

Модификация титановой поверхности биомедицинской электроники с целью улучшения электрофизических свойств

© К.Д. Ефремова,^{1,2} Е.А. Кузнецова,¹ П.Н. Василевский,¹ С.В. Селищев,¹ А.Ю. Герасименко^{1,2}

¹Институт биомедицинских систем, Национальный исследовательский университет „Московский институт электронной техники“,

124498 Москва, Зеленоград, Россия

²Институт бионических технологий и инжиниринга, Первый Московский государственный медицинский университет им. И.М. Сеченова,

119991 Москва, Россия

e-mail: kristal_p@mail.ru

Поступило в Редакцию 8 декабря 2025 г.

В окончательной редакции 8 декабря 2025 г.

Принято к публикации 8 декабря 2025 г.

Модификация титановой поверхности для биомедицинской электроники с целью улучшения электрофизических свойств выполнена путем формирования проводящих покрытий на основе одностенных углеродных нанотрубок. Исследовано влияние параметров приготовления углеродных дисперсных сред на свойства формируемых покрытий. Нанотрубки стабилизированы с использованием различных поверхностно-активных веществ и подвергнуты ультразвуковой гомогенизации и центрифугированию с варьированием ключевых параметров. Однородность дисперсных сред оценивалась методами оптической спектроскопии и динамического рассеяния света. Электрофизические свойства изготовленных покрытий исследовали с помощью измерения поверхностного сопротивления. Установлено, что оптимизация параметров обработки, таких как мощность и время гомогенизации, способствует разрушению агломератов, повышению стабильности дисперсий и улучшению электропроводности формируемых покрытий.

Ключевые слова: одностенные углеродные нанотрубки, поверхностно-активные вещества, удельная электропроводность, проводящие покрытия, титановая поверхность.

DOI: 10.61011/JTF.2026.05.62748.326-25

Введение

Титан и его сплавы широко применяются в биомедицинской электронике для изготовления имплантируемых электродов, корпусов сенсоров, нейростимуляторов и кардиостимуляторов благодаря высокой коррозионной стойкости, биосовместимости и механической прочности. Однако относительно низкая электропроводность чистого титана ограничивает его применение в устройствах, требующих эффективной передачи электрического сигнала между биотканями и электронной частью системы [1,2].

Одним из перспективных подходов к улучшению электрофизических свойств титановых поверхностей является их модификация углеродными нанотрубками (УНТ) [3,4]. Благодаря высокой проводимости, большой удельной поверхности и химической устойчивости УНТ способны значительно повысить эффективность передачи электрического сигнала и обеспечить возможность точной настройки свойств покрытий под конкретные функциональные задачи. Однако актуальной является проблема слабой адгезии УНТ к металлической подложке, что снижает долговечность и стабильность покрытий.

Одним из наиболее эффективных методов повышения прочности сцепления УНТ с титановой подложкой является лазерная обработка, сопровождающаяся локальным

нагревом и кратковременным плавлением поверхностного слоя металла [5,6]. При воздействии высокоинтенсивных импульсов происходит диффузия атомов углерода из слоя УНТ в приповерхностную зону титана, что приводит к формированию карбидных фаз, прежде всего TiC [7]. Образующийся переходный слой обеспечивает механическую фиксацию нанотрубок и улучшает электрический контакт между углеродной сетью и металлической подложкой [8]. Кроме того, лазерная обработка способствует выравниванию рельефа поверхности, снижению контактного сопротивления и созданию устойчивой трехмерной проводящей структуры [6]. Такая комбинация эффектов позволяет получать композитные покрытия „Ti–УНТ/TiC“ с повышенной электропроводностью, износостойкостью и стабильностью в условиях эксплуатации имплантируемых электронных систем. Однако эффективность лазерно-индуцированного формирования TiC существенно зависит от равномерности и качества исходного углеродного слоя, что требует предварительного получения устойчивой, однородной дисперсной среды на основе УНТ и ее контролируемого нанесения на поверхность титана [7].

УНТ склонны к агрегации из-за сильных межтрубчатых ван-дер-ваальсовых взаимодействий и высокой удельной поверхности, что затрудняет их равномерное распределение в водных растворах [9]. Для стабилизации

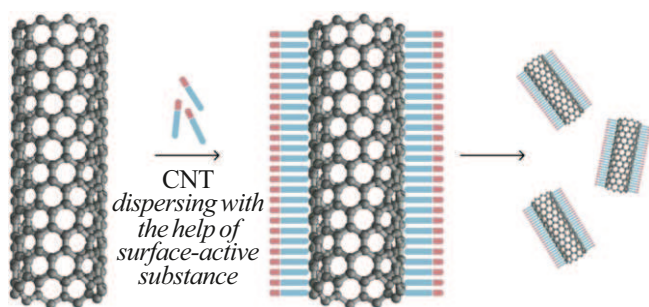


Рис. 1. Схема взаимодействия УНТ с ПАВ.

