

EDN: HBQLXO

УДК 616.8-089

DOI: 10.56618/2071-2693_2025_17_3_77



ВОССТАНОВЛЕНИЕ ДЕФЕКТА НЕРВА С ПОМОЩЬЮ ИМПЛАНТАТА СТОЛА НЕРВА, СОДЕРЖАЩЕГО ФИБРОИН ШЕЛКА, В ЭКСПЕРИМЕНТЕ

Владимир Петрович Орлов¹

✉vladimir.rlv@rambler.ru, orcid.org/0000-0002-5009-7117

Алексей Юрьевич Ништ¹

nachmed82@mail.ru, orcid.org/0000-0002-6696-1897

Борис Леонтьевич Гаврилюк¹

bl@bk.ru, Author ID: 635920

Юлия Александровна Нащекина²

nashchekina.yu@mail.ru, orcid.org/0000-0002-4371-7445, SPIN-код: 1138-8088

Павел Геннадьевич Толкач¹

pusher6@yandex.ru orcid.org/0000-0001-5013-2923

¹ Федеральное государственное бюджетное военное образовательное учреждение высшего образования «Военно-медицинская академия имени С. М. Кирова» Министерства обороны Российской Федерации (ул. Академика Лебедева, д. 6, Санкт-Петербург, Российская Федерация, 194044)

² Федеральное государственное бюджетное учреждение науки «Институт цитологии Российской академии наук» (Тихорецкий пр., д. 4, Санкт-Петербург, Российская Федерация, 194064)

Резюме

ВВЕДЕНИЕ. Актуальность исследования обусловлена постоянным ведением по всему миру военных конфликтов и высокотехнологичных локальных войн с применением современных кассетных боеприпасов и различных ракет. При этом увеличилось количество травм крупных нервов конечностей, часто с образованием больших дефектов нервных стволов. Одним из способов восстановления анатомической целостности поврежденных нервов является соединение проксимального и дистального концов нерва с помощью различных по размерам кондуитов из биodeградирующих материалов биологического и синтетического происхождения.

ЦЕЛЬ. Оценить возможность и эффективность восстановления утраченной при травмах иннервации тканей после замещения обширных дефектов нервов кондуитами на основе поликапролактона с коллагеновым гелем и нитями фиброина шелка в эксперименте на лабораторных животных.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ. В условиях эксперимента на 10 лабораторных животных (крысах) выполнено моделирование обширного дефекта седалищного нерва с последующим его замещением с помощью поликапролактона с коллагеновым гелем и нитями фиброина шелка. Результаты функционального состояния восстановленных нервов в послеоперационном периоде оценивали экспериментально-клиническими, электрофизиологическими и морфологическими методами.

РЕЗУЛЬТАТЫ. При анализе особенностей поведения лабораторных животных в послеоперационном периоде установлено, что после 1,5 месяца после операции животные практически в полном объеме пользовались конечностью, где выполнялась пластика кондуитом седалищного нерва. На основании результатов стимуляционной электронейромиографии у животных опытной группы отмечали восстановление М-ответов, амплитуда которых нарастала. После эвтаназии животных во время забора кондуита в области экспериментального оперативного вмешательства вокруг него не было выраженных рубцово-спаечных изменений, кроме того, отмечались признаки биodeградации имплантата. При морфологическом исследовании выявлено прорастание аксонов из проксимального конца седалищного нерва в дистальный.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ. При замещении дефекта нерва с помощью кондуита, состоящего из поликап с коллагеновым гелем и нитями фиброина шелка, мы установили прорастание аксонов из проксимального конца седалищного нерва в дистальный. Реакции окружающих тканей в месте имплантации кондуита в виде признаков воспаления и формирования грубых рубцов не выявили, отмечали признаки биodeградации имплантата. Конduit из поликапролактона с коллагеновым гелем и нитями фиброина шелка может быть использован для замещения дефектов нервных стволов.

Ключевые слова: травма нерва, обширный дефект нерва, реконструктивные операции, поликапролактон, коллагеновый гель, нити фиброина шелка

Для цитирования: Орлов В. П., Ништ А. Ю., Гаврилюк Б. Л., Нащекина Ю. А., Толкач П. Г. Восстановление дефекта нерва с помощью имплантата ствола нерва, содержащего фиброин шелка, в эксперименте // Российский нейрохирургический журнал им. проф. А. Л. Поленова. 2025. Т. XVII, № 3. С. 77–87. DOI: 10.56618/2071-2693_2025_17_3_77.

RESTORATION OF A NERVE DEFECT USING A NERVE STEM IMPLANT CONTAINING SILK FIBROIN IN AN EXPERIMENT

Vladimir P. Orlov¹

✉ vladimir.rlv@rambler.ru, orcid.org/0000-0002-5009-7117

Aleksey Yu. Nisht¹

nachmed82@mail.ru, orcid.org/0000-0002-6696-1897

Boris L. Gavriluk¹

bl@bk.ru, Author ID: 635920

Julia A. Nashchekina²

nashchekina.yu@mail.ru, orcid.org/0000-0002-4371-7445, SPIN-code: 1138-8088

Pavel G. Tolkach¹

pusher6@yandex.ru orcid.org/0000-0001-5013-2923

¹ Kirov Military Medical Academy (6 Academician Lebedev street, St. Petersburg, Russian Federation, 194044)² Institute of Cytology of the Russian Academy of Sciences (4 Tikhoretsky avenue, St. Petersburg, Russian Federation, 194064)**Abstract**

INTRODUCTION. The relevance of the study is due to the constant conduct of military conflicts and high-tech local wars around the world using modern cluster munitions and various missiles. At the same time, the number of injuries to large nerves of the extremities has increased, often with the formation of large defects in the nerve trunks. One of the ways to restore the anatomical integrity of damaged nerves is to connect the proximal and distal ends of the nerve using conduits of various sizes made of biodegradable materials of biological and synthetic origin.

AIM. To evaluate the possibility and effectiveness of restoring tissue innervation lost in trauma after replacing extensive nerve defects with polycaprolactone-based conduits with collagen gel and silk fibroin filaments in an experiment on laboratory animals.

MATERIALS AND METHODS. In an experiment on 10 laboratory animals (rats), a simulation of an extensive sciatic nerve defect was performed, followed by its replacement using polycaprolactone with collagen gel and silk fibroin filaments. The results of the functional state of the restored nerves in the postoperative period were evaluated experimentally by clinical, electrophysiological and morphological methods.

RESULTS. When analyzing the behavior of laboratory animals in the postoperative period, it was found that after 1.5 months after surgery, the animals almost fully used the limb, where the sciatic nerve conduit was performed. Based on the results of stimulation electroneuromyography in animals of the experimental group, the restoration of M responses was noted, the amplitude of which increased. After euthanasia of animals during conduit sampling in the area of experimental surgery, there were no pronounced scar-adhesive changes around it, in addition, signs of implant biodegradation were noted. Morphological examination revealed the complete germination of axons from the proximal end of the sciatic nerve to the distal one.

