06

Тензодатчики на основе лазерно-модифицированных углеродных наноструктур для регистрации апноэ

© А.С. Морозова,[1] А.Ю. Герасименко[1,2]

[1] Институт биомедицинских систем, Национальный исследовательский университет „Московский институт электронной техники“,
124498 Москва, Зеленоград, Россия
[2] Институт бионических технологий и инжиниринга,
Первый Московский государственный медицинский университет им. И.М. Сеченова,
119991 Москва, Россия
e-mail: nastya-morozova-2002@list.ru

Поступило в Редакцию 8 января 2026 г.
В окончательной редакции 8 января 2026 г.
Принято к публикации 8 января 2026 г.

Развитие углеродных наноматериалов, таких как углеродные нанотрубки и графен позволило создавать гибкие тензочувствительные устройства для носимой электроники, которые обеспечивают большую эффективность детектирования деформаций за счет плотного прилегания к телу человека, высокой эластичности и комфортности ношения. В данной работе разработаны гибкие тензодатчики на основе тонких пленок из углеродных нанотрубок, полученных методом спрей-осаждения. Проведено исследование влияния лазерного излучения на морфологию и электрические характеристики тензодатчиков. Разработан метод повышения чувствительности с применением лазерной литографии для формирования электропроводящей топологии. Исследована возможность мониторинга дыхания с помощью разработанных тензочувствительных датчиков.

Ключевые слова: тензочувствительность, многостенные углеродные нанотрубки, тонкие пленки, лазерное излучение, литография, мониторинг дыхания.

DOI: 10.61011/JTF.2026.05.62752.337-25

Введение

Гибкие тензодатчики представляют собой устройства, способные воспроизводить механические и сенсорные функции кожи благодаря совмещению прогресса в области материаловедения, микро- и наноструктурирования, а также проектирования мягких электронных систем [1,2]. Биологические ткани служат ориентиром для разработки мягких, растяжимых и конформных структур, обеспечивающих надежное крепление сенсоров к поверхности тела при его движении. Одновременно повышенные требования к чувствительности, линейности, низкому гистерезису и быстродействию определяют необходимость формирования многофункциональных гибких сенсорных систем, способных регистрировать давление, деформации, температуру и влажность. Благодаря сочетанию малой толщины, высокой растяжимости и портативности, такие тензочувствительные устройства существенно превосходят традиционные жесткие приборы и находят применение в протезировании, мягкой робототехнике и мониторинге физиологических параметров [3–5].

Для достижения требуемых механических и электрических характеристик активно исследуются новые стратегии синтеза гибких материалов [6–9], проектирование растяжимых и высокочувствительных структур [10–14]. Однако существующие решения все еще ограничены рядом факторов. Основной из них заключается в том, что оптимизация одного параметра тензодатчика обычно ухудшает другие: например, снижение модуля упругости повышает чувствительность, но увеличивает гистерезис [15], уменьшение толщины диэлектрика повышает чувствительность, но снижает долговечность устройства [16]. Современные исследования направлены на решение этих проблем через комплексное проектирование материалов, структур и интерфейсов, включающее согласованную оптимизацию механических, электрических и морфологических параметров на всех уровнях — от наноструктур активных слоев до системной интеграции многокомпонентных сенсорных платформ. Такой подход формируется под влиянием накопленных данных о ключевых вызовах в области гибкой сенсорики, включая необходимость уменьшения влияния остаточных деформаций при многократных циклах нагрузки, стабилизации отклика при длительной эксплуатации, повышения точности обнаружения слабых механических сигналов и разработки масштабируемых методов изготовления высокочувствительных систем. Особое внимание сосредоточено на создании материалов с предсказуемым поведением при деформации, структурных решениях, компенсирующих растяжение и скручивание, а также интерфейсах, обеспечивающих надежный контакт между мягкими и жесткими компонентами. Параллельно формируются стратегические направления развития — повышение функциональной интеграции, расширение сенсорных возможностей и разработка конструкций, до-

пускающих промышленное масштабирование без потери чувствительности и долговечности [17–20]. Для гибких тензодатчиков особое значение имеют механические свойства подложек и активных материалов, поскольку устройства должны сохранять стабильность электрических характеристик при растяжении, изгибе и скручивании. Так, в качестве подложек или гибких матриц широко используются такие полимеры, как полидиметилсилоксан (ПДМС), полиуретан, полиэтилентерефталат и силикон. Они обладают высокой эластичностью, износостойкостью и простотой интеграции с активными материалами. Среди активных материалов ключевую роль играют углеродные нанотрубки (УНТ), графен, проводящие полимеры и металлические наноструктуры, которые обеспечивают формирование растяжимых проводящих сетей внутри эластомерных матриц. При этом важным фактором остается контроль адгезии между слоями, предотвращение деградации материала и управление миграцией наполнителя при циклической деформации. В данном отношении УНТ обладают преимуществом перед другими активными материалами, так как они обладают хорошей адгезией с ПДМС и силиконом за счет образования прочных межфазных связей [21], а также имеют большое аспектное отношение, что обеспечивает повышение циклической стабильности, растяжимости и чувствительности тензодатчиков на их основе. Высокая чувствительность обеспечивается как самими свойствами нанотрубок, так и образованием перколяционной сети, способной к растяжению и самовосстановлению. Также интеграция УНТ в полимерные матрицы позволяет добиться высокой электропроводности. Воздействие лазерным излучением на такую сеть приводит к еще большему улучшению как электрических, так и механических свойств сенсоров [22].

В настоящей работе гибкие тензодатчики были сформированы на основе тонких пленок, полученных методом спрей-осаждения дисперсий многостенных УНТ на силиконовые подложки. Исследовалось влияние лазерного излучения на внутреннюю структуру углеродных пленок. С помощью лазерной литографии получена электропроводящая топология. Исследовано влияние топологии на электрические характеристики тензодатчиков, стабильность при растяжении, температурную устойчивость и чувствительность к продольным деформациям. Исследована возможность применения тензодатчиков для мониторинга дыхания в качестве устройств гибкой носимой электроники.

1. Материалы и методы исследований

В разд. 1 приведены используемые материалы, технические характеристики экспериментов и используемого оборудования, описана методика формирования тензодатчиков, а также параметры лазерной обработки для модификации морфологии тонких пленок и формирования электропроводящей тензочувствительной топологии. Также представлены параметры исследования структуры пленок, электрических и механических характеристик.

1.1. Используемые материалы

Тонкие углеродные пленки были получены методом спрей-осаждения гомогенных дисперсий. Для создания дисперсий использовались карбоксилированные углеродные нанотрубки (КУНТ), имеющие $0.1-1.0$ mmol/g COOH-групп и наружный диаметр не более 50 nm. В качестве растворителя была выбрана смесь этанола и дистиллированной воды.

Для изготовления гибких подложек использовался двухкомпонентный силикон на платиновом катализаторе, твердость по Шору 00-10 A, динамическая вязкость 140 Pa·s, модуль Юнга при 100 % относительном удлинении 0.06 MPa, коэффициент Шора 1.04 g/cm^3, диапазон рабочих температур от 19 °C до 232 °C. Жидкий силикон заливался в прямоугольные формы размерами 24×29 mm, напечатанные на 3*D*-принтере. Предварительно силиконовая смесь помещалась в вакуумную камеру для удаления пузырьков воздуха.

