

06

Нанокompозитные тензорезистивные элементы на основе углеродных наноматериалов для носимой электроники

© К.Д. Попович,^{1,2} В.В. Сучкова,^{1,2} Д.И. Рябкин,^{1,2} А.А. Пуговкин,^{1,2} Е.А. Герасименко,³ Д.В. Телышев,^{1,2} 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

³Ортопедическое отделение, Государственное автономное учреждение здравоохранения города Москвы

„Стоматологическая клиника № 35“,

124365 Москва, Зеленоград, Россия

e-mail: kristal_p@mail.ru

Поступило в Редакцию 13 декабря 2024 г.

В окончательной редакции 13 декабря 2024 г.

Принято к публикации 13 декабря 2024 г.

Исследована возможность применения гибких электропроводящих элементов в области носимой электроники и мониторинга двигательной активности: конечностей, распознавания жестов, диагностики движений височно-нижнечелюстного сустава. В качестве активного электропроводящего слоя использовались многостенные углеродные нанотрубки, включенные в биополимерную матрицу. Для создания нанокompозитных тензорезистивных элементов активный слой формировался между гибкими подложками из мягкого силикона. Проведены исследования структурных характеристик разработанных элементов, оценены электропроводность и механические свойства, проверена их работоспособность для различных биомедицинских приложений.

Ключевые слова: тензочувствительность, многостенные углеродные нанотрубки, силикон, распознавание жестов, височно-нижнечелюстной сустав.

DOI: 10.61011/JTF.2025.05.60280.451-24

Введение

Гибкие датчики деформации представляют собой важный класс сенсорных устройств, находящихся широкое применение в различных областях, в частности, в биомедицине [1,2], робототехнике [3,4], автомобильной промышленности [5] и виртуальной реальности для отслеживания движений пользователя [6]. Они способны регистрировать как малые, так и большие деформации благодаря высокой гибкости и мягкости. В частности, резистивные и емкостные датчики деформации и давления широко используются в области носимой электроники [7,8]. Резистивные датчики обладают более высокой чувствительностью и меньшей подверженностью помехам по сравнению с емкостными датчиками при одинаковой технологии изготовления [9].

Как правило, тензометрические датчики изготавливаются из функциональных материалов, интегрированных в гибкие подложки. Для резистивных датчиков такими материалами являются углерод (углеродные нанотрубки (УНТ) [10], графен [11]), металлы [12] (металлические частицы, нанопроволоки и др.), различные электропроводящие полимеры [13] (полипиррол, полианилин, полистиролсульфонат). В качестве гибких несущих матери-

лов/подложек (гибких матриц) чаще всего используются эластомеры: каучук [14], полидиметилсилоксан (ПДМС) [15], силикон Ecoflex [10], полиэтилентерефталат (ПЭТФ) [16], а также другие синтетические и природные полимеры.

Из всех разновидностей электропроводящих функциональных материалов особое внимание привлекают УНТ. Эти наноматериалы, используемые в сочетании с полимерными матрицами, обладают уникальными механическими и электрическими свойствами, что делает их идеальным выбором для создания чувствительных и прочных датчиков [17]. Полимеры, в свою очередь, отличаются простотой производства, экономичностью и гибкостью. Кроме того, физические характеристики полимеров, такие как твердость и упругость, могут быть легко настроены в широком диапазоне, что позволяет создавать материалы с оптимальными свойствами для конкретных приложений. Все это делает комбинацию УНТ с полимерами весьма перспективной для разработки передовых материалов и технологий в области сенсорики и электроники.

УНТ обладают уникальной способностью взаимодействовать с различными биомолекулами, что значительно повышает их биосовместимость. Недавние исследования

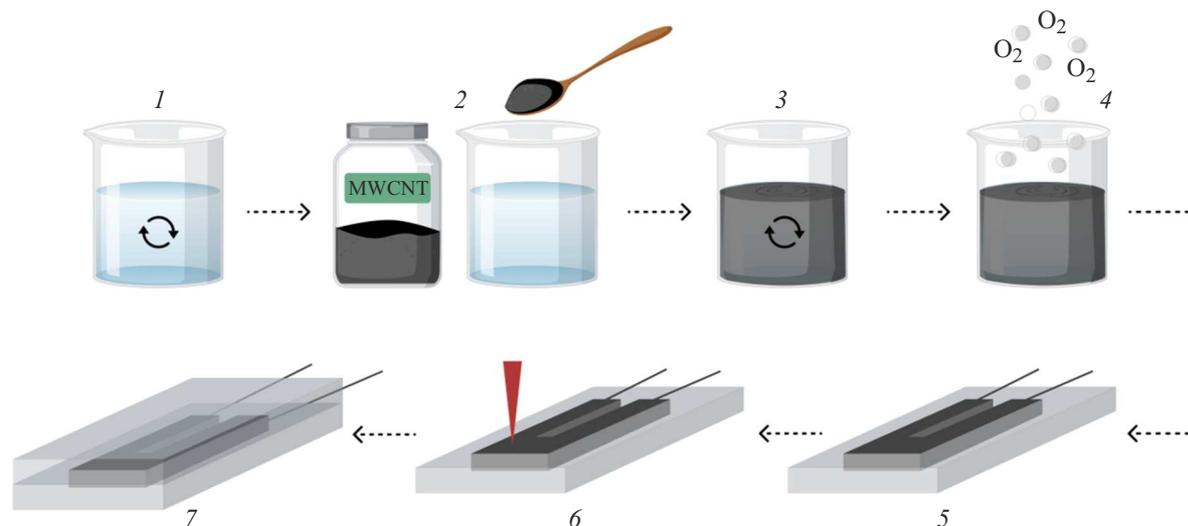


Рис. 1. Процесс изготовления композитных тензорезистивных элементов на основе МУНТ и силикона: 1 — смешивание двухкомпонентного силикона Ecoflex; 2 — добавление МУНТ в раствор полимера; 3 — перемешивание полученной дисперсной среды; 4 — дегазация до полного удаления пузырьков воздуха; 5 — интеграция медных проводов в активный слой; 6 — полимеризация активного слоя и последующее лазерное структурирование электропроводящих сетей; 7 — изоляция активного слоя путем формирования дополнительной силиконовой подложки.

подтверждают практическое отсутствие цитотоксичности УНТ при их применении в небольших концентрациях [18,19]. Интеграция УНТ в полимерные матрицы позволяет создавать нанокомпозиты с высокой электропроводностью при очень низких концентрациях УНТ, что делает их использование экономически выгодным [20]. Полученные нанокомпозиты обладают способностью формировать перколяционные сети, которые могут самовосстанавливаться после деформации, что делает УНТ идеальным материалом для разработки высокоэффективных гибких датчиков деформации, способных выдерживать растяжение и изгиб.