CONCLUSION. When replacing the defect of the ends of the experimentally damaged nerve with a conduit consisting of polycaprolactone with collagen gel and silk fibroin filaments, we established the germination of axons from the proximal end of the sciatic nerve into the proximal one. Reactions of the surrounding tissues at the site of conduit implantation in the form of signs of inflammation and the formation of rough scars were not revealed, signs of implant biodegradation were noted. A conduit made of polycaprolactone with collagen gel and silk fibroin filaments can be used to replace defects in nerve trunks.

Keywords: nerves of the extremities, nerve injury, extensive nerve defect, reconstructive surgery, polycaprolactone, collagen gel, silk fibroin filaments

For citation: Orlov V. P., Nisht A. Yu., Gavriluk B. L., Nashchekina Ju. A., Tolkach P. G. Restoration of a nerve defect using a nerve stem implant containing silk fibroin in an experiment. *Russian neurosurgical journal named after professor A. L. Polenov*. 2025;XVII(3):77–87. (In Russ.). DOI: 10.56618/2071-2693_2025_17_3_77.

Введение

Нервные стволы периферической нервной системы при определенных условиях обладают посттравматическим регенераторным потенциалом, однако даже при наложении эпиневрального шва проблема высокой степени инвалидизации больных до сих пор актуальна [1–4]. Кро-

ме того, существенной проблемой является восстановление больших травматических диастозов нервов – от 5 см и более [5, 6]. С этой целью активно синтезируются имплантаты в виде направляющих трубчатых конструкций [7] из биосовместимых материалов, которые будут способствовать направленному росту аксонов.

Основными полимерами, исследованными в контексте регенеративной медицины, являются синтетические полимеры на основе поли- α -гидроксикислот (полилактид, полигликолид, поли (ϵ -капролактон) (ПКЛ) и их сополимеры) [8–11]. Среди тубулированных тканеинженерных полимерных конструкций конduit из ПКЛ обладает оптимальными механическими свойствами и способностью к биodeградации [12, 13]. ПКЛ – это частично кристаллический линейный гомополимер, получаемый из относительно дешевого мономера ϵ -капролактона [14, 15].

Биосовместимость фиброина шелка (ФШ) и отсутствие у него цитотоксичности было доказано исследованиями *in vitro* и *in vivo*, что позволяет использовать волокна из ФШ в клинической практике [19–21].

Коллаген (Кол) широко применяется в тканевой инженерии в качестве компонента для имплантатов периферических нервов, так как среди всех природных полимеров обладает удовлетворительными физико-механическими характеристиками и является основным компонентом внеклеточного матрикса [22–24].

Цель исследования – оценить возможность и эффективность восстановления утраченной при травмах иннервации тканей после замещения обширных дефектов нервов синтетическими кондуитами из ПКЛ с коллагеновым гелем и нитями фиброина шелка в эксперименте на лабораторных животных.

Этот искусственный имплантат был синтезирован на базе Института цитологии Российской академии наук (патент на изобретение № 2811502).

Материалы и методы

Проведение экспериментального исследования мы разделили на три этапа. Все этапы экспериментального исследования выполнялись с соблюдением Международных рекомендаций по проведению медико-биологических исследований с использованием животных (Женева, 1985 г., 2000 г.).

Первый этап был посвящен выполнению моделирования травмы. Выполнено 10 экспериментальных оперативных вмешательств на лабораторных животных (крысы линии Wistar,

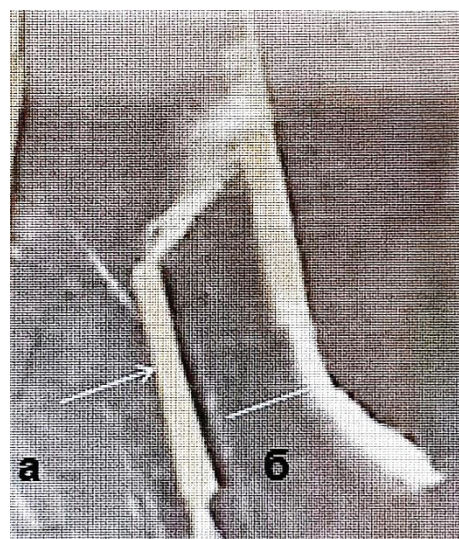


Рис. 1. Внешний вид имплантата: а – трубка (конduit) из ПКЛ; б – волокна фиброина шелка

Fig. 1. External appearance of the implant: а – tube (conduit) made of PCL; б – silk fibroin fibers

самцы массой 250–300 г). В качестве кондуитов применяли биodeградирующие матрицы в виде трубок из ПКЛ с коллагеновым гелем и нитями фиброина шелка с внутренним диаметром 1,5 мм (рис. 1). Все операции проводили в стерильных условиях с предварительно простерилизованными полимерными трубками и нитями фиброина шелка.

С целью обезболивания крысам выполняли неингаляционную анестезию 20 %-м раствором Золетила (*Virbac S.A.*, Франция), который вводили внутривенно в дозе 20 мг/кг. Дополнительно в ходе операции по показаниям подкожно вводили Золетил в дозе 10 мг/кг. Обнажение седалищного нерва выполняли послойно из заднелатерального доступа на уровне средней трети бедра. После иссечения фрагмента нерва длиной 1 см протезирование диастаза проксимального и дистального концов нерва соединяли с помощью синтетического кондуита под оптическим увеличением с использованием операционного микроскопа Leica с бинокулярным отводом для ассистента, при этом с каждой стороны накладывали по два узловых П-образных шва (Prolen 8/0) (рис. 2).

На втором этапе для контроля функционального состояния седалищного нерва в послеоперационном периоде проводили нейрофи-

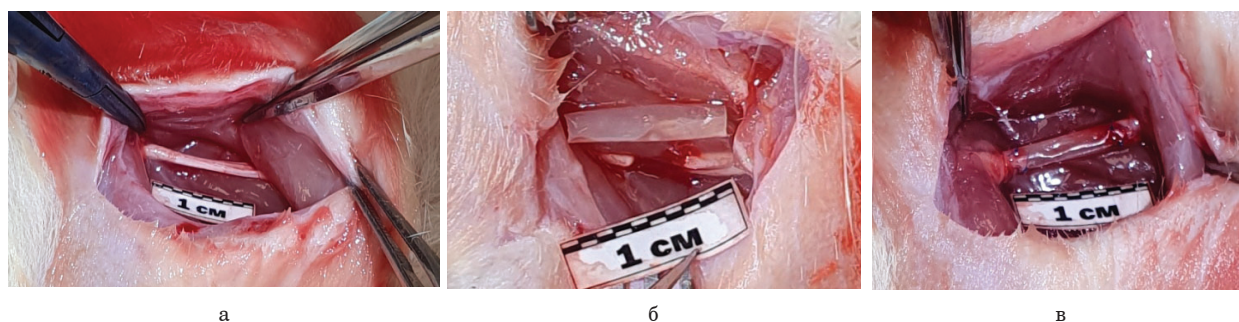


Рис. 2. Этапы оперативного вмешательства: а – выделение седалищного нерва; б – иссечение фрагмента нерва; в – протезирование диастаза проксимального и дистального концов нерва выполняли с помощью синтетического кондунта
Fig. 2. Stages of the surgical intervention: а – isolation of the sciatic nerve; б – excision of a nerve fragment; в – prosthetic repair of the diastasis of the proximal and distal ends of the nerve connected using a synthetic conduit

зиологическое исследование в начале эксперимента, в 1,5 месяца и через 3 месяца.