1.2. Изготовление дисперсных сред из УНТ

Для получения дисперсных сред дистиллированная вода и этанол смешивались в соотношении 2 : 1, КУНТ размешивались в смеси в концентрации 0.1 mg/ml. Процесс диспергирования КУНТ в смеси дистиллированной воды и этанола включал в себя: 1) гомогенизацию с помощью погружного ультразвукового зонда в течение 35 min при мощности 150 W/cm^2; 2) обработку в ультразвуковой ванне при мощности 80 W в течение 15 min.

1.3. Изготовление тонких пленок для гибких тензодатчиков

Тонкие пленки были получены методом спрей-осаждения дисперсий на подложки из силикона. Установка для спрей-осаждения включала трехкоординатную систему позиционирования, на рейке и каретке которой закреплялся дозатор. Напыление осуществлялось за счет создания периодического давления в дозаторе с помощью компрессора при нажатии на кнопку дозатора планкой, закрепленной на стойке системы позиционирования. От величины давления, диаметра сопла и интенсивности распыления зависело количество распыляемой дисперсии и соответственно толщина слоя УНТ на подложке. Средний расход дисперсии на один образец составлял 15 ml. Силиконовая подложка располагалась на нагревательном столике при температуре 100 °C–120 °C. Это необходимо для равномерного осаждения мелких капель дисперсии на подложке и более быстрого просыхания слоев во время напыления. Траектория перемещения дозатора задавалась с помощью компьютерной программы. После того, как необходимое количество слоев

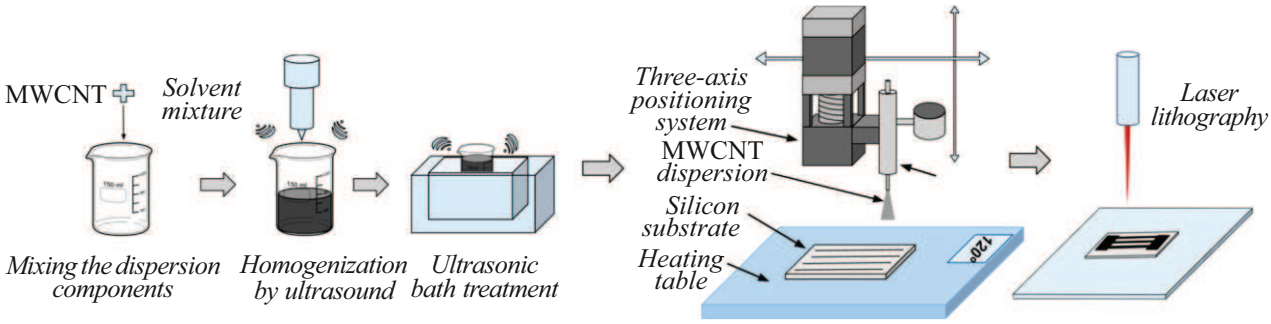


Рис. 1. Схема формирования тонких пленок для гибких тензодатчиков.

дисперсии нанесено, полученная пленка с УНТ сушилась в суховоздушном термостате при температуре 100 °C в течение 1 h.

1.4. Лазерная обработка углеродных пленок

Для обработки пленок лазерным излучением использовался иттербиевый импульсный волоконный лазер с длиной волны излучения 1064 nm, длительностью импульса 100 ns, диаметром пятна 35 μm, частотой следования импульсов 30 kHz. Скорость перемещения луча составила 500 mm/s. Средняя мощность излучения последовательно увеличивалась, пока не составила 2 W. Образцы помещались в вакуумную камеру, воздух из которой откачивался аргоном. Толщина облучаемых пленок составила в среднем 6 μm.

1.5. Исследование электрических характеристик

Сопротивление полученных пленок до и после облучения лазером исследовалось четырехзондовым методом с использованием зондов на основе сплава медь–фосфор с золотым покрытием, расположенных по углам квадрата с межзондовым расстоянием 2 mm. Также были получены вольт-амперные характеристики (ВАХ) пленок в состоянии покоя и в растянутом состоянии двухзондовым методом с помощью зондовой полуавтоматической станции Summit 12000B-AP и генератора напряжений в диапазоне подаваемого напряжения от 0.7 до 5 V. Ток ограничения при напряжении 0.7 и 1 V составил 1 μA, при 2 V – 10 μA, при 5 V – 100 μA. Углеродные пленки располагались на подложке из поликора, чтобы избежать касания зондов металлической подложки установки.

1.6. Лазерная литография для формирования топологий

Лазерная литография осуществлялась с помощью иттербиевого импульсного волоконного лазера с длиной волны 1064 nm, длительностью импульса 100 ns и частотой 30 kHz при средней мощности излучения 0.887 W. Лазерный луч фокусировался с помощью линз для достижения малого размера пятна на поверхности образца. Диаметр пятна составлял $\sim 35\,\mu$m, скорость перемещения луча 500 mm/s. До лазерной обработки образцы представляли собой однородные слои УНТ на силиконовой подложке. Результатом воздействия лазера являлась топология в виде параллельных линий электропроводящего материала, сходящихся в контактные площадки, расположенные на двух концах подложки. Таким образом, была сформирована тензочувствительная электропроводящая топология, представляющая собой структуру УНТ с определенным рисунком. Ширина электропроводящих линий топологии составила 0.7 mm, расстояние между линиями составило 0.7 mm, длина линий составила 15 mm, размеры контактных площадок составили 5 × 5 mm. Таким образом, полный цикл изготовления тонких углеродных пленок включал этапы, представленные на рис. 1.

1.7. Исследование влияния температуры и растяжения на электрические характеристики сенсоров

В настоящей работе был осуществлен постепенный нагрев сенсоров с помощью термальной системы зондовой платформы Summit 12000B-AP. Углеродные пленки с заданной топологией и без заданной топологии помещались на нагреваемую пластину, зонды присоединялись с двух сторон по краям пленок. Нагрев осуществлялся до 100 °C с шагом 5 °C, ВАХ для каждого диапазона температур были получены с помощью прецизионного параметрического анализатора Keysight B2900. На основе полученных ВАХ было подсчитано сопротивление пленок для каждого диапазона температуры. Температурный коэффициент сопротивления был рассчитан по формуле

$$\lambda = \frac{1}{R} \cdot \frac{\Delta R}{\Delta T}, \qquad (1)$$

где R — начальное сопротивление при определенной температуре, ΔR — изменение сопротивления при изменении температуры на величину ΔT.

Тензодатчики были сформированы прикреплением углеродных проводов к проводящему углеродному слою

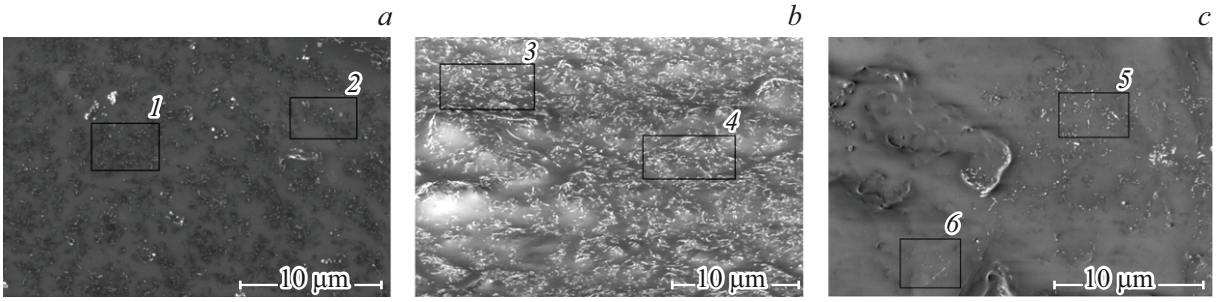


Рис. 2. СЭМ изображения углеродных пленок до облучения (*a*), после облучения с мощностью 0.035 W (*b*) и после облучения с мощностью 0.07 W (*c*).

