

09

Влияние введения одностенных углеродных нанотрубок и восстановленного оксида графена на структурообразование и удельное сопротивление гидрогелей при фотополимеризации

© М.С. Савельев^{1,2}

¹Институт биомедицинских систем, Национальный исследовательский университет „МИЭТ“, 124498 Зеленоград, Москва, Россия

²Институт бионических технологий и инжиниринга, Первый МГМУ им. И.М. Сеченова, 119991 Москва, Россия
e-mail: saveliyev@bms.zone

Поступило в Редакцию 25 ноября 2025 г.

В окончательной редакции 25 ноября 2025 г.

Принято к публикации 25 ноября 2025 г.

Изучено влияние ультразвуковой обработки водных дисперсий одностенных углеродных нанотрубок и восстановленного оксида графена на структурообразование и удельное сопротивление фотополимеризованных биополимерных гидрогелей (матрица: коллаген/БСА/хитозан/эозин Y). Для этого применяли динамическое рассеяние света в сочетании с измерениями удельного сопротивления. Оптимальное соотношение 1 к 1 для нанотрубок с гидродинамическим радиусом 0.49 μm (обработка 80 min) и оксида графена с 0.21 μm (обработка 80 min) обеспечило удельное сопротивление 14 $\Omega\cdot\text{cm}$, при этом гидрогели сохраняют способность к набуханию до 200%. Анализ зависимости температуры и нормированного оптического пропускания от длительности лазерной фотополимеризации позволил определить оптимальную температуру жидкого биополимерного предшественника 28 °C, обеспечивающую максимальную воспроизводимость удельного сопротивления гидрогелей, изготовленных фотолитографией.

Ключевые слова: гидрогель, негативный фоторезист, температура, динамическое рассеяние света, сечение нелинейного поглощения, углеродные нанотрубки, восстановленный оксид графена, биосовместимость, нейроинтерфейс.

DOI: 10.61011/JTF.2026.05.62757.314-25

Введение

Электрическая стимуляция ускоряет и запускает ионные процессы в клетках за счет активации внутриклеточных путей и ионных каналов [1,2], что необходимо для терапевтической стимуляции тканей [3,4], восстановления нервной проводимости [5,6] и облегчения хронической боли при повреждениях спинного мозга [7,8]. Для реализации этих эффектов разрабатывают электроды из проводящих и биосовместимых материалов, способных доставлять необходимую энергию в течение длительного времени для блокирования боли и других терапевтических задач [9–11].

Металлические электроды ограничены по длительности стабильной работы из-за инкапсуляции и связанных с ней проблем — дрейф сигнала и коррозия [12], аллергия и воспаление кожи [13], а также механическое несоответствие мягкой нервной ткани [14]. Для долгосрочного применения требуется материал, обладающий воздухопроницаемостью, хорошей адгезией при движении тканей и механической гибкостью [2,3,5,10,11]. В настоящей работе предлагается использовать проводящие гидрогели в качестве интерфейса между электродами и нервом: это повышает стабильность нейростимуляторов для контроля фантомных болей и очувствления биониче-

ских устройств, и их эффективность при имитации или усилении функций сенсорных нейронов [15,16].

Гидрогели с достаточным удельным сопротивлением снижают коррозию металлических электродов за счет возможности работы на меньших токах [12,17–19]. В качестве биосовместимых матриц рассматриваются коллаген, бычий сывороточный альбумин (БСА) и хитозан, однако сами по себе они не обеспечивают нужной проводимости [20,21]. Для уменьшения удельного сопротивления предлагается вводить одностенные углеродные нанотрубки (ОУНТ, SWCNT); однако применение ОУНТ осложнено вопросами их токсичности, поэтому важны методы подготовки, позволяющие раскрыть их потенциал при минимальных содержаниях [22]. Биосовместимые оболочки (например, БСА или хитозан) могут снижать токсичность ОУНТ и обеспечить совместимость с тканями [23–25]. Кроме того, другие аллотропные формы углерода иногда демонстрируют меньшую токсичность по сравнению с ОУНТ, что дает возможность увеличивать их долю в композициях без существенного ухудшения биосовместимости [24,26]. Ранее в нашей работе [27] было показано повышение токовой эмиссии при сочетании графена и ОУНТ под действием лазерного облучения с образованием рекомбинантной структуры графен/ОУНТ. В настоящем исследовании для получения однородной

дисперсии контролировали разделение пучков ОУНТ методом динамического рассеяния света (ДРС) и включали в состав дисперсии восстановленный оксид графена (ВОГ).

Оценка удельного сопротивления проводилась для гидрогелей, сформированных на основе дисперсии коллаген/БСА/хитозан/эозин Y/ОУНТ/ВОГ, рассматриваемой по аналогии с негативным фоторезистом. Для успешной фотополимеризации критичны оптические характеристики системы и контроль температуры [28], чтобы исключить необратимую денатурацию чувствительных белковых компонентов [29]. Эозин Y использован в роли фоточувствительного компонента благодаря его способности поглощать излучение применяемого лазера [23].

1. Материалы и их оптические исследования

1.1. Приготовление углеродных компонентов

В качестве ОУНТ выбраны нанотрубки под торговой маркой TUBALLTM (OCSiAl, Москва, Российская Федерация) с содержанием 99 wt% самого продукта. Менее 1 wt% составляют другие аллотропы углерода и металлические примеси, диаметр составляет (1.6 ± 0.4) nm, длина более $5 \mu\text{m}$ и удельная площадь поверхности $40 \text{ m}^2/\text{g}$ [21,30,31]. Использован ВОГ (ООО „Графенок“, Черногородка, Российская Федерация) с удельной площадью поверхности $50 \text{ m}^2/\text{g}$ [32,33]. Устойчивую дисперсию получали с помощью ультразвукового иммерсионного гомогенизатора Sonicator Q700 (Qsonica, Ньютаун, Коннектикут, США) путем обработки от 20 до 100 min при частоте 20 kHz и мощности 210 W. Для предотвращения кипения применяли термостатированное охлаждение. Такая обработка ультразвуком погружным гомогенизатором повлияла на распределение нанотрубок. При этом для удаления крупных клубков, которые могут образовываться под действием сил ван-дер-ваальса [34,35], использовалась фильтровальная бумага.