Периферический нерв у крыс регенерирует 1,5–3 мм в день, это позволяет сократить время наблюдения за животными и за более короткий временной промежуток изучить денервационно-реинервационный процесс (ДРП) в исследуемой мышце [25, 26].

Нейрофизиологическое исследование проводили на электромиографе «Нейро-МВП микро» фирмы «Нейрософт» (г. Иваново, Россия). Для исследования ДРП использовали концентрические игольчатые электроды ($l=25$ мм, $d=0,3$ мм), для исследования М-волны применяли скальповые игольчатые электроды ($l=25$ мм) фирмы «Нейрософт».

Метод игольчатой электромиографии (ЭМГ) позволяет оценить выраженность ДРП в пораженной мышце, при травмах нерва. Это связано с тем, что после полной или частичной денервации волокна скелетных мышц начинают генерировать спонтанную активность – потенциалы фибрилляций (Пф) и положительные острые волны (ПОВ). Эти феномены являются одними из наиболее ярких электрических проявлений денервации. В зависимости от количества ПОВ и Пф мы можем судить о степени выраженности денервации и оценить быстроту и характер реинервации.

Применяли две основные методики электромиографии (ЭНМГ): стимуляционная ЭНМГ – исследование М-волны – и метод исследования с помощью игольчатой ЭМГ с анализом спонтанной активности мышечных волокон (рис. 3).

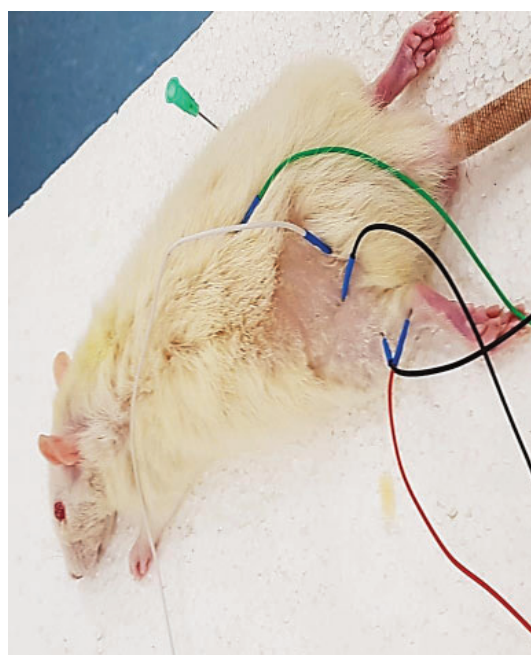


Рис. 3. Схема установки электродов для исследования М-волны от левой икроножной мышцы

Fig. 3. Electrode placement diagram for M-wave imaging of the left gastrocnemius muscle

Регистрировали М-волну и ДРП с икроножной и передней большеберцовой мышцы оперированной стороны (слева). В начале эксперимента, после обезболивания, всем крысам была определена супрамаксимальная сила стимула для регистрации достоверной М-волны. Установлено, что при силе тока 4,0–8,0 мА, предъявляемого на стимулирующий электрод, амплитуда М-волны от икроножной мышцы составила $(26,5 \pm 4,1)$ мВ, латентность – $(1,22 \pm 0,46)$ мс. Сила тока для супрамаксимальной стимуляции может не превышать 10 мВ, так как, начиная с 6–7 мВ, амплитуда М-волны не увеличивается (рис. 4).

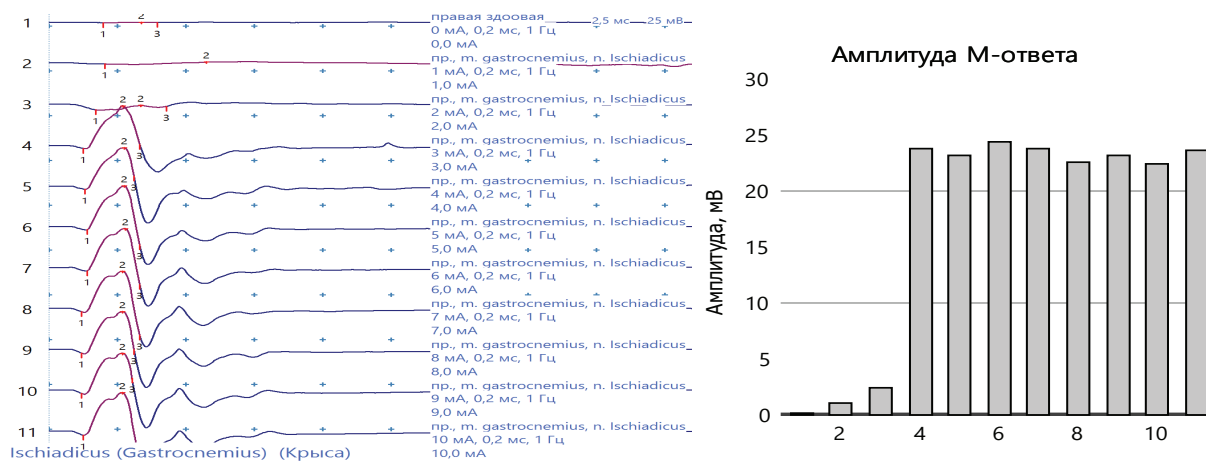


Рис. 4. М-волна от левой икроножной мышцы до начала эксперимента

Fig. 4. M-wave from the left gastrocnemius muscle before the start of the experiment

При силе тока 6,0 мА амплитуда М-волны от передней большеберцовой мышцы составила $(19,5 \pm 2,1)$ мВ, латентность – $(1,0 \pm 0,16)$ мс. Таким образом, сила тока для супрамаксимальной стимуляции может не превышать 8,0 мВ (рис. 5).

Контрольное нейрофизиологическое исследование проводили через 1,5 месяца и 3 месяца, перед выводом животных из эксперимента.

Через 1,5 месяца при стимуляционной ЭНМГ регистрировались признаки регенерации дистального участка седалищного (большеберцового и малоберцового) нерва в виде регистрации М-волны с передней большеберцовой и икроножной мышцы слева (рис. 6).

М-волна от левой икроножной мышцы через 1,5 месяца регистрировалась с максимальной амплитудой $(8,5 \pm 1,7)$ мВ, форма М-ответа была правильной, увеличенной длительности (рис. 7).

При исследовании ДРП в левой икроножной мышце сохранялись признаки денервационных процессов (табл. 1) (валлеровская дегенерация дистального участка нерва) в виде спонтанной активности – ПОВ и Пф (рис. 8).

Через 3 месяца денервационные процессы в мышцах практически закончились, выявлялись единичные ПОВ и Пф (рис. 9).

