

© Team of authors, 2024 / © Коллектив авторов, 2024

3.1.6. Oncology, radiation therapy, 3.1.5. Ophthalmology, 3.1.2. Maxillofacial surgery /

3.1.6. Онкология, лучевая терапия, 3.1.5. Офтальмология, 3.1.2. Челюстно-лицевая хирургия

Experimental substantiation of the use of porous permeable titanium nickelide orbital implants

E.N. Terletskaia¹, V.N. Khodorenko², Yu.A. Medvedev³, S.G. Anikeev², P.S. Petruk⁴, V.E. Gunther², D.V. Davydov⁵

¹S.V. BelyaevKuzbass Regional Clinical Hospital, Kemerovo, Russia

²Research Institute of Medical Materials and Implants with Shape Memory of Siberian physical-technical institute Tomsk State University, Tomsk, Russia

³A.I.Yevdokimov Moscow State University of Medicine and Dentistry, Moscow, Russia

⁴I.M. Sechenov First Moscow State Medical University (Sechenov University), Moscow, Russia

⁵Academy of Postgraduate Education FRCC FMBA, Moscow, Russia

Contact: Terletskaia Elena Nikolaevna – e-mail: elenaterleckaa20980@gmail.com

Экспериментальное обоснование применения орбитальных имплантатов из пористо-проницаемого никелида титана

Е.Н. Терлецкая¹, В.Н. Ходоренко², Ю.А. Медведев³, С.Г. Аникеев², П.С. Петрук⁴, В.Э. Гюнтер², Д.В. Давыдов⁵

¹Кузбасская областная клиническая больница им. С.В. Беляева, Кемерово, Россия

²Научно-исследовательский институт медицинских материалов и имплантатов с памятью формы Сибирского физико-технического института при Томском государственном университете, Томск, Россия

³ФГБОУ ВО МГМСУ им. А.И. Евдокимова Минздрава РФ, Москва, Россия

⁴ФГАОУ ВО Первый МГМУ им. И. М. Сеченова Минздрава РФ (Сеченовский университет), Москва, Россия

⁵Академия постдипломного образования ФНКЦ ФМБА, Москва, Россия

Контакты: Терлецкая Елена Николаевна – e-mail: elenaterleckaa20980@gmail.com

应用多孔渗透性钛镍记忆合金轨道植入物的实验依据

E.N. Terletskaia¹, V.N. Khodorenko², Yu.A. Medvedev³, S.G. Anikeev², P.S. Petruk⁴, V.E. Gunther², D.V. Davydov⁵

¹库兹巴斯州立临床医院 (以 С.В. Беляева 命名), 克麦罗沃, 俄罗斯

²西伯利亚物理技术研究所附属形状记忆医疗材料与植入物研究所, 托木斯克国立大学, 托木斯克, 俄罗斯

³俄罗斯联邦卫生部 А.И. Евдокимова莫斯科国立医科大学, 莫斯科, 俄罗斯

⁴俄罗斯联邦卫生部 И. М. Сеченова第一莫斯科国立医科大学 (谢切诺夫大学), 莫斯科, 俄罗斯

⁵俄罗斯联邦生物医学署国家临床中心研究生教育学院, 莫斯科, 俄罗斯

联系方式: Terletskaia Elena Nikolaevna – 邮箱: elenaterleckaa20980@gmail.com

Introduction. Porous alloys based on titanium nickelide are successfully used in medical practice because of high biocompatibility due to chemical inertia, developed surface and similarity to vital tissues in mechanical properties. The progress of surgical technologies in ophthalmology is associated, among other things, with fundamental and applied studies of the interaction of eye tissues with implanted materials.

The purpose of this study is to explore the process of biointegration, formation peculiarities and chemical composition of tissues at different periods of use of a porous-permeable titanium nickelide orbital implant.

Material and methods. The experiment was performed on 20 animals (dogs) and includes eyeball evisceration with the formation of a musculoskeletal stump with a porous titanium nickelide orbital implant of the TN-10 brand. The process of biointegration was studied on the 10th, 30th, 90th and 180th days after surgery. After these periods, the samples were removed from the host body to study their structure by electron scanning microscopy and X-ray spectral microanalysis.

Results. The analysis of the obtained results showed clearly visualized presence of the organic tissue on the surface and in the pore space of the studied implants. The emerging connective tissue is characterized by good adhesion to the implant surface, consists of a fibrous component, which is mainly represented by collagen fibers, and fibroblast cells are also visualized. The entire thickness of the implant, including the central sections, from the early stages of observation has signs of widespread germination of connective tissue, which fits snugly to the surface of the implant pores and fills their volume already on the 30th day of observation, providing high strength properties of the "tissue-implant" structure.

Conclusion. The high ability for biointegration in combination with the frame properties of the material creates prerequisites for the use of porous-permeable titanium nickelide orbital implant for the eyeball musculoskeletal stump formation after evisceration. The high integration connection "tissue-implant" structure provides a strong fixation in the tissues, a stable shape and volume of the eyeball musculoskeletal stump, reduces the risk of exposure and implant rejection.

Keywords: eye diseases, eye evisceration, orbital implant, titanium nickelide

Conflicts of interest. The authors have no conflicts of interest to declare.

Funding. There was no funding for this study

For citation: Terletsкая E.N., Khodorenko V.N., Medvedev Yu.A., Anikeev S.G., Petruk P.S., Gunther, V.E., Davydov D.V. Experimental substantiation of the use of porous permeable titanium nickelide orbital implants. *Head and neck. Russian Journal.* 2024;12(4):59–66

Doi: 10.25792/HN.2024.12.4.59-66

The authors are responsible for the originality of the data presented and the possibility of publishing illustrative material—tables, drawings, photographs of patients.

