

Мультимасштабные структуры на основе наноматериалов для создания пассивных и активных имплантируемых устройств, стимулирующих нервные ткани

© Д.Т. Мурашко,¹ К.Д. Ефремова,² Б.М. Путря,¹ Е.М. Еганова,³ А.Ю. Герасименко^{1,2}

¹ Институт биомедицинских систем, Национальный исследовательский университет «МИЭТ», 124498 Москва, Зеленоград, Россия

² Институт бионических технологий и инжиниринга, Первый МГМУ им. И.М. Сеченова, 119991 Москва, Россия

³ Институт наноматериалов микроэлектроники РАН, 119334 Москва, Россия
e-mail: skorden@outlook.com

Поступило в Редакцию 15 декабря 2025 г.

В окончательной редакции 15 декабря 2025 г.

Принято к публикации 15 декабря 2025 г.

Представлено создание мультимасштабных структур на основе наноматериалов для изготовления пассивных и активных имплантируемых устройств, стимулирующих нервные ткани за счет использования лазерного микроstructuring и покрытия из углеродных нанотрубок. Результаты исследования морфологии поверхности показали формирование выраженной упорядоченной поверхности с выступающими вертикальными массивами и впадинами. Наибольшая высота массивов в диапазоне 55–72 мкм была достигнута у образца, облученного с мощностью лазерного излучения 5.7 W. При помощи растровой электронной микроскопии было также подтверждено формирование равномерного покрытия из одностенных углеродных нанотрубок. Энергодисперсионная рентгеновская спектроскопия позволила подтвердить ожидаемое при использовании лазерного излучения на воздухе возрастание оксидных фаз. В то же время нанесение покрытия из нанотрубок привело к ожидаемому увеличению содержания углерода на поверхности образцов. Проведено исследование влияния лазерного излучения и нанесения покрытия из нанотрубок на электропроводность образцов. В ходе циклической вольтамперометрии был получен ожидаемый отклик, где было видно, что контрольный образец не проявляет каталитической активности в сравнении с другими образцами. Наибольшим сочетанием стабильности циклов (98.7%) и площадной емкости 125.7 мкФ/см² обладал образец, облученный лазерным излучением с мощностью 4 W и покрытием из одностенных нанотрубок.

Ключевые слова: углеродные нанотрубки, медицинская сталь, лазерное излучение, мультимасштабные структуры, нейростимуляция.

DOI: 10.61011/JTF.2026.05.62749.332-25

Введение

Имплантируемые нейростимуляторы представляют собой быстроразвивающуюся область биомедицинских устройств, которые применяются для решения проблем, связанных с нарушениями двигательной активности, неврологическими и сенсорными нарушениями. Одним из ключевых элементов таких устройств является интерфейс электрод–ткань, который должен обеспечивать эффективный перенос зарядов между устройством и нервной системой. Однако традиционные материалы не способны обеспечивать одновременную высокую электрохимическую активность, механическую и коррозионную стойкость [1–3]. Так, например, классические материалы для имплантируемых электродов, такие как платина и ее сплавы, обладают высокой коррозионной стойкостью и хорошо зарекомендовали себя в медицинской практике, однако данные материалы обладают низкой способностью накопления заряда и электрохимической

активностью из-за отсутствия развитой поверхности и низкой площади контакта [4,5].

Перспективным направлением улучшения электрофизических характеристик электродов является использование лазерных методов микроstructuring поверхности. Такая обработка позволяет формировать иерархические микро- и наноструктуры, обеспечивая многократное увеличение рабочей площади поверхности без использования дополнительных материалов [6,7]. Такая модификация поверхности приводит к значительному снижению импеданса и увеличению емкости накопления заряда благодаря формированию вертикальных массивов, способствующих вовлечению большего числа активных участков [8].

В то же время ведутся активные исследования в области интеграции углеродных нанотрубок (УНТ) в качестве проводящего материала для модификации электродов. Хорошо известно, что УНТ обладают выдающимся сочетанием высокой электропроводности, удельной поверхности и механических характеристик, что

потенциально делает их применение перспективными для формирования биомиметического интерфейса между поверхностью электрода и нервной тканью. Применение УНТ позволяет добиться снижения импеданса, увеличения зарядной емкости и улучшения качества регистрации нейронной активности [9–11].

С учетом вышесказанного имеет смысл уделить внимание исследованиям, направленным на создание мультимасштабных структур, сочетающих преимущества лазерно-индуцированных микроструктур и внедренных УНТ. Такой подход позволяет комбинировать механически стабильную микрорельефную основу с высокой удельной поверхностью УНТ, при этом обеспечивая низкий импеданс и высокую емкость зарядов [12,13].

Настоящая работа направлена на создание мультимасштабных структур на основе наноматериалов для создания пассивных и активных имплантируемых устройств, стимулирующих нервные ткани и формируемых за счет воздействия лазерного микроstructuring и последующего внедрения УНТ. Основное внимание уделяется исследованию морфологических характеристик, изменениям элементного состава, электрических и электрохимических характеристик.

1. Материалы и методы исследований

1.1. Формирование мультимасштабных структур на основе наноматериалов для создания пассивных и активных имплантируемых устройств, стимулирующих нервные ткани

Образцы мультимасштабных структур на основе наноматериалов для создания пассивных и активных имплантируемых устройств, стимулирующих нервные ткани, формировались на пластинах из медицинской стали марки AISI 316L. Компонентный состав данной марки стали представлен в табл. 1.

Сталь была нарезана в виде прямоугольных пластин размером $20 \times 10 \times 1$ мм. Для формирования наномасштабной структуры на поверхности пластин использовались одностенные углеродные нанотрубки (ОУНТ) (ООО „Универсальные добавки“, г. Новосибирск, Россия). Для их применения была приготовлена дисперсная среда — жидкая основа, из которой формировался слой из ОУНТ. В качестве растворителя использовалась дистиллированная вода. Для достижения однородности дисперсной среды использовалось поверхностно-

активное вещество (ПАВ) дезоксихолат натрия. Концентрация компонентов дисперсной среды составляла 0.1/0.9 mg/ml для ОУНТ и дезоксихолата натрия соответственно.

Формирование микроструктуры на поверхности пластины осуществлялось путем воздействия лазерного излучения. Лазерное формирование осуществлялось при помощи импульсного иттербиевого волоконного лазера с длиной волны 1064 nm, длительностью импульса 100 ns, скоростью движения лазерного луча 100 mm/s, частотой 25 kHz и мощностью лазерного излучения в диапазоне 3.5–7.3 W. После формирования микроструктурной поверхности пластинка подвергалась очистке с целью удаления продуктов абляции. Процесс очистки включал ультразвуковую обработку пластин последовательно в ацетоне, этиловом спирте и дистиллированной воде, по 10 min в каждом растворителе. Далее на сформированную микроструктурную поверхность наносился слой из ОУНТ. Для улучшения адгезии поверхность обрабатывалась ультрафиолетовым излучением. Нанесение ОУНТ осуществлялось при помощи метода спрей-нанесения с подогревом пластин при помощи нагревательного столика. Температура нагревательного столика составляла 70 °C. Дисперсная среда наносилась послойно при помощи трехкоординатной системы напыления. Давление для подачи дисперсной среды составляло 2 bar. Количество наносимых слоев составляло 200. Толщина полученного слоя из ОУНТ составляла ($\sim 500 \pm 100$) nm. Схематичное изображение процесса формирования мультимасштабных структур представлено на рис. 1.

В результате было проведено исследование образцов следующих видов:

- 1) стальная пластина AISI 316L, выступающая в качестве контрольного образца;
- 2) стальные пластины с микроstructuringированной поверхностью, полученной в результате воздействия лазерного излучения;
- 3) стальные пластины с мультимасштабной структурой поверхности на основе наноматериалов.

