обеспечивающая адекватную интеграцию с окружающей стромой без иммуногенных реакций, и механическая прочность под циклическими многоосевыми нагрузками, предотвращающая деформацию и послеоперационные осложнения, что важно для анатомо-физиологического восстановления и долгосрочной функциональной реабилитации поврежденной зоны [22, 23].

В настоящем исследовании было установлено, что основные биологические процессы регенерации, включая формирование грануляционной ткани, неоангиогенез, пролиферацию фибробластов и последующую организацию коллагенового матрикса, проявляющие сходные морфологические особенности вне зависимости от локализации тканевого регенерата,

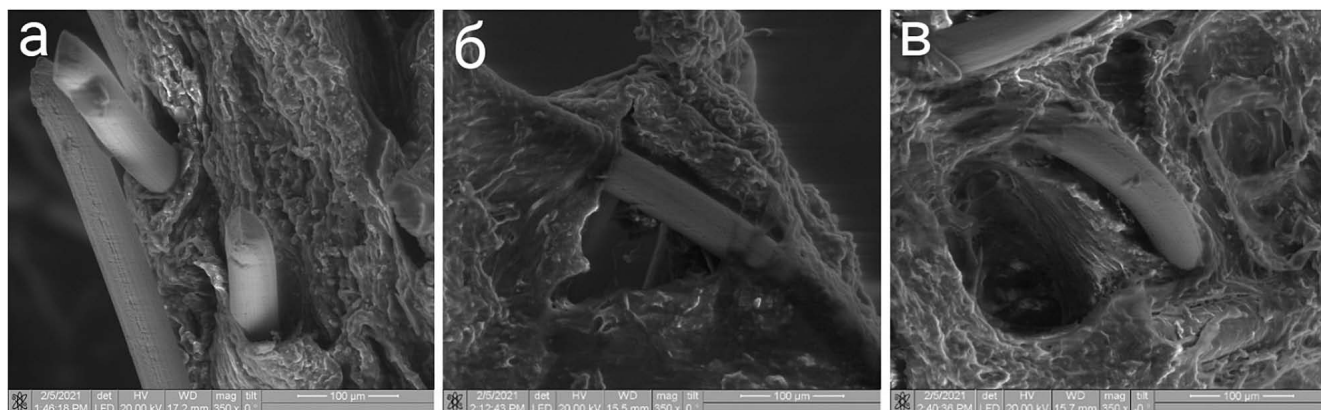
что указывает на универсальность механизмов восстановления в условиях имплантации металлтрикотажного каркаса [24–26]. Ранее в ряде работ, в том числе в сравнении с полипропиленовыми имплантатами, было показано, что формирование васкуляризованного коллагенового регенерата вокруг импланта является ключевым биологическим явлением, определяющим успешную интеграцию материала и восстановление опорной функции мягких тканей [9, 13, 27–30].

При использовании TiNi металлтрикотажа в качестве импланта в мышечные ткани было показано отсутствие выраженной воспалительной реакции и надежная и стабильная фиксация вживляемого элемента без миграции. Длительная имплантация металлтрикотажа способствовала улучшению интеграции искусственного материала с биологическими тканями, что еще раз подтверждает его высокий уровень биосовместимости. Металлтрикотажный TiNi имплант выступал каркасной основой для формирования и вставания



Снимок выполнен авторами

Рис. 5. Регенерация скелетных мышечных волокон в группе «А» через 60 сут после имплантации TiNi металлтрикотажа: мышечные почки указаны красными стрелками; окраска гематоксилином и эозином ($\times 600$)



Снимки выполнены авторами

Рис. 6. Тканевой регенерат в группе «А» в различные сроки после имплантации: а — 14 сут; б — 30 сут; в — 60 сут ($\times 350$)

соединительнотканного регенерата с созданием полноценной анатомической структуры. Взаимодействие сетчатого импланта из TiNi проволоки и коллагеновых волокон в области регенерата обеспечивало восстановление анатомо-физиологической целостности, что являлось ключевым фактором для регенерации и функциональной целостности мышечной ткани.