При ЭНМГ через 3 месяца амплитуда М-волны от икроножной мышцы увеличилась

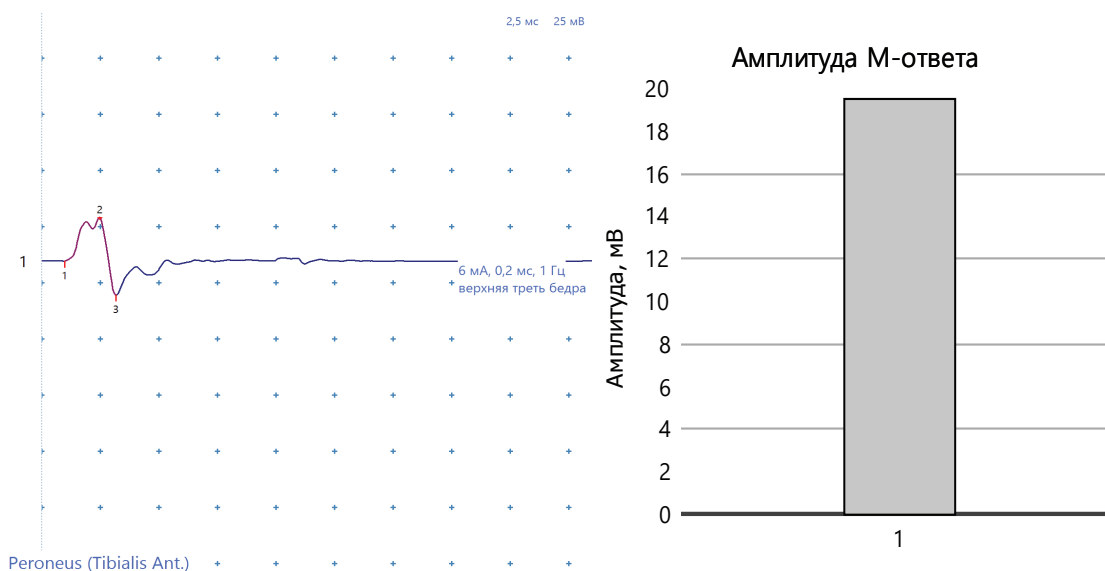


Рис. 5. М-волна от передней большеберцовой мышцы до начала эксперимента

Fig. 5. M-wave from the anterior tibialis muscle before the start of the experiment

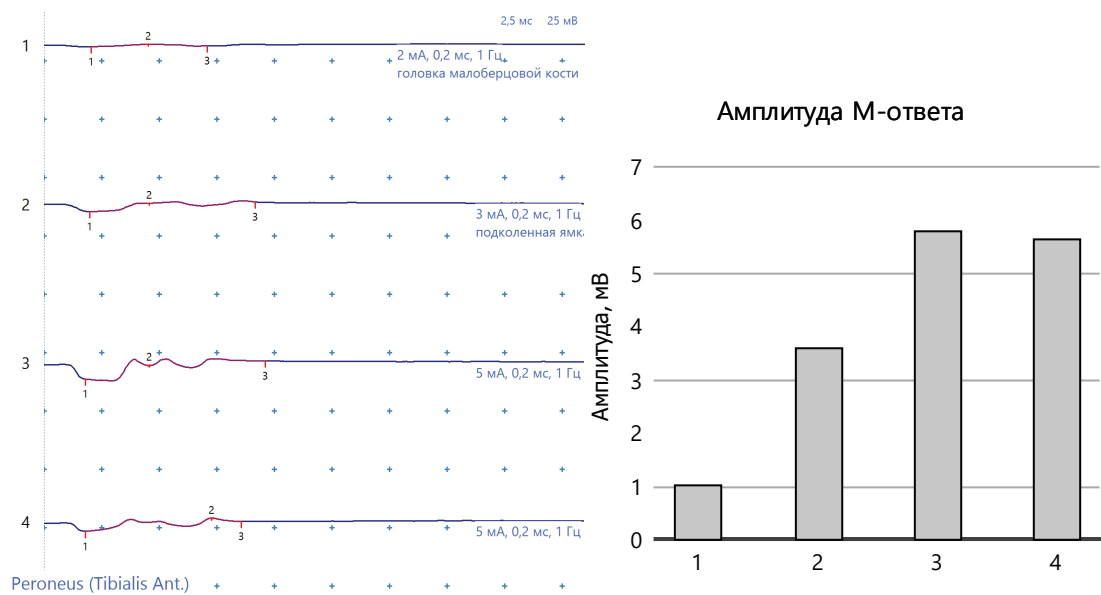


Рис. 6. М-волна от передней большеберцовой мышцы через 1,5 месяца после операции. Сила тока стимуляции – 5,0 мА, амплитуда М-волны – (5,6±2,1) мВ, латентность – (1,0±0,46) мс
Fig. 6. M-wave from the anterior tibialis muscle 1.5 months after surgery. Stimulation current was 5.0 mA, M-wave amplitude was (5.6±2.1) mV, latency was (1.0±0.46) ms

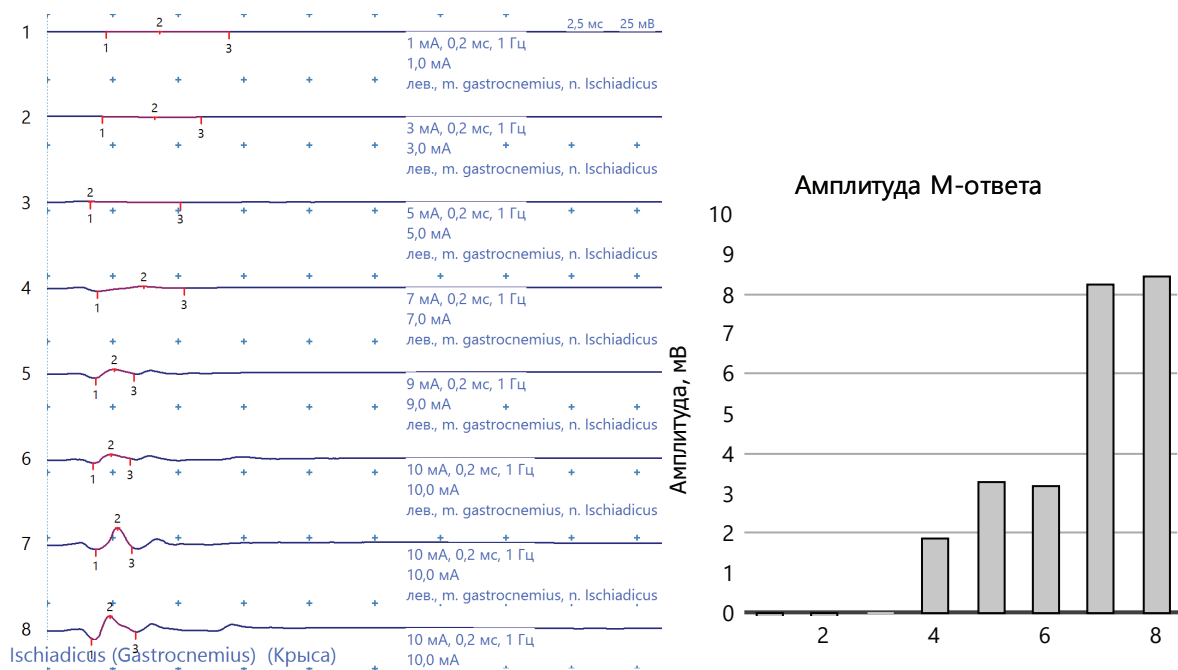


Рис. 7. М-волна от икроножной мышцы через 1,5 месяца после операции. Сила тока стимуляции – 10,0 мА, амплитуда М-волны – (8,5±1,7) мВ, латентность – (1,3±0,46) мс
Fig. 7. M-wave from the gastrocnemius muscle 1.5 months after surgery. Stimulation current was 10.0 mA, M-wave amplitude was (8.5±1.7) mV, latency was (1.3±0.46) ms