В настоящей работе исследовались тензорезистивные характеристики нанокомпозитных элементов на основе структурированных сетей УНТ в матрице из силикона. Исследуемые образцы характеризовались изменениями электрического сопротивления в зависимости от деформации при изгибе и растяжении. Полученные результаты указывают на потенциальное применение разработанных нанокомпозитных тензорезистивных элементов в области гибких датчиков для измерения различных видов механических деформаций для носимой электроники.

1. Материалы и методы исследований

В разд. 1 определены используемые материалы, приведены технические характеристики и представлена методика изготовления тензорезистивных элементов. Описана методика исследования структуры с помощью сканирующей электронной микроскопии. Описана методика исследования тензорезистивности и работоспособности.

1.1. Используемые материалы

В качестве активного слоя тензорезистивных элементов использовались многостенные углеродные нанотрубки (МУНТ), включенные в матрицу силикона. МУНТ (ООО „НаноТехЦентр“, Тамбов, Россия) в виде порошка синтезировались методом CVD и характеризовались следующими параметрами: внешний диаметр — 30–80 nm, внутренний диаметр — 10–20 nm, длина $\geq 20 \mu\text{m}$, удельная поверхность — $\geq 200 \text{ m}^2/\text{g}$, объемная плотность 0.025–0.06 g/cm³, термостабильность до 600 °C.

Двухкомпонентный эластомер Ecoflex 00-10 (Smooth-On Inc., Маунгунги, штат Пенсильвания, США) имел динамическую вязкость в смешанном состоянии 14 Па, модуль Юнга при 100 % удлинении 0.06 МПа, плотность 1.04 g/cm³, рабочий диапазон температур от 19 °C до 232 °C. На этапе полимеризации в образцы включали медные провода.

1.2. Изготовление тензорезистивных элементов на основе МУНТ и силикона

Для формирования тензорезистивных элементов на 3D-принтере была напечатана пресс-форма из фотополимера. В нашем случае форма имела вид прямоугольника, с размерами 3.5 × 1.5 × 2 mm, и имела внутреннюю П-образную полую секцию с размерами 3 × 1.2 × 1 mm. Следующий шаг заключался в изготовлении активного слоя, состоящего из МУНТ и силикона (рис. 1). На первом этапе МУНТ добавлялись в силикон в жидкой фазе в концентрации 3 wt.%. Полученную смесь компонентов тщательно перемешивали магнитной мешалкой в течение не менее 5 min для равномерного распределения

нанотрубок в силиконе. Для удаления микропузырьков воздуха, образовавшихся в результате перемешивания, смесь помещали в вакуумную камеру XFL020 (France Etuves) и осуществляли процесс дегазации до полного удаления пузырьков воздуха. Далее изготавливались нанокомпозитные тензорезистивные элементы. Для этого смесь из МУНТ и силикона помещали во внутреннюю П-образную полую часть формы. Для подключения к электронному блоку и проверки работоспособности в активный слой интегрировали медные провода. После полной полимеризации полученные образцы подвергали лазерному структурированию — обработке лазерным излучением для снижения значений сопротивления, формирования сварных соединений между нанотрубками и формирования структурированной проводящей сети из МУНТ. Использовался импульсный волоконный Yb-лазер с длиной волны 1064 nm, мощность излучения подбиралась экспериментально и составляла 12 W, время облучения 2 min. Плотность энергии составляла 0.5 J/cm² при длительности импульсов 100 ns, частота повторения импульсов — 30 kHz и скорость обработки — 450 mm/s.

1.3. Исследование структуры активного слоя

Исследование структуры активного слоя на основе МУНТ и силикона проводилось с помощью сканирующего электронного микроскопа FEI Helios NanoLab 650 (FEI Ltd) при следующих параметрах: ускоряющее напряжение 5 kV, ток электронного зонда 50 pA. Давление в вакуумной камере составляло $3.9 \cdot 10^4$ Pa.

1.4. Исследование электрофизических свойств активного слоя

Оценено влияние концентрации МУНТ и лазерного структурирования на электрическое сопротивление изготовленных тензорезистивных элементов в виде нанокомпозитов прямоугольной формы с размерами $3.5 \times 1.5 \times 1$ cm и концентрациями МУНТ 2, 3 и 4 wt.%. Значения электрического сопротивления измерялись с помощью мультиметра UT33A+ (UNI-T) до и после лазерного структурирования для каждой концентрации МУНТ. Использовался импульсный иттербиевый волоконный лазер с длиной волны 1064 nm и мощностью 12 W, время лазерного воздействия составляло 2 min.

1.5. Исследование тензочувствительности и механических характеристик активного слоя

Тензочувствительность или тензорезистивность сенсора — его реакция на деформацию, выражающаяся в изменении сопротивления активного слоя. Чем быстрее и больше изменяется сопротивление, тем выше тензочувствительность. Тензочувствительность активного слоя на основе МУНТ в полимерной матрице силикона

определялась по отношению к растяжению. Расчеты проводились по следующей формуле (1):

$$S_l = \frac{\Delta R_l \cdot l_0}{R_0 \cdot \Delta l}, \quad (1)$$

где ΔR — абсолютное изменение сопротивления, R_0 — начальное сопротивление элемента, l_0 — начальная длина элемента, Δl — абсолютное изменение длины. Для определения тензочувствительности активного слоя изготовленный тензорезистивный элемент закреплялся в тисках и растягивался, осуществлялась фиксация его удлинения (с шагом 5 mm) и сопротивления. После этого было вычислено значение коэффициента чувствительности при максимальном растяжении.

Для того чтобы предсказать, как активный слой ведет себя при различных нагрузках и условиях эксплуатации, необходимо изучить его механические свойства. К таким свойствам относятся предел прочности, модуль упругости.

Значение предела прочности вычислялось по формуле (2):

$$\sigma = \frac{P_{\max}}{F_0}, \quad (2)$$

где P_{\max} — максимальная нагрузка, приложенная к образцу, F_0 — начальная площадь сечения образца.

Расчет модуля упругости производился по формуле (3):

$$E = \frac{F \cdot l}{S \cdot \Delta l}, \quad (3)$$

где F — приложенная сила, l — начальная длина образца, S — площадь поперечного сечения образца, Δl — приращение длины образца.

2. Результаты и обсуждение

В разд. 2 представлено описание структуры полученного активного слоя на основе МУНТ. Описаны характеристики тензочувствительности, механические свойства, апробированы различные области применения (мониторинг двигательной активности конечностей и челюстного сустава).

2.1. Внутренняя структура активного слоя

При создании активного слоя на основе МУНТ и силикона производилось импульсное лазерное облучение активного слоя. Это привело к частичному выгоранию слоя силикона, что уменьшило электрическое сопротивление за счет изменения соотношения наполнитель/матрица. В материале образовалась сеть УНТ. Отчетливые отличия можно заметить во внешнем виде сети до (рис. 2, a, b) и после (рис. 2, c, d) лазерного структурирования.