пленок с помощью смеси многостенных УНТ (МУНТ) и силикона с концентрацией МУНТ 3 mass % и последующим нанесением защитного полимерного слоя. Установка для исследования зависимости сопротивления тензодатчиков от растяжения и измерения коэффициента чувствительности включала динамометр, тиски для удержания концов датчика, шаговый двигатель для постепенного растяжения и сжатия, процесс которого управлялся с помощью компьютерной программы.

Коэффициент чувствительности рассчитывался по формуле

$$GF_l = \frac{\Delta R}{R_0} \cdot \frac{1}{\varepsilon}, \qquad (2)$$

где R_0 — начальное сопротивление датчика, ΔR — абсолютное изменение сопротивления при растяжении на величину ε.

1.8. Исследование внутренней структуры углеродных пленок

Исследование морфологических особенностей полученных спрей-осаждением проводящих углеродных пленок проводилось с помощью сканирующего электронного микроскопа (СЭМ) FEI Helios G4. Ускоряющее напряжение составляло 5 kV, ток электронного зонда — 50 pA. Давление в вакуумной камере составляло $3.9 \cdot 10^{-4}$ Pa. Были исследованы три области: без лазерной обработки и после лазерной обработки с мощностью 0.035 W и с мощностью 0.7 W.

2. Результаты и обсуждение

В разд. 2 описаны результаты исследования влияния лазерного излучения на электрические и структурные свойства тонких пленок из УНТ, влияния топологии пленок на электромеханические характеристики тензодатчиков, исследования температурной устойчивости, работоспособности датчиков и возможности их применения в системах мониторинга дыхания.

2.1. Морфология углеродных пленок

Лазерное воздействие на углеродный слой представляет собой эффективный метод управления функциональными свойствами композитных материалов [23], позволяющий формировать элементы с повышенной стабильностью и улучшенной совместимостью для интеграции в электронные схемы. В рамках настоящего исследования для систематического изучения влияния параметров лазерного излучения на морфологию и структуру тонких углеродных пленок образцы были разделены на отдельные секторы. Каждый сектор подвергался обработке излучением с варьируемой средней мощностью, составляющей 0.035, 0.07, 0.14, 0.27, 0.54, 1.05 и 2 W. Толщина исследуемых углеродных покрытий, измеренная методом оптической профилометрии, составляла в среднем 6 μm. Анализ результатов лазерной модификации, включая изменения рельефа поверхности и морфологии углеродного слоя, проводился методом сканирующей электронной микроскопии (СЭМ), результаты которого представлены на рис. 2.

Обнаружено, что лазерное воздействие привело к повышению равномерности распределения УНТ в полимерной матрице и уменьшению их размеров. На рис. 2, *a* цифрами *1* и *2* обозначены области агломераций УНТ, на рис. 2, *b* цифрами *3, 4* обозначены области разрежения сети нанотрубок. На рис. 2, *c* в прямоугольных областях под номерами *5, 6* наблюдается заметное уменьшение длин УНТ и частичная абляция нанотрубок из матрицы силикона. Согласно данным СЭМ, средняя длина УНТ до обработки находилась в диапазоне 530–790 nm, тогда как после облучения лазером мощностью 0.035 W этот показатель снизился до 270 nm (рис. 3).

Изменение размеров УНТ после облучения лазером обусловлено несколькими физическими процессами. Во-первых, данное явление связано с лазерной абляцией, когда энергия импульса выбивает атомы углерода с поверхности МУНТ, что приводит к уменьшению толщины стенок и общего диаметра без полного разрушения структуры нанотрубки. Во-вторых, поглощение УНТ лазерной энергии приводит к локальному нагреву, который вызывает разрыв C–C-связей и введения внутренних дефектов [24]. Дефекты МУНТ могли служить местами

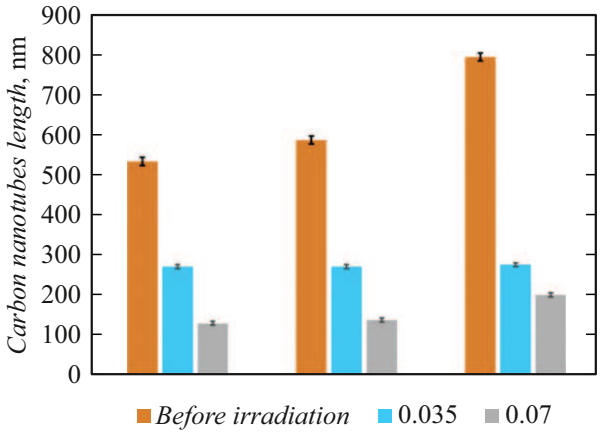


Рис. 3. Длины УНТ до и после воздействия лазерным излучением.

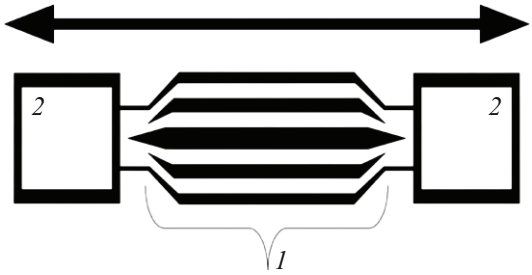


Рис. 4. Схема топологии на углеродной пленке: *1* — область растяжения, *2* — контактные площадки для присоединения электрических проводов.

связывания нанотрубок в электропроводящую упорядоченную сеть, что также повлияло на электропроводность тонких пленок.

После облучения лазером наблюдалось разделение крупных агломератов на более мелкие (рис. 2, *b*), что способствовало уменьшению гистерезиса при деформации углеродных пленок. Данный эффект объясняется снижением вероятности формирования случайных контактов между нанотрубками в разреженной сети по сравнению с пленками, содержащими значительное количество агломератов. Вследствие этого, гистерезис электрического сопротивления для необлученных пленок достигал 12 %, тогда как для модифицированных лазером образцов этот параметр в среднем не превышал 6 %.

Параллельно было зафиксировано двукратное увеличение электропроводности обработанных образцов. Одной из возможных причин является парциальная абляция силиконовой матрицы под термическим воздействием излучения, вследствие наличия остаточного кислорода в аргоновой атмосфере. Несмотря на снижение поверхностной концентрации МУНТ, рост электропроводности указывает на формирование новых ковалентных связей между нанотрубками. Следует отметить, что использование лазерного излучения мощностью свыше 0.07 W привело к увеличению сопротивления более чем в 10 раз, а также в чрезмерном уменьшении размеров нанотрубок.

2.2. Углеродные пленки с заданной топологией

Известно, что изменение топологии активного материала тензодатчиков приводит к изменению как их электрических, так и тензометрических свойств. Образование топологий может увеличить чувствительность тензодатчиков к деформации при увеличении числа концентраторов напряжений в активном материале [25]. В настоящей работе вид топологии для углеродных пленок (рис. 4) был разработан с целью увеличения чувствительности к продольным деформациям и снижения влияния поперечных деформаций на изменение сопротивления датчика.