1.2. Приготовление дисперсий для изготовления гидрогеля

Приготовление дисперсии, которая может быть использована наподобие негативного фоторезиста, осуществлялась в три этапа. Использовались такие компоненты, как хитозан (ООО „Биопрогресс“, Лосино-Петровский, Российская Федерация), коллаген (ООО „МакМеди“, Москва, Российская Федерация) и БСА (BioClot, Айденабах, Германия). В результате достигается однородное распределение компонентов по всему объему. В качестве поверхностно активного вещества (ПАВ) использовали дезоксихолат натрия и уксусную кислоту (Sigma-Aldrich, Сент-Луис, Миссури, США).

На первом этапе с помощью магнитной мешалки Elmi MS-01 (ELMI, Рига, Латвия) готовили водные растворы эозина Y (Агат-Мед, Москва, Российская Федерация), БСА и коллаген. Параллельно выполнялась подготовка дисперсий методом ультразвуковой обработки, содержащих углеродные компоненты и хитозан в 10% растворе уксуса, которые не могут быть достаточно размешаны с использованием магнитной мешалки.

Второй этап включает перемешивание на магнитной мешалке полученных на первом этапе растворов БСА, коллагена и хитозана между собой. Параллельно выполняется смешивание лабораторной лопастной мешалкой ОУНТ, ВОГ и эозина Y, что позволило избежать их слипания в результате намагничивания. В случае углеродных наночастиц использовалось ПАВ дезоксихолат натрия в количестве 1%.

Третий этап подразумевает перемешивание образцов, полученных на втором этапе, между собой лопастной мешалкой. В результате получено пять образцов дисперсий (негативного фоторезиста), содержащих 2.5 wt% коллагена, 5 wt% БСА, 2 wt% хитозана, 0.5 wt% эозина Y, 0.02 wt% ВОГ, а 0.02 wt% ОУНТ использовались с разной длительностью обработки (в скобках указано значение гидродинамического радиуса R частиц с наибольшим вкладом): 1 — ОУНТ ($R = 0.80 \mu\text{m}$), 2 — ОУНТ ($R = 0.60 \mu\text{m}$), 3 — ОУНТ ($R = 0.52 \mu\text{m}$), 4 — ОУНТ ($R = 0.49 \mu\text{m}$), 5 — ОУНТ ($R = 0.55 \mu\text{m}$).

1.3. Оптические исследования и контроль температуры

В качестве источников излучения использовалась лазерная система НТТР MARK MOPA (КБ „Булатёпкий, г. Зеленоград, Российская Федерация) в режиме генерации (длина волны 1070 nm) с временной длительностью импульса 120 ns с периодом повторения импульсов 67 μs (рис. 1). Излучение попадало на линзу для получения достаточной интенсивности и проявления нелинейных эффектов. Образец помещался в держатель, закрепленный на моторизованном столике N31.100E, управляемом контроллером E71.D4E-H (CoreMorrow Ltd., Харбин, Китай) для перемещения вдоль направления луча в направлении второй линзы. За этими оптическими компонентами устанавливался светоделитель, разбивающий луч на две траектории. В одном случае на пути излучения установлена апертура перед датчиком мощности, а в другом луч на прямую попадал на датчик мощности G5F-GT-10 (ShenZhen CaiHuang Thermoelectricity Technology Co. Ltd., Шэньчжэнь, Китай). Это позволяло проводить исследования методом Z-сканирования и определять оптическое пропускание. В случае регистрации зависимостей температуры и нормированного пропускания от времени кювета с образцом фиксировалась в фокусе линзы. При проведении исследований использовался пирометр GM320 (Benetech, Inc, Монтгомери, Иллинойс, США) и тепловизор IR USB Camera Module (Wuhan Guide Sensmart, Ltd., Ухань, Китай), что

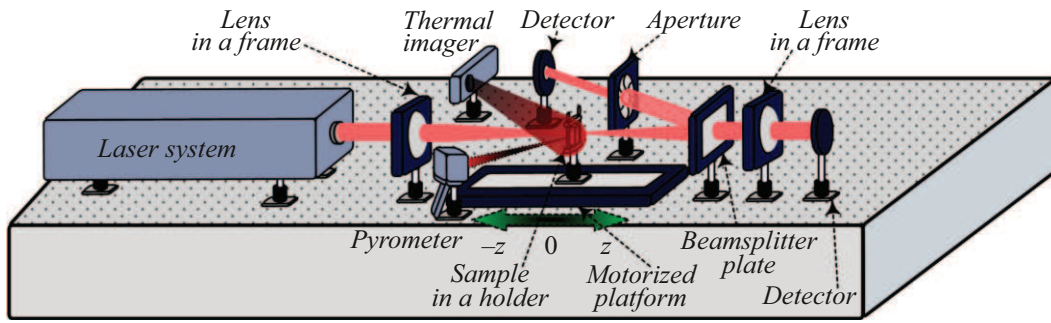


Рис. 1. Схема собранного стенда.

упростило определение области для контроля нагрева по методике, использованной нами ранее [28].

Перед определением нелинейного сечения поглощения σ [23,36] производилась оценка коэффициента нелинейного поглощения β и пороговой экспозиции лазерного излучения F_x в соответствии с решением уравнения переноса излучения (УПИ) [37]:

$$T_{norm} = \exp\left(-\frac{\beta}{\tau} \left(\frac{2U}{w(z)\pi} - F_x\right) d\right), \quad (1)$$

где d — толщина кюветы, заполненной дисперсией; τ — временная длительность импульса; U — полная энергия одиночного импульса; $w(z)$ — радиус луча в зависимости от смещения образца z относительно фокуса линзы, который определяется по формуле [38]:

$$w(z) = w_0 \sqrt{1 + \frac{\lambda z^2}{\pi w_0^2}}, \quad (2)$$

где w_0 — радиус луча в перетяжке ($40 \mu\text{m}$); λ — длина волны. Определение полной энергии импульса производилось по измеренному значению мощности лазера P (190 mW):

$$U = PT_p, \quad (3)$$

где T_p — период повторения импульсов ($67 \mu\text{s}$).