1.2. Растровая электронная микроскопия и энергодисперсионная рентгеновская спектроскопия

Исследование структурных особенностей образцов мультимасштабных структур на основе наноматериалов для создания пассивных и активных имплантируемых устройств, стимулирующих нервные ткани, проводилось при помощи растровой электронной микроскопии (РЭМ), с использованием микроскопа FEI Helios NanoLab 650 (FEI Ltd., Hillsboro, OR, USA). Ускоряющее напряжение электронной колонны составляло 5 kV, ток электронного зонда составлял 50 pA для контрольного образца, образца с микроstructuringированной поверхностью и образцов с мультимасштабной структурой

Таблица 1. Компонентный состав стали AISI 316L

Углерод (C): $\leq 0.03\%$	Марганец (Mn): $\leq 2\%$
Хром (Cr): $16\%–18.2\%$	Кремний (Si): $\leq 1.0\%$
Никель (Ni): $10.1\%–14.1\%$	Фосфор (P): $\leq 0.045\%$
Молибден (Mo): $2\%–3\%$	Сера (S): $\leq 0.03\%$

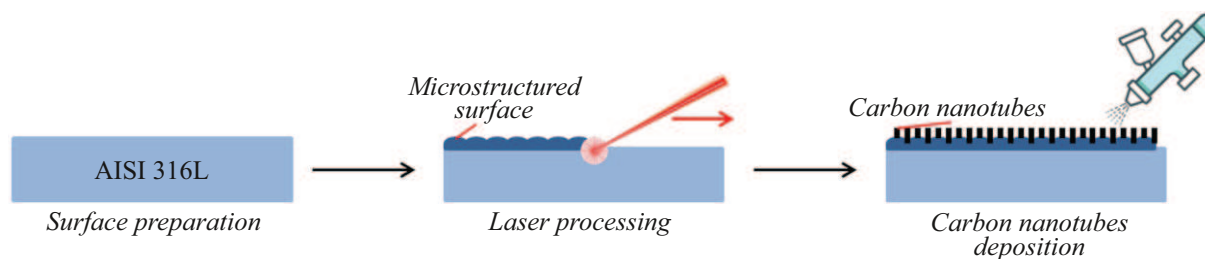


Рис. 1. Схема формирования мультимасштабных структур на основе наноматериалов для создания пассивных и активных имплантируемых устройств, стимулирующих нервные ткани.

поверхности. Давление в вакуумной камере составляло $1.9 \cdot 10^{-3}$ Па. Образцы закреплялись на проводящей подложке при помощи углеродного скотча. Энергодисперсионная рентгеновская спектроскопия (ЭДС) проводилась с использованием комплекса Bruker Quantax XFlash 6 с модульной системой дифракции обратно рассеянных электронов в вакуумной камере электронного микроскопа.

1.3. Оптическая профилометрия

Оценка морфологических изменений поверхности образца, полученной в результате воздействия импульсного лазерного излучения, проводилась при помощи оптического профилометра S Neox. Используемый профилометр S Neox оснащен моторизированной турелью на пять сменяемых объективов: 10X, 20X, 50X, 100X, 150X. Максимальное разрешение профилометра по оси Z составляет 0.5 nm. Диапазон измерений по оси Z принимает различные значения в зависимости от режима: PSI (Phase Shift Interferometry) до 20 μm ; CSI (Coherent Scanning Interferometry) — до 10 mm; конфокальный режим — до 34 mm.

В ходе экспериментального исследования для анализа топографии поверхности образцов использовался конфокальный режим профилометра. На первом этапе была проведена конфокальная микроскопия с использованием объектива 50X, в результате чего были получены высококонтрастные 2D-изображения поверхности исследуемых образцов в оптическом режиме.

Процесс измерения был выполнен в следующей последовательности. Исследуемый образец фиксировался на моторизованном столике прибора, обеспечивающем прецизионное перемещение в плоскости XY с точностью позиционирования в несколько микрометров. С помощью встроенного программного обеспечения и системы видеонаведения был выбран конкретный участок поверхности для последующего сканирования. Перед сканированием каждой отдельной ячейки автоматически активировалась функция автофокусировки, что гарантировало получение точных данных о рельефе образцов. Для обеспечения бесшовного объединения данных и построения непрерывной топографической карты большого участка сканирование проводилось с перекрытием

смежных полей обзора, составляющим 10 %. Собранные данные обрабатывались при помощи встроенного программного обеспечения, позволяющего визуализировать и анализировать полученные двумерные сечения поверхности (линейные профили). Линейный профиль был взят по диагонали исследуемого участка образца.

1.4. Измерение электропроводности

Измерение удельной электропроводности при помощи четырехзондовой измерительной установки (JG ST-2258C, Jingge Electronics Co., Китай) проводилось следующим образом: в первую очередь определялись геометрические параметры исследуемых образцов; измеренные размеры вносились в специальное программное обеспечение, которое на основе предоставленных данных вычисляло калибровочные параметры для измерительной установки; после внесения калибровочных параметров исследуемые образцы размещались на предметном столике; наконец, измерительные зонды подводились в центр образцов, после чего записывались значения удельного сопротивления (ρ). Полученные значения пересчитывались в значения удельной электропроводности (σ), после чего усреднялись.

1.5. Исследование циклических вольтамперограмм

Для исследования электрохимических свойств образцов мультимасштабных структур на основе наноматериалов для создания пассивных и активных имплантируемых устройств, стимулирующих нервные ткани, использовалась электрохимическая ячейка, стенд для проведения вольтамперометрии и программное обеспечение для обработки потенциодинамических характеристик, написанное на языке Python. Данный программный комплекс позволяет осуществлять исследования электрохимических свойств мультимасштабных структур на основе наноматериалов, проводить оценку стабильности и емкостных характеристик электродов, а также осуществлять автоматизацию этапов обработки экспериментальных данных. Разработанная программа объединяет в себе функции загрузки данных формата cvs, автоматического определения структуры загружаемой таблицы и единиц

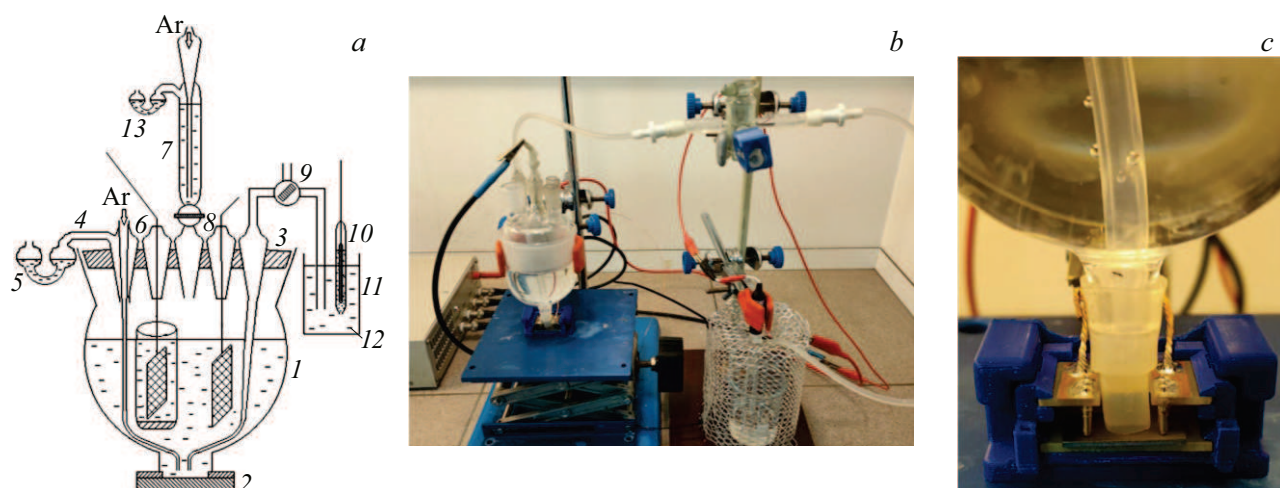


Рис. 2. Схематическое изображение (а) и общий вид (б) электрохимической ячейки, внешний вид исследуемого образца в держателе (с): 1 — стеклянный корпус электрохимической ячейки; 2 — контактные зажимы; 3 — крышка электрохимической ячейки; 4 — вход для продувки аргоном; 5 — водный затвор; 6 — вспомогательный электрод с разделенным пространством; 7 — буферный раствор; 8 — тестовый платиновый электрод; 9 — соляной мостик; 10 — хлорсеребряный электрод сравнения Ag/AgCl; 11 — ячейка с насыщенным раствором KCl; 12 — насыщенный раствором KCl; 13 — водный раствор.