Результаты измерения ВАХ углеродных пленок двухзондовым методом представлены на рис. 5. Полученные ВАХ демонстрировали линейную зависимость тока от напряжения, которая сохранялась вплоть до значения 7 V. Для пленок без заданной топологии аналогичная линейная зависимость наблюдалась лишь до 5 V. Линейный характер ВАХ также сохранялся в условиях механического растяжения образцов, при этом величина гистерезиса не превышала 3 % [26]. Для пленок без заданной топологии сохранение данной стабильности при деформации не отмечалось. Сравнительный анализ графиков на рис. 5 показывает, что отклонение от линейной зависимости при увеличении напряжения для пленок без заданной топологии является более выраженным по сравнению с образцами, обладающими заданной топологией.

Результаты измерения удельного сопротивления образцов до и после формирования топологии представлены в таблице. Величина удельного сопротивления для пленок с топологией вычислялась на основе значений для каждой пары линий, которые рассматривались как параллельные резисторы.

Выявлено, что углеродные пленки с заданной топологией обладали в среднем в 20 раз меньшим удельным сопротивлением, чем пленки без заданной топологии. Однако такое изменение скорее вызвано значительным уменьшением толщины электропроводящих путей.

2.3. Механические характеристики гибких тензодатчиков

Формирование топологии повлияло также и на механические характеристики сенсоров на основе тонких пленок. Исследование механических характеристик разработанных гибких тензодатчиков производилось с помощью установки, включающей трехкоординатную систему позиционирования с шаговым двигателем, траектория перемещения которой задавалась с помощью

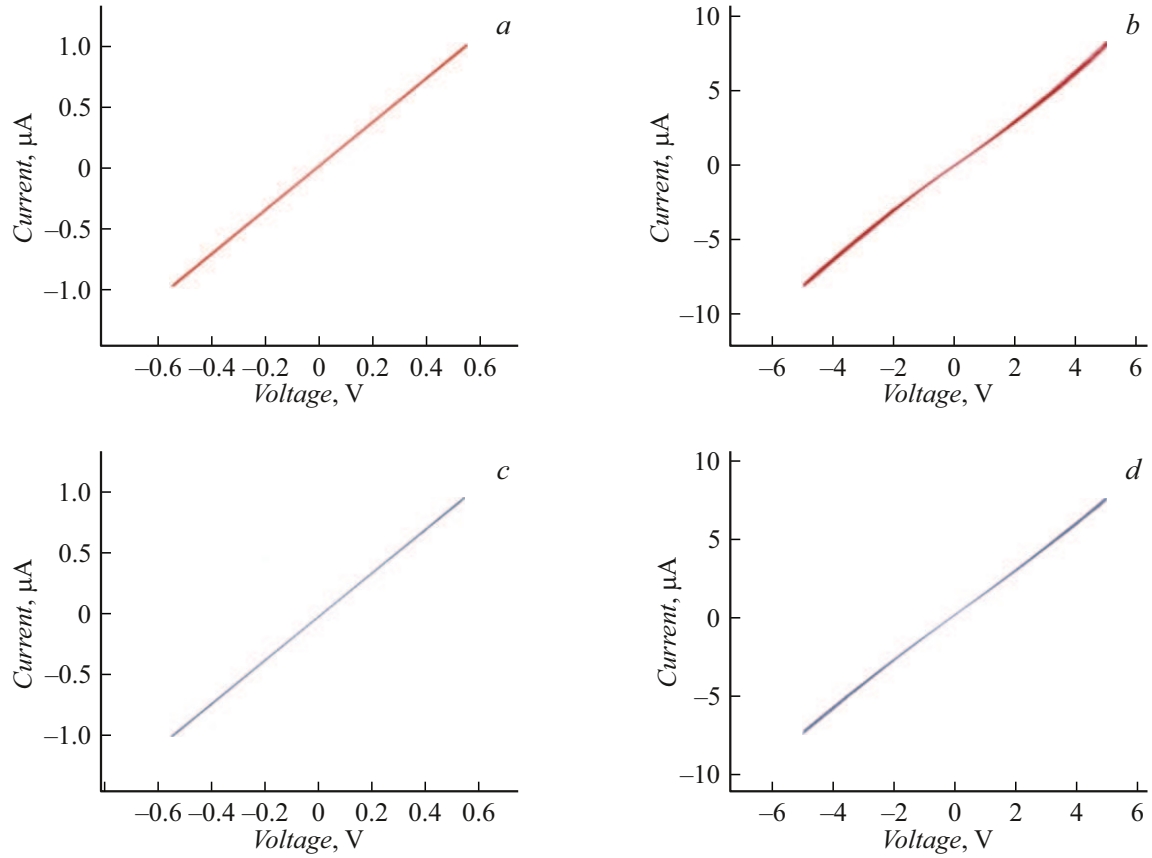


Рис. 5. ВАХ при напряжении генератора 0.7 и 5 V соответственно пленок без заданной топологии (a, b) и пленок с заданной топологией (c, d).

компьютерной программы. Образец закреплялся на штативе в основании системы позиционирования с помощью двух крепежей. Скорость перемещения образцов составила 10 mm/s, длина, на которую образец растягивался, составила 25 mm, что соответствует 100 % растяжению сенсора. Общий размер тензодатчика составлял 5×25 mm, размер топологического рисунка — 4.5×24 mm, длина электропроводящих линий топологии составила 18 mm, толщина — 0.9 mm. На рис. 6, *a* видно, что зависимость относительного изменения сопротивления от удлинения датчика без заданной топологии имеет кусочно-линейный вид, однако систематическая погрешность для относительного изменения сопротивления у датчика с без заданной топологии больше, чем с заданной топологией (рис. 6, *b*) и составляла 2–4 kΩ в то время, как погрешность для тензодатчиков с топологией составляла 0.6–0.7 kΩ. Зависимость относительного изменения сопротивления от удлинения тензодатчиков с заданной топологией имеет близкий к линейной функции вид при удлинении свыше 40 %.

На участке растяжения до 35 % зависимость имеет кусочно-линейный вид (рис. 6, *c, d*), что является важным фактором при разработке гибких датчиков деформации, так как они должны обеспечивать регистрацию движений, имеющих как малую, так и большую амплитуду. Что касается механической прочности и модуля упругости, то изменение данных параметров после формирования топологии было минимальным. При исследовании механических характеристик начальная длина между крепежами составила 20 mm, начальная толщина 0.67 mm. Предельное удлинение тензодатчика без заданной топологии составило 300 %, при этом прочность на разрыв, подсчитанная по результатам эксперимента, составила (6.1 ± 0.5) MPa, модуль упругости составил (0.14 ± 0.01) kPa, что свидетельствует о высокой мягкости материала. В случае тензодатчиков с заданной топологией параметры прочности и упругости остались близки по значению к параметрам тензодатчиков без заданной топологии: предел прочности — (6.1 ± 0.4) MPa, модуль Юнга — (0.13 ± 0.01) kPa.