В результате сечение нелинейного поглощения σ определяется с использованием полученного значения нелинейного коэффициента поглощения β по формуле [23,36]:

$$\sigma = \frac{\beta \hbar \omega}{N_A C \cdot 10^{-3}}, \quad (4)$$

где $\hbar \omega$ — энергия поглощенного фотона (0.19 aJ); N_A — число Авогадро; C — концентрация (7.2 mmol/L).

Для оценки возможного влияния рассеяния производилась оценка нелинейного показателя преломления n_2 [23,38]. В результате измерений методом Z-сканирования с открытой и закрытой апертурой определялась величина нормированного пропускания:

$$T_{norm} = \frac{16\pi n_1 P_0 T_p L_{eff} z \pi \omega_0^2}{\tau \omega_0^2 \pi \sqrt{\pi} (z^2 \lambda^2 + 9\pi^2 \omega_0^4) (z^2 \lambda^2 + \pi^2 \omega_0^4)}, \quad (5)$$

где эффективная толщина слоя L_{eff} определяется линейным коэффициентом поглощения — (40 cm^{-1}) и толщиной кюветы d (1 mm) в соответствии с выражением

$$L_{eff} = \frac{1 - \exp(-\alpha d)}{\alpha}. \quad (6)$$

1.4. Исследования удельного сопротивления и формирования гидрогеля

Для оценки удельного сопротивления подготовлены образцы гидрогелей в форме квадрата $5 \times 5 \text{ mm}$. Значения удельного сопротивления определялись методом ван дер Пау. Использовалась установка ST2258C с четырехзондовой головкой ST2571A-F01 (Suzhou Jingge Electronics Co., Ltd., Сучжоу, Китай). Фотополимеризация производилась лазерными импульсами длительностью 100 ns с периодом повторения импульсов 33 μs с помощью волоконного лазера, оснащенного сканирующей системой (рис. 2). Радиус лазерного пятна в фокусе объектива составлял 19 μm . Траектория лазера задавалась на компьютере.

1.5. Оценка набухания

Способность к набуханию определялась после замачивания в изотоническом физиологическом растворе 5 mL (0.9% NaCl) при температуре 37 °C. Оценка производилась по результатам измерений начального m_0 значения массы сухого образца и m_{wt} массе влажного. В результате степень набухания S оценивалась по формуле [39]:

$$S = \frac{m_{wt}}{m_0} \cdot 100\%. \quad (7)$$

2. Результаты и обсуждение

2.1. Исследование методом динамического рассеяния света (ДРС)

Приготовлено шесть образцов дисперсных сред, которые отличаются по длительности ультразвуковой обработки. Их данные приведены в табл. 1. Характерный

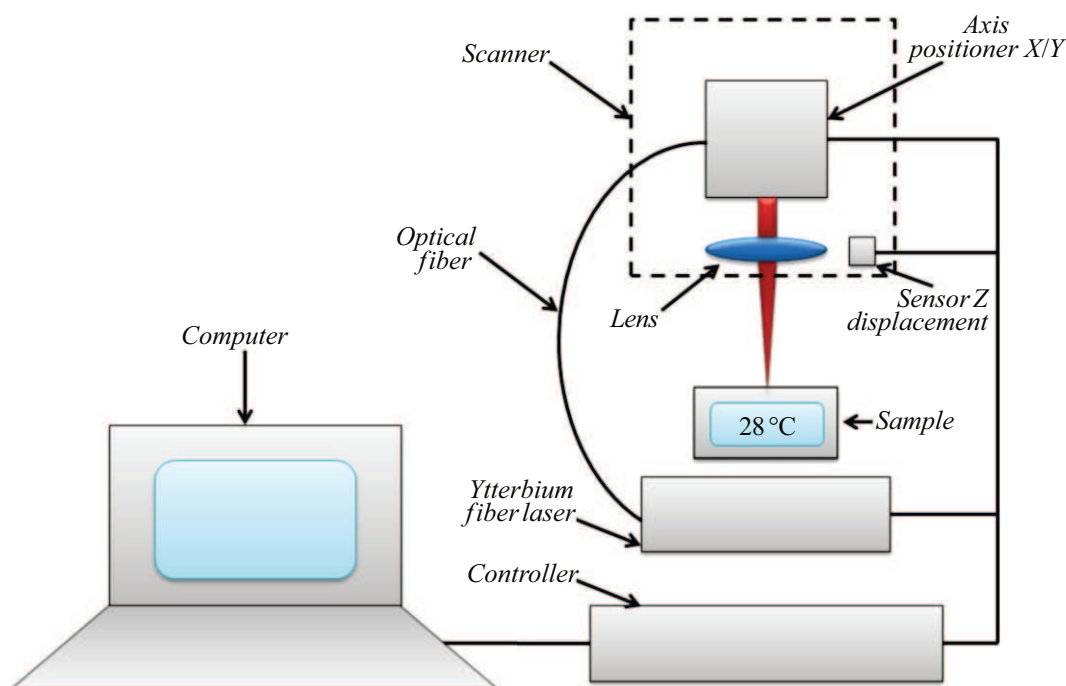


Рис. 2. Схема стенда для фотополимеризации гидрогеля коллаген/БСА/хитозан/эозин Y/ОУНТ/ВОГ.

Таблица 1. Данные полученные методом ДРС для ОУНТ и ВОГ

Время ультразвуковой гомогенизации, min	Углеродные наночастицы	Гидродинамический радиус R, μm	Стандартное отклонение, μm	Вклад, %
20	Одиночные ОУНТ	0.20	0.04	22
	Пучки ОУНТ	0.80	0.24	78
40	Одиночные ОУНТ	0.07	0.01	7
	Пучки ОУНТ	0.60	0.09	93
60	Одиночные ОУНТ	0.06	0.01	4
	Пучки ОУНТ	0.52	0.10	96
80	Одиночные ОУНТ	0.04	0.01	6
	Пучки ОУНТ	0.49	0.10	94
100	Одиночные ОУНТ	0.07	0.01	7
	Пучки ОУНТ	0.55	0.07	95
80	Одиночные ВОГ	0.05	0.01	9
	Агломераты ВОГ	0.21	0.05	90

гидродинамический радиус дисперсий с ОУНТ и ВОГ оценен методом ДРС.