дисперсий и предотвращения агрегации используют поверхностно-активные вещества (ПАВ), в частности, холат натрия (ХН, SC) и дезоксихолат натрия (ДХН, DOC) [10]. ХН и ДХН являются представителями солей желчных кислот. Желчные кислоты — это стероидные кислоты, синтезируемые в печени из холестерина, которые выполняют функцию эмульгаторов жиров и обладают амфифильными свойствами за счет наличия в молекуле гидрофобных стероидных остовов и гидрофильных групп. Соли желчных кислот, включая ХН и ДХН, представляют собой натриевые соли этих кислот и благодаря своему амфифильному характеру эффективно взаимодействуют с УНТ, способствуя их стабилизации и диспергированию в водных средах. Гидрофобная часть данных ПАВ взаимодействует с углеродной поверхностью нанотрубки, а гидрофильная — ориентирована наружу, формируя стабилизирующий слой и предотвращая слипание нанотрубок (рис. 1).

Выбор именно ХН и ДХН обусловлен их эффективностью в стабилизации одностенных углеродных нанотрубок (ОУНТ) в водных системах и их биосовместимостью, что важно для применения в биомедицинской электронике. При этом между ними есть ключевые различия: ДХН более гидрофобен, так как содержит меньше гидроксильных групп в стероидном скелете, что усиливает взаимодействие с углеродной поверхностью и повышает эффективность диспергирования нанотрубок [10]. ХН, будучи более гидрофильным, образует стабильные водные мицеллы, но слабее связывается с нанотрубкой [10].

Качество получаемой дисперсной среды, а, следовательно, и равномерность наносимого покрытия, определяется параметрами ее приготовления. Существенное влияние на степень диспергирования оказывают время и мощность ультразвуковой гомогенизации [9].

Ультразвуковая гомогенизация сопровождается развитием кавитационных процессов, лежащих в основе механизма дезагрегации углеродных наноструктур [11]. Кратковременное формирование и имплозия кавитационных пузырьков создают локально высокие давления и микроструйные потоки, вызывающие значительные сдвиговые напряжения в объеме жидкости [12]. Эти механические воздействия эффективно разрушают крупные

агрегаты УНТ и способствуют их индивидуализации, а также обеспечивают более полное покрытие нанотрубок молекулами ПАВ [13,14]. В результате формируются устойчивые комплексы „УНТ-ПАВ“, препятствующие последующей агрегации.

Центрифугирование используется как метод оценки устойчивости дисперсных систем после ультразвуковой обработки [15]. Под действием центробежного поля агрегированные и недостаточно стабилизированные частицы осаждаются быстрее, тогда как устойчивые дисперсные фракции, полностью покрытые молекулами ПАВ и не склонные к агрегации, остаются во взвешенном состоянии. Таким образом, степень прозрачности надосадочной фазы, равномерность распределения частиц и отсутствие значимого осадка после центрифугирования служат индикаторами стабильности сформированной дисперсной среды [16]. Сочетание ультразвуковой обработки и последующего контроля стабильности методом центрифугирования позволяет объективно оценить эффективность используемых ПАВ в предотвращении агрегации нанотрубок.

Таким образом, в настоящей работе представлен подход к модификации титановой поверхности для биомедицинской электроники. Для достижения цели по улучшению электрофизических свойств исследовано влияние ключевых параметров приготовления дисперсных сред (время и мощность ультразвуковой гомогенизации, режимы центрифугирования) на характеристики покрытий на основе ОУНТ и ПАВ ХН/ДХН. Оптическая спектроскопия и динамическое рассеяние света использовались для оценки однородности и стабильности суспензий, что напрямую коррелирует с качеством формируемых покрытий. Ключевым критерием эффективности модификации поверхности служило измерение электропроводности полученных покрытий на титановых подложках. В результате определены оптимальные условия синтеза дисперсных сред, обеспечивающие формирование однородных и высокопроводящих покрытий, что создает основу для последующей лазерной модификации с целью получения композитных структур „Ti–УНТ/TiC“ с заданными электрофизическими свойствами.

1. Материалы и методы исследований

В разд. 1 изложены материалы и методы исследования. Приведен перечень использованных материалов с указанием их основных технических характеристик. Подробно описана разработанная методика модификации поверхности титановых подложек, заключающаяся в формировании проводящего покрытия методом напыления стабилизированных дисперсий на основе ОУНТ. Для контроля качества и однородности приготовленных дисперсных сред применялись методы оптической спектроскопии в УФ и видимой областях и динамического рассеяния света, позволяющие оценить степень агрегации нанотрубок и стабильность суспензий.

Ключевой этап работы включал оценку эффективности модификации поверхности, для чего была использована методика измерения поверхностного электрического сопротивления сформированных покрытий с помощью четырехзондового метода.