Полученные данные свидетельствуют, что интеграция импланта в мышцах с различной исходной функциональной нагрузкой сопровождалась формированием единого тканевого регенерата без клинически выраженного ограничения подвижности и признаков ригидности соответствующих мышечных групп. Это позволяет расценивать сформированный каркас как биомеханически и функционально адекватный принимающим тканям в условиях разных физиологических режимов работы мышцы. Имплант из сетчатого TiNi материала после замещения мягкотканного дефекта действовал как подвижная армирующая структура, функционально аналогичная сухожильной части мышцы. Использование металлкотрикожа с диаметром нитей 40 мкм оптимизировало сочетание механической прочности и биосовместимости, минимизируя риск послеоперационных осложнений и образование грубого соединительнотканного рубца. Предполагаемая физиологическая нагрузка на группу мышц конкретной анатомической области успешно передавалась через материал на основе TiNi, что подтверждает его долговременную способность поддерживать двигательную функцию мышечной структуры.

Литература / References

- Gao Y, Zhang Z, Yao Y, Zhang J, Li X, Yang K, et al. Engineering of tissue in microphysiological systems demonstrated by modelling skeletal muscle. *Regenerative Biomaterials*. 2025;12:rbaf059. <https://doi.org/10.1093/rb/rbaf059>
- Genovese EA, Calvi M, Mazzoni S, Genesio L, Lamantea S, Vincenzo Z, et al. Proposed modified classification system of the Munich Consensus Statement. Can the area of haemorrhagic effusion in muscle injuries be the dividing line between mild (3A) and moderate (3B) injuries? *Polish Journal of Radiology*. 2025;90:e347–55. <https://doi.org/10.5114/pjr/203993>
- Qi L, Zhang F, Wang K, Chen B, Li X, Xu J, et al. Advancements in skeletal muscle tissue engineering: strategies for repair and regeneration of skeletal muscle beyond self-repair. *Regenerative Biomaterials*. 2025;12:rbaf050. <https://doi.org/10.1093/rb/rbaf050>
- Palermi S, Scavone A, Anzà M, Gregorace E, Vecchiato M, Bordalo M, et al. Diagnostic ultrasound of muscle injuries: what the sports medicine clinician should know. *British Journal of Sports Medicine*. 2025;59(24):bjssports-2025-110255. <https://doi.org/10.1136/bjssports-2025-110255>
- Слетов АА, Панченко ДВ, Жидовинов АВ, Локтионова МВ, Винтаев ВВ. Сравнительный анализ функционализма анатомических структур шеи при их деликатной и агрессивной диссекции. *Оперативная хирургия и клиническая анатомия*. 2018;2(3):32–7. Sletov AA, Panchenko DV, Zhidovinov AV, Loktionova MV, Vintaev VV. Comparative analysis of the functionalism of neck anatomical structures during their delicate and aggressive dissection. *Russian Journal of Operative Surgery and Clinical Anatomy*. 2018;2(3):32–7 (In Russ.). <https://doi.org/10.17116/operhirurg2018203132>
- Moreno-Justicia R, Van der Stede T, Stocks B, Laitila J, Seaborne RA, Van der Loock A, et al. Human skeletal muscle fiber heterogeneity beyond myosin heavy chains. *Nature Communications*. 2025;16:1764. <https://doi.org/10.1038/s41467-025-56896-6>
- Namjoo AR, Ahrbekoh FN, Saghati S, Amini H, Saadatlou MAE, Rahbarghazi R. Tissue engineering modalities in skeletal muscles: focus on angiogenesis and immunomodulation properties. *Stem Cell Research and Therapy*. 2023;14(1):90. <https://doi.org/10.1186/s13287-023-03310-x>
- Darkes-Burkey C, Liu X, Slyker L, Mulderrig J, Pan W, Giannelis EP, et al. Simple synthesis of soft, tough, and cytocompatible bio-hybrid composites. *PNAS*. 2022;119(28):e2116675119. <https://doi.org/10.1073/pnas.2116675119>
- Kozan NG, Joshi M, Sicherer ST, Grasman JM. Porous biomaterial scaffolds for skeletal muscle tissue engineering. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. 2023;11:1245897. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2023.1245897>
- Лебедева АИ, Муслимов СА, Вагапова ВШ, Щербakov ДА. Морфологические аспекты регенерации скелетной мышечной ткани, индуцированной аллогенным биоматериалом. *Практическая медицина*. 2019;17(1):98–102. Lebedeva AI, Muslimov SA, Vagapova VSh, Shcherbakov DA. Morphological aspects of the regeneration of skeletal muscle tissue induced by allogeneic biomaterial. *Practical Medicine*. 2019;17(1):98–102 (In Russ.). <https://doi.org/10.32000/2072-1757-2019-1-98-102>
- Kase N, Kitagawa Y, Ikenaka A, Niwa A, Saito MK. A concise *in vitro* model for evaluating interactions between macrophage and skeletal muscle cells during muscle regeneration. *Frontiers in Cell and Development Biology*. 2023;11:1022081. <https://doi.org/10.3389/fcell.2023.1022081>