Таблица 1. Феномены спонтанной активности через 1,5 месяца

Феномен	Проявления	Количество фибрилляций	Значение	Частота, Гц	Амплитуда, мкВ
Потенциалы фибрилляций	Умеренные	10	++	1	120
Позитивные острые волны	Множественные	20	+++	5	63

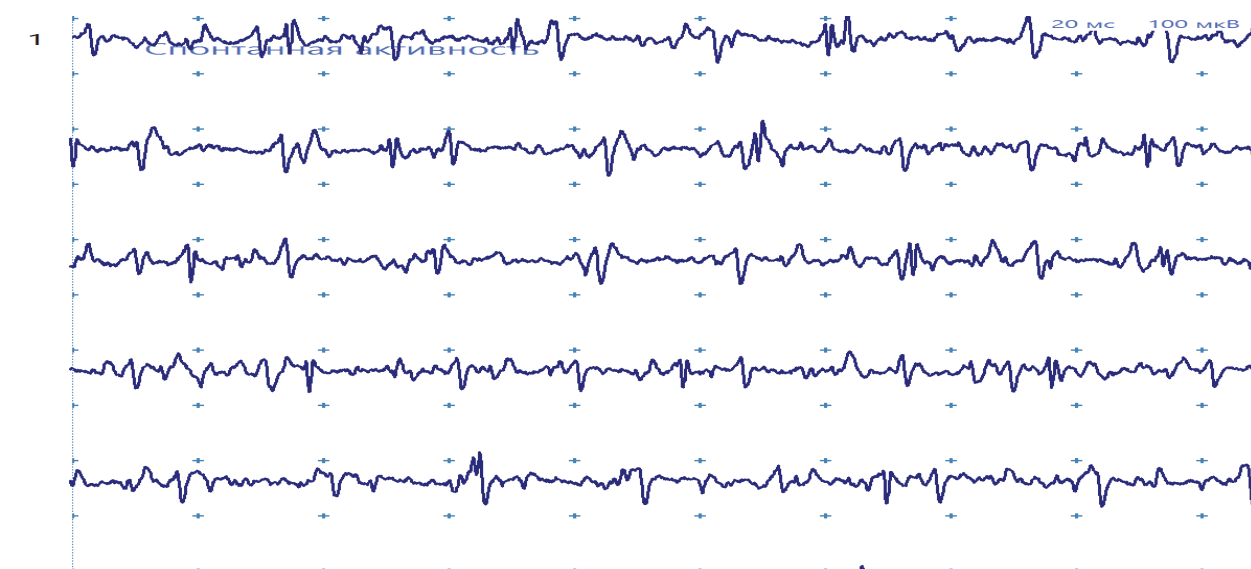


Рис. 8. Признаки денервационной активности в левой икроножной мышце в виде множественных ПОВ и при меньшем количестве Пф
Fig. 8. Signs of denervation activity in the left gastrocnemius muscle in the form of multiple POVs and a smaller number of PFs

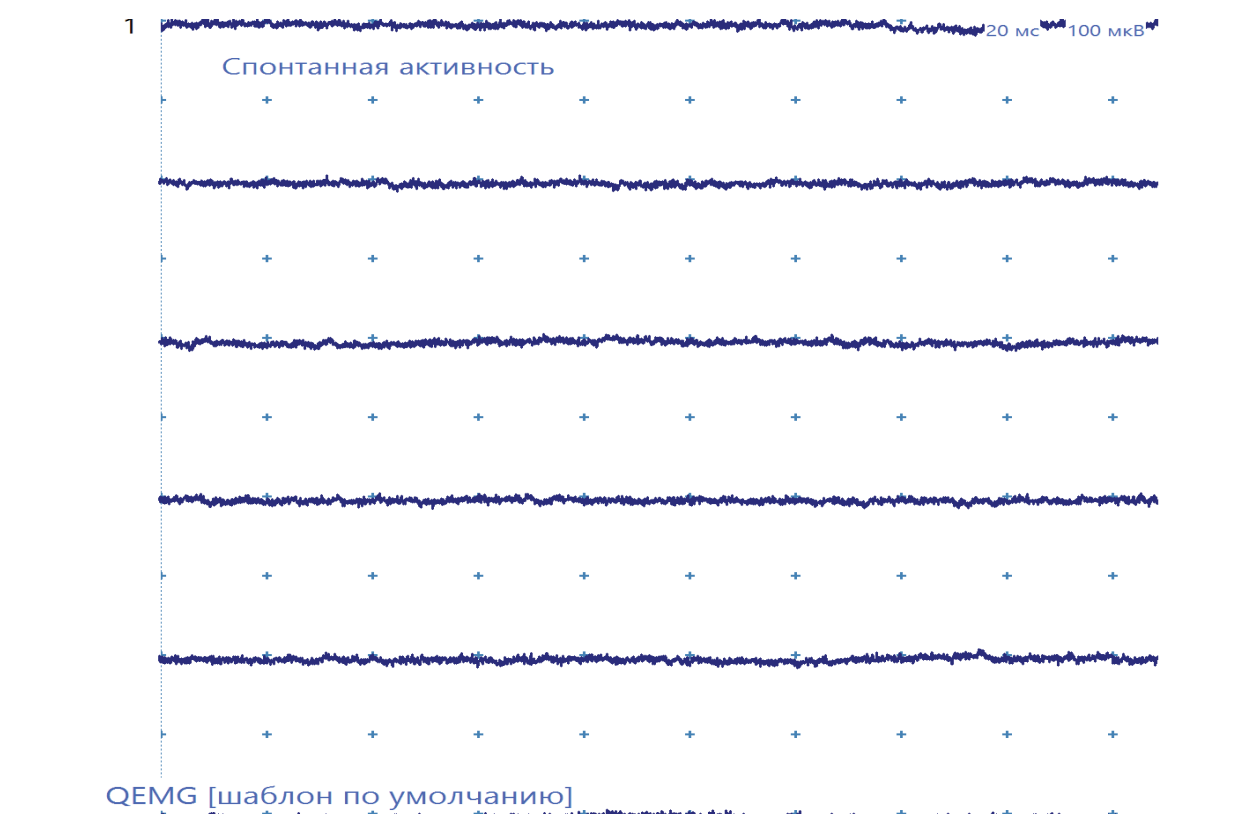


Рис. 9. Спонтанная активность в левой икроножной мышце
Fig. 9. Spontaneous activity in the left gastrocnemius muscle

Таблица 2. Феномены спонтанной активности через 3 месяца
Table 2. Spontaneous activity phenomena at 3 months

Феномен	Проявления	Количество фибрилляций	Значение	Частота, Гц	Амплитуда, мкВ
Потенциалы фибрилляций	Незначительные	1–2	+	8	39
Позитивные острые волны	Незначительные	2–3	+	5	38