1.1. Используемые материалы

Для приготовления дисперсных сред применялись ОУНТ марки Tuball 01RW03 (производитель OCSiAl, Россия). Нанотрубки, синтезированные методом химического осаждения из паровой фазы (CVD), характеризовались средним внешним диаметром (1.6 ± 0.4) nm, длиной более 5 μ m и степенью чистоты не ниже 99.9 %. В качестве диспергирующих агентов использовались два типа ПАВ: ХН и ДХН (производитель neoFroxx, Германия). Массовое соотношение компонентов в получаемой дисперсной среде составляло 0.1 mg/ml ОУНТ: 0.9 mg/ml ПАВ, что обеспечивало устойчивость суспензии и предотвращало агломерацию нанотрубок. Все эксперименты проводились с использованием дистиллированной воды, имеющей удельную электропроводность $5.1 \cdot 10^{-4}$ S/m и pH от 6.8 до 7.0 при $T = 298.15$ K.

1.2. Ультразвуковая гомогенизация

Полученные дисперсные смеси подвергали ультразвуковой дезагрегации с использованием гомогенизатора Q700 (Qsonica, США). Обработка проводилась при температуре (20 ± 2) °C и амплитуде ультразвуковых колебаний 25 % от номинальной мощности прибора.

Для исследования кинетики диспергирования образцы суспензии отбирали через равные 20-min интервалы в течение 80 min обработки ультразвуком. Отобранные пробы использовались для последующего анализа оптических характеристик и степени диспергирования нанотрубок.

1.3. Центрифугирование

Исследование влияния параметров центрифугирования на кинетическую стабильность дисперсных сред проводилось в два последовательных этапа с использованием лабораторной центрифуги CM-6M (производитель Elmi, Латвия).

На первом этапе при фиксированном времени обработки 30 min изменялась скорость вращения ротора в диапазоне от 100 до 3500 rpm с шагом 1000 rpm. На втором этапе, напротив, скорость вращения ротора была постоянной и составляла 3500 rpm, тогда как время центрифугирования варьировали — 60, 90 и 120 min. После каждого цикла центрифугирования анализировали оптическую плотность надосадочной жидкости.

Принцип оценки стабильности дисперсной системы основан на том, что количественное содержание частиц, оставшихся во взвешенном состоянии в надосадочной

жидкости, прямо коррелирует с ее кинетической устойчивостью. В условиях высокой стабильности дисперсии оптическая плотность сверхнатанта должна оставаться неизменной во времени, что свидетельствует об отсутствии значимой агрегации и седиментации частиц. Напротив, уменьшение оптической плотности указывает на прогрессирующую агрегацию и выпадение частиц в осадок, следовательно, на потерю устойчивости дисперсии.

1.4. Нанесение покрытий на титановые подложки

Углеродные покрытия на основе ОУНТ формировали методом распылительного осаждения на предварительно подготовленную титановую поверхность стеклянных подложек, выступающую в роли медицинского устройства.

Титановая поверхность на очищенных, обезжиренных стеклянных подложках формировалась с помощью магнетронного напыления в атмосфере аргона при рабочем давлении $3 \cdot 10^{-3}$ Torr, постоянной мощности 1000 W и длительности процесса 24 min. В результате были получены сплошные титановые слои толщиной (200 ± 10) nm, характеризующиеся высокой однородностью и адгезией к подложке.

Формирование углеродного покрытия осуществлялось на автоматизированной установке распылительного осаждения с контролируемым испарением растворителя. В качестве дисперсных сред для напыления использовались образцы, описанные в разд. 1.1. и 1.2. Процесс осаждения осуществляли на автоматизированной установке, оснащенной системой прецизионного распыления и термостатируемым держателем подложек. Ключевой особенностью методики являлось синхронизированное воздействие двух факторов: осаждения дисперсной среды и мгновенного испарения растворителя, приводящего к „фиксации“ УНТ на поверхности подложки. Дисперсная среда подавалась через сопло диаметром 0.5 mm под давлением 2 bar на предварительно нагретую до (100 ± 5) °C подложку. Расстояние „сопло-подложка“ составляло 10 cm, что обеспечивало оптимальное формирование аэрозольного факела. Скорость перемещения распылительной головки составляла 1 cm/s, что способствовало равномерному распределению материала. После каждых десяти проходов выполнялась технологическая пауза продолжительностью 5 s для полного удаления растворителя. Толщина и однородность напыленных слоев контролировалась и оценивалась методом оптической профилометрии с помощью профилометра S Neox (SENSOFAR, Испания). Толщина каждого напыленного слоя составляла ~ 30 nm. Общее количество наносимых слоев составляло 200, что обеспечивало получение плотного и однородного покрытия толщиной $\sim 6 \mu$ m с воспроизводимыми параметрами.

1.5. Методика измерения оптических и электрофизических свойств

Оптические характеристики дисперсных систем на основе ОУНТ с холатом натрия (ОУНТ_ХН) и дезоксихолатом натрия (ОУНТ_ДХН) определялись методом спектрофотометрии в диапазоне длин волн 200 – 1100 nm с шагом 2 nm и скоростью сканирования 300 nm/min. В качестве опорных растворов использовалась дистиллированная вода. Измерения проводились с автоматической коррекцией фонового рассеяния и температурной стабилизацией образцов.