12. Ge X, Jin Y, He J, Jia Z, Liu Y, Xu Y. Extracellular matrix in skeletal muscle injury and atrophy: mechanisms and therapeutic implications. *Journal of Orthopaedic Translation*. 2025;52:404–18. <https://doi.org/10.1016/j.jot.2025.03.004>
13. Топольницкий ЕБ, Дамбаев ГЦ, Гюнтер ВЭ. Замещение пострезекционных дефектов грудной клетки тканевым имплантатом на основе наноструктурной никелид-титановой нити. *Хирургия. Журнал им. Н.И. Пирогова*. 2011;(10):47–53. Topolnitskiy EB, Dambaev GTs, Gunther VE. Replacement of post-resection chest wall defects with a tissue implant based on nanostructured nickelide-titanium thread. *Pirogov Russian Journal of Surgery*. 2011;(10):47–53 (In Russ.). EDN: [PIOJXP](https://doi.org/10.1016/j.jot.2025.03.004)
14. Топольницкий ЕБ, Шефер НА, Марченко ЕС, Чекалкин ТЛ, Ясенчук ЮФ. Резекция грудной стенки при новообразованиях с реконструкцией никелид-титановыми имплантатами. *Онкология. Журнал им. П.А. Герцена*. 2021;10(2):22–8. Topolnitskiy EB, Shefer NA, Marchenko ES, Chekalkin TL, Yasenchuk YuF. Chest wall resection for neoplasms with reconstruction using titanium-nickelide implants. *P.A. Herzen Journal of Oncology*. 2021;10(2):22–8 (In Russ.). <https://doi.org/10.17116/onkolog20211002122>
15. Topolnitskiy E, Chekalkin T, Marchenko E, Yasenchuk Y. Repair of huge thoracic defect combined with hernia after multimodality treatment of breast cancer. *Respiratory Medicine Case Reports*. 2021;34:101558. <https://doi.org/10.1016/j.rmcr.2021.101558>
16. Cemazar M, Jurdana M. Radiation-induced impairment of skeletal muscle regeneration. *Radiology and Oncology*. 2025;59(3):293–300. <https://doi.org/10.2478/raon-2025-0048>
17. Fan T, Jia M, Liu H, Gao Z, Huang W, Liu W, et al. Engineering strategies for the construction of oriented and functional skeletal muscle tissues. *Biofabrication*. 2025;17:022013. <https://doi.org/10.1088/1758-5090/adbfc2>
18. Yang W, Hu P. Skeletal muscle regeneration is modulated by inflammation. *Journal of Orthopaedic Translation*. 2018;13:25–32. <https://doi.org/10.1016/j.jot.2018.01.002>
19. Hebda E, Pielichowski K. Biomimetic Polyurethanes in Tissue Engineering. *Biomimetics (Basel)*. 2025;10(3):184. <https://doi.org/10.3390/biomimetics10030184>
20. Ahmad K, Shaikh S, Chun HJ, Ali S, Lim JH, Ahmad SS, et al. Extracellular matrix: the critical contributor to skeletal muscle regeneration—a comprehensive review. *Inflammation and Regeneration*. 2023;43(1):58. <https://doi.org/10.1186/s41232-023-00308-z>
21. Pillai Babu D, Sreena R, Brenner K, Nathanael AJ, Kishore V. Progress in skeletal muscle tissue engineering: advancing from 3D to 4D bioprinting. *Progress in Biomedical Engineering*. 2025;8:012003. <https://doi.org/10.1088/2516-1091/ae1e47>
22. Ahmad SS, Ahmad K, Lim JH, Shaikh S, Lee EJ, Choi I. Therapeutic applications of biological macromolecules and scaffolds for skeletal muscle regeneration: A review. *International Journal of Biological Macromolecules*. 2024;267(Pt 2):131411. <https://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2024.131411>