измерения и выделение имеющихся отдельных циклов. Интерфейс включает в себя возможность визуализации кривых зависимости тока от напряжения, выбора диапазона для расчетов и возможность взаимодействия с загружаемыми сериями данных. Программа позволяет вычислять значения анодного и катодного зарядов, площадную емкость как через интеграл, так и через нормировку по скорости развертки, а также стабильность емкости.

Исследование проводилось при помощи метода циклической вольтамперометрии [14] с использованием потенциостат-гальваностата ПИ-50-Pro. Данный потенциостат-гальваностат предназначен для исследования жидкостных и твердотельных систем. Для основных методик измерения предусмотрена возможность изменения параметров работы прибора во время эксперимента, что позволяет усилить контроль над системой во время измерений.

Для исследования электроактивности образцов мультимасштабных структур на основе наноматериалов, предназначенных для создания пассивных и активных имплантируемых устройств, стимулирующих нервные ткани, использовалась трехэлектродная схема подключения. В данной схеме проводится измерение потенциала между рабочим электродом и электродом сравнения, причем электрод сравнения максимально близко подводится к рабочему электроду, таким образом минимизируя омические потери во время эксперимента. Снятие потенциодинамических кривых осуществлялось в электрохимической ячейке, схематическое изображение и общий вид которой представлены на рис. 2.

Корпус электрохимической ячейки выполнен из боросиликатного стекла. Крышка электрохимической ячейки отшлифована в местах состыковки с ячейкой для обеспе-

чения герметичности системы. В крышке предусмотрены пять входов для подведения аргона, системы подачи буферного раствора для стабилизации pH, вспомогательного электрода и соляного мостика, соединяющего электрод сравнения с рабочим электродом.

Для подведения поверхности рабочего электрода к электрохимической ячейке предусмотрен подъемный столик, который обеспечивает плотный контакт рабочего электрода с ячейкой. Для соединения рабочего электрода с потенциостатом предусмотрены прижимные электроды, выполненные из меди.

В качестве вспомогательного электрода использовалась платиновая сетка, помещенная в стеклянную емкость с шоттовским фильтром. Помещение вспомогательного электрода в емкость с разделенным пространством обусловлено необходимостью разделения продуктов электролиза компонентов раствора рабочего и вспомогательного электродов, а также исключения влияния соединений, полученных на вспомогательном электроде, на характер циклических вольтамперограмм.

В качестве электрода сравнения использовался хлорсеребряный электрод Ag/AgCl. Хлорсеребряный электрод помещался в отдельную емкость, заполненную насыщенным раствором (3М) хлорида калия.

В качестве модельного раствора использовался фосфатно-солевой буфер со значением водородного показателя $\text{pH} = 7.26$. Обоснование является следующим: модельный раствор должен был имитировать среду спинного мозга, чей водородный показатель находится в диапазоне 7.2–7.4. Водородный показатель способен оказывать влияние на характер циклических вольтамперограмм, поэтому важным пунктом проведения экспериментов было фиксированное значение pH в указанных значениях.

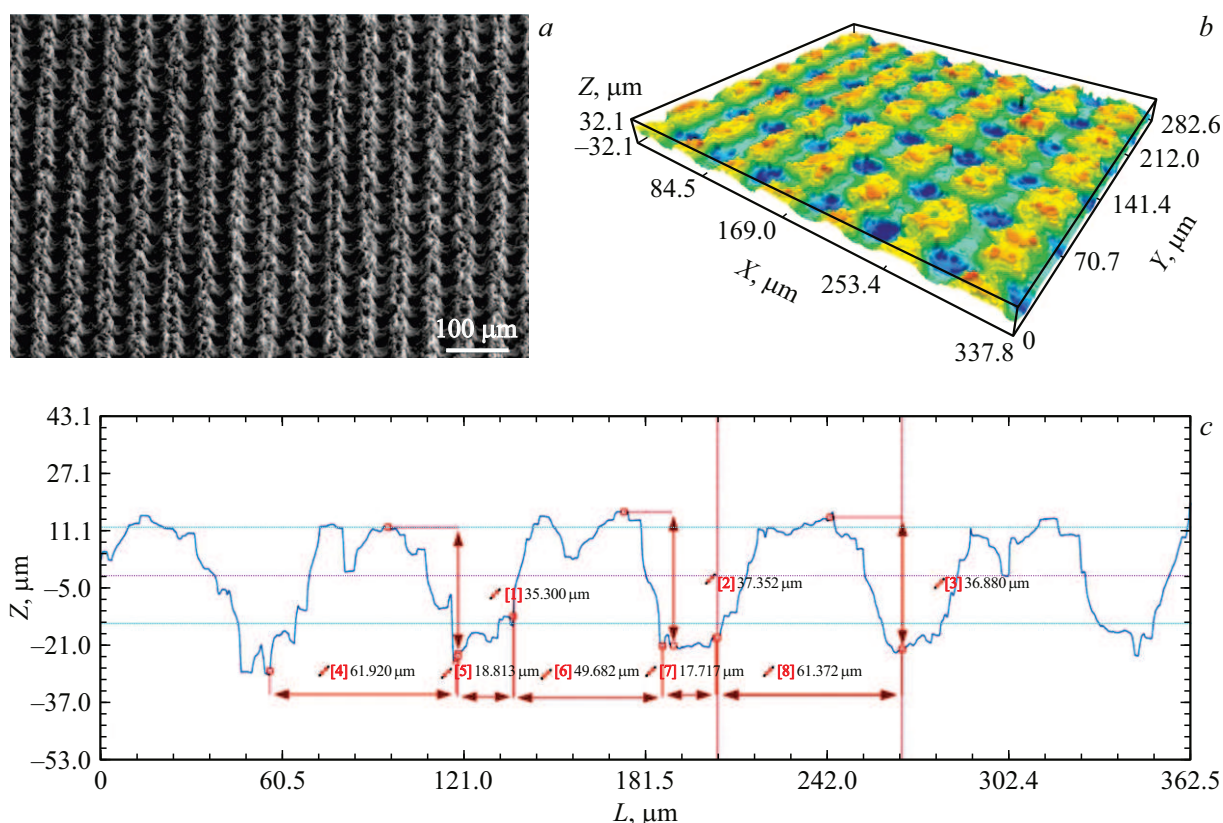


Рис. 3. Морфология поверхности образца, облученного при воздействии лазерным излучением с мощностью 3.5 W; *a* — РЭМ изображение поверхности, *b* — 3D-профиль поверхности, *c* — профилограмма поверхности.

2. Эксперимент

2.1. Анализ изменений морфологии поверхности мультимасштабных структур на основе наноматериалов создания пассивных и активных имплантируемых устройств, стимулирующих нервные ткани

На рис. 3 представлены РЭМ изображение поверхности, 3D-профиль поверхности и профилограмма образца, полученного при облучении лазерным излучением с мощностью 3.5 W.

Анализ морфологии поверхности после воздействия лазерного излучения показал формирование регулярно рельефа с выраженной периодичностью. На РЭМ изображении можно наблюдать ряд вертикально ориентированных массивов, который выстраивается в упорядоченную решетку. Подобная периодичность может указывать на устойчивый режим воздействия лазерного излучения с материалом подложки, при котором происходит локальное плавление. Данные, полученные в ходе профилометрии, подтверждают формирование выраженного рельефа с перепадами высот порядка десятков микрометров. Размеры вертикальных массивов, исходя из полученных профилограмм, составляют 35–37 μm в высоту и 50–60 μm в диаметре. Ориентировочный размер впадин на поверхности образца находится в

диапазоне 15–18 μm . На поверхности массивов данного образца также видны отверстия внутри самих массивов, предположительно полученные в результате воздействия импульсов лазерного излучения. Отмечается наличие сферических частиц, образовавшихся при локальном плавлении в результате лазерного воздействия [15].

Наличие подобного рода вертикально ориентированных массивов и впадин способствует увеличению площади поверхности образцов, что, в свою очередь, способствует увеличению рабочей поверхности нейростимулирующих электродов. Такая поверхность также позволяет улучшить емкостные характеристики электродов, что является важным условием при создании нейростимуляторов.