Лазерное структурирование способствовало очищению поверхности нанотрубок, делая сеть более однородной и разреженной. Это является важным фактором,

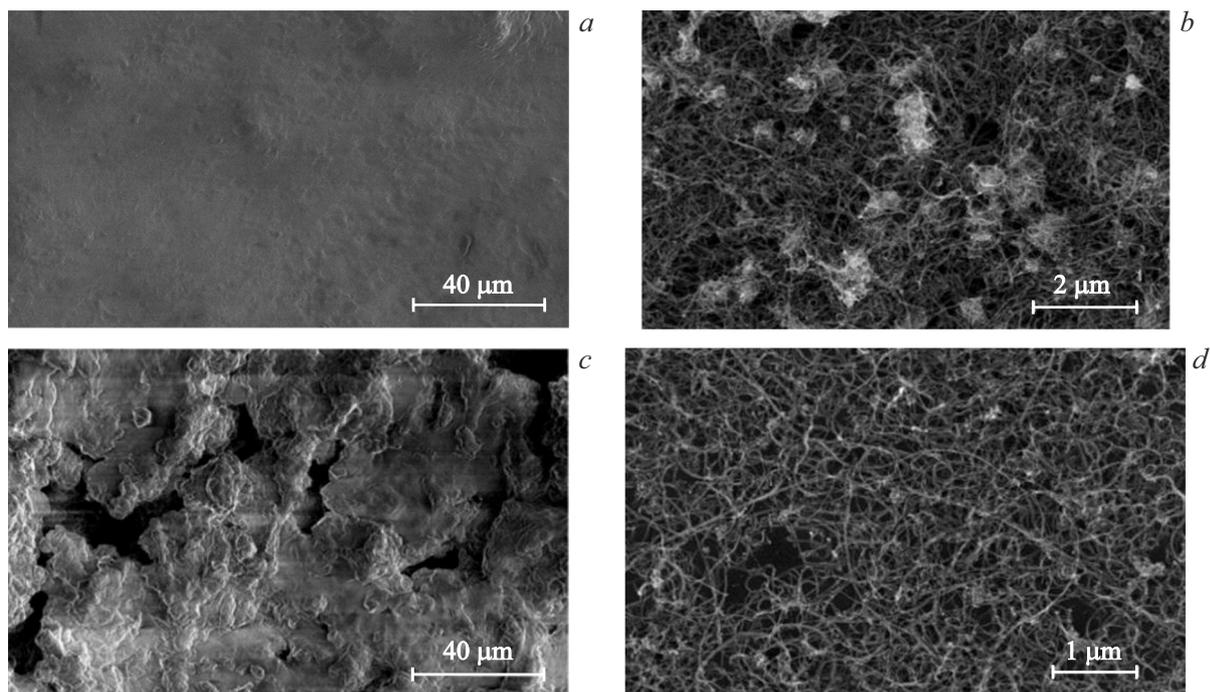


Рис. 2. СЭМ изображения активного слоя композитного тензорезистивного элемента на основе MWCNT и силикона без лазерного структурирования при различном увеличении (*a, b*) и с лазерным структурированием (*c, d*).

поскольку разреженные проводящие сети обеспечивают более высокую чувствительность к деформации. Нанотрубки формировали длинные связи длиной более 100 нм по всему объему материала (рис. 2, *d*), что обеспечивало функциональные характеристики и эффективную работу активного слоя благодаря их высокой электропроводности и тензорезистивным свойствам.

СЭМ изображения с более высоким увеличением позволили детальнее изучить структуру электропроводящей сети. Внутреннее строение было исследовано для активного слоя, изготовленного без лазерного структурирования (рис. 3, *a*) и с лазерным структурированием (рис. 3, *b*). После лазерного структурирования происходит изменение структуры сетей МУНТ. Большие кластеры разделяются на более мелкие, увеличивая количество кластеров и уменьшая их средний размер. Электропроводящая сеть МУНТ после лазерного структурирования стала менее сложной, с преобладанием областей соединения нанотрубок. Для сенсоров предпочтительнее использовать более разреженную сеть, поскольку она обеспечивает меньший гистерезис сопротивления. Это происходит потому, что более разреженная сеть растягивается более равномерно и перестройка проводящей сети становится более устойчивой из-за отсутствия большого количества проводящих путей. Это означает, что вероятность случайного вклада в проводимость распутанных или случайно связанных нанотрубок меньше. На рис. 3, *c, d* показаны участки сварки нанотрубок при большем увеличении, стрелками показаны точки контакта между МУНТ.

2.2. Электрические и механические характеристики, тензочувствительность

Электрофизические свойства изготовленных нанокompозитных элементов, полученных с лазерным структурированием и без него, сравнивались с использованием различных концентраций нанотрубок 2, 3, 4 wt.% (см. таблицу).

Увеличение концентрации МУНТ выше 4 wt.% значительно увеличивает вязкость материала МУНТ с силиконом. Это затрудняет гомогенизацию МУНТ в силиконе в ходе изготовления чувствительного материала активного слоя. Концентрация МУНТ ниже 2 wt.% приводит к повышению сопротивления изготовленного активного слоя выше 1 МΩ. Столь высокие значения приводят к затруднениям в обнаружении изменений сопротивления и неприемлемы для конструкции биомедицинских приложений детектирования двигательной активности. Если нанокompозиты с концентрацией МУНТ 2 wt.% подвергаются воздействию более высокой мощности лазера, то силикон в активном чувствительном слое перегревается и разрушается, что способствует снижению производительности тензорезистивного элемента.

Начальное электрическое сопротивление изготовленных лазером нанокompозитных элементов составляло ~ 3 кΩ (без деформации) при концентрации нанотрубок 3 wt.%. Для сравнения при аналогичном процессе изготовления без лазерного структурирования активный слой имел значительно более высокие значения сопротивления, в данном случае ~ 20 кΩ. Увеличение концен-