Средние значения удельного сопротивления углеродных пленок

Тип углеродной пленки	Удельное сопротивление, Ω·cm
Без заданной топологии	6 ± 2
С заданной топологией	0.3 ± 0.1

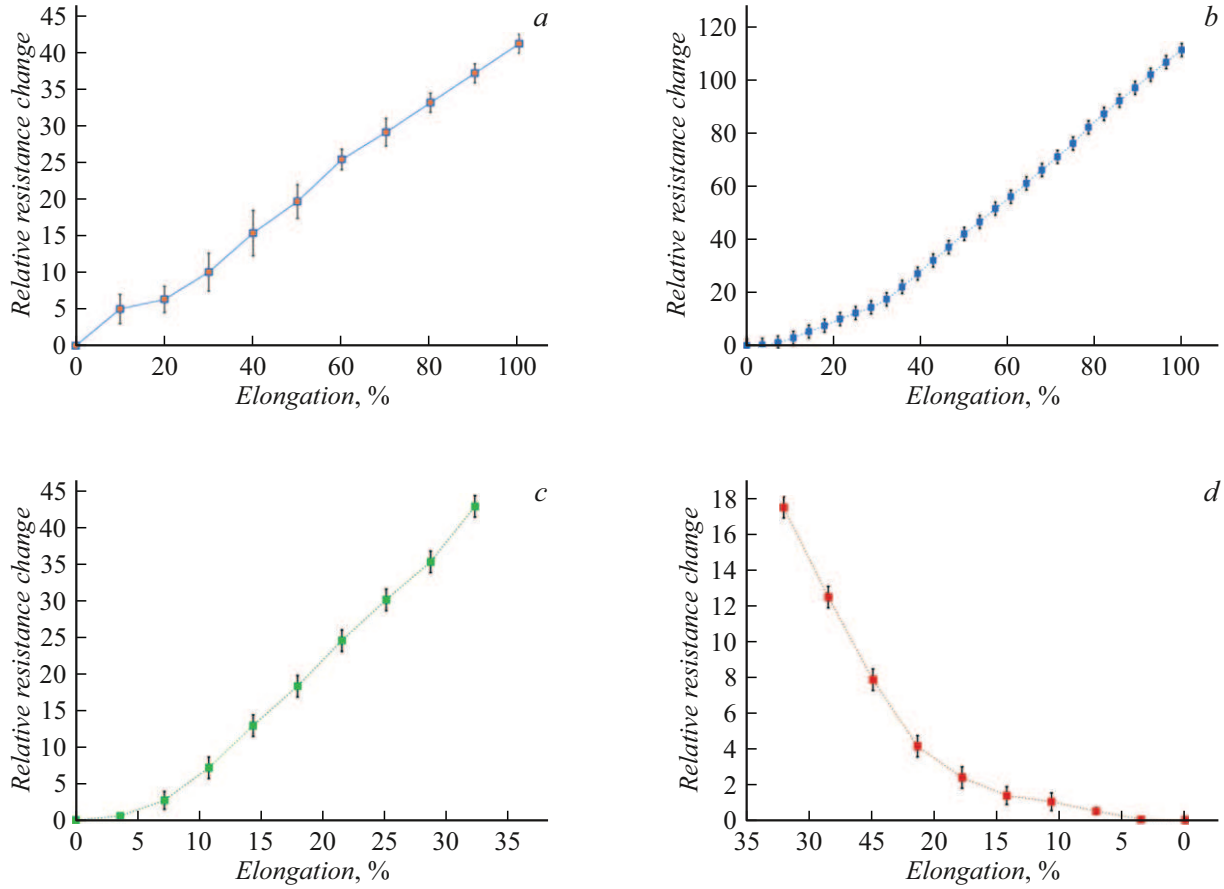


Рис. 6. Изменение сопротивления при растяжении на 100 % тензодатчиков без заданной топологии (*a*) и с заданной топологией (*b*), при растяжении до 35 % (*c*) и релаксации (*d*) датчиков с заданной топологией.

На участке растяжения до 35 % зависимость имеет кусочно-линейный вид (рис. 6, *c, d*), что является важным фактором при разработке гибких датчиков деформации, так как они должны обеспечивать регистрацию движений, имеющих как малую, так и большую амплитуду.

Что касается механической прочности и модуля упругости, то изменение данных параметров после формирования топологии было минимальным. При исследовании механических характеристик начальная длина между крепежами составила 20 mm, начальная толщина 0.67 mm. Предельное удлинение тензодатчика без заданной топологии составило 300 %, при этом прочность на разрыв, подсчитанная по результатам эксперимента, составила (6.1 ± 0.5) MPa, модуль упругости составил (0.14 ± 0.01) kPa, что свидетельствует о высокой мягкости материала. В случае тензодатчиков с заданной топологией, параметры прочности и упругости остались близки по значению к параметрам тензодатчиков без заданной топологии: предел прочности — (6.1 ± 0.4) MPa, модуль Юнга — (0.13 ± 0.01) kPa.

Формирование топологии на углеродных пленках значительно повлияло на чувствительность гибких датчиков к деформации растяжения. Вычисленный по формуле (2) коэффициент чувствительности составил (110 ± 5), в то время как коэффициент чувствительности тензодатчиков без заданной топологии составлял порядка (24 ± 3). Увеличение чувствительности связано с тем, что после лазерной литографии произошло разделение электропроводящих тензочувствительных путей, которое привело к снижению числа образования случайных связей между УНТ, возникающих в процессе деформации. Кроме того, разработанный вид топологии характеризуется наличием выделенной области растяжения и изолированных контактных площадок. Это конструктивное решение позволяет целенаправленно локализовать механическую деформацию в заданном участке, что повышает предсказуемость и стабильность электрофизических характеристик тензодатчиков. Наличие же отдельных контактных площадок минимизирует влияние жесткости электрических проводов и внешних подключений на рабочий элемент, обеспечивая надежное электрическое соединение и снижая риск повреждения чувствительной зоны при монтаже.

Тензочувствительность тонкопленочных датчиков в литературных источниках сильно варьируется. Она зависит от метода формирования сенсора, толщины активных слоев, выбора материалов и топологии композитов. Например, в случае образования на пленке из графито-

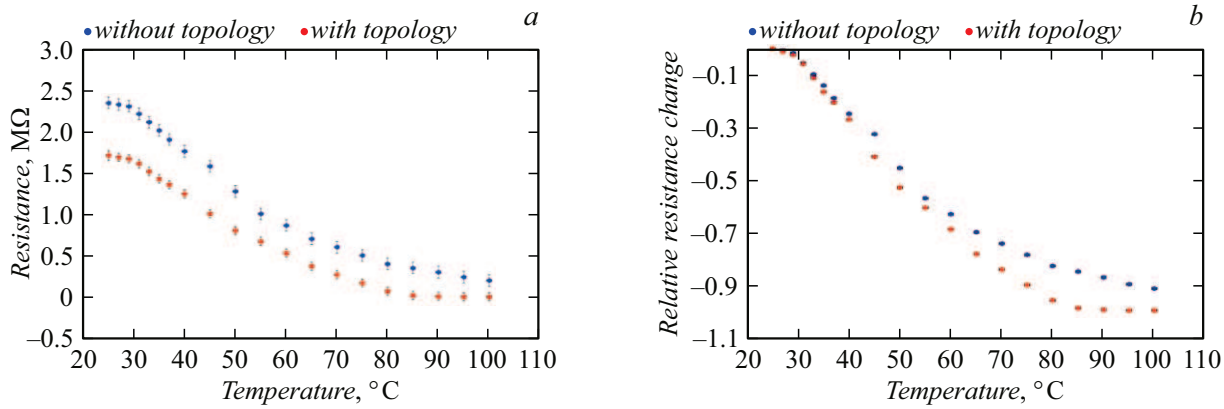


Рис. 7. Изменение сопротивления тензодатчиков при нагреве (*a*) и зависимость относительного изменения сопротивления от температуры (*b*).