На рис. 4 представлены РЭМ изображение поверхности, 3D-профиль поверхности и профилограмма образца, полученного при облучении лазерным излучением с мощностью 4.0 W.

Дальнейшие исследования морфологии поверхности при увеличении мощности лазерного излучения демонстрируют дальнейшее развитие поверхности. На РЭ-изображении видно сохранение регулярного характера вертикальных массивов, при этом сами массивы становятся более ярко выраженными. На поверхности вертикальных массивов отсутствуют отверстия в центре. Высота полученных массивов находится в диапазоне

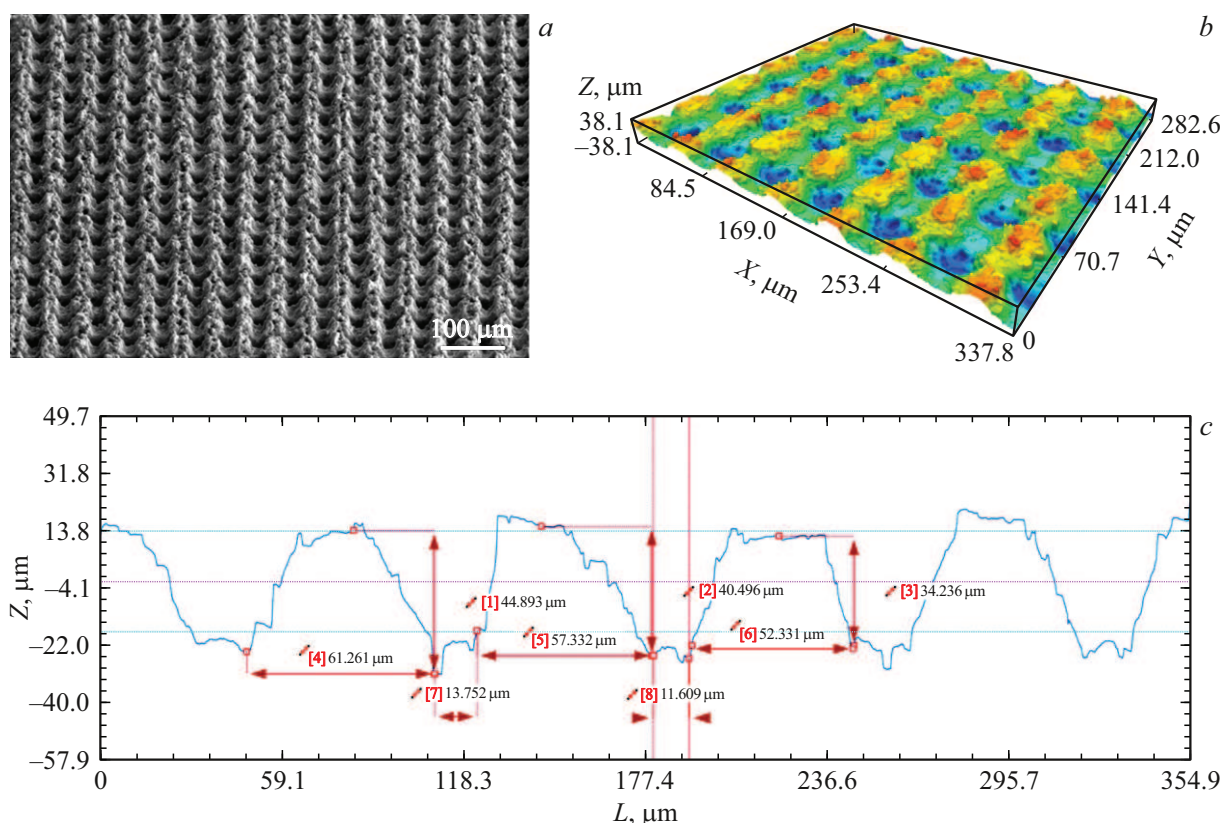


Рис. 4. Морфология поверхности образца, облученного при воздействии лазерным излучением с мощностью 4 W; *a* — РЭМ изображение поверхности, *b* — 3D-профиль поверхности, *c* — профилограмма поверхности.

35–40 μm , диаметр — в диапазоне 52–60 μm . Ориентировочный диаметр впадин составляет 11–14 μm . Аналогично отмечается наличие сферических частиц металла на поверхности массивов. Полученные результаты показывают незначительное увеличение высоты и диаметра массивов. Данные изменения указывают на рост динамики процессов плавления

На рис. 5 представлены РЭМ изображение поверхности, 3D-профиль поверхности и профилограмма образца, полученного при облучении лазерным излучением с мощностью 4.6 W.

В результате дальнейшего воздействия лазерного излучения морфология поверхности сохраняет регулярный характер, однако происходит изменение в форме массивов. Из данных изображений видно, что принимаемая в ходе воздействия лазерным излучением с мощностью 4.6 W вертикальными массивами форма становится более вытянутой, приобретая более конусообразный вид. Исследование профиля поверхности показывает увеличение амплитуды перепадов высот, где максимальные значения смещаются вверх, в то же время сохраняя минимальные значения. Высота полученных массивов находится в диапазоне 36–52 μm , а их диаметр — 45–66 μm . Диаметр впадин при этом остается приблизительно схож с предыдущими образцами и находится в диапазоне 14–20 μm . Таким образом, сохраняемая

повторяемость морфологии поверхности указывает на стабильность механизма формирования при увеличении мощности лазерного излучения.

На рис. 6 представлены РЭМ изображение поверхности, 3D-профиль поверхности и профилограмма образца, полученного при облучении лазерным излучением с мощностью 5.1 W.

Из полученных изображений можно увидеть, что вертикальные массивы обладают более однородной конусообразной формой в сравнении с предыдущими образцами. Отмечается наличие сферических частиц, полученных в результате лазерной абляции. Однако следует отметить, что данные частицы более смещены к вершинам массивов, чем к их боковым сторонам. Сохраняется закономерность, при которой с увеличением мощности лазерного излучения идет рост геометрических размеров вертикально ориентированных массивов. Высота массивов находится в диапазоне 46–65 μm , а их диаметр составляет 42–66 μm . Ширина впадин составляет 20–23 μm .

На рис. 7 представлены РЭМ изображение поверхности, 3D-профиль поверхности и профилограмма образца, полученного при облучении лазерным излучением с мощностью 5.7 W.

Анализ морфологии образца показал снижение амплитуды перепадов высот вертикально ориентированных