После 20 min перемешивания гидродинамический радиус для большинства ОУНТ в дисперсии соответствует $R = 0.8 \mu\text{m}$. По мере обработки в течение 1 и 60 min это значение уменьшилось и составило $R = 0.6$ и $0.52 \mu\text{m}$ соответственно. Это указывает на разделение первоначальных пучков, что и могло отразиться на уменьшении гидродинамического радиуса. При этом в ходе воздей-

ствия мощным ультразвуком может происходить укорачивание ОУНТ с образованием множество коротких сегментов [40], но роста вклада в рассеяние от них не обнаружено при определении гидродинамического радиуса. Отсутствие укорачивания при увеличении числа дефектов может наблюдаться в зависимости от выбора режима ультразвуковой обработки [41]. Такому эффекту могло способствовать умеренное значение мощности порядка 210 W при обработке. Примерно к 80 min насту-

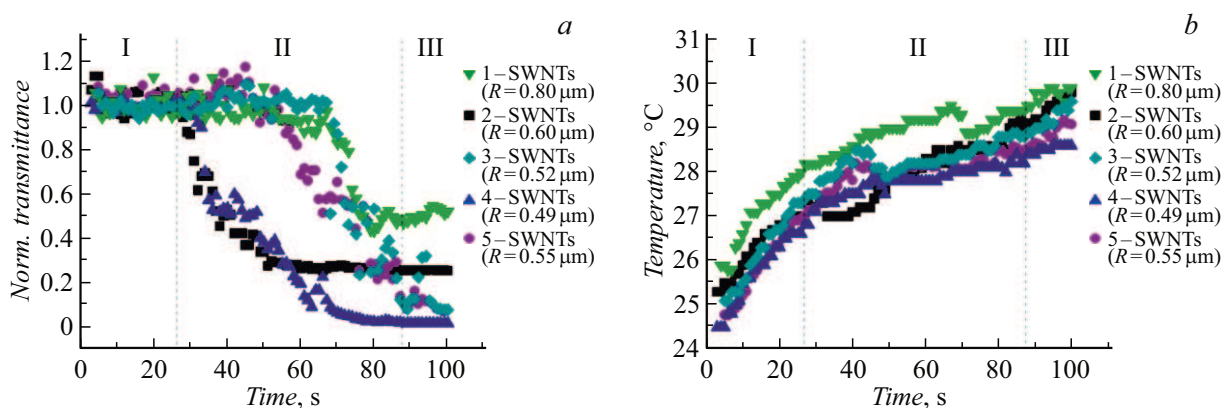


Рис. 3. Зависимости двух экспериментально измеренных величин от времени при лазерной фотополимеризации дисперсий коллаген/БСА/хитозан/эозин Y/ОУНТ/ВОГ: *a* — нормированное оптическое пропускание; *b* — температура.

пает состояние, близкое к равновесному со значением гидродинамического радиуса $R = 0.49 \mu\text{m}$; дальнейшая обработка в течение 100 min приводит к нарушению тенденции по уменьшению величины и, напротив, зафиксировано некоторое увеличение $R = 0.55 \mu\text{m}$. В ходе воздействия ультразвуком в указанном временном диапазоне до 100 min не происходит полного разделения пучков ОУНТ и их сильного укорачивания. В случае ВОГ получено значение гидродинамического радиуса порядка $R = 0.21 \mu\text{m}$, что указывает на их достаточную дисперсированность и практически полное отсутствие слипшихся чешуек (агломератов).

Далее приготовленные углеродные наночастицы использовались для подготовки дисперсий, которые предназначались для использования наподобие негативного фоторезиста.

2.2. Контроль температуры и оптической плотности в процессе фотополимеризации

При изготовлении образцов сложной формы значительное влияние оказывает температура. Для подбора ее значения при проведении фотополимеризации и сокращения числа неполимеризованных участков проведены исследования влияния лазерного излучения на материал дисперсии (негативного фоторезиста), который представлял собой коллаген/БСА/хитозан/эозин Y/ОУНТ/ВОГ, а ОУНТ в его составе использовались с разным временем обработки (в скобках указано значение гидродинамического радиуса R частиц с наибольшим вкладом ДРС): 1 — ОУНТ ($R = 0.8 \mu\text{m}$), 2 — ОУНТ ($R = 0.6 \mu\text{m}$), 3 — ОУНТ ($R = 0.52 \mu\text{m}$), 4 — ОУНТ ($R = 0.49 \mu\text{m}$), 5 — ОУНТ ($R = 0.55 \mu\text{m}$). Результаты исследований приведены на рис. 3.

При использовании импульсного лазерного излучения мощностью порядка 190 mW с периодом повторения импульсов 67 μs фотополимеризация происходила в течение достаточного для наблюдения времени в пределах 100 s. Энергетические параметры лазера подо-

браны для удобства измерений. Фотополимеризация на сканаторной системе в дальнейшем выполнялась при большей мощности излучения, что позволяло получить такой эффект за меньшее время. В первые секунды при воздействии излучения на образец 1 наблюдается увеличение температуры до 28 °C без каких-либо структурных изменений в образце (область I — рис. 4, *a*), а затем рост скорости температуры значительно снижался и составлял менее 1 °C за 20 s, что сопровождалось значительным уменьшением нормированного пропускания до 0.5 (область II — рис. 4, *b*). По окончании формирования материала гидрогеля рост температуры возобновлялся почти с прежней скоростью, но, по достижении определенного значения, дальнейший рост прекращался, и устанавливалось устойчивое равновесие между энергетическими параметрами лазера и температурой в месте воздействия (область III — рис. 4, *c*). Подобная картина наблюдалась и в других случаях. Так, формирование гидрогеля происходило при температурах 27 °C и 27.5 °C в случае образцов 2 и 3 соответственно. При этом наблюдается сильное изменение нормированного пропускания до 0.1, что может указывать на формирование плотной структуры. В случае образца 4 в области II температура колеблется около 28 °C. При этом в области III наблюдается наименьшее нормированное пропускание 0.02 из всех исследованных образцов, что указывает на наиболее плотную структуру. В случае образца 5 полученные зависимости температуры и нормированного пропускания от времени близки к образцу 3. В случаях образцов 1, 3 и 5 наблюдались отрывы от поверхности кюветы фотополимеризованных участков, что не происходило в случае образцов 2 и 4, по этой причине для них изменение нормированного пропускания происходило позже и наблюдались лишь некоторые колебания в значениях нормированного пропускания. Это обстоятельство не повлияло на определение оптимального значения температуры, а в дальнейшем используется сканаторная система для