вых нанолистов топологии в виде сетки, коэффициент чувствительности GF_l составил 38, в виде сетки формы „dog bone“ — 41, в виде иерархической структуры типа „dog bone“ — 60, с погрешностью коэффициента менее 10 % [27]. В настоящей работе в качестве гибкой подложки был использован полиэтилеентерефталат. Как можно заметить, образование топологий повлияло на величину чувствительности датчиков, причем увеличение чувствительности было связано с увеличением концентраторов механических напряжений в топологиях. Тензодатчики из изогнутых графеновых нанопластин (ГНП) на подложке из ПДМС продемонстрировали тензочувствительность порядка 0.55 [28]. Тонкие тензочувствительные пленки также могут быть получены методом травления графена на подложках из никеля или меди. Такой метод позволяет достичь наименьшей толщины пленок, однако наибольшее значение коэффициента чувствительности GF_l составило 6.1 [29]. Низкая чувствительность тонкопленочных тензодатчиков на основе ГНП часто объясняется слабым изменением проводящей сети при деформации, когда расстояния между нанопластинками и контакты между ними не претерпевают значительных сдвигов. В отличие от металлических тензорезисторов с $GF_l \approx 2$, в которых изменение сопротивления происходит за счет пьезорезистивного эффекта, в графеновых структурах доминирует туннельный механизм, но при недостаточной ориентации или плотной упаковке слоев эффект туннелирования слабо проявляется в диапазоне малых деформаций. В таком случае изменение длины и геометрии при деформации вызывает лишь линейное, а не экспоненциальное увеличение сопротивления [30]. В тензодатчиках на основе УНТ пьезорестивность также возникает за счет туннельного эффекта, однако УНТ обладают высоким аспектным отношением, что увеличивает тензочувствительность материалов на их основе. Например, изготовленные методом прессования пленок из МУНТ на подложку из термопластичного полиуретана тензодатчики имели GF_l примерно равный 46 при удлинении на 8.7 % [31]. При максимальном удлинении 300 %, приводящем к разрыву материала, значение коэффициента достигало 450. В свою очередь тензодатчики на основе пленки гибридного наноматериала из МУНТ и ГНП, нанесенные на полиимидную подложку методом распыления, демонстрировали чувствительность порядка 24 [32]. Причем было обнаружено, что данный параметр зависит от объема распыленной дисперсии, а значит, и от толщины пленки.

Таким образом, разработанные тонкопленочные тензодатчики на основе МУНТ с проводящей топологией превосходят по величине тензочувствительности большинство существующих решений.

2.4. Влияние температуры на работоспособность сенсоров

Устойчивость к температурным изменениям представляет собой критически важное свойство гибких датчиков, поскольку температурные флуктуации индуцируют паразитные изменения электрического сопротивления, маскирующие полезный сигнал от механической деформации. Эта нежелательная реакция, известная как температурная погрешность, может существенно снижать точность и надежность измерений в условиях нестабильного термического окружения. Преодоление данного эффекта достигается за счет применения специализированных схемных решений, таких как мостовая схема Уитстона с пассивным или активным температурным компенсатором, а также путем разработки композитных материалов с низким или предсказуемым температурным коэффициентом сопротивления.

При разработке гибких датчиков в настоящей работе исследовалось влияние температуры на сопротивление тензодатчиков без заданной топологии и с заданной топологией, а также возможность влияния температуры на работоспособность. Были получены зависимости, представленные на рис. 7.

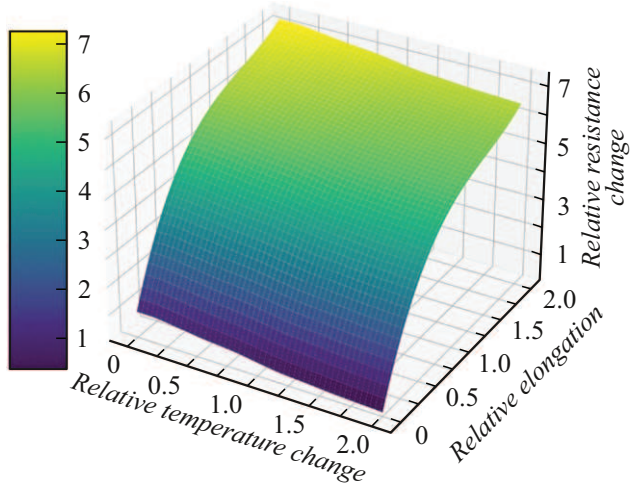


Рис. 8. Взаимовлияние температуры и удлинения на сопротивление тензодатчиков.

Обнаружено, что сопротивление уменьшается с ростом температуры. Причем наличие топологии практически не вносит разницы в реакцию датчиков на нагрев, что отражено на рис. 7, *a*. Однако, на рис. 7, *b* видно, что датчики с заданной топологией более чувствительны к нагреву при температурах свыше 50 °C. Это может быть связано с меньшей объемной концентрацией УНТ в матрице силикона, так как часть нанотрубок испарилась в процессе лазерной абляции. Температурные коэффициенты также свидетельствуют об этом: температурный коэффициент тензодатчиков в диапазоне температур 25 °C–45 °C с заданной топологией составил $-20 \cdot 10^{-3}\,\text{K}^{-1}$, в то время как у датчиков без заданной топологии коэффициент составил $-16 \cdot 10^{-3}\,\text{K}^{-1}$. Представленный температурный диапазон был выбран исходя из предположения, что при ношении на теле человека, нагрев сенсоров не превысит 45 °C.

Кроме того, существовала необходимость оценки влияния температуры на работоспособность гибких тензодатчиков. Для этого методами математического моделирования на основе зависимостей сопротивления от удлинения и сопротивления от температуры было получено распределение изменения сопротивления в условиях взаимовлияния указанных факторов (рис. 8). На рис. 8 относительное изменение температуры показано вдоль оси X, относительное растяжение — вдоль оси Y. Ось Z отображает соответствующее значение относительного электрического сопротивления. График демонстрирует, что при увеличении как температуры, так и растяжения наблюдается возрастание сопротивления датчика. Поверхность имеет монотонно возрастающий характер, особенно при одновременном увеличении обеих переменных. Это указывает на комбинированное влияние термических и механических факторов на проводимость материала. Цветовая шкала, расположенная слева, соответствует значениям сопротивления и иллюстрирует градиент изменения — от фиолетового (малое изменение сопротивление) к желтому (большое изменение сопротивление), подчеркивая чувствительность тензодатчиков к комплексному воздействию температуры и деформации.

Однако наклон линий графика в плоскости XZ в сравнении с искривлением графика в плоскости YZ мало заметен. Кроме того, нагрев сенсора на 200 % соответствует растяжению датчика лишь на 20 %. Данные наблюдения свидетельствуют о том, что вклад температуры в изменение сопротивления тензодатчиков не значителен по сравнению с влиянием растяжения. Поэтому нагрев во время эксплуатации не внесет серьезных изменений в работу представленных гибких тензодатчиков.