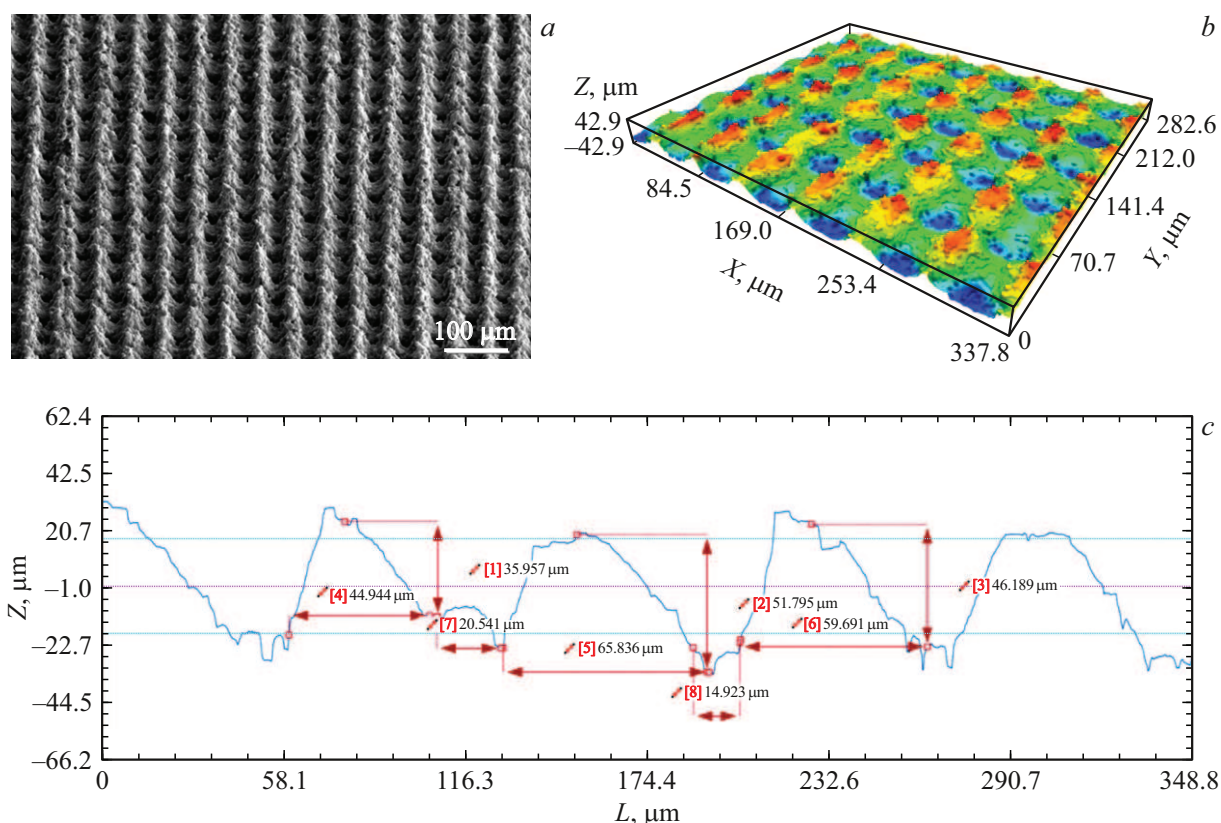


Рис. 5. Морфология поверхности образца, облученного при воздействии лазерным излучением с мощностью 4.6 W; *a* — РЭМ изображение поверхности, *b* — 3D-профиль поверхности, *c* — профилограмма поверхности.

массивов. РЭМ изображение указывает на сохранение периодичности структуры, однако сами вертикальные массивы уже не претерпевают значительных изменений. Исходя из полученных изображений, можно заключить, что вертикальные массивы сохраняют однородную форму. Также стоит отметить уменьшение перепадов высот вертикальных массивов в сравнении с предыдущими образцами. Высота массивов составляла $55\text{--}72\text{ }\mu\text{m}$, диаметр массивов — $40\text{--}65\text{ }\mu\text{m}$. Диаметр впадин составлял $24\text{--}26\text{ }\mu\text{m}$.

Исходя из результатов рассмотренных образцов, можно сделать выводы, что с увеличением мощности лазерного излучения высота массивов будет увеличиваться до тех пор, пока не будет достигнута точка, при которой дальнейшее увеличение лазерного излучения не будет приводить к выраженным изменениям формы массивов или ее деградации. При этом диаметр вертикальных массивов не претерпевает значительных изменений, составляя величину, не превышающую $65\text{ }\mu\text{m}$.

На рис. 8 представлены РЭМ изображения образца, покрытого слоем из ОУНТ.

Исходя из полученных изображений, можно заключить, что покрытие из ОУНТ является однородным и полностью покрывает ранее сформированные вертикальные массивы и впадины. При этом сами ОУНТ не являются идеально упорядоченными: нанотрубки собираются

в дезориентированные пучки и формируют сетчатую пористую структуру. Формирование слоя из ОУНТ имеет ряд преимуществ: во-первых, сетчатая структура нанотрубок значительно увеличивает эффективную площадь поверхности электрода, что напрямую влияет на емкость инъекции заряда и снижает импеданс при проведении электрохимических испытаний. Во-вторых, высокая проводимость ОУНТ обеспечивает эффективный транспорт зарядов и стабильный отклик в условиях стимуляции. И, наконец, УНТ обладают хорошей биосовместимостью и создают более мягкий интерфейс по сравнению с металлической подложкой при условии внедрения в биополимерный матрикс или функционализации [16,17]. Это способствует снижению риска воспалительных реакций и механического раздражения окружающих тканей.

2.2. Энергодисперсионная рентгеновская спектроскопия

В табл. 2 представлены результаты ЭДС образцов с обработанной лазерным излучением поверхностью.

Исходя из полученных результатов, заключаем, что в составе поверхности присутствуют основные элементы сплава AISI 316L, т.е. железо, хром, никель и углерод. Однако после воздействия лазерного излучения видно также высокое содержание оксидных фаз, что естествен-

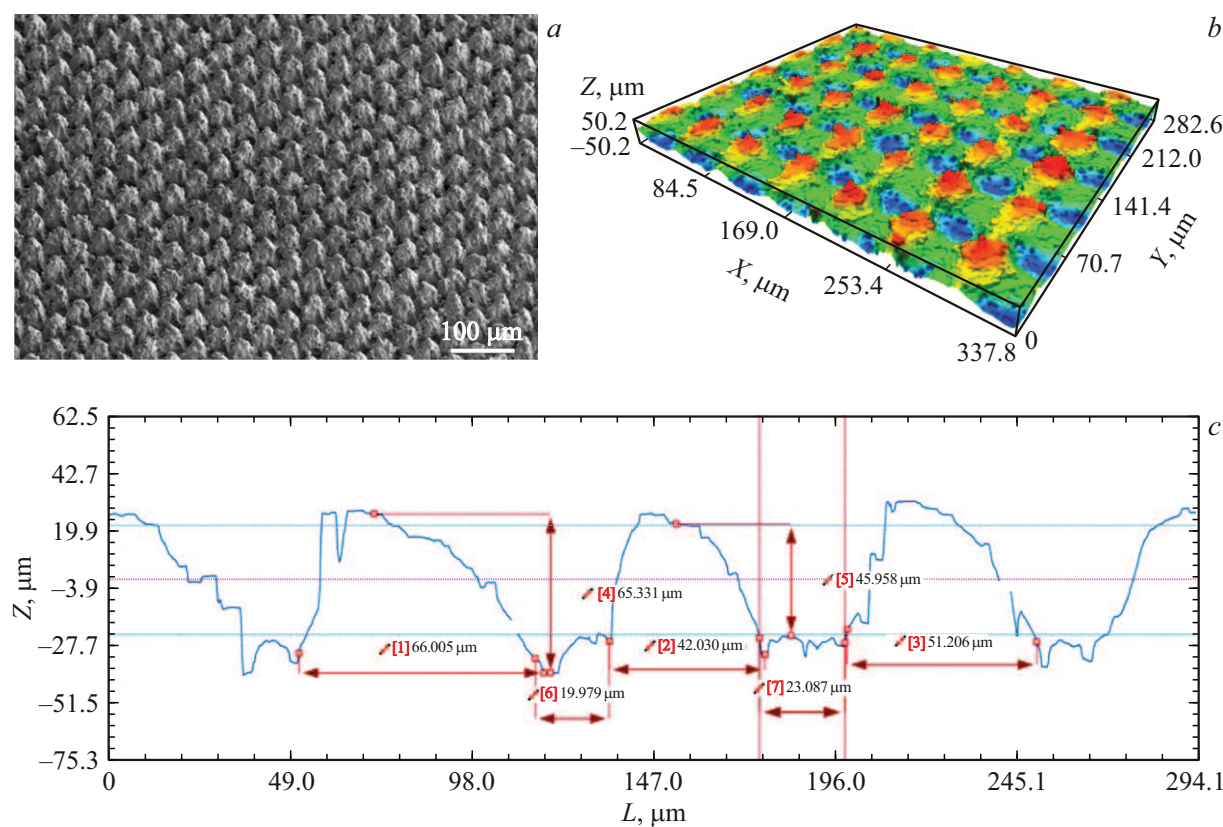


Рис. 6. Морфология поверхности образца, облученного при воздействии лазерным излучением с мощностью 5.1 W; *a* — РЭМ изображение поверхности; *b* — 3D-профиль поверхности; *c* — профилограмма поверхности.