Для определения гидродинамического радиуса частиц и оценки степени диспергирования дополнительно использовался метод динамического рассеяния света (ДРС). Экспериментальные измерения выполнялись на специализированном комплексе Photocor Complex (производитель Photocor, Россия). Образцы дисперсных сред помещали в одноразовые полистирольные кюветы (производитель Brand, Германия). Измерительный протокол предусматривал проведение 10 последовательных сканирований для каждого образца с тремя независимыми повторами. Угол детектирования составлял 90°.

Электрофизические характеристики полученных покрытий определялись методом четырехзондовых измерений с использованием прецизионного цифрового мультиметра 34401A (производитель Keysight Technologies Inc., США). По измеренным значениям сопротивления вычислялась удельная электропроводность образцов:

$$\sigma = \frac{1}{r},$$

где σ — удельная электропроводность образцов, r — удельное сопротивление образцов.

2. Результаты и обсуждение

В разд. 2 представлены результаты измерений оптических характеристик сформированных дисперсных образцов, а также их зависимость от параметров ультразвуковой гомогенизации и центрифугирования. Проведен сравнительный анализ электропроводности образцов, полученных при различных режимах приготовления дисперсных сред, и установлены оптимальные условия для получения покрытий с минимальным удельным сопротивлением и высокой степенью однородности.

Дополнительно обсуждается влияние структурных особенностей сформированных композитов Ti–ОУНТ на их потенциальное применение в составе биомедицинской электроники, в частности, для изготовления электродов и функциональных элементов сенсорных систем.

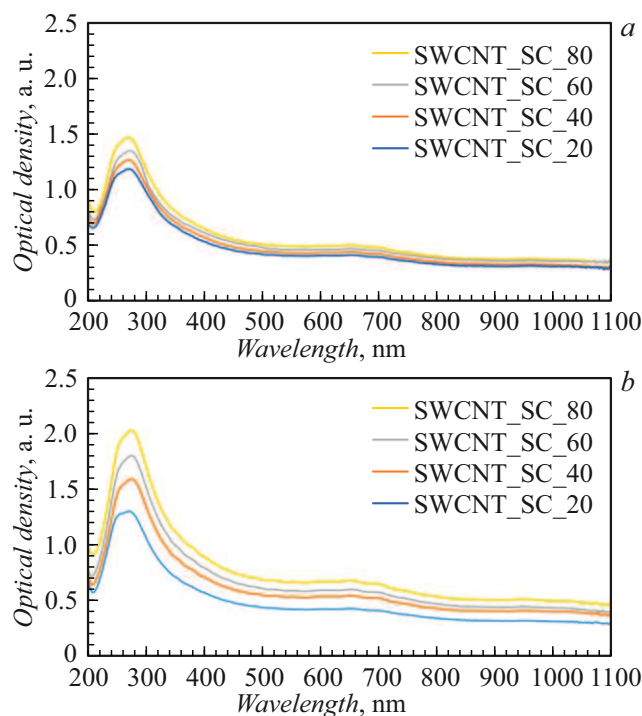


Рис. 2. Спектры поглощения углеродных дисперсных сред в присутствии: *a* — ПАВ ХН, *b* — ПАВ ДХН при различной продолжительности ультразвуковой обработки.

2.1. Влияние времени ультразвуковой гомогенизации на оптические свойства дисперсных сред

На разд. 2.1 настоящей работы исследовалось влияние продолжительности ультразвуковой гомогенизации на оптические свойства и степень диспергирования ОУНТ в коллоидных системах, стабилизированных ПАВ ХН и ПАВ ДХН.

На рис. 2 представлены спектры оптического поглощения дисперсных сред ОУНТ_ХН (рис. 2, *a*) и ОУНТ_ДХН (рис. 2, *b*) при различной продолжительности ультразвуковой обработки (20, 40, 60 и 80 min). С увеличением длительности обработки наблюдается рост интенсивности полосы поглощения в области ~ 270 nm, соответствующей $\pi - \pi^*$ -переходам в структуре нанотрубок. Данный эффект указывает на постепенное разрушение крупных агломератов и повышение степени диспергирования частиц в объеме раствора.

Наиболее выраженные изменения зафиксированы для среды, содержащей ДХН: оптическая плотность дисперсий ОУНТ_ДХН при 80 min обработке превышала значения для ОУНТ_ХН примерно на 25 % – 30 %. Это свидетельствует о более эффективном взаимодействии ДХН с поверхностью нанотрубок и его способности обеспечивать устойчивую коллоидную систему. После 80 min ультразвукового воздействия спектральные характеристики стабилизировались, что позволяет считать

Таблица 1. Результаты измерений образцов дисперсной среды с ПАВ ХН и ПАВ ДХН методом ДРС при различной продолжительности ультразвуковой обработки

Время ультразвуковой обработки, min	ХН		ДХН	
	Доля рассеяния в образце, %	Средний радиус, nm	Доля рассеяния в образце, %	Средний радиус, nm
20	31	351	58	214
	69	48 000	42	31 000
40	42	286	67	178
	58	44 000	33	27 000
60	55	245	80	169
	45	25 000	20	22 000
80	63	200	86	142
	37	21 000	14	18 000

данный режим оптимальным по степени диспергирования.