2.5. Мониторинг дыхания

Регистрация дыхательной активности представляет собой важнейший элемент диагностики и мониторинга при различных патологиях. Данная необходимость возникает не только при заболеваниях респираторной системы, таких как ХОБЛ, бронхиальная астма, но и при нарушениях неврологического генеза, когда поражаются дыхательные центры или проводящие пути, например, апноэ во сне, последствия инсульта, нейромышечные заболевания. Клинические проявления дыхательной недостаточности могут варьироваться от тахипноэ, учащенного дыхания, и одышки до полных транзиторных остановок дыхания, апноэ, несущих прямую угрозу жизни. В связи с этим непрерывный мониторинг дыхательной активности является критически важной задачей в клинической практике. Традиционные стационарные системы мониторинга ограничивают мобильность пациента, однако использование современных гибких тензодатчиков открывает новые возможности для длительного и непрерывного контроля дыхания в амбулаторных условиях. Эти устройства, являясь неинвазивными, обладают высокой чувствительностью, позволяют фиксировать экскурсии грудной клетки или диафрагмы, что обеспечивает сбор объективных данных о характере и ритме дыхания в реальном времени вне стационара.

Для исследования возможности мониторинга дыхания разработанные тензодатчики подключались к электронному блоку, который осуществлял обработку изменения сопротивления сенсоров с помощью аналогово-цифрового преобразователя (АЦП), фильтрацию шумов и передачу сигнала через Bluetooth на персональный компьютер, где выводились графики сигнала в реальном времени. Численные значения сигнала записывались в csv-файл. Гибкие датчики закреплялись на эластичном текстильном ремне, который фиксировался в районе нижней апертуры грудной клетки. Была исследована реакция тензодатчиков на задержку дыхания на вдохе и выдохе, во время медленного глубокого дыхания и нормального ритма дыхания (рис. 9).

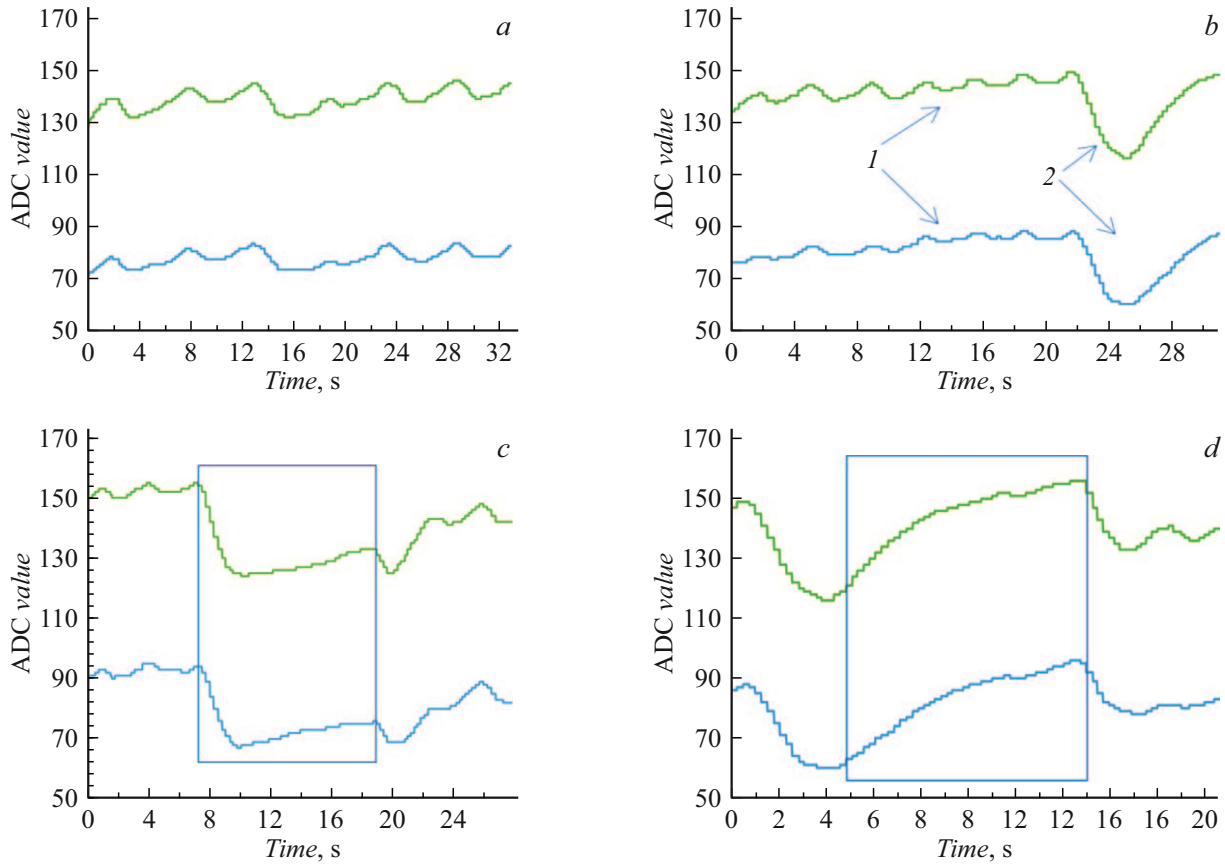


Рис. 9. Сигнал от двух тензодатчиков с заданной топологией при разном начальном сопротивлении во время нормального ритма дыхания (*a*), учащенного ритма дыхания и резкого вдоха (*b*): обозначены цифрами *1* и *2* соответственно. Область сигнала при остановке дыхания на вдохе (*c*) и на выдохе (*d*).

Для учащенного дыхания с резким вдохом отрезок записи сигнала составил 30 s, для нормального — 32 s (рис. 9, *a, b*).

С 22 по 28 s на рис. 9, *b* наблюдается резкий глубокий вдох. Для учащенного дыхания средняя частота составила порядка 0.3 Hz, для нормального — средняя частота дыхания составила 0.5 Hz, однако средняя разность амплитуд значений АЦП для двух видов дыхания составила 3 значения АЦП для обоих сенсоров. Общее время измерения сигнала для задержки дыхания на вдохе составило 27 s, для задержки дыхания на выдохе — 20 s (рис. 9, *c, d*). Изменение сигнала АЦП в положительную или отрицательную сторону напрямую зависело от направления дыхания: растяжение или сжатие датчиков соответственно. Прямоугольными рамками на рис. 9, *c, d* выделены моменты остановки дыхания, которые составили 11 s на выдохе и 10 s на вдохе для обоих сенсоров деформации. Появление небольшого пика на 19 s (рис. 9, *c*) связано с движением тела оператора во время проведения эксперимента. Амплитуда вдоха составила 30 значений АЦП для первого датчика и 27 значений для второго; амплитуда выдоха составила 40 значений АЦП для первого датчика и 35 значений для второго.

Заключение

Проведенные исследования подтверждают возможность создания гибких тензодатчиков на основе тонких пленок УНТ для мониторинга дыхания, а также свидетельствуют об эффективности способа модификации свойств тензодатчиков с помощью лазерной литографии. Формирование электропроводящей тензочувствительной топологии привело к значительному увеличению коэффициента чувствительности датчиков при низком значении гистерезиса. Лазерная модификация поверхности углеродных пленок также способствовала увеличению электропроводности материала за счет перераспределения сети УНТ в силиконовой матрице.

В рамках исследования были выявлены закономерности взаимовлияния растяжения и нагрева тензодатчиков, которые подтвердили работоспособность датчиков как устройств гибкой носимой электроники. Также были определены механические и электрические характеристики материала датчиков.

Представленные гибкие тензодатчики проявили способность регистрировать различные ритмы дыхания, а также остановки дыхания как во время вдоха, так и во время выдоха.