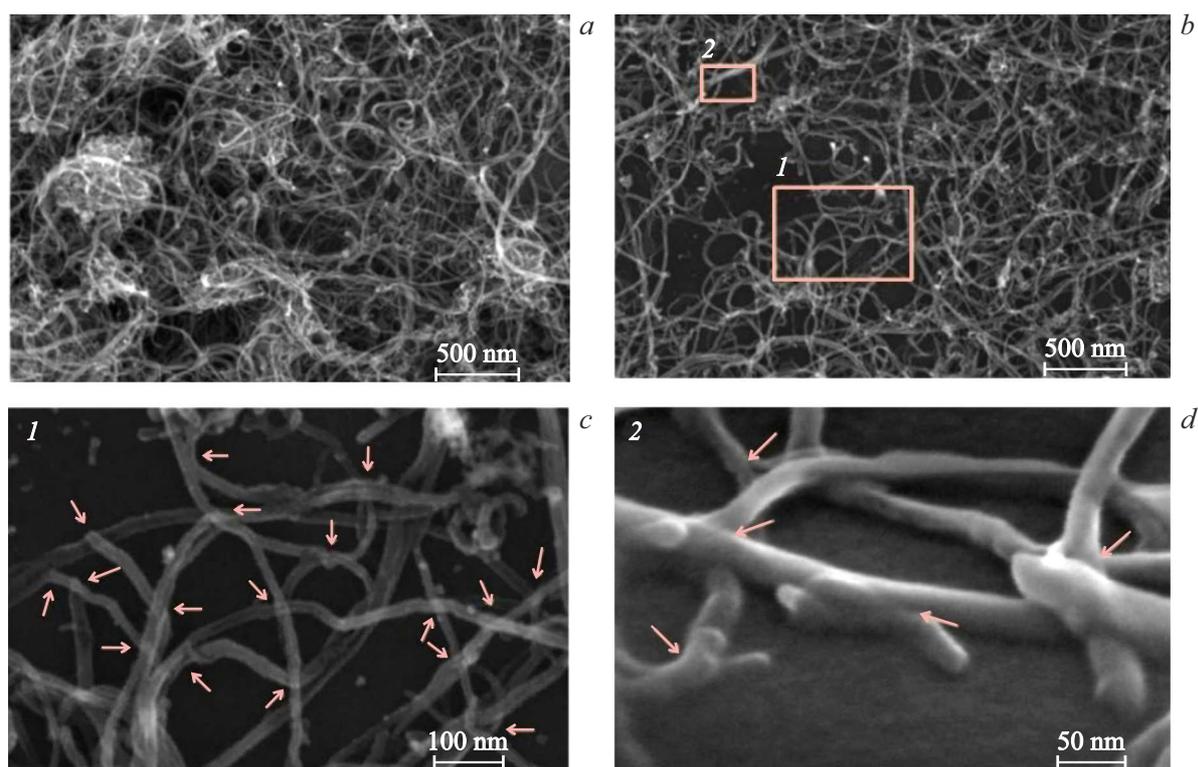


Рис. 3. Внутренняя структура активного слоя композитного тензорезистивного элемента, изготовленного без лазерного структурирования (*a*) и с лазерным структурированием (*b–d*). Изображение области 2 получено под углом 52° . Стрелками указаны сваренные участки нанотрубок, образованные в результате лазерного структурирования.

Сравнение начального сопротивления активного слоя изготовленных нанокompозитных элементов на основе МУНТ и силикона

Концентрация МУНТ, wt. %	R_0 до лазерного структурирования	R_0 после лазерного структурирования
< 2	> 1 МΩ	
2	102 кΩ	65 кΩ
3	20 кΩ	3 кΩ
4	6 кΩ	0,5 кΩ
> 4	–	–

трации нанотрубок привело к небольшому увеличению прочности материала, что связано с высокой прочностью самих нанотрубок, это позволяет использовать их в качестве армирующего материала.

Лазерное структурирование нанокompозитных элементов с МУНТ и силиконом является одним из эффективных методов модификации и улучшения электрических характеристик таких нанокompозитов. В нашем случае электрическое сопротивление уменьшается для всех концентраций МУНТ. При этом образцы подвергались лазерному структурированию одинаковой мощности и длительности. Снижение резистентности, скорее всего, связано со следующими факторами. Лазерное структурирование вызывает пиролиз силиконовой матрицы, что приводит к образованию газообразных частиц, покидающих материал, тем самым увеличивая концентрацию МУНТ и снижая сопротивление материала. Лазерное структурирование приводит к модификации нанотрубок за счет термического воздействия, уменьшая содержание примесей в МУНТ и дефектов. Нанотрубки можно сублимировать и преобразовать до аморфного углерода, что приведет к перестройке структуры сетей МУНТ в силиконовой матрице. Аморфный углерод может действовать как припой и способствовать образованию сварных соединений между отдельными нанотрубками. Все эти факторы могут способствовать снижению электрического сопротивления.

В результате испытаний на растяжение определено, что коэффициент тензочувствительности разработанных нанокompозитных элементов на основе МУНТ и силикона имеет среднее значение $S_l \sim 4.9$ (в диапазоне удлинения 0–100 %) с максимальным значением 7 (при удлинении 100 %). Эти значения значительно превышают значения аналогичных сенсоров, опубликованных в литературных источниках, где S_l , как правило, не превышает 2. При этом разработанные элементы демонстрируют низкое значение гистерезиса < 3 %.

В результате испытаний на растяжение определено, что коэффициент тензочувствительности разработанных нанокompозитных элементов на основе МУНТ и силикона имеет среднее значение $S_l \sim 4.9$ (в диапазоне удлинения 0–100 %) с максимальным значением 7 (при удлинении 100 %). Эти значения значительно превышают значения аналогичных сенсоров, опубликованных в литературных источниках, где S_l , как правило, не превышает 2. При этом разработанные элементы демонстрируют низкое значение гистерезиса < 3 %.

На рис. 4, *a* представлен график зависимости относительного изменения сопротивления от относительного удлинения при растяжении и релаксации нанокompозит-

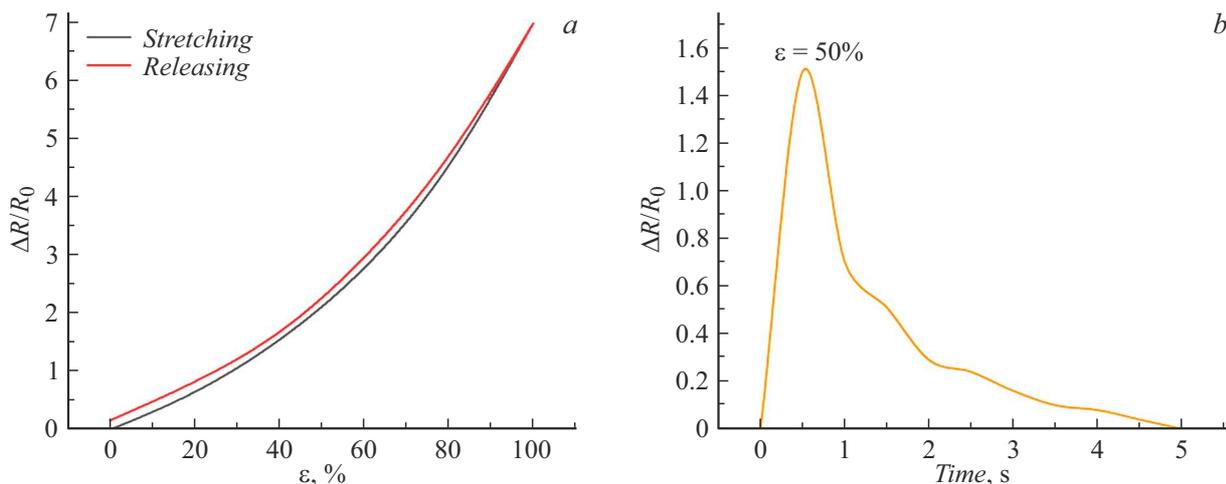


Рис. 4. Зависимость относительного изменения сопротивления при растяжении и релаксации (a); скорость восстановления активного слоя при 50% растяжении (b).