Таблица 2. ЭДС образца мультимасштабных структур на основе наноматериалов для создания пассивных и активных имплантируемых устройств, стимулирующих нервные ткани после воздействия лазерного излучения

Углерод (C): 14.46 at.%	Кремний (Si): 1.63 at.%
Кислород (O): 19.97 at.%	Молибден (Mo): 0.52 at.%
Железо (Fe): 30.83 at.%	Хром (Cr): 26.85 at.%
Никель (Ni): 5.74 at.%	

Таблица 3. ЭДС образца мультимасштабных структур на основе наноматериалов для создания пассивных и активных имплантируемых устройств, стимулирующих нервные ткани после воздействия лазерного излучения с покрытием из ОУНТ

Углерод (C): 50.23 at.%	Кремний (Si): 0.95 at.%
Кислород (O): 30.35 at.%	Молибден (Mo): 0.15 at.%
Железо (Fe): 8.90 at.%	Хром (Cr): 7.90 at.%
Никель (Ni): 0.98 at.%	Натрий (Na): 0.55 at.%

но при воздействии высокоэнергетического лазерного излучения в воздухе. В табл. 3 представлены результаты

ЭДС образцов с обработанной лазерным излучением поверхностью и покрытием из ОУНТ.

Данные результаты указывают на высокое содержание углерода, что подтверждает формирование покрытия из ОУНТ на поверхности образцов. Также видно появление натрия, что обосновывается использованием ПАВ дезоксихолата натрия.

2.3. Электропроводность мультимасштабных структур на основе наноматериалов создания пассивных и активных имплантируемых устройств, стимулирующих нервные ткани

Были проведены измерения электропроводности мультимасштабных структур на основе наноматериалов для создания пассивных и активных имплантируемых устройств, стимулирующих нервные ткани. Результаты измерения образцов, облученных лазером с мощностью в диапазоне 3.5–5.7 W, представлены в табл. 4.

Полученные значения показывают, что в сравнении с контрольным образцом не происходило качественных изменений электропроводности. Видны лишь незначительные отклонения, которые тем не менее входят в предел погрешностей. Таким образом, воздействие лазерным излучением на поверхность образцов и после-

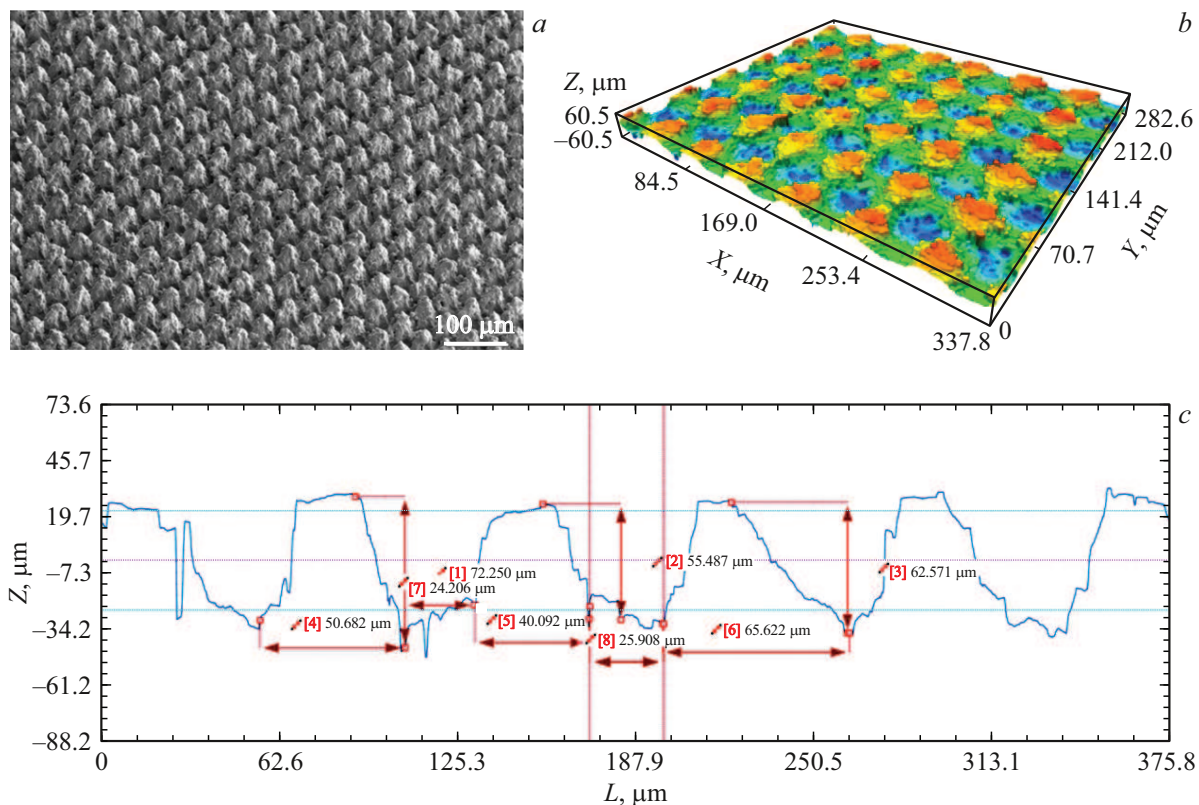


Рис. 7. Морфология поверхности образца, облученного при воздействии лазерным излучением с мощностью 5.7 W; *a* — РЭМ изображение поверхности, *b* — 3D-профиль поверхности, *c* — профилограмма поверхности.

Таблица 4. Электропроводность образцов мультимасштабных структур на основе наноматериалов для создания пассивных и активных имплантируемых устройств, стимулирующих нервные ткани после воздействия лазерного излучения

Образец	Контроль	3.5 W	4 W	4.6 W	5.1 W	5.7 W
Электропроводность, S/cm	16.0 ± 0.1	15.9 ± 0.4	15.8 ± 0.1	15.6 ± 0.1	16.3 ± 0.3	16.3 ± 0.2

Таблица 5. Электропроводность образцов мультимасштабных структур на основе наноматериалов для создания пассивных и активных имплантируемых устройств, стимулирующих нервные ткани после воздействия лазерного излучения и покрытия из ОУНТ

Образец	Контроль	3.5 W	4 W	4.6 W	5.1 W	5.7 W
Электропроводность, S/cm	16.0 ± 0.1	16.1 ± 0.3	16.2 ± 0.2	16.0 ± 0.2	16.0 ± 0.2	15.5 ± 0.3

дующая очистка поверхности не влияют на электропроводность образцов.

Далее были проведены измерения электропроводности образцов, облученных лазером с мощностью в диапазоне 3.5–5.7 W и имеющих покрытие из ОУНТ. Результаты измерений представлены в табл. 5.

Исходя из полученных значений, можно видеть, что покрытие из ОУНТ не дало значительных изменений электропроводности. При этом все образцы сопоставимы по значениям с электропроводностью контрольного образца. Таким образом, рассмотрев влияние лазерного излучения и покрытия из ОУНТ на электропроводность

поверхности образцов, можно сделать вывод, что данные факторы не оказывают значительного влияния на электропроводность поверхности.

2.4. Анализ изменений электрохимических характеристик мультимасштабных структур на основе наноматериалов создания пассивных и активных имплантируемых устройств, стимулирующих нервные ткани

На рис. 9 представлены циклические вольтамперограммы для контрольного образца, а также образцов