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] H. Yao, T. Sun, J.S. Chiam, M. Tan, K.Y. Ho, Z. Liu, B.C.K. Tee. Adv. Funct. Mater., **31**, 2008650 (2021). DOI: 10.1002/adfm.202008650
[2] Y. Wang, X. Li, S. Fan, X. Feng, K. Cao, Q. Ge, L. Gao, Y. Lu. ACS Appl. Mater. Interfaces, **13**, 8901 (2021). DOI: 10.1021/acsami.0c21086
[3] Y. Kim, A. Chortos, W. Xu, Y. Liu, J.Y. Oh, D. Son, J. Kang, A.M. Foudeh, C. Zhu, Y. Lee, S. Niu, J. Liu, R. Pfattner, Z. Bao, T.-W. Lee. Science, **360**, 998 (2018). DOI: 10.1126/science.aao0098
[4] L. Wang, K.J. Loh, W.-H. Chiang, K. Manna. Nanotechnology, **29**, 105503 (2018). DOI: 10.1088/1361-6528/aaa2d
[5] Y. Chu, J. Zhong, H. Liu, Y. Ma, N. Liu, Y. Song, J. Shao, Z. Shao, Y. Sun, Y. Dong, X. Wang, L. Lin. Adv. Funct. Mater., **28**, 1803413 (2018). DOI: 10.1002/adfm.201803413
[6] S.J. Benight, C. Wang, J.B.H. Tok, Z. Bao. Prog. Polym. Sci., **38**, 1961 (2013). DOI: 10.1016/j.progpolymsci.2013.08.001
[7] Z. Ma, W. Shi, K. Yan, L. Pan, G. Yu. Chem. Sci., **10**, 6232 (2019). DOI: 10.1039/C9SC02033K
[8] A.F. Paterson, S. Singh, K.J. Fallon, T. Hodsden, Y. Han, B.C. Schroeder, H. Bronstein, M. Heeney, I. McCulloch, T.D. Anthopoulos. Adv. Mater., **30**, 1801079 (2018). DOI: 10.1002/adma.201801079
[9] A.S. Morozova, A.V. Kuksin, A.Y. Gerasimenko. Biomed Eng., **59**, 131 (2025). DOI: 10.1007/s10527-025-10479-3
[10] S. Xu, Y. Zhang, J. Cho, J. Lee, X. Huang, L. Jia, J.A. Fan, Y. Su, J. Su, H. Zhang, H. Cheng, B. Lu, C. Yu, Ch. Chuang, Tae-il Kim, T. Song, K. Shigeta, S. Kang, C. Dagdeviren, I. Petrov, P.V. Braun, Y. Huang, U. Paik, J.A. Rogersю Nat. Commun., **4**, 1543 (2013). DOI: 10.1038/ncomms2553
[11] J. Zhao, C. Zhang, D. Zou, X. Liu, L. Cai, X. Li, M. Shi. Adv. Mater. Technol., **4**, 1900492 (2019). DOI: 10.1002/admt.201900492
[12] S.C.B. Mannsfeld, B.C.-K. Tee, R.M. Stoltenberg, C.V.H.-H. Chen, S. Barman, B.V.O. Muir, A.N. Sokolov, C. Reese, Z. Bao. Nat. Mater., **9**, 859 (2010). DOI: 10.1038/nmat2834
[13] L. Pan, A. Chortos, G. Yu, Y. Wang, S. Isaacson, R. Allen, Y. Shi, R. Dauskardt, Z. Bao. Nat. Commun., **5**, 3002 (2014). DOI: 10.1038/ncomms4002
[14] M. Amjadi, Y.J. Yoon, I. Park. Nanotechnology, **26**, 375501 (2015). DOI: 10.1088/0957-4484/26/37/375501
[15] J.S. Bergström, M.C. Boyce. Mech. Mater., **33**, 523 (2001). DOI: 10.1016/S0167-6636(01)00068-9
[16] Y.-C. Huang, Y. Liu, C. Ma, H.-C. Cheng, Q. He, H. Wu, C. Wang, C.-Y. Lin, Y. Huang, X. Duan. Nat. Electron., **3**, 59 (2020). DOI: 10.1038/s41928-019-0356-5
[17] B.C.-K. Tee, C. Wang, R. Allen, Z. Bao. Nat. Nanotechnol., **7**, 825 (2012). DOI: 10.1038/nnano.2012.192
[18] H. Kong, Z. Song, W. Li, Y. Bao, D. Qu, Y. Ma, Z. Liu, W. Wang, Z. Wang, D. Han, L. Niu. ACS Nano, **15**, 16218 (2021). DOI: 10.1021/acsnano.1c05028
[19] G. Ge, Y. Lu, X. Qu, W. Zhao, Y. Ren, W. Wang, W. Wang, W. Huang, X. Dong. ACS Nano, **14**, 218 (2020). DOI: 10.1021/acsnano.9b07874
[20] Y.J. Park, B.K. Sharma, S.M. Shinde, M.-S. Kim, B. Jang, J.-H. Kim, J.-H. Ahn. ACS Nano, **13**, 3023 (2019). DOI: 10.1021/acsnano.8b07995
[21] M. Amjadi, Y.J. Yoon, I. Park. Nanotechnology, **26**, 375501 (2015). DOI: 10.1088/0957-4484/26/37/375501
[22] A.M.V. Mohan, V. Rajendran, R.K. Mishra, M. Jayaraman. Nano, **11**, 1875 (2021). DOI: 10.3390/nano11081875
[23] S. Li, Y. Zhang, Y. Wang, K. Xia, Z. Yin, H. Wang, M. Zhang, X. Liang, Y. Lu, M. Zhu, H. Wang, X. Shen, J.A. Fan. Micromachines, **14**, 1106 (2023). DOI: 10.3390/mi14061106
[24] А.Ю. Герасименко. Конденсированные среды и межфазные границы, **19**, 489 (2017). DOI: 10.17308/kcmf.2017.19/227
[25] J. Lee, S. Kim, J. Lee, D. Yang, B.C. Park, S. Ryu, I. Park. Sci. Rep., **12**, 10467 (2022). DOI: 10.1038/s41598-022-13393-w
[26] А.С. Морозова, А.Ю. Герасименко. *Материалы научно-технической конференции „Микроэлектроника и информатика-2025“*. Сборник статей (Москва–Зеленоград, 25–26 апреля 2024 г., 137, 2025)
[27] L. Wang, W.-H. Chiang, K.J. Loh. Sci. Rep., **12**, 9179 (2022). DOI: 10.1038/s41598-022-13393-w
[28] Y. Wang, R. Yang, Z.W. Shi, L.C. Zhang, D.X. Shi, E. Wang, G.Y. Zhang. ACS Nano, **5**, 3645 (2011). DOI: 10.1021/nn103523t
[29] Y. Lee, S. Bae, H. Jang, S. Jang, S.E. Zhu, S.H. Sim, Y.I. Song, B.H. Hong, J.H. Ahn. Nano Lett., **10**, 490 (2010). DOI: 10.1021/nl903272n
[30] F.S. Irani, A.H. Shafaghi, M.C. Taşdelen, T. Delipınar, C.E. Kaya, G.G. Yapici, M.K. Yapici. Micromachines, **13**, 119 (2022). DOI: 10.3390/mi13010119
[31] P. Slobodian, R. Daňová, R. Olejník, J. Matyáš, L. Münster. Polym. Adv. Technol., **30**, 1891 (2019). DOI: 10.1002/pat.4621
[32] S.-C. Her, Y.-M. Liang. Sensors (Basel), **22**, 5039 (2022). DOI: 10.3390/s22135039