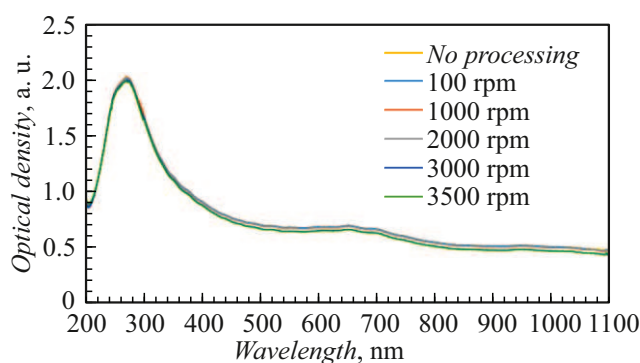
Для подтверждения наблюдаемых тенденций был проведен анализ методом ДРС. Полученные данные показали, что с увеличением времени ультразвуковой гомогенизации происходит сокращение среднего гидродинамического радиуса частиц и рост доли мелкодисперсной фракции (табл. 1). В частности, для образцов на основе ДХН доля рассеяния от мелких частиц достигала ~ 85 % при 80 min, тогда как для систем с ХН она не превышала ~ 60 %.

Результаты спектрального анализа и измерений методом ДРС демонстрируют согласованную тенденцию: увеличение времени ультразвуковой обработки способствует разрушению агломератов нанотрубок и повышению однородности дисперсий. При этом использование ДХН обеспечивает более высокую степень стабилизации и равномерности распределения нанотрубок по сравнению с ХН.

2.2. Влияние времени и мощности центрифугирования на оптические свойства дисперсных сред

Получены оптические спектры дисперсных сред на основе ОУНТ с добавлением ПАВ ДХН, обработанных ультразвуком в течение 80 min (рис. 3). Спектры демонстрируют зависимость оптической плотности дисперсий ОУНТ_ДХН в широком спектральном диапазоне от скорости центрифугирования, изменяемой от 100 до 3500 rpm при фиксированном времени центрифугирования 30 min.

Анализ оптической плотности показал, что увеличение скорости центрифугирования ведет к незначительному снижению оптической плотности, при этом в целом изменение не превышает ~ 2 %. Это может

**Рис. 3.** Зависимость спектров дисперсной среды ОУНТ_ДХН от скорости центрифугирования.

свидетельствовать о высокой кинетической стабильности исследуемых дисперсий, поскольку стохастическая агрегация и седиментация частиц при таких условиях минимальны. Поддержание практически постоянной оптической плотности надосадочной жидкости указывает на высокую степень дисперсности и отсутствие значимых процессов коагуляции или выпадения в осадок в пределах исследуемых режимов центрифугирования.

Результаты ДРС для дисперсных сред ОУНТ с ПАВ ДХН, обработанных ультразвуком и подвергнутых центрифугированию при различных скоростях ротора в течение 30 min, представлены в табл. 2. По данным ДРС выделяются две фракции частиц: преобладающая (86 % – 87 %) со средним радиусом 139 – 143 nm и менее выраженная (13 % – 14 %) с радиусом порядка 18000 nm. При изменении скорости центрифугирования от 0 до 3500 rpm наблюдается стабильность процентного соотношения обеих фракций и их размеров.

Анализ этих данных показывает, что увеличение скорости центрифугирования практически не влияет ни на

Таблица 2. Результаты измерений образцов дисперсной среды с ПАВ ДХН методом ДРС при различной скорости центрифугирования (продолжительность 30 min)

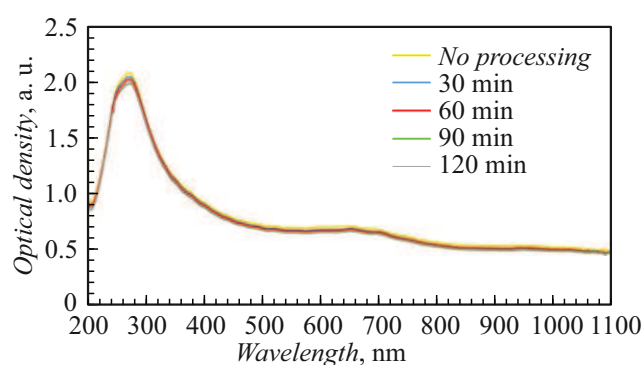
Скорость центрифугирования, rpm	Доля рассеяния в образце, %	Средний радиус, nm
0	86	142
	14	18 000
100	85	140
	15	18 000
1000	86	143
	14	18 000
2000	87	139
	13	18 000
3000	86	140
	14	18 000
3500	87	138
	13	18 000