Введение. Пористые сплавы на основе никелида титана успешно используются в медицинской практике благодаря высокой биосовместимости, обусловленной химической инертностью, развитой поверхностью и сходством с живыми тканями по механическим свойствам. Прогресс хирургических технологий в офтальмологии связан, в т.ч. с фундаментальными и прикладными исследованиями взаимодействия тканей глаза с имплантированными материалами.

Цель данного исследования состоит в изучении процесса биоинтеграции, особенностей формирования и химического состава тканей на разных сроках использования орбитального имплантата из пористо-проницаемого никелида титана.

Материал и методы. Эксперимент выполнен на 20 животных (собаках) и включает проведение эвисцерации глазного яблока с формированием опорно-двигательной культы орбитальным имплантатом из пористого никелида титана марки ТН-10. Процесс биоинтеграции исследовали на 10-е, 30, 90 и 180-е сутки после операции. По истечении указанных сроков образцы извлекали из организма для исследования их структуры методом электронной сканирующей микроскопии и рентгеноспектрального микроанализа.

Результаты. Анализ полученных результатов показал, что на поверхности и в поровом пространстве изучаемых имплантатов отчетливо визуализируется наличие органической ткани. Формирующаяся соединительная ткань характеризуется хорошей адгезией к поверхности имплантата, состоит из волокнистого компонента, который представлен, главным образом, коллагеновыми волокнами, также визуализируются клетки фибробластного ряда. Вся толща имплантата, включая центральные отделы, с ранних сроков наблюдения имеет признаки распространенного прорастания соединительной ткани, которая плотно прилегает к поверхности пор имплантата и уже на 30-е сутки наблюдения заполняет их объем, обеспечивая высокие прочностные свойства структуры «ткань-имплантат».

Заключение. Высокая способность к биоинтеграции в совокупности с каркасными свойствами материала создает предпосылки к использованию орбитального имплантата из пористо-проницаемого никелида титана для формирования опорно-двигательной культы глазного яблока после эвисцерации. Высокая интеграционная связь «ткань-имплантат» обеспечивает прочную фиксацию в тканях, стабильный объем и форму опорно-двигательной культы глазного яблока, снижает риск обнажения и отторжения имплантата.

Ключевые слова: глазные болезни, эвисцерация глаза, орбитальный имплантат, никелид титана

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Финансирование. Работа выполнена без спонсорской поддержки.

Для цитирования: Терлецкая E.N., Ходоренко V.N., Медведев Ю.А., Аникеев С.Г., Петрук П.С., Гюнтер В.Э., Давыдов Д.В. Экспериментальное обоснование применения орбитальных имплантатов из пористо-проницаемого никелида титана. *Head and neck. Голова и шея. Российский журнал.* 2024;12(4):59–66

Doi: 10.25792/HN.2024.12.4.59-66

Авторы несут ответственность за оригинальность представленных данных и возможность публикации иллюстративного материала – таблиц, рисунков, фотографий пациентов.

摘要: 基于钛镍记忆合金的多孔材料因其化学惰性、发达的表面结构以及与活体组织在力学性能上的相似性，在医学实践中得到了成功应用。眼科手术技术的进步与眼组织与植入材料相互作用的基础研究和应用研究密切相关。

研究目的: 本研究旨在探讨多孔渗透性钛镍记忆合金轨道植入物在不同使用阶段的生物整合过程、组织形成特征及其化学组成。

材料与方法: 实验在20只动物(犬)上进行, 实施眼球摘除术, 并使用多孔钛镍记忆合金(TiNi-10型)轨道植入物形成眼球支撑运动残端。生物整合过程在术后第10天、第30天、第90天和第180天进行研究。在上述时间点, 从动物体内取出样本, 通过扫描电子显微镜和X射线光谱微分析方法研究其结构。

结果: 研究表明, 在植入物表面及其孔隙空间中清晰可见有机组织的存在。形成的结缔组织表现出良好的与植入物表面的粘附性, 主要由胶原纤维组成, 同时可见纤维细胞。观察早期阶段, 植入物的整个厚度, 包括中心区域, 均显示出结缔组织广泛生长的迹象。在第30天时, 结缔组织已填充孔隙空间, 形成了高强度的“组织-植入物”结构。

结论: 多孔渗透性钛镍记忆合金轨道植入物的高生物整合能力及其支架特性, 为其在眼球摘除术后形成眼球支撑运动残端的应用提供了依据。植入物与组织之间的高整合性确保了其在组织中的牢固固定, 维持了支撑运动残端的稳定体积和形状, 降低了植入物暴露和排斥的风险。

关键词: 眼科疾病, 眼球摘除术, 轨道植入物, 钛镍记忆合金

利益冲突声明: 作者声明不存在利益冲突。

资助声明: 本研究未获得任何资助支持。

引用格式: Terletskaya E.N., Khodorenko V.N., Medvedev Yu.A., Anikeev S.G., Petruk P.S., Gunther, V.E., Davydov D.V. Experimental substantiation of the use of porous permeable titanium nickelide orbital implants. *Head and neck. Russian Journal.* 2024;12(4):59–66

Doi: 10.25792/HN.2024.12.4.59-66

作者声明: 作者对所提供数据的原创性及插图(表格、图片、患者照片)的发表合法性负责。

Введение

Формирование полноценной опорно-двигательной культы глазного яблока после его удаления является необходимым условием достижения удовлетворительного функционально-эстетического эффекта последующего глазного протезирования и, следовательно, эффективной медико-социальной реабилитации пациента [1–6].

В настоящее время для формирования опорно-двигательной культы глазного яблока используются синтетические и биологические орбитальные имплантаты. Однако они имеют ряд недостатков: биологические имплантаты подвергаются постепенному рассасыванию, не обеспечивают постоянства объема и формы культы глазного яблока [7, 8], нормального роста костей глазницы у детей [9]. Необходимость бактериального и вирусологического тестирования донорского материала требует соблюдения правил его консервации и хранения, создания сети тканевых банков, что значительно повышает стоимость лечения. Недостатками синтетических орбитальных имплантатов являются их обнажение, отторжение, деформация и в ряде случаев – высокая цена [10–18, 20].