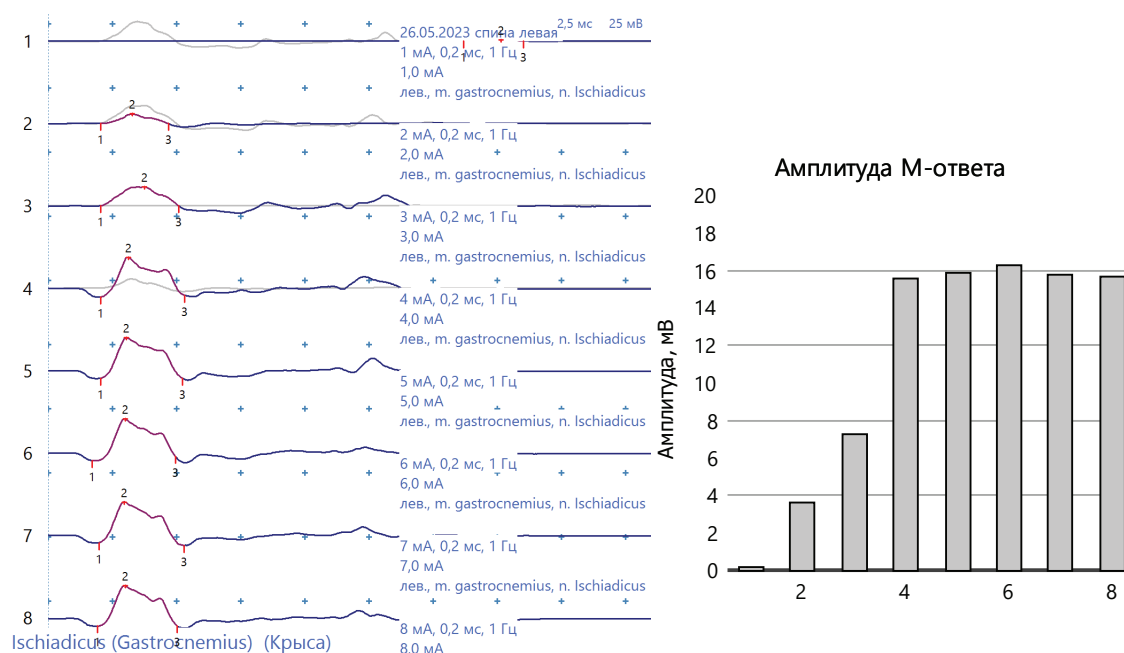


Рис. 10. М-волна от икроножной мышцы через 3 месяца после операции
Fig. 10. M-wave from the gastrocnemius muscle 3 months after surgery

до $(16,3 \pm 2,1)$ мВ), что составляет 61,1 % от исходной амплитуды, латентность – $(1,3 \pm 0,43)$ мс (рис. 10).

Амплитуда М-волны от передней большеберцовой мышцы увеличилась до $(13,1 \pm 2,1)$ мВ, что составляет 67,1 % от исходной амплитуды, латентность – $(1,1 \pm 0,12)$ мс (рис. 11).

Таким образом, определяется электрофизиологическая картина восстановления дис-

тального участка нерва. Амплитуда М-волны от икроножной мышцы слева была равна $(16,3 \pm 2,1)$ мВ, что составляет 61,1 % от показателей начала эксперимента. От передней большеберцовой мышцы амплитуда М-волны составила $(13,1 \pm 2,1)$ мВ, что соответствовало 67,1 % от показателей начала эксперимента.

Во время наблюдения за крысами трофические изменения в конечности были незначитель-

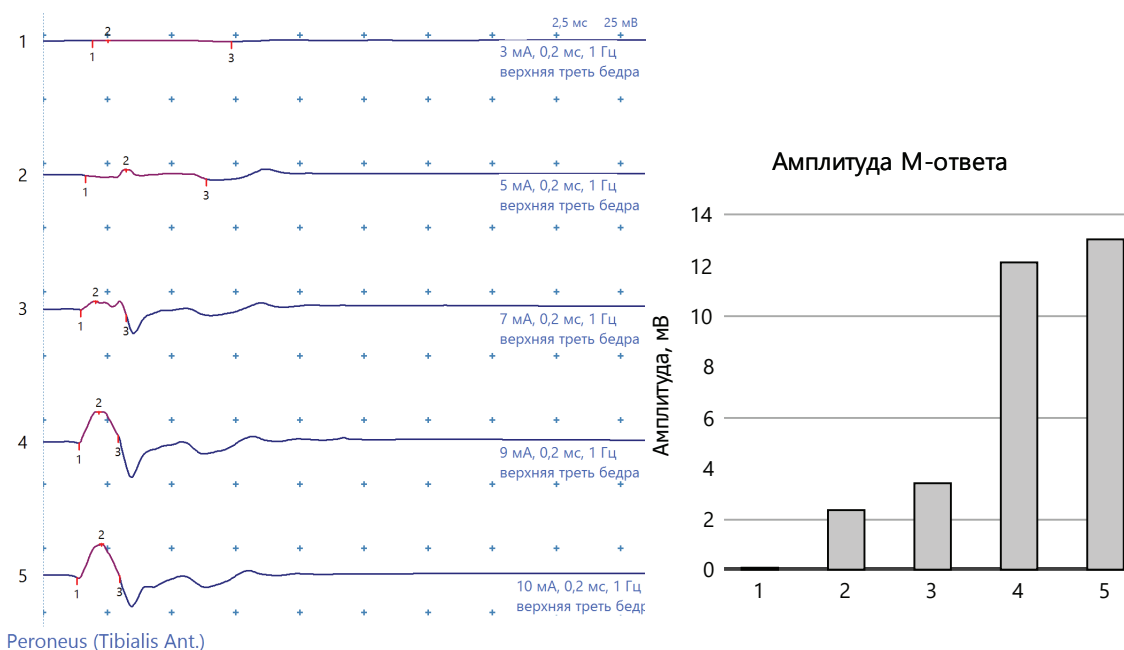
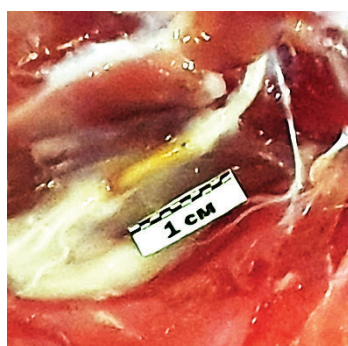


Рис. 11. М-волна от передней большеберцовой мышцы через 3 месяца после операции
Fig. 11. M-wave from the anterior tibialis muscle 3 months after surgery



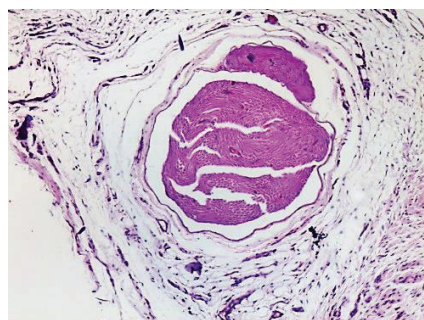
а



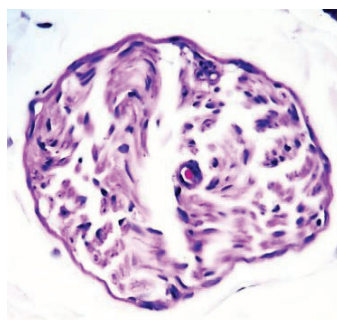
б

Рис. 12. Фото препарата места имплантации кондуита: а – внешний вид имплантированного кондуита перед его иссечением для гистологического исследования; б – вид иссеченного имплантата на пластике с пометкой проксимального и дистального концов нерва (к дистальному концу фиксирован фрагмент икроножной мышцы)