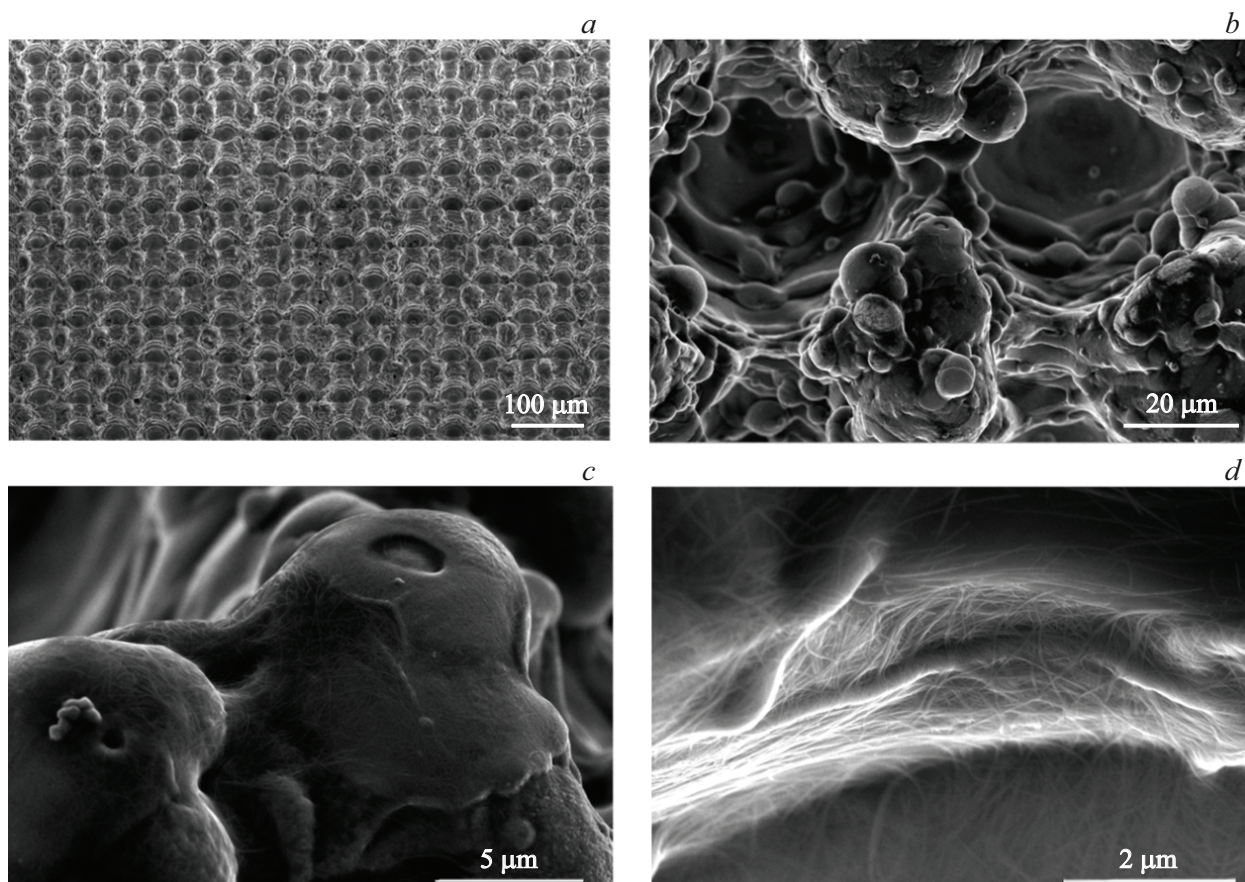


Рис. 8. РЭМ изображение образцов, покрытых слоем из ОУНТ при увеличении: *a* — 500х; *b* — 4000х; *c* — 20 000х; *d* — 60 000х.

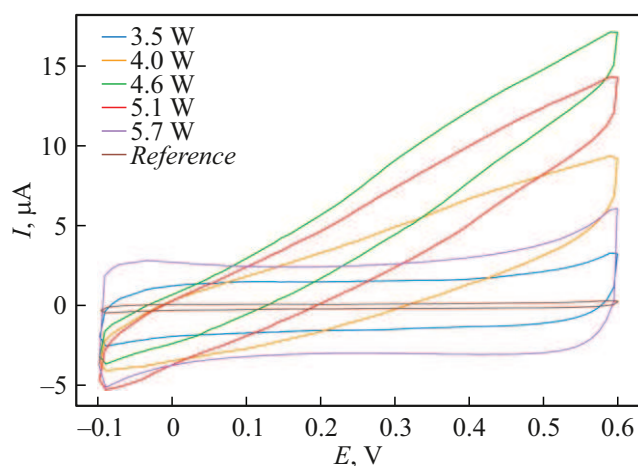


Рис. 9. Циклические вольтамперограммы контрольного образца и образцов, обработанных с помощью лазерного излучения мощностью 3.5–5.7 W. Скорость развертки — 100 % mV/s.

мультимасштабных структур на основе наноматериалов для создания пассивных и активных имплантируемых устройств, стимулирующих нервные ткани после воздействия лазерного излучения.

Из данных кривых видно, что контрольный образец не проявляет какой-либо каталитической активности в указанном диапазоне потенциалов в сравнении с остальными образцами. В случае же исследуемых образцов видно, что под влиянием увеличения воздействия лазерного излучения возрастает амплитуда тока. Рост тока может быть обусловлен возрастанием активной поверхности с увеличением воздействия лазерного излучения. Однако в случае мощности 5.7 W видно, что значения токов меньше, что может указывать на возможные повреждения структуры. Сами кривые представляют собой замкнутые петли, что указывает емкостной характер образцов. Результаты измерения емкостных характеристик образцов представлены в табл. 6.

Исходя из полученных значений, можно заключить, что наибольшей площадью емкостью обладал образец, облученный мощностью лазерного излучения 4.6 W. При этом стоит обратить внимание на то, что наибольшей стабильностью сохранения емкости при проведении циклов обладали образцы, облученные при мощности лазерного излучения 4 и 5.7 W.

Далее на рис. 10 представлены циклические вольтамперограммы образцов мультимасштабных структур на основе наноматериалов для создания пассивных и

Таблица 6. Емкостные характеристики образцов мультимасштабных структур на основе наноматериалов для создания пассивных и активных имплантируемых устройств, стимулирующих нервные ткани после воздействия лазерного излучения

Образец	Контроль	3.5 W	4 W	4.6 W	5.1 W	5.7 W
Площадная емкость, $\mu\text{F}/\text{cm}^2$	0.79 ± 0.01	7.6 ± 0.1	17.1 ± 0.1	33.5 ± 1.6	27.7 ± 1.0	19.5 ± 0.2
Стабильность, %	97.2	98.2	99	85	87.4	99

Таблица 7. Емкостные характеристики образцов мультимасштабных структур на основе наноматериалов для создания пассивных и активных имплантируемых устройств, стимулирующих нервные ткани после воздействия лазерного излучения и покрытия из ОУНТ

Образец	Контроль	3.5 W	4 W	4.6 W	5.1 W	5.7 W
Площадная емкость, $\mu\text{F}/\text{cm}^2$	0.79 ± 0.01	26.3 ± 0.4	122.7 ± 5.9	76.2 ± 1.9	85.7 ± 2.5	79.8 ± 2.1
Стабильность, %	97.2	99.0	98.7	91.4	91.0	91.3

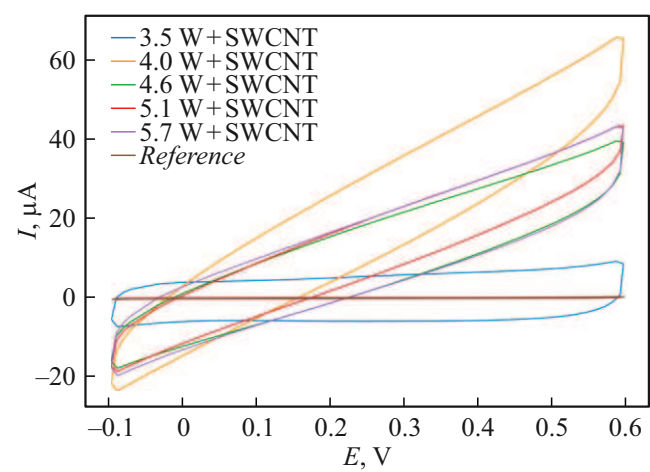


Рис. 10. Циклические вольтамперограммы контрольного образца и образцов, обработанных с помощью лазерного излучения мощностью 3.5–5.7 W и покрытием из ОУНТ. Скорость разветтки — 100 mV/s.

активных имплантируемых устройств, стимулирующих нервные ткани после воздействия лазерного излучения и покрытия из ОУНТ.

Из данных кривых видно, что, как и в предыдущем случае, вольтамперограммы экспериментальных образцов отличаются от таковых в контрольном образце. Также заметно, что с возрастанием мощности лазерного излучения возрастает амплитуда тока. В данном случае это объясняется как ростом площади поверхности, вызванным формированием микроструктурных массивов, так и формированием слоя из ОУНТ. Более того, из графиков видно, что амплитуда тока образцов со слоем из ОУНТ превосходит амплитуду тока образцов, которые были облучены лазерным излучением. Полученные кривые также обладают замкнутой петлей без ярко выраженных окислительно-восстановительных реакций, что также указывает на емкостной характер образцов.

Результаты измерения емкостных характеристик представлены в табл. 7.