Прогресс хирургических технологий в офтальмологии связан, в т.ч. с фундаментальными и прикладными исследованиями взаимодействия тканей глаза с имплантированными материалами [19, 23]. Пористые сплавы на основе никелида титана широко используются в медицине благодаря их высокой биосовместимости с тканями организма. Создание имплантатов для фиксации и замещения костных тканей, полых органов, производство инструментария, разработка пористых и сетчатых имплантатов для замещения дефектов мягких тканей организма, развитие клеточных технологий для восстановления функций внутренних органов и тканей – основные направления использования сплавов на основе никелида титана в медицинской практике [21, 22].

Цель данного исследования состоит в изучении процесса биоинтеграции, особенностей формирования и химического

состава тканей на разных сроках использования орбитальных имплантатов из пористо-проницаемого никелида титана.

Материал и методы

Для проведения исследований использовали пористо-проницаемый материал на основе никелида титана (TiNi) со средним размером пор 230–440 мкм, пористостью 60–78%. Пористые сплавы на основе TiNi были получены методом самораспространяющегося высокотемпературного синтеза (СВС) с использованием порошков титана и никеля. Исходные порошки Ti (ПТОМ, чистота 99,94%), Ni (ПНК, чистота 99,90%) сушили в сушильной печи ГП-20 при температуре 85–95 °С в течение 7 часов. Затем их смешивали в эквимолярном соотношении в смесителе С2К/Б в течение 8 часов. Полученную смесь выливали в кварцевую колбу, уплотняли в течение 30 минут и помещали в металлический реактор. СВС проводили в электрической трубчатой печи СУОЛ в атмосфере газа аргон. При достижении температуры 450 °С СВС инициировался путем короткого замыкания электрической цепи напряжением 220 В на открытом конце Ti-Ni-заготовки. Полученный пористый материал обрабатывали методом химического травления раствором азотной и плавиковой кислот, разбавленными дистиллированной водой в соотношении 1:1:3. Время травления составляло 7–10 сек. при температуре 20 °С.

Все процедуры с животными проводились со строгим соблюдением Хельсинской декларации 1975 г. и в соответствии с Директивой Совета Европейского сообщества 86/609/ЕЕС. Протокол исследования официально одобрен (код одобрения №138/1 от 16 марта 2023 г.) Биоэтическим комитетом Кузбасской областной клинической больницы. Процесс биоинтеграции орбитального имплантата из модифицированного пористого TiNi изучали в эксперименте *in vivo* на 20 животных (собаках). Анестезию лабораторных животных, участвующих в эксперименте, проводили путем внутривенного введения раство-

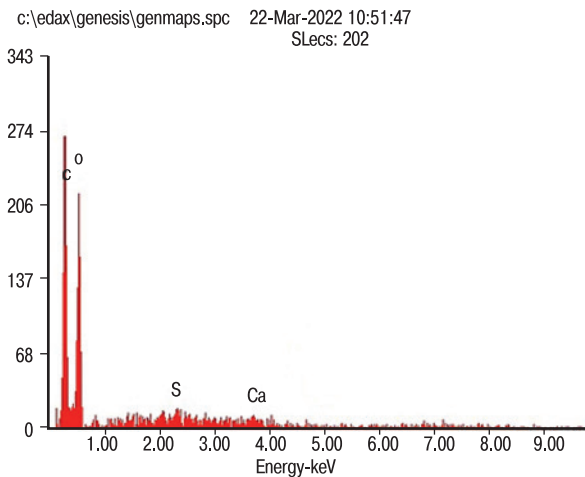


Рис. 1. Данные рентгеноспектрального микроанализа органической ткани

Fig. 1 Data of organic tissue X-ray spectral microanalysis

ра тиопентала натрия в сочетании с местной инфильтрационной анестезией 2% раствором лидокаина гидрохлорида.

Эвисцерацию глазного яблока выполняли по стандартной методике [2]. В подготовленную обработанную полость склеры погружали орбитальный имплантат и ушивали П-образными швами склеральные лоскуты попарно. Накладывали послойно непрерывные швы на тенонову капсулу, субконъюнктиву и конъюнктиву. Операцию завершали инъекцией антибиотика. Антибактериальную терапию проводили в течение 7 суток.

Выведение животных из опыта осуществляли внутривенным введением 10% раствора лидокаина на 10-е, 30, 90 и 180-е сутки. Образцы извлекали из организма животных и погружали в формалин для дальнейшего изучения.

Исследование экспериментальных образцов выполнено методом сканирующей электронной микроскопии с помощью системы с электронным и сфокусированными пучками Quanta

200 3D. Образцы орбитального имплантата высушивали на фильтровальной бумаге при комнатной температуре, затем помещали на предметные столики с электропроводящей лентой для фиксации и выполняли загрузку в колонну микроскопа. Исследование образцов выполнено в режиме низкого вакуума (при давлении $P=70$ Па) с использованием детектора LFD (LargeFieldDetector) для работы с биологическими объектами. Пространственное разрешение при данном режиме исследования, согласно паспортным данным микроскопа, составляет 15 нм. Фокусное расстояние составило 10–20 мм, угол наклона предметного столика – 0° . Ускоряющее напряжение составило 10–20 кВ при увеличении от 36 до 15 000 раз. Количественный анализ химического состава тканей выполнен с использованием системы рентгеноспектрального микроанализа EDAX ECOMIV с кремниевым детектором с разрешением 120 eV. Оценивали состояние процесса фиброобразования на поверхности и на сколе орбитальных имплантатов по микроструктуре биологической ткани.