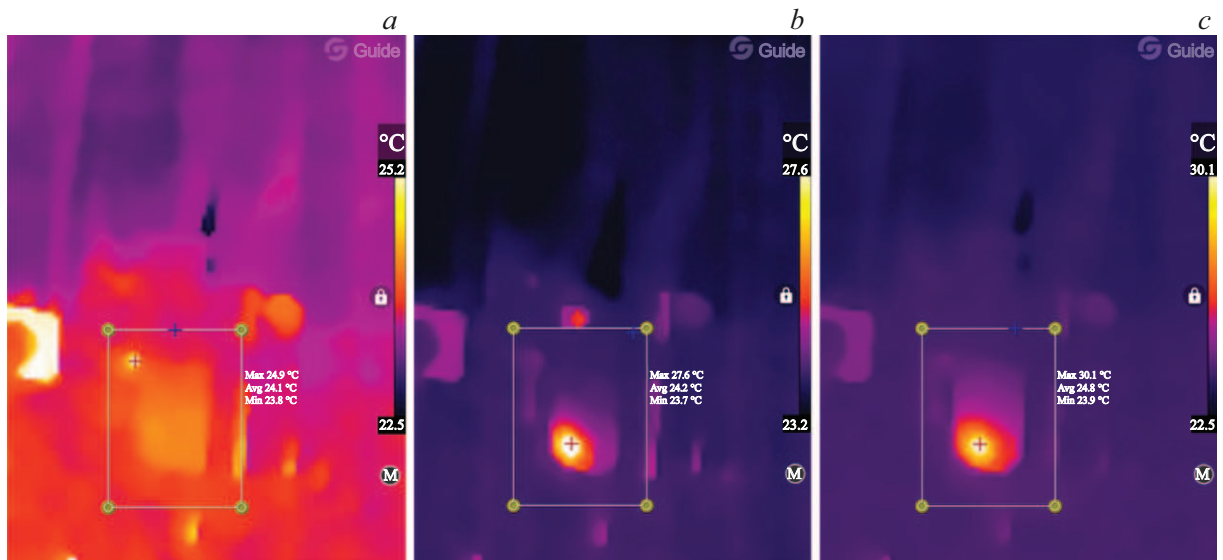


Рис. 4. Изображения, полученные тепловизором для всех трех областей во время фотополимеризации: *a* — начальный момент облучения (зона I); *b* — происходит фотополимеризация (зона II); *c* — нагрев фотополимеризованного участка (зона III).

фотополимеризации в вертикальной схеме облучения, где возникновения подобного явления исключается.

В результате проведенного анализа зависимостей температуры и нормированного оптического пропускания от длительности лазерной фотополимеризации определено оптимальное значение температуры жидкой биополимерной дисперсии для обеспечения высокой воспроизводимости характеристик гидрогеля, полученных методом фотолитографии. В случае образца 4 также наиболее эффективно используется мощность лазерного излучения, на что указывает величина наименьшего нормированного пропускания после формирования композиционного гидрогеля. Под действием импульсного лазерного излучения с достаточным периодом повторения импульсов гидрогель формируется с увеличением объема за счет присоединения других ОУНТ и ВОГ, образующих каркас, а поверхность углеродных наночастиц модифицируется в результате взаимодействия с альбумином по аналогии с линейным полимером [28].

2.3. Нелинейные оптические свойства дисперсий для создания гидрогеля

Сечение нелинейного коэффициента поглощения σ произведено методом Z-сканирования [23,36] с открытой апертурой (рис. 5, *a*) для пяти дисперсий (негативного фоторезиста). Обнаружено уменьшение пороговой экспозиции лазерного излучения при использовании в составе дисперсии нанотрубок с меньшим гидродинамическим радиусом. Для всех образцов проведено определение нелинейного показателя преломления по данным Z-сканирования с закрытой апертурой. На рис. 5, *b* приведены соответствующие результаты.

Мощность лазера при проведении в дальнейшем фотополимеризации выбиралась выше пороговой экспозиции, определенной при проведении исследований Z-сканированием (табл. 2). При этом мощность превосходила использованную при определении температурной зависимости от времени. Это необходимо для достижения фотополимеризации при скорости перемещения 240 mm/s при энергии одиночного импульса $\sim 100 \mu\text{J}$. В соответствии с результатами исследований температурной зависимости от времени облучения выбрано значение для поддержания нагревательным столиком 28 °C.

Анализ влияния различных факторов на дальнейший процесс фотополимеризации гидрогеля производился по оптическим параметрам, значения которых представлены в табл. 2. При использовании состав дисперсии 1 нанотрубок с наибольшим характерным гидродинамическим радиусом проявил меньшее сечение нелинейного поглощения $\sigma = 750 \text{ GM}$ и наибольшее значение пороговой экспозиции $F_x = 90 \text{ mJ/cm}^2$, при этом показатель преломления наименьший $n_n = 0.25 \text{ cm}^2/\text{GW}$. В случае образцов 2–4 наблюдается некоторый рост значений нелинейного сечения поглощения, связанный с ростом рассеивающей способности, что подтверждается результатами расчетов показателя преломления, который изменяется от 0.25 до $0.78 \text{ cm}^2/\text{GW}$. Также обнаружена тенденция к уменьшению пороговой экспозиции лазера от 1 к 5 образцу, достаточной для проявления нелинейных эффектов, что объясняется рассеянием, за счет которого быстрее происходит увеличение ослабляющей способности материала. Для образца 5, в котором присутствуют ОУНТ с характерным гидродинамическим радиусом $0.55 \mu\text{m}$, данная тенденция также сохраняется, но нелинейный коэффициент поглощения уже, наоборот, уменьшился, но в пределах точности расчетов.