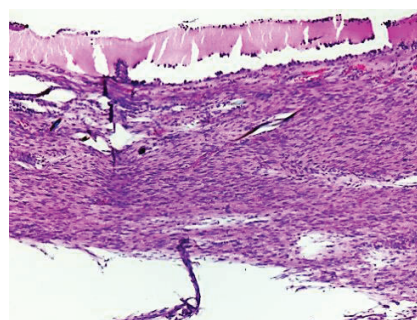
Fig. 12. Photo of the conduit implantation site preparation: а – appearance of the implanted conduit before its excision for histological examination; б – view of the excised implant on the plastic with markings of the proximal and distal ends of the nerve (a fragment of the gastrocnemius muscle is fixed to the distal end)



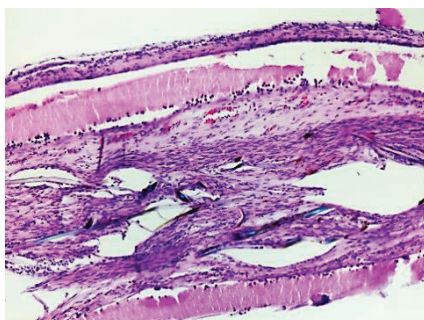
а



б



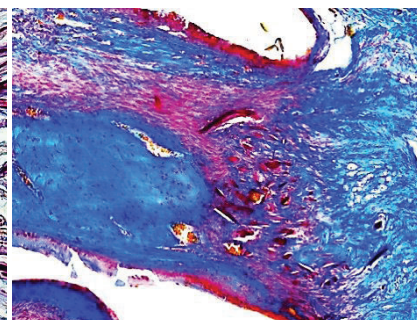
в



г



д



е

Рис. 13. Данные гистологического исследования, показывающие полное прорастание нерва: а – проксимальный участок нерва, поперечный срез, ув. $\times 100$, окраска гематоксилин-эозином; б – дистальный участок нерва, поперечный срез, ув. $\times 400$, окраска гематоксилин-эозином; в – проксимальный участок нерва в кондуите, продольный срез, ув. $\times 100$, окраска гематоксилин-эозином; г – дистальный участок нерва в кондуите, продольный срез, ув. $\times 100$, окраска гематоксилин-эозином; д – дистальный участок нерва в кондуите, продольный срез, ув. $\times 400$, окраска по Маллори; е – дистальный участок нерва в кондуите, продольный срез, ув. $\times 100$, окраска по Маллори

Fig. 13. Histological examination data showing complete nerve invasion: а – proximal portion of the nerve, cross section, $\times 100$ magnification, hematoxylin and eosin staining; б – distal portion of the nerve, cross section, $\times 400$ magnification, hematoxylin and eosin staining; в – proximal portion of the nerve in the conduit, longitudinal section, $\times 100$ magnification, hematoxylin and eosin staining; г – distal portion of the nerve in the conduit, longitudinal section, $\times 100$ magnification, hematoxylin and eosin staining; д – distal portion of the nerve in the conduit, longitudinal section, $\times 400$ magnification, Mallory staining; е – distal portion of the nerve in the conduit, longitudinal section, $\times 100$ magnification, Mallory staining

ными и к исходу 3 месяцев полностью прошли. Также отмечалось хорошее и быстрое восстановление активных движений в конечности.

На третьем этапе проводили гистологическое исследование проксимального и дистального концов нерва и возможность его регенерации через кондукт. Через 3 месяца животных из эксперимента выводили методом эвтаназии введением внутривенно 20 %-го раствора Золетила в дозе 60 мг/кг. После препаровки места имплантации иссекали фрагмент седалищного нерва и готовили препараты для гистологического исследования (рис. 12, а, б).

При ревизии места имплантации мы не наблюдали признаков выраженного рубцового процесса, а отмечали начало биodeградации кондукта.

Результаты гистологического исследования показаны на рис. 13.

Заключение

При замещении дефекта концов поврежденного в эксперименте нерва с помощью кондукта, состоящего из ПКЛ с коллагеновым гелем, и нитями фиброина шелка мы установили прорастание аксонов из проксимального конца седалищного нерва в дистальный конец.

Реакции окружающих тканей в месте имплантации кондукта в виде признаков воспаления и формирования грубых рубцов не выявили, отмечали признаки биodeградации имплантата. Кондукт из ПКЛ с коллагеновым гелем и нитями фиброина шелка может быть использован для замещения дефектов нервных стволов.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов. **Conflict of interest.** The author declares no conflict of interest.

Финансирование. Исследование проведено без спонсорской поддержки. **Financing.** The study was performed without external funding.