Результаты

Анализ полученных снимков и данных рентгеноспектрального микроанализа химического состава тканей показал, что на поверхности всех изучаемых имплантатов отчетливо визуализируется органическая ткань, не содержащая частиц титана и никеля (рис. 1). Через 10 суток после имплантации вокруг орбитального имплантата образовалась капсула из нежно волокнистой соединительной ткани, интимно связанной с пористым материалом. Поровое пространство материала заполняется соединительной тканью от периферии к центру. Органическая ткань распространяется во всем объеме имплантата. Помимо незрелой соединительной ткани в порах определяются отдельные фибробласты и скопления клеток (рис. 2а), новообразованные сосуды. Волокна незрелой соединительной ткани полностью выстилают поверхность пор изнутри и образуют переплетающуюся сеть в поровом пространстве (рис. 2б). Они являются продуктами жизнедеятельности активно делящихся и мигрирующих фибробластов.

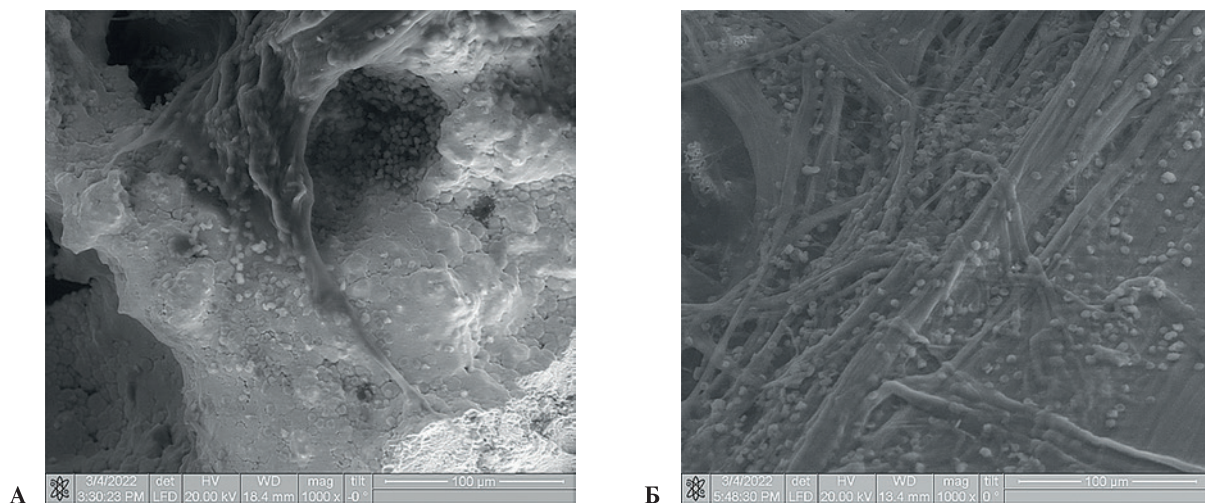


Рис. 2. Электронно-микроскопические изображения орбитального имплантата на основе пористого никелида титана после 10 суток имплантации

а – отдельные фибробласты и скопления клеток, б – сеть волокон незрелой соединительной ткани.

Fig. 2. Electron microscopic images of an orbital implant based on porous titanium nickelide after 10 days of implantation

а – separate fibroblasts and cells clusters, b – a network of immature connective tissue fibers.

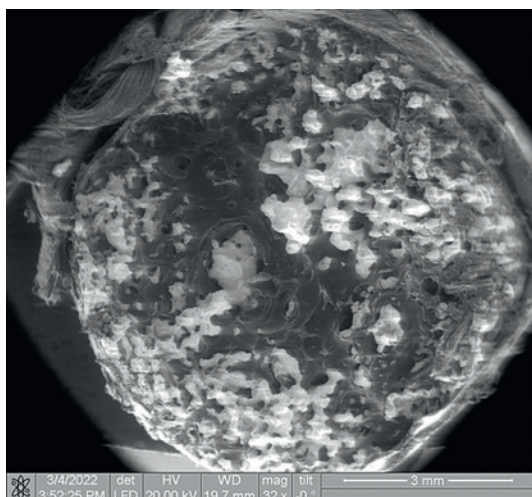
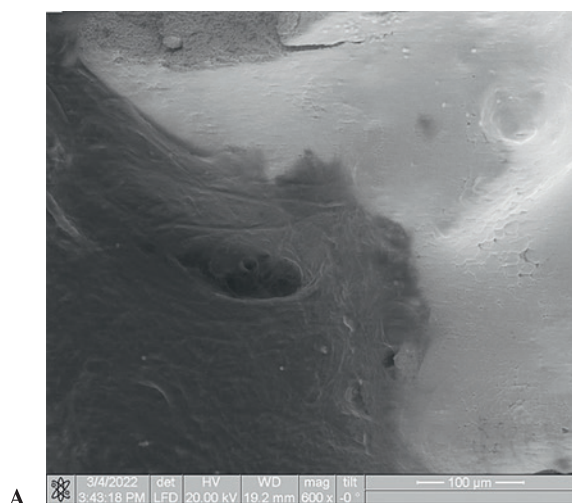


Рис. 3. Электронно-микроскопическое изображения орбитального имплантата на основе пористого никелида титана после 30 суток имплантации. Полное заполнение порового пространства соединительными тканями организма.

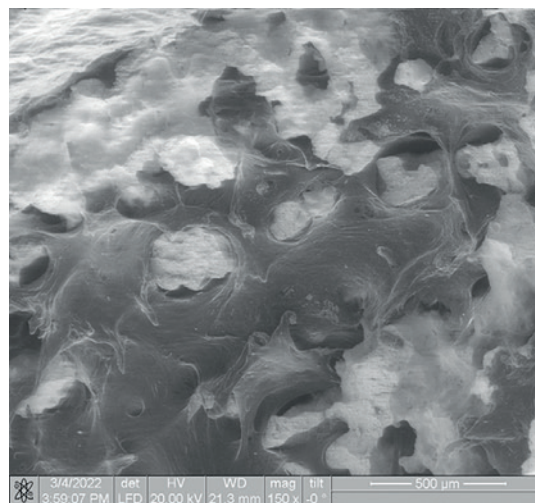
Fig. 3. Electron microscopic images of an orbital implant based on porous titanium nickelide after 30 days of implantation

Complete filling of the pore space with host body connective tissues.