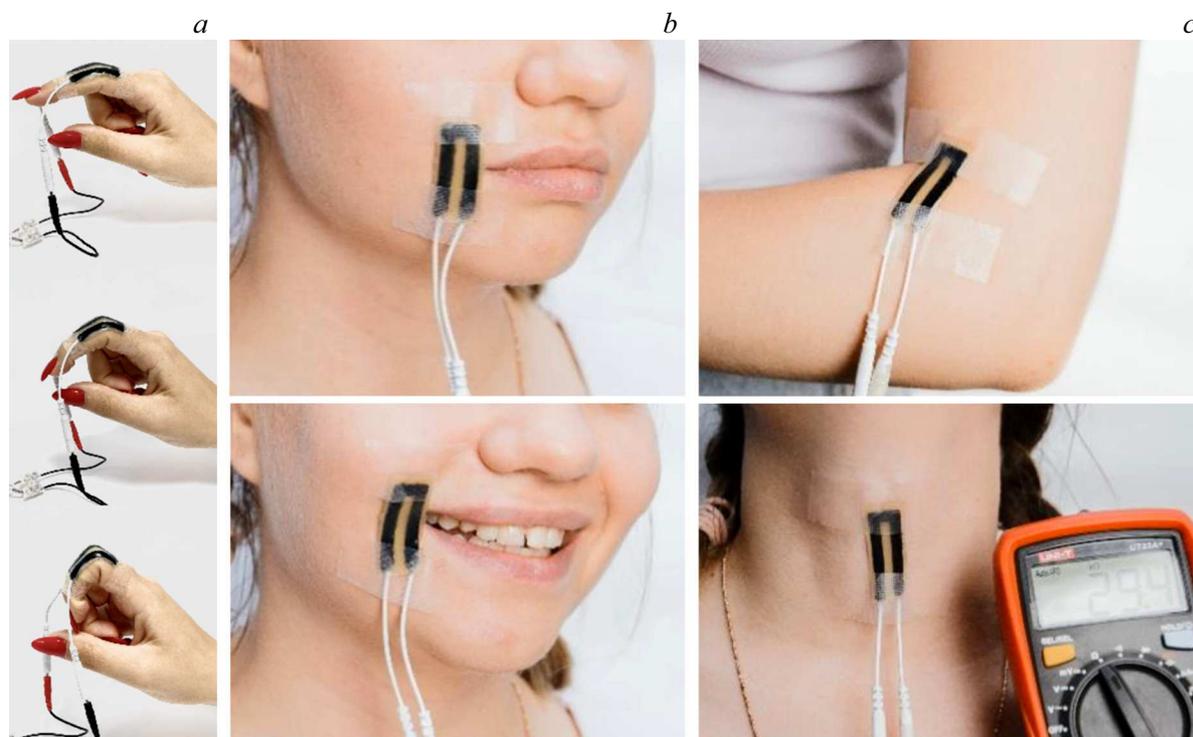


Рис. 5. Измерение деформации частей тела, вызванной анатомическими движениями: циклическая нагрузка на композитный тензорезистивный элемент при изгибе (a) пальца, (b) челюстно-лицевой области, (c) локтевого сустава и гортани.

ных элементов. График демонстрирует линейное поведение системы. График (рис. 4, b) демонстрирует скорость восстановления образца при растяжении активного слоя на 50%. Зависимость демонстрирует, что для возвращения к начальному сопротивлению активному слою требуется 4 с.

Способность изготовленных образцов выдерживать нагрузки зависит от их модуля упругости. При разработке гибкой носимой электроники, предназначенной для крепления к телу человека, важно обес-

печить сопоставимость модуля упругости с модулем упругости кожи. Для эпидермиса это значение составило — (1.46 ± 0.26) МПа. Средний модуль упругости изготовленных нанокompозитных тензорезистивных элементов составил (1.1 ± 0.5) МПа. Результаты эксперимента также позволили рассчитать средний предел прочности: (6.1 ± 0.5) МПа. Экспериментальные данные подтверждают, что добавление МУНТ в матрицу из силикона Escoflex увеличивает прочность в 3 раза.