Литература / References

1. Lee S. K., Wolfe S. W. Peripheral nerve injury and repair. *J. Am. Acad. Orthop. Surg.* 2000;8(4):243–252.
2. Navarro X. Functional evaluation of peripheral nerve regeneration and target reinnervation in animal models: a critical overview. *Eur. J. Neurosci.* Epub ahead of print. 2015. Doi: 10.1111/ejn.13033.
3. Lu M.-C. et al. Evaluation of a multi-layer microbraided polylactic acid fiber-reinforced conduit for peripheral nerve regeneration. *J Mater Sci Mater Med.* 2009;20(5):1175–1180.
4. Menorca R. M. G., Fussell T. S., Elfar J. C. Nerve physiology: mechanisms of injury and recovery. *Hand Clin.* 2013;29(3):317–330. Doi: 10.1016/j.hcl.2013.04.002.
5. Ertürk A. et al. Disorganized microtubules underlie the formation of retraction bulbs and the failure of axonal regeneration. *J Neurosci.* 2007;27(34):9169–9180. Doi: 10.1523/JNEUROSCI.0612-07.2007
6. Meek M. F., Coert J. H. US Food and Drug Administration/Conformit Europe approved absorbable nerve conduits for clinical repair of peripheral and cranial nerves. *Ann Plast Surg.* 2008;60(1):110–116.
7. Evans G. R. D. et al. Bioactive poly (l-lactic acid) conduits seeded with Schwann cells for peripheral nerve regeneration. *Biomaterials.* 2002;23(3):841–848. Doi: 10.1016/s0142-9612(01)00190-9.
8. Goulart C. O. et al. Evaluation of biodegradable polymer conduits – poly(l-lactic acid) – for guiding sciatic nerve regeneration in mice. *Methods.* 2016;99:28–36. Doi: 10.1016/j.jymeth.2015.09.008.
9. Matsumine H. et al. A polylactic acid non-woven nerve conduit for facial nerve regeneration in rats. *J Tissue Eng Regen Med.* 2014;8(6):454–462. Doi: 10.1016/j.jymeth.2015.09.008.
10. Simon J. A., Ricci J. L., Di Cesare P. E. Bioresorbable fracture fixation in orthopedics: a comprehensive review. Part II: Clinical studies. *Am J Orthop (Belle Mead NJ).* 1997;26(11):754–762.
11. Николаев С. И., Галлямов А. Р., Мамин Г. В. и др. Кондукт нерва на основе поли(ε-капролактона) и локальная доставка генов vegf и fgf2 стимулируют нейрорегенерацию // Клеточные технологии в биол. и мед. 2014. № 1. С. 44–49. [Nikolaev S. I., Gallyamov A. R., Mamin G. V. et al. Nerve conduit based on poly(ε-caprolactone) and local delivery of vegf and fgf2 genes stimulate neuroregeneration. *Cell technologies in biology and media.* 2014;(1):44–49. (In Russ.)].
12. Chang C. J. The effect of pulse-released nerve growth factor from genipin-crosslinked gelatin in schwann cell-seeded polycaprolactone conduits on large-gap peripheral nerve regeneration. *Tissue Eng. Part A.* 2009;15(3):547–557. Doi: 10.1089/ten.tea.2007.0342.
13. Vroman L., Tighzert L. Biodegradable Polymers. *Materials.* 2009;2(2):307–344. Doi: 10.3390/ma2020307.
14. Gunatillake P. Biodegradable synthetic polymers for tissue engineering. *Eur Cell Mater.* 2003;5:1–16. Doi:10.22203/ecm.v005a01.
15. Jiang X. et al. Current applications and future perspectives of artificial nerve conduits. *Exp Neurol.* 2010;223(1):86–101. Doi: 10.1016/j.expneurol.2009.09.009.
16. Newman K. D. et al. Bioactive hydrogel-filament scaffolds for nerve repair and regeneration. *Int J Artif Organs.* 2006;29(11):1082–1091. Doi: 10.1177/039139880602901109.
17. Chew S. Y. et al. Aligned Protein-Polymer Composite Fibers Enhance Nerve Regeneration: A Potential Tissue-Engineering Platform. *Adv Funct Mater.* 2007;17(8):1288–1296. Doi: 10.1002/adfm.200600441.
18. Radtke C. Natural Occurring Silks and Their Analogues as Materials for Nerve Conduits. *Int J Mol Sci.* 2016;17(10):1754. Doi:10.3390/ijms17101754.
19. Cao Y., Wang B. Biodegradation of Silk Biomaterials. *Int J Mol Sci.* 2009;10(4):1514–1524. Doi: 10.3390/ijms10041514.
20. Zhao Y. et al. Biocompatibility evaluation of electrospun silk fibroin nanofibrous mats with primarily cultured rat hippocampal neurons. *Biomed Mater Eng.* 2013;23(6):545–554. Doi: 10.3390/ijms10041514.
21. Pace L. A., Plate J. F., Mannava S. et al. A human hair keratin hydrogel scaffold enhances median nerve regeneration in nonhuman primates: an

- electrophysiological and histological study. *Tissue Engineering. Part A*. 2014;20(3-4):507–517. Doi: 10.1089/ten.TEA.2013.0084.
22. Archibald S.J. *et al.* Monkey median nerve repaired by nerve graft or collagen nerve guide tube. *J Neurosci*. 1995;15(5):4109–4123. Doi: 10.1523/JNEUROSCI.15-05-04109.1995.
23. Lv D., Zhou L., Zheng X., Hu Y. Sustained release of collagen VI potentiates sciatic nerve regeneration by modulating macrophage phenotype. *The European Journal of Neuroscience*. 2017;45(10):1258–1267. Doi: 10.1111/ejn.13558.
24. Xu Y. *et al.* A Silk Fibroin/Collagen Nerve Scaffold Seeded with a CoCulture of Schwann Cells and Adipose-Derived Stem Cells for Sciatic Nerve Regeneration. *PLoS One*. 2016;11(1):e0147184.
25. Покровский В. М., Арделян А. Н. и др. Обоснование выбора методики функциональной оценки регенерации нерва при замещении дефекта биосинтетическим аналогом // *Мед. вестн. Северного Кавказа*. 2023. Т. 18, № 3. С. 338–342. [Pokrovsky V. M., Ardelyan A. N. *et al.* Justification for the choice of a method for functional assessment of nerve regeneration when replacing a defect with a biosynthetic analogue. *Med. Vestn. of the North Caucasus*. 2023;18(3):338–342. (In Russ.)]. Doi: 10.14300/mnnc.2023.18080.
26. Ласков В. Б. Определение скорости регенерации нерва в эксперименте// *Патол. физиология и эксперим. терапия*. 1986. № 3. С. 73–77. [Laskov V. B. Determination of the rate of nerve regeneration in an experiment. *Pathological physiology and experimental therapy*. 1986;(3):73–77. (In Russ.)].

Сведения об авторах

Владимир Петрович Орлов – доктор медицинских наук, профессор, заслуженный врач Российской Федерации, доцент кафедры нейрохирургии Военно-медицинской академии им. С. М. Кирова (Санкт-Петербург, Россия);

Алексей Юрьевич Нишит – доктор медицинских наук, доцент, доцент кафедры оперативной хирургии (с топографической анатомией) Военно-медицинской академии им. С. М. Кирова (Санкт-Петербург, Россия);

Борис Леонтьевич Гаврилюк – научный сотрудник Научно-исследовательской лаборатории военной те-

рапии Научно-исследовательского центра Военно-медицинской академии им. С. М. Кирова (Санкт-Петербург, Россия);

Юлия Александровна Нащечкина – кандидат медицинских наук, ведущий научный сотрудник группы тканевой инженерии Института цитологии Российской академии наук (Санкт-Петербург, Россия);

Павел Геннадьевич Толкач – доктор медицинских наук, преподаватель кафедры военной токсикологии и медицинской защиты Военно-медицинской академии им. С. М. Кирова (Санкт-Петербург, Россия).

Information about the authors

Vladimir P. Orlov – Dr. of Sci. (Med.), Full Professor, Honored Doctor of the Russian Federation, Associate Professor at the Department of Neurosurgery, Kirov Military Medical Academy (St. Petersburg, Russia);

Aleksey Yu. Nisht – Dr. of Sci. (Med.), Associate Professor, Associate Professor at the Department of Operative Surgery (with topographic anatomy), Kirov Military Medical Academy (St. Petersburg, Russia);

Boris L. Gavrilyuk – Researcher at the Research Laboratory of Military Therapy, Research Center, Kirov Military Medical Academy (St. Petersburg, Russia);

Julia A. Nashchekina – Cand. of Sci. (Med.), Leading Researcher at the Tissue Engineering Group, Institute of Cytology of the Russian Academy of Sciences (St. Petersburg, Russia);

Pavel G. Tolkach – Dr. of Sci. (Med.), Lecturer at the Department of Military Toxicology and Medical Protection, Kirov Military Medical Academy (St. Petersburg, Russia).

Поступила в редакцию 18.03.2025

Поступила после рецензирования 15.04.2025

Принята к публикации 10.09.2025

Received 18.03.2025

Revised 15.04.2025

Accepted 10.09.2025