распределение частиц, ни на их средний размер — разница по радиусу диспергированных наночастиц составляет менее 2% в пределах изученного диапазона скоростей. Такая стабильность крупнодисперсной и нанодисперсной фракции согласуется с результатами оптической спектроскопии, где было показано, что оптическая плотность образцов оставалась практически неизменной при изменении параметров центрифугирования. Совокупность этих результатов подтверждает высокую кинетическую стабильность дисперсных сред: даже при увеличении скорости центрифугирования агрегативные процессы и выпадение крупных частиц не усиливаются, а мелкодисперсная фракция ОУНТ сохраняет свои характеристики.

Далее дисперсные среды ОУНТ с добавлением ДХН, предварительно обработанных ультразвуком 80 min, подвергались центрифугированию в течение различного времени (30, 60, 90, 120 min). При этом скорость центрифугирования оставалась постоянной. Для оценки изменений изучались спектры оптической плотности надосадочной жидкости на всем диапазоне длин волн (200 – 1100 nm) (рис. 4).

Анализ спектров показал постепенное снижение оптической плотности с увеличением времени центрифугирования. Наибольшие изменения наблюдаются в течение первых 90 min, после чего параметры спектра стабилизируются: при времени обработки 90 и 120 min значимые изменения не фиксируются.

Данные ДРС (табл. 3) при фиксированной максимальной скорости центрифугирования и варьировании времени обработки (от 0 до 120 min) показывают, что в первые 90 min увеличивается доля мелкодисперсной

**Рис. 4.** Зависимость спектров дисперсной среды ОУНТ_ДХН от времени центрифугирования.**Таблица 3.** Результаты измерений образцов дисперсной среды с ПАВ ДХН методом ДРС при различном времени центрифугирования (скорость ротора 3500 rpm)

Время центрифугирования, min	Доля рассеяния в образце, %	Средний радиус, nm
0	86	142
	14	18 000
30	88	139
	12	17 500
60	89	137
	11	17 000
90	90	134
	10	16 500
120	90	134
	10	16 500

фракции (от 86% до 90%), а ее средний радиус уменьшается (с 142 до 134 nm). Доля крупных агрегатов, напротив, снижается, а их размер уменьшается с 18 000 до ~ 16 500 nm. После 90 min параметры стабилизируются: дальнейшее увеличение времени не приводит к значимым изменениям в доле фракций и размере частиц.

Данное явление может объясняться тем, что в первые минуты центрифугирования происходит преимущественное выпадение в осадок крупных агрегатов, что приводит к обогащению сверхнатанта мелкодисперсной фракцией и к очистке дисперсии от крупных частиц. Подобное кинетическое поведение характерно для коллоидных систем, центрифугирование способствует сепарации по размеру, а стабильность мелкодисперсной фазы возрастает до момента, когда достигается равновесие между оседанием и устойчивостью взвешенных частиц.

Таким образом, стойкость оптических свойств и размеров после 90 min свидетельствует о формировании

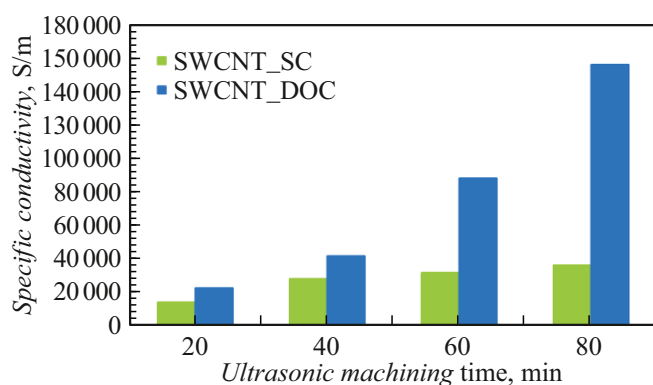


Рис. 5. Зависимость электропроводности твердых образцов от времени ультразвуковой обработки: зеленый — покрытие на основе дисперсной среды типа ОУНТ_ХН; синий — покрытие на основе дисперсной среды типа ОУНТ_ДХН.

системы с высокой кинетической стабильностью, где частицы удерживаются в суспензии благодаря действию ПАВ и стерическим/электростатическим механизмам стабилизации.

2.3. Влияние параметров гомогенизации и ПАВ на электрические характеристики покрытий на титановой поверхности

Углеродные покрытия ОУНТ и ПАВ были сформированы методом распылительного осаждения на предварительно подготовленные титановые подложки, выступающие в роли модели медицинского устройства. Подробное описание этапов подготовки подложек и методики нанесения покрытий приведено в соответствующем разд. 1.4. После получения покрытий для количественной оценки электрических свойств измеряли удельную электропроводность образцов (S/m), а результаты сравнивали с электропроводностью нативной титановой поверхности. Испытания проводились для покрытий, сформированных дисперсиями ОУНТ с различными ПАВ при варьировании времени ультразвуковой гомогенизации (20, 40, 60 и 80 min). Полученные результаты представлены на рис. 5, где отражена зависимость удельной электропроводности титановых пластин с различными покрытиями от времени обработки: 20, 40, 60, и 80 min.