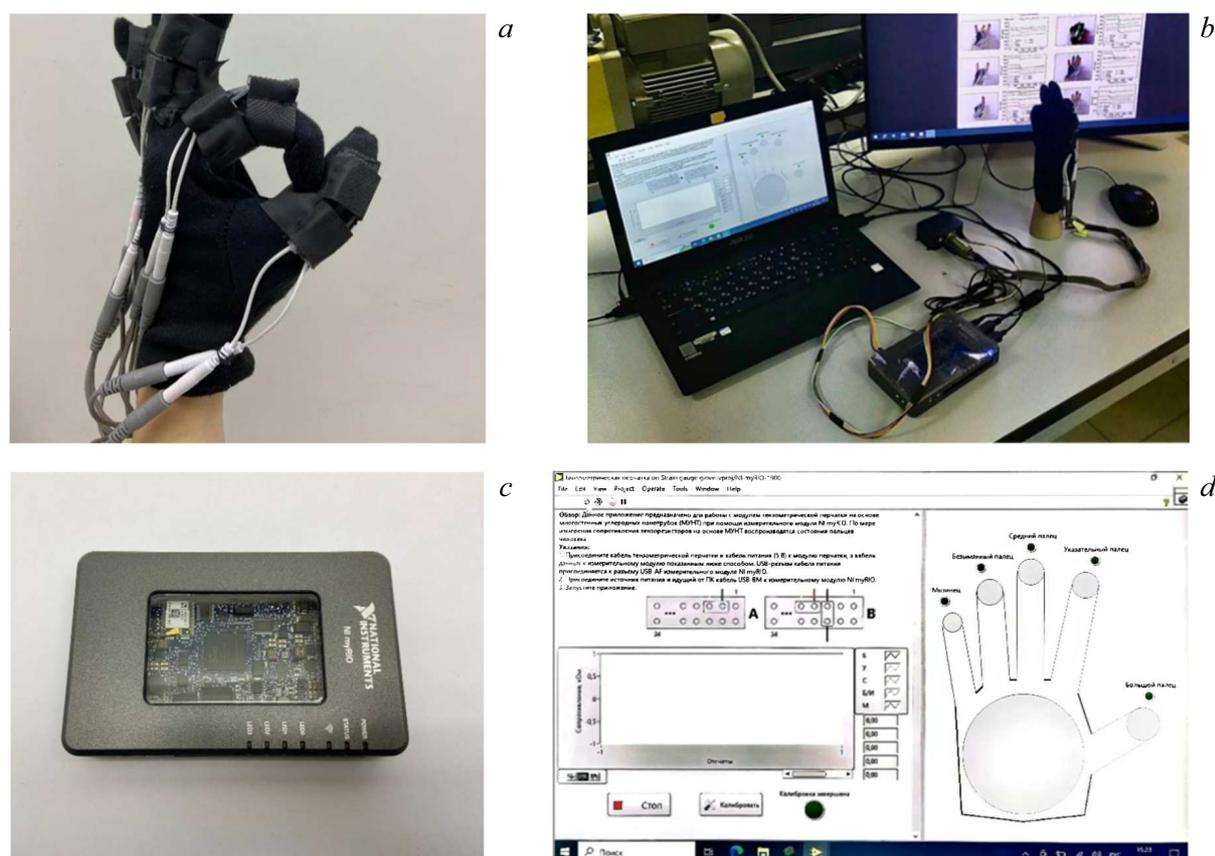


Рис. 6. Сенсорная интеллектуальная система распознавания жестов руки: *a* — неподвижные нанокompозитные тензорезистивные элементы на руке в области подвижных суставов пальцев в виде перчатки; *b* — интеллектуальная система распознавания жестов, состоящая из перчатки с нанокompозитными тензорезистивными элементами и измерительного модуля; *c* — внешний вид измерительного модуля; *d* — интерфейс приложения для считывания и хранения данных с нанокompозитных тензорезистивных элементов.

2.3. Применение разработанных нанокompозитных тензорезистивных элементов для мониторинга двигательной активности

Разработанные нанокompозитные тензорезистивные элементы в комплексе с сконструированным электронным блоком могут быть использованы в качестве мониторинга активности двигательной функции человека. Благодаря своей гибкости образцы дают возможность измерять деформацию частей тела, вызванные анатомическими движениями (рис. 5).

Прикрепив элемент к исследуемой области, можно определить деформацию непосредственно в ней. Сопротивление разработанных элементов изменяется за счет реструктуризации сформированной сети УНТ. Регистрируя изменения сопротивления разработанных элементов, осуществляется регистрация деформации. При снятии деформации сопротивление восстанавливается, поскольку проводящая сеть нанотрубок возвращается к своей первоначальной морфологии.

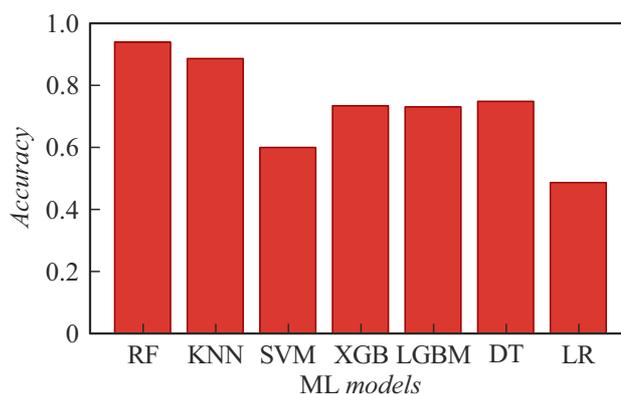


Рис. 7. Точность для следующих моделей машинного обучения: классификатор ближайших соседей (KNN), машина векторов поддержки (SVM), классификатор случайного леса (RF), классификатор xgboost (XGB), классификатор LightGBM (LGBM), классификатор дерева решений (DT), логистическая регрессия (LR) — при обучении на наборе данных размером 105 строк.

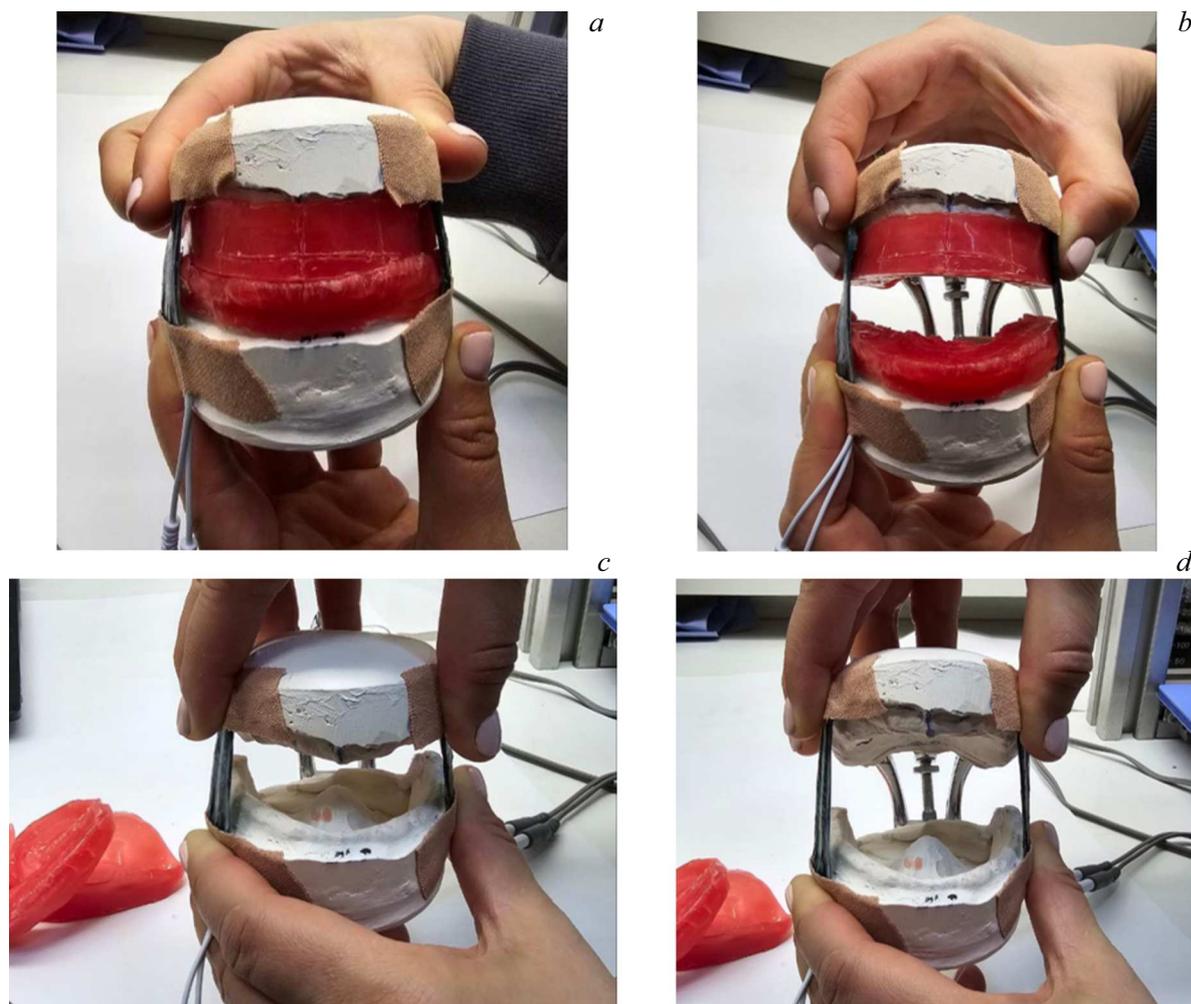


Рис. 8. Вид ВНЧС с восковыми шаблонами в закрытом (а) и открытом (b) положениях, вид ВНЧС без восковых шаблонов в закрытом (c) и открытом (d) положениях.