Спустя 30 суток от начала эксперимента имплантат покрыт капсулой толщиной до 500 мкм с уплотненной структурой, сформирована зрелая соединительная ткань. Толщина капсулы в процессе созревания формирующей ее соединительной ткани не увеличивается. Все поры имплантата заполнены зрелой соединительной тканью. Расположение коллагеновых волокон упорядоченное, среди волокнистого компонента визуализируются клетки фибробластного ряда. В отличие от 10-суточного срока в просвете новообразованных сосудов обнаруживаются эритроциты. Наблюдается диффузная тканевая колонизация имплантата (рис. 3).



А



Б

Рис. 4. Электронно-микроскопические изображения орбитального имплантата на основе пористого никелида титана после 90 суток имплантации

а – адгезия ткани к стенке поры, б – расположение волокон в поровом пространстве.

Fig. 4. Electron microscopic images of an orbital implant based on porous titanium nickelide after 90 days of implantation

a – tissue adhesion to the pore wall, b – fibers location of in the pore space.

На 90-е сутки после операции соединительнотканная капсула на поверхности имплантата становится плотнее, но тоньше, чем в предыдущий срок наблюдения, что свидетельствует об отсутствии гистотоксичности данного имплантационного материала. Соединительная ткань в поровом пространстве формируется с преобладанием волокнистого компонента. Визуализируются плотные волокна и единичные фибробласты. Соединительная ткань характеризуется хорошей адгезией к поверхности стенки пор имплантата (рис. 4а). Волокна при этом расположены концентрически или продольно (рис. 4б). В целом, микроскопическая картина на 30-е и 90-е сутки аналогична. Неизменность микроскопической картины свидетельствует о том, что процесс биоинтеграции орбитального имплантата из пористо-проницаемого TiNi отличается высокими темпами клеточной колонизации и занимает не более 30 суток.

На 180-е сутки наблюдения капсула слабо выражена, коллагеновые пучки сливаются в однородную плотную массу, напоминающую гиалиновый хрящ. Процесс биоинтеграции орбитального имплантата завершился к концу первого месяца послеоперационного периода. Подтверждением этому служит практически полная идентичность РЭМ (растровая электронная микроскопия)-снимков микроструктуры на 30–90–180-е сутки от начала эксперимента (рис. 5).

Обсуждение

Тканевая реакция на недеградируемые имплантируемые материалы приводит к формированию фиброзной капсулы, отграничивающей инородное тело (имплантат) от окружающих тканей. Например, монолитный силикон и углеродный войлок, помещенные в глазницу кролика, инкапсулируются в течение 3–7 суток [9]. На данном сроке наблюдения капсула, как правило, представлена рыхлой соединительной тканью, но уже через 1 месяц от начала эксперимента имплантат покрыт плотной соединительнотканной капсулой, например гидрогелевый орбитальный имплантационный материал (Д.В. Давыдов и соавт., 2002).

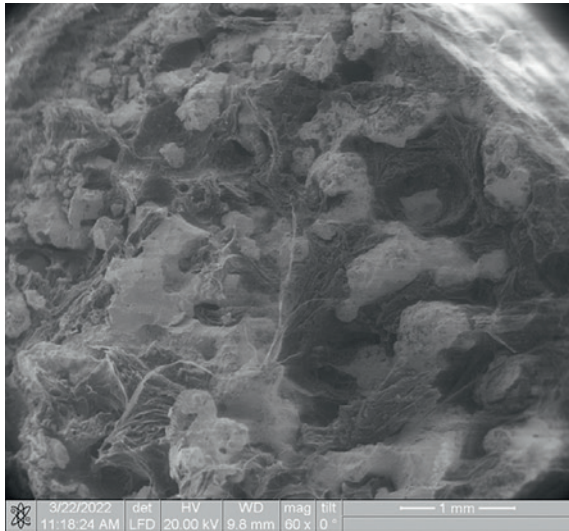


Рис. 5. Электронно-микроскопическое изображения орбитального имплантата на основе пористого никелида титана после 180 суток имплантации с полностью сформированной соединительной тканью
Fig. 5. Electron microscopic images of an orbital implant based on porous titanium nickelide after 180 days of implantation with completely formed connective tissue

При дальнейшем наблюдении Ю.С. Астаховым и соавт. (2007) было отмечено, что через 3 месяца после операции толщина соединительнотканной капсулы вокруг ПТФЭ (политетрафторэтилен) уменьшилась. При этом наблюдались лимфоцитарная инфильтрация и гиалиноз ткани, образующей капсулу. Через 6 месяцев после операции регрессивные изменения соединительнотканной капсулы нарастали. Плотная волокнистая соединительная ткань замещалась рыхлой, с распространением в ней жировой клетчатки.

Сравнивая инволюцию капсулы вокруг ряда биосовместимых материалов, Ю.С. Астахов, В.П. Николаенко и соавт. (2007) отмечают, что постепенное истончение капсулы связано со стиханием тканевой реакции и наблюдается после имплантации пористого ПЭ (полиэтилен), коралла, синтетического ГАП (гидроксиапатит), силикона, при этом плотная капсула вокруг углеродного войлока сохраняется через 8–18 месяцев от начала эксперимента.

Результаты собственных исследований по срокам инкапсуляции имплантата и инволюции соединительнотканной капсулы согласуются с данными других авторов. Через 10 суток от начала эксперимента вокруг имплантата из пористого TiNi образовалась капсула из рыхлой волокнистой соединительной ткани. Через 30 суток имплантат из TiNi, подобно прочим пористым материалам (ПЭ, ПТФЭ, синтетический ГАП) был окружен капсулой, сформированной плотной соединительной тканью, капсула при этом к 90-м суткам становилась тоньше, но плотнее. Через 180 суток после операции вокруг имплантата определялась плотная волокнистая соединительная ткань с участками гиалиноза. Ю.С. Астахов и соавт. (2007) наблюдали аналогичные изменения капсулы вокруг ПТФЭ через 3 месяца после операции, расценивая данное проявление как дистрофические процессы в фиброзно-рубцовой ткани.