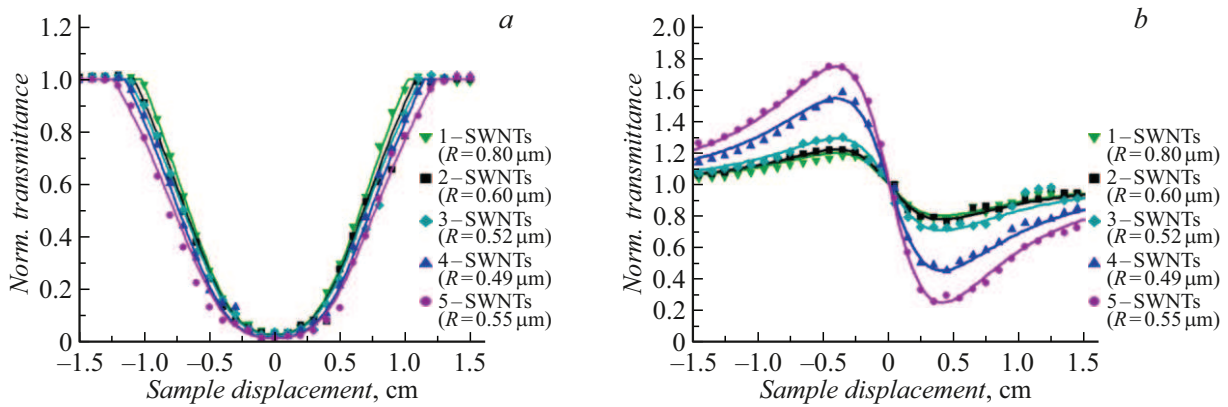


Рис. 5. Результаты Z-сканирования с открытой апертурой дисперсий коллаген/БСА/хитозан/эозин Y/ОУНТ/ВОГ, содержащих нанотрубки с разным гидродинамическим радиусом.

Таблица 2. Свойства дисперсии (негативного фоторезиста) коллаген/БСА/хитозан/эозин Y/ОУНТ/ВОГ

Дисперсия (негативный фоторезист)	Гидродинамический радиус ОУНТ $R, \mu\text{m}$	Сечение нелинейного поглощения σ, GM	Пороговая экспозиция лазера $F_x, \text{mJ/cm}^2$	Нелинейный показатель преломления $n_n, \text{cm}^2/\text{GW}$
1	0.80	750	90	0.25
2	0.60	770	80	0.25
3	0.52	760	80	0.40
4	0.49	850	70	0.80
5	0.55	830	60	1.00

2.4. Удельное сопротивление гидрогеля и набухание

Изготовлены образцы гидрогеля в виде квадратов $5 \times 5 \text{ mm}$ для измерений удельного сопротивления четырехзондовой станцией методом ван дер Пау (табл. 3). В результате удалось добиться улучшения данной характеристики более чем в три раза по сравнению с ранее полученным значением в нашей предыдущей работе ($50 \Omega\cdot\text{cm}$) [23]. Наименьшее удельное сопротивление получено в случае образца 4, в котором

Таблица 3. Удельное сопротивление сформированного гидрогеля коллаген/БСА/хитозан/эозин Y/ОУНТ/ВОГ

Гидрогель	Гидродинамический радиус ОУНТ $R, \mu\text{m}$	Удельное сопротивление, $\Omega\cdot\text{cm}$
1	0.80	36
2	0.60	56
3	0.52	32
4	0.49	14
5	0.55	38

использованы ОУНТ с характерным гидродинамическим радиусом $0.49 \mu\text{m}$. Этот результат хорошо коррелирует с результатами проведенных исследований оптических характеристик. Именно при таком составе гидрогеля коллаген/БСА/хитозан/эозин Y/ОУНТ/ВОГ наблюдалось наименьшее нормированное пропускание при воздействии лазерных импульсов после 70 s облучения, и наибольшее сечение нелинейного поглощения 850 GM (табл. 2). Этот результат показывает важность контроля ультразвуковой обработки, которая позволяет улучшить характеристики до некоторого значения, при этом слишком длительная обработка может приводить не только к разделению пучков, но и их укорачиванию [40], что может вызывать ухудшение характеристик. Для нанотрубок в гидрогеле 4 обработка производилась в течение 80 min. (табл. 1).

Поддержание температуры порядка 28°C позволило не только провести равномерную полимеризацию, но и создать структуры сложной формы (рис. 6), которые ранее создать не удавалось.

Сформированный гидрогель обладает способностью к набуханию до 200%. При этом полученные образцы между собой по данной способности слабо различимы. Возможность удержания влаги указывает на способность

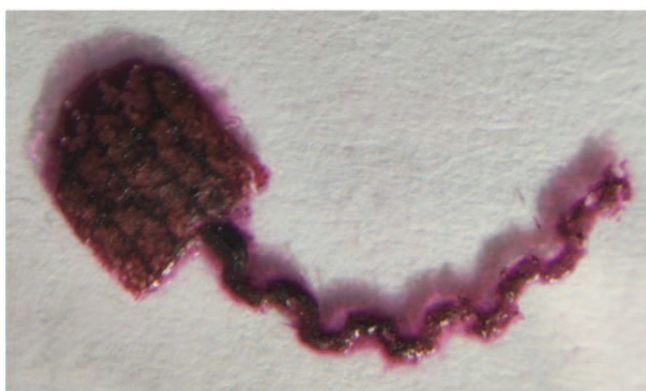


Рис. 6. Структура сложной формы, выполненная из гидрогеля коллаген/БСА/хитозан/эозинY/ОУНТ($R = 0.49 \mu\text{m}$)/ВОГ (образец 4).

поддержания плотного контакта с нервом, при этом материал увеличивается в объеме.

Заключение

По результатам исследований показана возможность формирования гидрогеля сложной формы при поддержании температуры 28°C при проведении фотополимеризации гидрогеля, что ранее не удавалось из-за наличия неполимеризованных областей. Выявлено влияние на удельное сопротивление двух факторов, а именно характерного гидродинамического радиуса ОУНТ, по которому можно судить о размерах их пучков, и формирования их гибридных структур с ВОГ. Лучшие значения получены в случае образца 4 (коллаген/БСА/хитозан/эозин Y/ОУНТ/ВОГ) с ОУНТ ($R = 0.49 \mu\text{m}$). Для него удельное сопротивление составило $14 \Omega\cdot\text{cm}$, что превосходит ранее полученное нами значение $50 \Omega\cdot\text{cm}$.