Удельная электропроводность титановой подложки составляет $10.19 \cdot 10^3$ S/m, что значительно ниже значений, полученных для покрытий на основе УНТ и ПАВ. Для сред с холотом натрия (ОУНТ_ХН) наблюдается постепенное увеличение электропроводности от $14.23 \cdot 10^3$ S/m при 20 min обработки до $36.14 \cdot 10^3$ S/m при 80 min обработки. В противоположность этому, образцы, полученные из дисперсных сред на основе дезоксихолата натрия (ОУНТ_ДХН), продемонстрировали существенное увеличение значений электропроводности — от $22.58 \cdot 10^3$ S/m при 20 min до $155.79 \cdot 10^3$ S/m при 80 min. Уже после 40 min обработки проводимость

покрытий с ДХН ($41.73 \cdot 10^3$ S/m) превышала максимальные значения системы с ХН, что указывает на принципиально более эффективное диспергирование и структурирование нанотрубок при использовании данного ПАВ.

Максимальная электропроводность, достигнутая для покрытия на основе ОУНТ_ДХН, превышает аналогичный показатель среды с ОУНТ_ХН примерно в 4.3 раза, а проводимость немодифицированной титановой подложки — более чем в 15 раз. Такое значительное увеличение обусловлено формированием пространственно развитой проводящей сетки УНТ, равномерно распределенных в поверхностном слое титана. Молекулы ДХН способствуют более полному раскрытию пучков нанотрубок и предотвращают их агрегацию, что приводит к оптимальной трехмерной перколяционной структуре, обеспечивающей высокую проводимость.

Полученные результаты демонстрируют преимущества применения ДХН в качестве диспергирующего агента при формировании углеродных покрытий на титановых подложках. Его использование обеспечивает образование высокооднородных и электропроводных структур, что делает данный подход перспективным для разработки биомедицинских устройств с улучшенными электрофизическими свойствами.

3. Перспективы дальнейших исследований

Полученные результаты по оптимизации дисперсных сред ОУНТ создают основу для дальнейших исследований, направленных на формирование карбидных покрытий TiC методом лазерной обработки углеродных слоев на титане. В перспективе требуется установить влияние однородности углеродных покрытий и степени диспергирования нанотрубок на эффективность лазерно-индуцированного образования TiC, а также определить связь между параметрами лазерного воздействия и структурными, механическими и электрофизическими свойствами сформированных слоев.

Особое внимание должно быть уделено изучению механизмов диффузии углерода, глубины формирования TiC-фазы и адгезии карбидного слоя к подложке. Дополнительной задачей является оценка устойчивости TiC-покрытий в условиях, моделирующих эксплуатацию в биомедицинских устройствах. Эти исследования позволят оптимизировать технологию создания проводящих и долговечных композитных покрытий для титановых электродов.

Заключение

В ходе проведенного исследования разработан и оптимизирован метод модификации титановой поверхности

для биомедицинской электроники, основанный на формировании проводящих покрытий из ОУНТ, стабилизированных ПАВ.

Установлено, что ключевыми факторами, определяющими качество дисперсных сред и последующие электрофизические свойства покрытий, являются параметры ультразвуковой гомогенизации и центрифугирования. Методами оптической спектроскопии и ДРС показано, что увеличение времени ультразвуковой обработки до 80 min приводит к значительному разрушению агрегатов ОУНТ, уменьшению среднего гидродинамического радиуса частиц и повышению однородности дисперсий. При этом использование ДХН в качестве ПАВ продемонстрировало преимущество над ХН по эффективности стабилизации, что выражалось в более высоких значениях оптической плотности и доли мелкодисперсной фракции (до 86 %).

Превосходство ПАВ ДХН по сравнению с ПАВ ХН обусловлено их различиями в амфифильных свойствах, напрямую связанных с химической структурой молекул. Молекула ДХН содержит меньше гидроксильных групп, чем ХН, что придает ей более выраженную гидрофобность. Это качество усиливает взаимодействие ДХН с углеродными поверхностями, в частности за счет гидрофобных взаимодействий и π – π -связей между плоскими участками молекулы ДХН и поверхностью графеноподобных нанотрубок. Более плоская и компактная конформация ДХН обеспечивает плотное прилегание к поверхности нанотрубок, формируя стабильную молекулярную оболочку, которая надежно препятствует агрегации. Кроме того, ДХН обладает отрицательным зарядом поверхности, что способствует значительному электростатическому отталкиванию между частицами и, как следствие, улучшает диспергирование нанотрубок в среде.