При первичном взаимодействии пористого имплантата и тканей организма происходит адсорбция белков плазмы крови и появление слоя фибриногена на поверхности и в поровом

пространстве материала, образующего субстрат для миграции фибробластов, активно синтезирующих коллаген и формирующих тяжи грануляционной ткани.

Появление грануляционной ткани в порах ПТФЭ отмечено Ю.С. Астаховым и соавт. (2007) через 7 суток после операции. Собственные исследования указывают на интенсивное врастание тяжелой рыхлой соединительной ткани в поры имплантата на 10-е сутки эксперимента. Через 2 недели микропоры ПТФЭ были заполнены фибрином и нежно волокнистой соединительной тканью на глубину 2,5–3,0 мм. Через 6 месяцев после имплантации максимальная глубина проникновения фиброваскулярной ткани в поровое пространство ПТФЭ составила 3–4 мм.

При имплантации коралла и углеродного войлока возможна полная тканевая колонизация имплантата в течение 7–8 месяцев [2, 15]. Глубина проникновения фиброваскулярной ткани в толщу имплантата из пористого ПЭ через 6 месяцев после операции составила 6 мм [18]. В нашем эксперименте полная тканевая колонизация имплантата из пористого проницаемого TiNi наблюдалась на 30-е сутки.

Глубина проникновения фибрина в толщу имплантата и скорость миграции клеток по поверхности и в поровом пространстве, определяющие глубину врастания ткани в имплантат, находится в прямой зависимости от его смачиваемости. Таким образом, гидрофильным имплантатам (ГАП, углеродный войлок, TiNi) присущи более высокие темпы тканевой колонизации, чем гидрофобным (ПЭ, ПТФЭ) [17, 22].

Заключение

Реакция на постоянное пребывание пористо-проницаемого материала на основе TiNi в тканях, ее структура, морфологические особенности и последовательность этапов интеграции указывают на высокие параметры биосовместимости данного материала. Процесс интеграции имплантата сопровождается высокой степенью адгезии клеточных и тканевых структур новообразованной ткани в поровое пространство материала на основе TiNi.

Таким образом, обеспечивается формирование надежной связи имплантата с окружающими анатомическими структурами уже через 1 месяц после операции. Прочная интеграционная связь «ткань-имплантат» в совокупности с каркасными свойствами материала обеспечивает стабильную фиксацию, форму и объем культы, снижает риск обнажения и отторжения имплантата, что создает предпосылки к использованию орбитального имплантата на основе пористо-проницаемого TiNi для формирования опорно-двигательной культы глазного яблока после экзисцерации.

ЛИТЕРАТУРА/REFERENCES

1. Гундорова Р.А. Травмы глаза. Под общ. ред. Р.А. Гундоровой, В.В. Нероева, В.В. Кашникова. М., 2014. 560 с. [Gundorova R.A. *Travmy glaza. Podobshch. red. R.A. Gundorovoi, V.V. Neroeva, V.V. Kashnikova. M., 2014. 560 p. (In Russ.)*].
2. Филатова И.А. Мохаммад И.М. Модифицированная методика экзисцерации при буфтальме с использованием комбинации орбитальных имплантатов. *Рос. педиатрическая офтальмология. 2017;12(4):210–5.* [Filatova I.A. Mokhammad I.M. *The modified method for evisceration in the case of buphthalmos with the use of a combination of orbital implants. Rus. Pediatr. Ophthalmol. 2017;12(4):210–5. Doi: 10.18821/1993-1859-2017-12-4-210-215. (In Russ.)*].