2.4. Распознавание жестов

На основе полученных нанокompозитных тензорезистентных элементов разработана сенсорная интеллектуальная система распознавания жестов рук (рис. 6). Для этого к каждому пальцу в подвижных суставах с помощью медицинских лент фиксировались разработанные электропроводящие сенсоры с электродами, подключенными к измерительному модулю NI myRIO. Организация всех пяти сенсоров, воспроизводящих состояние пальцев рук, осуществлялась посредством перчатки, как показано на рис. 6, а. Обратная связь визуализировалась с помощью подключенного к измерительному модулю ПК (рис. 6, b). Внешний вид полученной интеллектуальной системы для распознавания жестов показан на рис. 6, c. Программа для визуализации, считывания и хранения данных, написанная в среде разработки приложений LabVIEW, демонстрировала пользователю графики с значениями амплитуды сопротивления сенсоров в режиме реального времени, а также статус „активен/не

активен“ для всех пальцев руки. Пример снимка экрана содержащего окна программы, отображаемого компьютером, показан на рис. 6, d.

Для эксперимента использовались данные, собранные от нанокompозитных тензорезистивных элементов, которые измеряли степень сопротивления при выполнении различных жестов испытуемым. Было собрано 11 различных жестов, включая базовый жест (кулак) и 10 узнаваемых жестов. Во время эксперимента на экране отображалась информация о необходимом жесте, в то время как данные с сенсоров записывались в файл формата csv с соответствующей меткой. Каждый жест измерялся в течение примерно 30 min, и жест, который нужно было продемонстрировать, менялся каждые 5 s. Данные были записаны с частотой дискретизации от 20 до 60 Hz. В работе было использовано семь различных моделей машинного обучения. В качестве метрики качества классификации использовалась точность. Поскольку обучение нескольких моделей на всем наборе данных является крайне ресурсоемкой задачей, для сравнения

качества были использованы 105 строк из набора данных 560 000 строк. Установлено, что использование изготовленной интеллектуальной системы на основе сформированных нанокompозитных тензорезистивных элементов с проводящими сетями из МУНТ позволило достичь точности распознавания жестов $\sim 94\%$ (рис. 7).

2.5. Детектирование движений височно-нижнечелюстного сустава

Разработаны и исследованы возможности применения нанокompозитных тензорезистивных элементов на основе сетей из МУНТ для диагностики движений височно-нижнечелюстного сустава (ВНЧС) при ортопедическом лечении в стоматологии. Для этого были изготовлены модели челюстей, загипсованные в окклюдатор при частичной и полной адентии. Осуществлено снятие анатомических оттисков с верхней и нижней челюстей альгинатной слепочной массой, отлив модели, изготовлены восковые базисы, после чего было определено центральное соотношение челюстей с помощью восковых базисов с окклюзионными валиками и фиксация челюстей воском в центральном соотношении традиционным способом.

Прикрепленные нанокompозитные тензорезистивные элементы к верхней и нижней макетам челюстям позволили детектировать движения височно-нижнечелюстного сустава в окклюдаторе при полной и частичной адентии. Приведен внешний вид ВНЧС с восковыми шаблонами в закрытом и открытом положениях (рис. 8, *a, b*), и вид ВНЧС без восковых шаблонов в закрытом и открытом положениях (рис. 8, *c, d*).

При движении ВНЧС с восковыми шаблонами (рис. 9) и без них (рис. 10) получены зависимости изменения относительного сопротивления от времени для каждого из нанокompозитных тензорезистивных элементов (на правой и левой частях ВНЧС). Движение ВНЧС или открытие и закрытие окклюдатора сопровождалось появлением пика на зависимостях. Всего получено 9–10 пиков для каждой зависимости, после чего вычислялось среднее значение амплитуды пиков (β), соответствующее растяжению нанокompозитных тензорезистивных элементов при нахождении центрального соотношения ВНЧС.

Определенные средние значения β , соответствующие растяжению двух нанокompозитных образцов справа и слева на ВНЧС при его открытии/закрытии без восковых шаблонов, составили $\beta_{11} = (6.4 \pm 0.2)$ и $\beta_{12} = (4.5 \pm 0.2)$. Средние значения β , соответствующие растяжению двух нанокompозитных образцов справа и слева на ВНЧС при его открытии/закрытии с восковыми шаблонами составили $\beta_{21} = (4.4 \pm 0.2)$ и $\beta_{22} = (3.6 \pm 0.2)$. Таким образом, полученные значения β соответствуют оптимальному значению центрального соотношения ВНЧС и должны соблюдаться врачом стоматологом-ортопедом и зубным техником на протяжении всего ортопедического лечения частичной

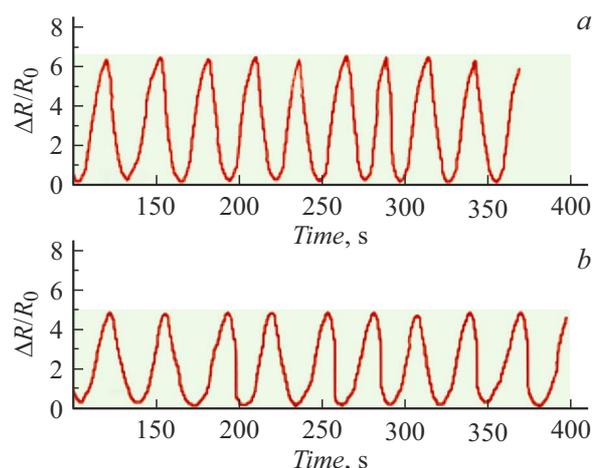


Рис. 9. Временные зависимости изменения относительного сопротивления для каждого нанокompозитного элемента на правой (*a*) и левой (*b*) частях ВНЧС во время его движения (открытия/закрытия) без восковых шаблонов (полная адентия).