23. Cordelle MZ, Snelling SJB, Mouthuy PA. Skeletal Muscle Tissue Engineering: From Tissue Regeneration to Biorobotics. *Cyborg and Bionic Systems*. 2025;6:0279. <https://doi.org/10.34133/cbsystems.0279>
24. Qiu M, Li Y, Wang Q, Jian X, Huang J, Gui W, et al. Cellular Senescence in the Regenerative Niche Hampers Skeletal Muscle Repair. *Aging and Disease*. 2025;17(1):349–66. <https://doi.org/10.14336/AD.2024.1501>
25. Sicherer ST, Haque N, Parikh Y, Grasman JM. Current Methodologies for Inducing Aligned Myofibers in Tissue Constructs for Skeletal Muscle Tissue Regeneration. *Advances in Wound Care*. 2025;14(2):114–31. <https://doi.org/10.1089/wound.2024.0111>
26. Wang L, Chang L, Ma Y, Jia Y, Gao B, Cui W, et al. Mechanomedicine for Addressing Skeletal Muscle Insulin Resistance. *Endocrine Reviews*. 2025;46(5):652–69. <https://doi.org/10.1210/endrev/bnaf012>
27. Girotti PNC, Bianchi F. Chest wall reconstruction, prosthesis and allografts: a narrative review. *Journal of Thoracic Disease*. 2023;15(12):7077–87. <https://doi.org/10.21037/jtd-23-650>
28. Yasenchuk YF, Marchenko ES, Gunter SV, Baigonakova GA, Kokorev OV, Volinsky AA, et al. Softening effects in biological tissues and NiTi knitwear during cyclic loading. *Materials*. 2021;14(21):6256. <https://doi.org/10.3390/ma14216256>
29. Queeno SR, Sterner KN, O'Neill MC. Meta-analysis data of skeletal muscle slow fiber content across mammalian species. *Data in Brief*. 2023;50:109520. <https://doi.org/10.1016/j.dib.2023.109520>
30. Топольницкий ЕБ, Шефер НА, Марченко ЕС, Фомина ТИ, Михед РА, Цыденова АН и др. Особенности интеграции двухслойного металлтрикотажа из никелида титана при замещении торакоабдоминального дефекта в эксперименте. *Acta Biomedica Scientifica*. 2023;8(2):244–53. Topolnitskiy EB, Shefer NA, Marchenko ES, Fomina TI, Mikhed RA, Tsydenova AN, et al. Features of the integration of two-layer metal knitwear made of titanium nickelide during the replacement of a thoracoabdominal defect in the experiment. *Acta Biomedica Scientifica*. 2023;8(2):244–53 (In Russ.). <https://doi.org/10.29413/ABS.2023-8.2.24>

Вклад авторов. Все авторы подтверждают соответствие своего авторства критериям ICMJE. Наибольший вклад распределен следующим образом: Е.Б. Топольницкий — разработка дизайна исследований, утверждение окончательного варианта рукописи; Н.А. Шефер — написание текста рукописи, планирование и проведение экспериментов; Е.С. Марченко — представление образцов металлтрикотажа на основе TiNi для экспериментального исследования; Т.И. Фомина — обеспечение визуализации, проведение гистологического исследования; А.С. Гарин — оформление статьи. Все авторы участвовали в обсуждении результатов и выводов.

Об авторах:

Топольницкий Евгений Богданович, д-р мед. наук, доцент, ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-5674-0177>

Шефер Николай Анатольевич, д-р мед. наук, ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-0011-8370>

Марченко Екатерина Сергеевна, д-р физ.-мат. наук, доцент, ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-4615-5270>

Фомина Татьяна Ивановна, канд. мед. наук, ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-9863-9464>

Гарин Александр Сергеевич, ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-7077-1554>