Созданный проводящий гидрогелевый материал для использования с электродами способен повышать эффективность бионических устройств, которые предполагается использовать для замены или усиления функций сенсорных нейронов за счет повышения стабильности работы при обеспечении плотного контакта при набухании. Наличие гидрогелевого компонента и ОУНТ обеспечивает проникновение ионов внутрь и формирует трехмерную поверхность, через которую передается заряд. Пластинки ВОГ в составе материала обеспечивают большую площадь контакта. В результате значительно увеличивается площадь переноса заряда, обеспечиваемая гидрогелем со структурированной системой из ВОГ и ОУНТ, что позволяет ему как электроду передавать большее количество заряда при более низком напряжении, и это позволит создавать необходимые условия для работы со слабыми биосигналами при стимуляции нервов.

Подобные гидрогели рассматриваются не только для повышения стабильности работы платино-иридиевых

электродов, но и для расширения возможностей по использованию таких материалов, как сплавы титана и медицинской стали.

Финансирование работы

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

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.)

Конфликт интересов

Авторы заявляют, что у них нет конфликта интересов.

Список литературы

- [1] T. Gordon. *Int. J. Mol. Sci.*, **25** (1), 665 (2024). DOI: 10.3390/ijms25010665
- [2] K. Kadan-Jamal, F. Wronowski, A. Jin, T.E. Naegele, V.R. Montes, X. Tao, A. Dominguez-Alfaro, C. Lee, G.G. Malliaras. *Chem. Rev.*, **125** (15), 6874 (2025). DOI: 10.1021/acs.chemrev.4c00468
- [3] E. Kim, S. Kim, Y.W. Kwon, H. Seo, M. Kim, W.G. Chung, W. Park, H. Song, D.H. Lee, J. Lee, S. Lee, I. Jeong, K. Lim, J. Park. *Interdiscip. Med.*, **1** (2), e20230003 (2023). DOI: 10.1002/INMD.20230003
- [4] L. Ni, Z. Yao, Y. Zhao, T. Zhang, J. Wang, S. Li, Z. Chen. *Front. Neurol.*, **14**, 1081458 (2023). DOI: 10.3389/fneur.2023.1081458
- [5] R. ElAbd, A. Alabdulkarim, S. AlSabah, J. Hazan, B. Alhalabi, S. Thibaudeau. *Plast. Reconstr. Surg. – Glob. Open*, **10** (3), e4115 (2022). DOI: 10.1097/GOX.00000000000004115
- [6] S. Hasiba-Pappas, L.-P. Kamolz, H. Luze, S.P. Nischwitz, J.C.J. Holzer-Geissler, A.C. Tuca, T. Rienmüller, M. Polz, D. Ziesel, R. Winter. *J. Pers. Med.*, **13** (3), 414 (2023). DOI: 10.3390/jpm13030414
- [7] Q. Wang, Y. Zhang, H. Zhang, Z. Li. *Neural Regen. Res.*, (2025). DOI: 10.4103/NRR.NRR-D-25-00553
- [8] G.L. Schmidt. *J. Am. Acad. Orthop. Surg.*, **27** (9), e401 (2019). DOI: 10.5435/JAAOS-D-17-00829
- [9] T. Chu, Y. Xiao, H. Lai, L. Shi, Y. Cheng, J. Sun, Z. Pang, S. Cheng, K. Zhao, Z. Gao, R. Wang. *ACS Nano*, **19** (19), 18729 (2025). DOI: 10.1021/acsnano.5c03336
- [10] W. Liu, Y. Luo, C. Ning, W. Zhang, Q. Zhang, H. Zou, C. Fu. *J. Nanobiotechnol.*, **19**, 286 (2021). DOI: 10.1186/s12951-021-01031-y
- [11] Y. Long, J. Li, F. Yang, J. Wang, X. Wang. *Adv. Sci.*, **8** (8), 2004023 (2021). DOI: 10.1002/adv.202004023
- [12] J. Ehlich, L. Migliaccio, I. Sahalianov, M. Nikic, J. Brodský, I. Gablech, X.T. Vu, S. Ingebrandt, E.D. Glowacki. *J. Neural Eng.*, **19** (3), 036045 (2022). DOI: 10.1088/1741-2552/ac77c0