Исходя из полученных результатов, можно утверждать, что наибольшей площадной емкостью обладает образец с покрытием ОУНТ, облученный лазерным излучением мощностью 4 W. Данный образец также обладал более высокой степенью стабильности, равной 98.7%, по сравнению с образцами, подвергшимися воздействию лазерного излучения в диапазоне 4.6–5.7 W.

Заключение

В работе проведено комплексное исследование образцов мультимасштабных структур на основе наноматериалов для создания пассивных и активных имплантируемых устройств, стимулирующих нервные ткани, включающее морфологический, структурный, электрический и электрохимический анализ. Был представлен процесс формирования мультимасштабных структур, включающий в себя использование наносекундного лазерного излучения, а также нанесение ОУНТ. Результаты исследования морфологии поверхности показали формирование выраженной упорядоченной поверхности с выступающими вертикальными массивами и впадинами. Было подтверждено, что в зависимости от мощности лазерного излучения изменяется высота вертикальных массивов и впадин. Так, в диапазоне мощности лазерного излучения 3.5–5.7 W высота массивов может находиться в диапазоне 35–72 μm . При этом диаметр массивов не претерпевал значительных изменений, оставаясь в диапазоне 40–66 μm для всех образцов. Также изменение мощности лазерного излучения влияло на диаметр впадин, размер которых находился в диапазоне 11–26 μm . Наибольшая высота массивов в диапазоне 55–72 μm была достигнута у образца, облученного с мощностью лазерного излучения 5.7 W. При помощи РЭМ было также подтверждено формирование равно-

мерного покрытия из ОУНТ. При этом сами ОУНТ не являются идеально упорядоченными: нанотрубки собираются в дезориентированные пучки и формируют сетчатую пористую структуру.

Энергодисперсионная рентгеновская спектроскопия позволила подтвердить ожидаемые изменения в элементном составе поверхности образцов мультимасштабных структур на основе наноматериалов для создания пассивных и активных имплантируемых устройств, стимулирующих нервные ткани. Так, при использовании лазерного излучения на воздухе было подтверждено возрастание оксидных фаз. В то же время нанесение покрытия из ОУНТ привело к ожидаемому увеличению содержания углерода на поверхности образцов.

Исследование электропроводности показало воспроизводимые значения. Влияние лазерного излучения и нанесение покрытия из ОУНТ оказывало слабое влияние на значения электропроводности образцов, которые, в свою очередь, были сопоставимы по значениям с контрольным образцом, т.е. металлической пластиной марки AISI 321L, и были равны $(16.0 \pm 0.1) \text{ S/cm}$.

В ходе циклической вольтамперометрии был получен ожидаемый отклик, где было видно, что контрольный образец не проявляет каталитической активности в указанном диапазоне потенциалов в сравнении с остальными образцами. В случае же исследуемых образцов видно, что под влиянием увеличения воздействия лазерного излучения возрастает амплитуда тока. Сами кривые представляли собой замкнутые петли, что указывает на емкостной характер образцов. Наибольшим сочетанием стабильности циклов (98.7%) и площадью емкости ($125.7 \mu\text{F/cm}^2$) обладал образец, облученный лазерным излучением с мощностью 4 W с покрытием из ОУНТ. Таким образом, совокупность полученных данных указывает на перспективность выбранного подхода к созданию образцов мультимасштабных структур на основе наноматериалов для создания пассивных и активных имплантируемых устройств, стимулирующих нервные ткани, включающего использование лазерного излучения и нанесения покрытия из ОУНТ, а также на возможное прикладное применение полученных материалов.

Финансирование работы

Работа выполнена с использованием оборудования Центра коллективного пользования „Центр лазерных технологий в медицине“ при поддержке Министерства науки и высшего образования Российской Федерации. Работа выполнена в рамках крупного научного проекта при финансовой поддержке Российской Федерации в лице Министерства науки и высшего образования Российской Федерации в рамках соглашения №075-15-2024-555 от 25 апреля 2024 года.

Конфликт интересов

Авторы заявляют, что у них нет конфликта интересов.

Список литературы

- [1] E. McGlynn, V. Nabaei, E. Ren, G. Galeote-Checa, R. Das, G. Curia, H. Heidari. *Adv. Sci.*, **8**(10), 2002693 (2021). DOI: 10.1002/advs.202002693
- [2] P.A. Starr. *Front. Neurosci.*, **12**, 619 (2018). DOI: 10.3389/fnins.2018.00619
- [3] A. Burton, S.M. Won, A.K. Sohrabi, T. Stuart, A. Amirhossein, J.U. Kim, Y. Park, A. Gabros, J.A. Rogers, F. Vitale, A.G. Richardson, P. Gutruf. *Microsyst. Nanoeng.*, **7**, 62 (2021). DOI: 10.1038/s41378-021-00294-7
- [4] S. Elyahoodayan, W. Jiang, C.D. Lee, X. Shao, G. Weiland, J.J. Whalen III, A. Petrossians, D. Song. *Front. Neurosci.*, **15**, 616063 (2021). DOI: 10.3389/fnins.2021.616063
- [5] A.R. Harris, C. Newbold, P. Carter, R. Cowan, G.G. Wallace. *Front. Neurosci.*, **13**, 380 (2019). DOI: 10.3389/fnins.2019.00380
- [6] L. Li, C. Jiang, W. Duan, Z. Wang, F. Zhang, C. He, T. Long, L. Li. *Microsyst. Nanoeng.*, **8**, 96 (2022). DOI: 10.1038/s41378-022-00433-8
- [7] D. Shuleiko, S. Zaboltnov, O. Sokolovskaya, M. Poliakov, L. Volkova, T. Kunkel, E. Kuzmin, P. Danilov, S. Kudryashov, D. Pepelayev, S. Kozyukhin, L. Golovan, P. Kashkarov. *Materials*, **16**(13), 4524 (2023). DOI: 10.3390/ma16134524
- [8] S. Amini, W. Seche, N. May, H. Choi, P. Tavousi, S. Shahbazzmohamadi. *Sci. Rep.*, **12**, 13966 (2022). DOI: 10.1038/s41598-022-18161-4
- [9] A. Mazzatenta, M. Giugliano, S. Campidelli, L. Gambazzi, L. Businaro, H. Markram, M. Prato, L. Ballerini. *J. Neurosci.*, **27**(26), 6931 (2007). DOI: 10.1523/JNEUROSCI.1051-07.2007
- [10] N. Burblied, J. Schulze, H.C. Schwarz, K. Kranz, D. Motz, C. Vogt, T. Lenarz, A. Warnecke, P. Behrens. *PLoS One*, **11**(7), e0158571 (2016). DOI: 10.1371/journal.pone.0158571
- [11] K. Foremny, W.S. Konerding, A. Behrens, P. Baumhoff, U.P. Froriep, A. Kral, T. Doll. *Nanomaterials*, **11**(4), 1029 (2021). DOI: 10.3390/nano11041029
- [12] T. Murakami, N. Yada, S. Yoshida. *Micromachines*, **15**(5), 650 (2024). DOI: 10.3390/mi15050650
- [13] N.P. Pampaloni, M. Giugliano, D. Scaini, L. Ballerini, R. Rauti. *Front. Neurosci.*, **12**, 953 (2019). DOI: 10.3389/fnins.2018.00953
- [14] N. Elgrishi, K.J. Rountree, B.D. McCarthy, E.S. Rountree, T.T. Eisenhart, J.L. Dempsey. *J. Chem. Educ.*, **95**(2), 197 (2018). DOI: 10.1021/acs.jchemed.7b00361
- [15] G. Schmidl, G. Jia, A. Gawlik, J. Kreusch, F. Schmidl, J. Dellith, A. Dathe, Z.-H. Lin, J.-S. Huang, J. Plentz. *Sci. Rep.*, **8**, 11283 (2018). DOI: 10.1038/s41598-018-29661-7
- [16] A. Kunisaki, A. Kodama, M. Ishikawa, T. Ueda, M.D. Lima, T. Kondo, N. Adachi. *Sci. Rep.*, **13**(1), 21799 (2023). DOI: 10.1038/s41598-023-48534-2
- [17] A. Shar, A. Shar, D. Joung. *Front. Bioeng. Biotechnol.*, **11**, 1299166 (2023). DOI: 10.3389/fbioe.2023.1299166