Исследование влияния центрифугирования подтвердило высокую кинетическую стабильность оптимизированных дисперсий ОУНТ_ДХН: варьирование скорости вращения в диапазоне 100 – 3500 rpm не вызывало значимых изменений в распределении частиц по размерам. При увеличении времени центрифугирования до 90 min наблюдалась очистка дисперсии от крупных агрегатов с одновременным увеличением доли мелкодисперсной фракции до 90 % и снижением ее среднего радиуса до 134 nm, после чего система достигала стабильного состояния.

Наибольшая удельная электропроводность покрытий, сформированных методом распылительного осаждения на титановые подложки, достигнута при использовании дисперсной среды ОУНТ_ДХН, обработанной ультразвуком в течение 80 min, и составила $155.79 \cdot 10^3$ S/m. Это значение в 4.3 раза превышает электропроводность покрытий на основе ОУНТ_ХН и более чем в 15 раз — проводимость немодифицированного титана. Столь значительное улучшение электрофизических характеристик обусловлено формированием развитой трехмерной проводящей сетки из индивидуально диспергированных

нанотрубок, обеспечиваемой эффективным действием ДХН.

Таким образом, оптимизация параметров приготовления дисперсных сред на основе ОУНТ и ПАВ позволяет получать однородные и высокопроводящие покрытия на титане, что создает надежную основу для последующей лазерной обработки с целью формирования композитных структур „Ti–УНТ/TiC“ с заданными функциональными свойствами для применений в биомедицинской электронике.

Благодарности

Работа выполнена с использованием оборудования Центра коллективного пользования „Центр лазерных технологий в медицине“ при поддержке Министерства науки и высшего образования Российской Федерации (Соглашение № 075-15-2025-669 от 05 августа 2025 г.).

Финансирование работы

Работа выполнена в рамках государственного задания Минобрнауки России (Проект FSMR-2024-0003).

Конфликт интересов

Авторы заявляют, что у них нет конфликта интересов.

Список литературы

- [1] M. Sarraf, E. Rezvani Ghomi, S. Alipour, S. Ramakrishna, N. Liana Sukiman. *Biodes Manuf.*, **5** (2), 371 (2022). DOI: 10.1007/s42242-021-00170-3
- [2] J. Takadoun. *Corros. Mater. Degrad.*, **4**, 644 (2023). DOI: 10.3390/cmd4040033
- [3] D. Rogala-Wielgus, A. Zieliński. *Carbon Lett.*, **34**, 565 (2024). DOI: 10.1007/s42823-023-00626-9
- [4] A. Shar, A. Shar, D. Joung. *Front. Bioeng. Biotechnol.*, **11**, 1299166 (2023).
- [5] T. Bera, I. Manna, J.D. Majumdar. *J. Mater. Process. Technol.*, **328**, 118394 (2024).
- [6] R. Nikov, N. Nedyalkov, S. Valkov, T. Koutzarova, L. Aleksandrov, G. Atanasova, K. Grochowska. *Materials (Basel)*, **18** (3), 598 (2025). DOI: 10.3390/ma18030598. PMID: 39942264; PMCID: PMC11818649
- [7] B. Majkowska-Marzec, P. Tęczar, M. Bartmański, B. Bartosiewicz, B.J. Jankiewicz. *Materials*, **13**, 3991 (2020). DOI: 10.3390/ma13183991
- [8] S. Mihai, F. Baci, R. Radu, D. Chioibas, A.C. Popescu. *Materials*, **17**, 4284 (2024). DOI: 10.3390/ma17174284
- [9] P. Wang, R.P. Misra, C. Zhang, D. Blankschtein, Y. Wang. *Langmuir*, **40** (1), 159 (2024). DOI: 10.1021/acs.langmuir.3c02296. PMID: 38095654
- [10] M. Avramenko, J. Defillet, M.Á.L. Carrillo, M. Martinati, W. Wenseleers, S. Cambré. *Nanoscale*, **14** (41), 15484 (2022). DOI: 10.1039/D2NR03883H
- [11] K.S. Suslick. *Science*, **247**, 1439 (1990). DOI: 10.1126/science.247.4949.1439

- [12] C.E. Brennen. *Cavitation and Bubble Dynamics* (Oxford University Press, 1995), DOI: 10.1017/CBO9781107338760
- [13] Y.Y. Huang, E.M. Terentjev. *Polymers*, **4**, 275 (2012). DOI: 10.3390/POLYM4010275
- [14] L. Vaisman, H.D. Wagner, G. Marom. *Adv. Colloid Interface Sci.*, **128–130**, 37 (2006). DOI: 10.1016/j.cis.2006.11.007
- [15] B. Krause, M. Mende, P. Pötschke, G. Petzold. *Carbon*, **47**, 602 (2009). DOI: 10.1016/j.carbon.2010.04.002
- [16] B. Krause, M. Mende, G. Petzold, P. Pötschke. *Characterization on carbon nanotubes' dispersability using centrifugal sedimentation analysis in aqueous surfactant dispersions*. Conference paper ANTEC, 16–20 (2010)