- [13] A. Brown, N.J. Mandelberg, D. Munoz-Mendoza, V. Palys, P.C. Schalock, A. Mogilner, R. North, E.A. Petersen. *Neural Interface*, **24** (8), 1307 (2021). DOI: 10.1111/ner.13332
- [14] A. Garcia-Sandoval, A. Pal, A.M. Mishra, S. Sherman, A.R. Parikh, A. Joshi-Imre, D. Arreaga-Salas, G. Gutierrez-Heredia, A.C. Duran-Martinez, J. Nathan, S.M. Hosseini, J.B. Carmel, W. Voit. *J. Neural Eng.*, **15** (4), 045002 (2018). DOI: 10.1088/1741-2552/aab90d
- [15] Y. Zhao, R. Sun, Z. Wang, S. Ma, R. Wang, F. Li, H. Geng. *Engineer. Hydrogels as. ACS Appl. Bio Mater.*, **8** (9), 7587 (2025). DOI: 10.1021/acsabm.5c01269
- [16] W.U. Khan, Z. Shen, S.M. Mugo, H. Wang, Q. Zhang. *Chem. Soc. Rev.*, **54** (6), 2832 (2025). DOI: 10.1039/D4CS01074D
- [17] L. Jiang, D. Gan, C. Xu, T. Zhang, M. Gao, C. Xie, D. Zhang, X. Lu. *Small Sci.*, **5** (1), 2400362 (2025). DOI: 10.1002/smsc.202400362
- [18] N.A. Staples, J.A. Goding, A.D. Gilmour, K.Y. Aristovich, P. Byrnes-Preston, D.S. Holder, J.W. Morley, N.H. Lovell, D.J. Chew, R.A. Green. *Front. Neurosci.*, **11**, 748 (2018). DOI: 10.3389/fnins.2017.00748
- [19] M. Wang, G. Mi, D. Shi, N. Bassous, D. Hickey, T.J. Webster. *Adv. Funct. Mater.*, **28** (12), 1700905 (2018). DOI: 10.1002/adfm.201700905
- [20] C.G.A. Lima, R.S. de Oliveira, S.D. Figueiro, C.F. Wehmann, J.C. Goes, A.S.B. Mater. *Chem. Phys.*, **99** (2–3), 284 (2006). DOI: 10.1016/j.matchemphys.2005.10.027
- [21] A.Y. Gerasimenko, U.E. Kurilova, M.S. Savelyev, D.T. Murashko, O.E. Glukhova. *Compos. Struct.*, **260**, 113517 (2021). DOI: 10.1016/j.compstruct.2020.113517
- [22] X. Wei, S. Li, W. Wang, X. Zhang, W. Zhou, S. Xie, H. Liu. *Adv. Sci.*, **9** (14), 2200054 (2022). DOI: 10.1002/advs.202200054
- [23] M.S. Savelyev, A.V. Kuksin, D.T. Murashko, E.P. Otsupko, V.V. Suchkova, K.D. Popovich, P.N. Vasilevsky, Y.O. Vasilevskaya, U.E. Kurilova, E.M. Eganova, P.A. Edelbekova, S.V. Selishchev, A.A. Pavlov, A.Y. Gerasimenko. *Polymers (Basel)*, **17** (10), 1300 (2025). DOI: 10.3390/polym17101300
- [24] S.K. Debnath, R. Srivastava. *Front. Nanotechnol.*, **3**, 644564 (2021). DOI: 10.3389/fnano.2021.644564
- [25] K. Pieklarz, M. Tylman, Z. Modrzejewska. *Mini-Reviews Med. Chem.*, **20** (16), 1619 (2020). DOI: 10.2174/1389557520666200513120407
- [26] F. Valentini, E. Mari, A. Zicari, A. Calcaterra, M. Talamo, M.G. Scioli, A. Orlandi, S. Mardente. *Int. J. Mol. Sci.*, **19** (5), 1316 (2018). DOI: 10.3390/ijms19051316
- [27] A.Y. Gerasimenko, A.V. Kuksin, Y.P. Shaman, E.P. Kitsyuk, Y.O. Fedorova, D.T. Murashko, A.A. Shamanaev, E.M. Eganova, A.V. Sysa, M.S. Savelyev, D.V. Telyshev, A.A. Pavlov, O.E. Glukhova. *Nanomaterials*, **12** (16), 2812 (2022). DOI: 10.3390/nano12162812
- [28] M.S. Savelyev, N.O. Agafonova, P.N. Vasilevsky, D.I. Ryabkin, D.V. Telyshev, P.S. Timashev, A.Y. Gerasimenko. *Opt. Eng.*, **59** (6), 1 (2020). DOI: 10.1117/1.OE.59.6.061623
- [29] E.I. Nagaev, I.V. Baimler, A.S. Baryshev, M.E. Astashev, S.V. Gudkov. *Molecules*, **27** (19), 6752 (2022). DOI: 10.3390/molecules27196752
- [30] H. Choi, J. Seok Woo, J. Tark Han, S.-Y. Park. *Nanotechnology*, **28** (46), 465706 (2017). DOI: 10.1088/1361-6528/aa8c24
- [31] G.F. Gabidinova, G.A. Timerbulatova, A.G. Daminova, S.F. Galyaltdinov, A.M. Dimiev, M.A. Kryuchkova, R.F. Fakhrullin, L.M. Fatkhutdinova. *Hyg. Sanit.*, **101** (12), 1509 (2023). DOI: 10.47470/0016-9900-2022-101-12-1509-1520
- [32] A.V. Korchun, E.Y. Evshchik, S.A. Baskakov, O.V. Bushkova, Y.A. Dobrovolsky. *Chim. Techno Acta*, **7** (4), 259 (2020). DOI: 10.15826/chimtech.2020.7.4.21
- [33] A.Y. Kurmysheva, O. Yanushevich, N. Krikheli, O. Kramar, M.D. Vedenyapina, P. Podrabinnik, N.W. Solis Pinargote, A. Smirnov, E. Kuznetsova, V.V. Malyavin, P. Peretyagin, S.N. Grigoriev. *Gels*, **9** (9), 680 (2023). DOI: 10.3390/gels9090680
- [34] E.G. Pogorelov, A.I. Zhanov, Y.-C. Chang, S. Yang. *Langmuir*, **28** (2), 1276 (2012). DOI: 10.1021/la203776x
- [35] S. Hwang, D. Lee, S.-Y. Ju. *J. Mol. Liq.*, **435**, 128144 (2025). DOI: 10.1016/j.molliq.2025.128144
- [36] A. Ajami, W. Husinsky, R. Liska, N. Pucher. *J. Opt. Soc. Am. B.*, **27** (11), 2290 (2010). DOI: 10.1364/JOSAB.27.002290
- [37] A.Y. Tolbin, M.S. Savelyev, P.N. Vasilevsky, A.Y. Gerasimenko. *Phys. Chem. Chem. Phys.*, **26** (11), 8965 (2024). DOI: 10.1039/D4CP00055B
- [38] M. Sheik-Bahae, A.A. Said, T.-H. Wei, D.J. Hagan, E.W. Van Stryland. *IEEE J. Quant. Electron.*, **26** (4), 760 (1990). DOI: 10.1109/3.53394
- [39] M. Yang, L. Wang, W. Liu, W. Li, Y. Huang, Q. Jin, L. Zhang, Y. Jiang, Z. Luo. *Nat. Commun.*, **15** (1), 7993 (2024). DOI: 10.1038/s41467-024-52418-y
- [40] H. Renhofer, B. Zanghellini. *Nanomaterials*, **11** (6), 1469 (2021). DOI: 10.3390/nano11061469
- [41] K. Matsumoto, T. Takahashi, Y. Jinguji, M. Jikei. *Int. J. Soc. Mater. Eng. Resour.*, **22** (1–2), 20 (2017). DOI: 10.5188/ijmsr.22.20