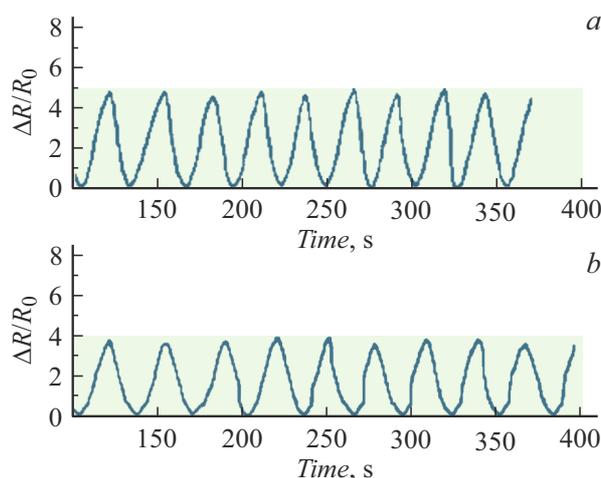


Рис. 10. Временные зависимости изменения относительного сопротивления для каждого нанокompозитного элемента на правой (*a*) и левой (*b*) частях ВНЧС во время его движения (открытия/закрытия) с восковыми шаблонами.

или полной адентии. Поскольку осуществление такого процесса ортопедического лечения требует использования дорогостоящего оборудования и расходных материалов для определения правильности работы ВНЧС, а, соответственно, прикуса, разработанный комплекс на основе нанокompозитных тензорезистивных элементов позволит сэкономить время и финансовые затраты за счет удаления итерации лечения с восковыми шаблонами, а также позволит снизить вероятность врачебной ошибки. Дальнейшее усовершенствование аппаратной части комплекса и программного обеспечения позволит автоматизировать ортопедическое лечение в стоматологии и значительно сэкономить

бюджетные средства на материалы и рабочие часы врача.

Заключение

Проведенные исследования подтверждают ярко выраженные тензорезистивные свойства нанокompозитов на основе УНТ и биосовместимых матриц. Эти материалы проявляют эффект изменения электрического сопротивления при механической деформации, что делает их перспективными для создания сенсоров для гибкой электроники.

Нанокompозитные тензорезистивные элементы на основе МУНТ и силикона Esoflex были исследованы с целью применения в области носимой электроники для мониторинга двигательной активности. Представленные образцы способны регистрировать и реагировать на различные формы механического воздействия, такие как движения конечностей, жесты и движения ВНЧС.

В рамках исследования были изучены структурные характеристики нанокompозитных тензорезистивных элементов, оценена их электропроводность и механические свойства, а также проверена работоспособность в различных биомедицинских системах. Полученные результаты позволяют сделать вывод о потенциале применения нанокompозитных тензорезистивных элементов на основе МУНТ и биосовместимых матриц в медицинских приложениях.

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] Y. Jeong, J. Park, J. Lee, K. Kim, I. Park. *ACS Sensors*, **5** (2), 481 (2020). DOI: 10.1021/acssensors.9b02260
- [2] Z. Zhang, X. Gui, Q. Hu, L. Yang, R. Yang, B. Huang, Z. Tang. *Adv. Electron. Mater.*, **7** (7), 2100174 (2021). DOI: 10.1002/aelm.202100174
- [3] M. Cianchetti, C. Laschi, A. Menciassi, P. Dario. *Nat. Rev. Mater.*, **3** (6), 143 (2018). DOI: 10.1038/s41578-018-0022-y
- [4] H.L. Park, Y. Lee, N. Kim, D.G. Seo, G.T. Go, T.W. Lee. *Adv. Mater.*, **32** (15), 1903558 (2020). DOI: 10.1002/adma.201903558
- [5] M.Z. Rahman, M. Rahman, T. Mahbub, M. Ashiquzzaman, S. Sagadevan, M.E. Hoque. *J. Polym. Res.*, **30** (3), 106 (2023). DOI: 10.1007/s10965-023-03440-z
- [6] J.J. Kim, Y. Wang, H. Wang, S. Lee, T. Yokota, T. Someya. *Adv. Funct. Mater.*, **31** (39), 2009602 (2021). DOI: 10.1002/adfm.202009602
- [7] A. Kumar. *Sens. Actuators A: Phys.*, **344**, 113770 (2022). DOI: 10.1016/j.sna.2022.113770
- [8] A. Kothuru, C.H. Rao, S.B. Puneeth, M. Salve, K. Amreen, S. Goel. *IEEE Sens. J.*, **20** (13), 7392 (2020). DOI: 10.1109/JSEN.2020.2977694
- [9] Y. Zhu, Y. Liu, Y. Sun, Y. Zhang, G. Ding. *IEEE Sens. J.*, **22** (16), 15635 (2022).
- [10] N.A. Demidenko, A.V. Kuksin, V.V. Molodykh, E.S. Pyankov, L.P. Ichkitidze, V.A. Zaborova, A.Y. Gerasimenko. *Bioeng.*, **9** (1), 36 (2022). DOI: 10.3390/bioengineering9010036
- [11] M. Kong, M. Yang, R. Li, Y.Z. Long, J. Zhang, X. Huang, C. Li. *Int. J. Adv. Manuf. Technol.*, **131** (5), 3205 (2024). DOI: 10.1007/s00170-023-12007-7
- [12] Y. Ren, X. Sun, J. Liu. *Micromachines*, **11** (2), 200 (2020). DOI: 10.3390/mi11020200
- [13] Y. Wang, A. Liu, Y. Han, T. Li. *Polym. Int.*, **69** (1), 7 (2020). DOI: 10.1002/pi.5907
- [14] M. Lin, Z. Zheng, L. Yang, M. Luo, L. Fu, B. Lin, C. Xu. *Adv. Mater.*, **34** (1), 2107309 (2022). DOI: 10.1002/adma.202107309
- [15] H. Li, J. Zhang, J. Chen, Z. Luo, J. Zhang, Y. Alhandarish, L. Wang. *Sci. Rep.*, **10** (1), 4639 (2020). DOI: 10.1038/s41598-020-61658-z
- [16] H. Chi, L.J. Ze, X. Zhou, F. Wang. *Dyes Pigm.*, **185**, 108916 (2021). DOI: 10.1016/j.dyepig.2020.108916
- [17] 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
- [18] A.V. Kuksin, O.E. Glukhova, A.Y. Gerasimenko. *Semiconductors*, **56** (13), 422 (2022). DOI: 10.1134/S106378262213005X
- [19] A.Yu. Gerasimenko, O.E. Glukhova, G.V. Savostyanov, V.M. Podgaetsky. *J. Biomed. Opt.*, **22** (6), 065003 (2017). DOI: 10.1117/1.JBO.22.6.065003
- [20] A.Y. Gerasimenko, E. Kitsyuk, U.E. Kurilova, I.A. Suetina, L. Russu, M.V. Mezentseva, O.E. Glukhova. *Polymers*, **14** (9), 1866 (2022). DOI: 10.3390/polym14091866