3. Давыдов Д.В., Копылова Н.Е., Беспалова Е.О. и др. Особенности гидрогелевого орбитального имплантационного материала и тканевая реакция на его имплантацию. *Офтальмохирургия*. 2002;2:40–4.
 4. Shah R.D., Singa R.M., Aakalu V.K., Setabutr P. Evisceration and enucleation: a national survey of practice patterns in the United States. *Ophthalm. Surg. Lasers Imaging*. 2012;43(5):425–30.
 5. Вериго Е.Н., Гундорова Р.А., Садовская Е.П. Сравнительная характеристика подвижности культи и протеза в зависимости от метода удаления глазного яблока. *Рос. офтальмологический журнал*. 2012;5(2):14–9. [Verigo E.N., Gundorova R.A., Sadovskaya E.P. A comparative study of the stump and prosthesis mobility depending on the technique of eye enucleation. *Rus. Ophthalmol. J.* 2012;5(2):14–9 (In Russ.)].
 6. Лузянина В.В., Егоров В.В., Смолякова Г.П. Изучение свойств имплантатов для пластики опорно-двигательной глазной культи. *Вестник ОГУ*. 2009;12:84–7. [Luzjanina V.V., Egorov V.V., Smoljakova G.P. Izuchenie svojstv implantatov dlja plastiki oporno-dvigatel'noj glaznoj kul'ti. *Vestn. Orenburg State Univer.* 2009;12:84–7 (In Russ.)].
 7. Науменко Л.В., Малиновский Г.Ф., Красный С.А. и др. Использование аллотрансплантата из подкожно-жировой клетчатки с апоневрозом подошвы для формирования опорно-двигательной культи при энуклеации. *Новости хирургии*. 2021;29(2):191–7. [Naumenko L.V., Malinovskii G.F., Krasnyi S.A., et al. The use of allotransplant from the subcutaneous fat with plantar aponeurosis for the musculoskeletal stump formation during enucleation. *Novosti Khirurgii*. 2021;29(2):191–7 (In Russ.)].
 8. Schmitzer S., Simionescu C., Alexandrescu C., Burcea M. The anophtalmic socket-reconstruction options. *J. Med. Life*. 2014;7:23–9.
 9. Астахов Ю.С. Использование политетрафторэтиленовых имплантатов в офтальмохирургии. СПб., 2007. С. 11–118. [Astakhov Yu.S. Ispol'zovanie politetraforetlenovykh implantatov v oftal'mokhirurgii. SPb., 2007. P. 11–118 (In Russ.)].
 10. Цурова Л.М., Милудин Е.С. Сравнительный анализ использования различных имплантатов для формирования постэнуклеационной опорно-двигательной культи. *Вестн. Оренбургского государственного университета*. 2014;12:334–7. [Tsurova L.M., Milyudin E.S. Comparative analysis of using different orbital implants to form postenucleation locomotor stump. *Vestn. Orenburg State Univer.* 2014;12:334–7 (In Russ.)].
 11. Иволгина И.В. Особенности применения различных имплантатов для формирования опорно-двигательной культи после энуклеации. *Вестн. Тамбовского университета. Серия: Естественные и технические науки*. 2015;20(3):577–80. [Ivolgina I.V. The peculiarities of the use of different implants in musculoskeletal stump formation after enucleation. *Tambov Univer. Rep. Series Natural and Technical Sciences*. 2015;20(3):577–80 (In Russ.)].
 12. Chalasani R., Poole-Warren L., Conway R.M., Ben-Nissan B. Porous orbital implants in enucleation: a systematic review. *Surv. Ophthalmol.* 2007;52(2):145–55.
 13. Wladis E.J., Aakalu V.K., Sobel R.K., et al. Orbital implants in enucleation surgery: a report by the american academy of ophthalmology. *Ophthalmology*. 2018;125(2):311–7.
 14. Shoamanesh A., Pang N.K., Oestreicher J.H. Complications of orbital implants: a review of 542 patients who have undergone orbital implantation and 275 subsequent PEG placements. *Orbit*. 2007;26(3):173–82.
 15. Yoon J.S., Lew H., Kim S.J., Lee S.Y. Exposure rate of hydroxyapatite orbital implants a 15-year experience of 802 cases. *Ophthalmology*. 2008;115(3):566–72.
 16. Филатова И.А., Вериго Е.Н., Прыгина И.А. Удаление глаза: характер офтальмопатологии, клинические проявления механической травмы, сроки и методы операций. *Head and Neck/Голова и шея. Российское издание. Журнал Общероссийской общественной организации Федерация специалистов по лечению заболеваний головы и шеи*. 2014;3:30–5. [Filatova I.A., Verigo E.N., Pryahina I.A. Ophthalmectomy: characteristics of ophthalmic pathology, clinical manifestation of mechanical trauma, time constraints and methods of surgery. *Head and Neck. Rus. J.* 2014;3:30–5 (In Russ.)].
 17. Груша Я.О., Федоров А.А., Баранов П.Ю. и др. Исследование пространственной структуры и биоинтегративных характеристик орбитальных пористых имплантационных материалов. *Вестн. офтальмологии*. 2010;126(5):9–13. [Grusha Ya.O., Fedorov A.A., Baranov P.Yu., et al. Study of the three-dimensional structure and biointegrative characteristics of porous orbital implant materials. *Vestn. Oftalmol.* 2010;126(5):9–13 (In Russ.)].
 18. Abwiry A., West S., King J., et al. Long-term follow-up of porous polyethylene spherical implants after enucleation and evisceration. *Ophthalm. Plast. Reconstr. Surg.* 2007;23(1):11–5.
 19. Запущалов И.В., Гюнтер В.Э., Стеблюк А.А. и др. Имплантаты с памятью формы в офтальмологии. Томск: ООО «Научно-производственное предприятие «МИЦ», 2012. 189 с. [Zapuskalov I.V., Gyunter V.E., Steblyuk A.A. et al. Implantaty s pamyat'yufornymy v oftal'mologii. Tomsk: ООО "Nauchno-proizvodstvennoe predpriyatie "MITs", 2012. 189 p. (In Russ.)].
 20. Dzubla T.D., Lowman A.M. Vascularization of PEG-grafted macroporous hydrogel sponges: a three-dimensional in vitro angiogenesis model using human microvascular endothelial cells. *J. Biomed. Mater. Res.* 2004;68(4):603–14.
 21. Итин В.И., Прибытков Г.А., Хиусов И.А. и др. Имплантат – носитель клеточного материала из пористого проницаемого титана. *Клеточная трансплантология и тканевая инженерия*. 2006;5(3):59–63. [Itin V.I., Pribytkov G.A., Khlusov I.A., et al. Implant – carrier of cells made of porous permeable titanium. *Cell. Transplant. Tissue Engineer.* 2006;5(3):59–63 (In Russ.)].
 22. Гюнтер В.Э., Ходоренко В.Н., Чекалкин Т.Л. и др. Медицинские материалы с памятью формы. Томск: НИИ медицинских материалов и имплантатов с памятью формы. СФТИ при ТГУ, 2011. 533 с. ISBN 978-5-98589-044-0. [Gyunter V.E., Khodorenko V.N., Chekalkin T.L., et al. Meditsinskije materialy s pamyat'yufornymy. Tomsk: NII meditsinskikh materialov i implantatov s pamyat'yufornymy SFIT pri TGU. 2011. 533 p. ISBN 978-5-98589-044-0 (In Russ.)].
 23. Dudzich O.N., Abelskaya I.S., Krasnikova V.L., Shved I.A. Scanning electron microscopy in evaluation of surface tissue reactions used for selecting titanium implants for orbit reconstruction surgery. *Health Care*. 2018;9:63–6.
- Поступила 16.01.2023
Получены положительные отзывы 15.05.24
Принята в печать 27.09.24
Received 16.01.2023
Positive reviews received 15.05.24
Accepted 27.09.2024
- Вклад авторов.** Е.Н. Терлецкая, Ю.А. Медведев, В.Н. Ходоренко, В.Э. Гюнтер – концепция и дизайн исследования. Е.Н. Терлецкая, С.Г. Анисеев, П.С. Петрук – сбор и обработка клинического материала, написание текста. Д.В. Давыдов, Ю.А. Медведев, В.Н. Ходоренко – редактирование текста.
- Authors contribution.** E.N. Terletskaia, Yu.A. Medvedev, V.E. Gunther – concept and design of the study. E.N. Terletskaia, P.S. Petruk – collection and processing of clinical material, text writing. D.V. Davydov, Yu.A. Medvedev, V.N. Hodorenko – text editing.
- Информация об авторах:**
Терлецкая Елена Николаевна – врач-офтальмолог, Кузбасская областная клиническая больница им. С.В. Беляева. Адрес: 650066 Кемеровская область, Кемерово, Октябрьский пр-т, д. 22; тел.: +7 (951) 571-00-66; e-mail: elenaterleckaa20980@gmail.com. ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-9414-3541>.

Ходоренко Валентина Николаевна — канд. физ.-мат. наук, с.н.с. кафедры физики металлов физического факультета Национального исследовательского Томского государственного университета. Адрес: 634050 Томск, пр. Ленина, д. 36; e-mail: hodor_val@mail.ru. ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-5705-4072>.

Медведев Юрий Алексеевич — д.м.н., профессор, заведующий кафедрой челюстно-лицевой хирургии ФПДО ФГБОУ ВО МГМСУ им. А.И. Евдокимова Минздрава РФ Адрес: 127473 Москва, ул. Десятская, д. 20, стр.1; тел.: + (909) 964-33-95; e-mail: uamedvedev@gmail.com. ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-8465-7410>, SCOPUS ID 56956559800.

Аникеев Сергей Геннадьевич — канд. физ.-мат. наук; с.н.с. кафедры физики металлов физического факультета Национального исследовательского Томского государственного университета. Адрес: 634050 Томск, пр. Ленина, д. 36; e-mail: anikeev_sergey@mail.ru. ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-9323-5973>.

Петрук Павел Сергеевич — к.м.н., доцент кафедры челюстно-лицевой хирургии им. акад. Н.Н. Бажанова Института стоматологии им. Е.В. Боровского ФГАОУ ВО Первый МГМУ им. И.М. Сеченова Минздрава РФ (Сеченовский университет). Адрес: 119991 Москва, ул. Большая Пироговская, д. 2, стр. 4; тел.: +7 (926) 275-91-75; e-mail: petruk_p_s@staff.sechenov.ru. ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-3686-2385>, SCOPUS ID 56499217500.

Гюнтер Виктор Эдуардович — заслуженный деятель науки РФ, д. техн. наук, профессор кафедры физики металлов физического факультета Национального исследовательского Томского государственного университета. Адрес: 634050 Томск, пр. Ленина, д. 36; e-mail: gunther47@mail.ru. ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-6803-5934>, SCOPUS ID 6701858261.

Давыдов Дмитрий Викторович — д.м.н., профессор кафедры онкологии и пластической хирургии ФГБУ «Федеральный научно-клинический центр специализированных видов медицинской помощи и медицинских технологий Федерального Медико-биологического агентства». Адрес: 115682 Москва, Ореховый б-р, д. 28; e-mail: d-davydov3@mail.ru. ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-5506-6021>, SCOPUS ID 57196593897.

Information about the authors:

Terletskaia Elena Nikolaevna — MD, Ophthalmologist, S.V. Belyaev Kuzbass Regional Clinical Hospital. Address: Russia, 650066, Kemerovskaya oblast', Kemerovo, Oktyabr'skii Ave., 22 e-mail: elenaterlecka20980@gmail.com; tel.: +7951571-00-66; ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-9414-3541>.

Khodorenko Valentina Nikolaevna — Cand. Sci. (Phys.-Math.), Senior Researcher, the Department of Physics of Metals, Physical Faculty, National Research Tomsk State University. Address: Russia, 634050, Tomsk, Lenin Ave., 36, e-mail: hodor_val@mail.ru, ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-5705-4072>

Medvedev Yuri Alekseevich — MD, Ph.D., Professor, Head of the Department of Maxillofacial Surgery Faculty of Additional Postgraduate Education A.I. Yevdokimov Moscow State University of Medicine and Dentistry. Address: Russia, 127473, Moscow, Delegatskaya St., 20, p. 1, e-mail: uamedvedev@gmail.com; tel.: +79099643395; ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-8465-7410>

Anikeev Sergei Gennad'evich — Cand. Sci. (Phys.-Math.), Senior Researcher, the Department of Physics of Metals, Physical Faculty, National Research Tomsk State University Address: Russia, 634050, Tomsk, Lenin Ave., 36, e-mail: anikeev_sergey@mail.ru, ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-9323-5973>

Petruk Pavel Sergeevich — MD, Ph.D., Associated professor, Department of Maxillofacial Surgery Institute of Dentistry, I.M. Sechenov First Moscow State Medical University (Sechenov University). Address: Russia, 119991, Moscow, Bolshaya Pirogovskaya str., 2-4, e-mail: petruk_p_s@staff.sechenov.ru; tel.: +79262759175; ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-3686-2385>

Gunther Viktor Eduardovich — Honored Worker of Science of the Russia, Dr. Techn. Sci., Professor, the Department of Physics of Metals, Physical Faculty, National Research Tomsk State University. Address: Russia, 634050, Tomsk, Lenin Ave., 36, e-mail: gunther47@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0002-6803-5934>

Davydov Dmitri Victorovich — Ph.D., Professor of the Department of Oncology and Plastic Surgery, Federal Research and Clinical Center of Specialized Medical Care and Medical Technologies FMBA. Address: Russia, 115682, Moscow, Orekhovy b-r, 28, e-mail: d-davydov3@mail.ru, ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-5506-6021>, SCOPUS ID 57196593897