

Обзор технологии FTENG для создания энергонезависимых носимых медицинских датчиков и стимуляторов

Надежда Любимая

В статье приводится обзор современной и инновационной медицинской электроники и рассматривается её влияние на медицину в целом. Особое внимание уделяется преобразованию биологических свойств человека в электрический ток по технологии FTENG.

Новые технологии в сегменте биоэлектронных носимых устройств медицинского назначения с долговременным автономным питанием являются инновационным направлением развития современной электроники и полезны для анализа разработчикам РЭА. Инновационные разработки свидетельствуют, что анализ элементарных частиц потоотделения человека может обеспечить неинвазивный и непрерывный мониторинг состояния здоровья даже на молекулярном уровне, а также является преобразуемой в электрический ток энергией, что предполагает широкие перспективы развития сегмента автономного питания для электронных устройств (в том числе чипов) малой мощности. Также в обзоре представлена перспективная разработка по заживлению ран с помощью сверхмалого тока и датчиков – новейших разработок электроники в области медицины.

Американские, китайские и корейские исследователи разработали и испытали на мышинной модели диабетической язвы биорезорбируемый беспроводной электрод для мониторинга состояния и электротерапии хронических ран. Отчёт о работе появился в журнале Science Advances [3]. В 2022 году свой вариант беспровод-

ного атравматичного пластыря для электротерапии предложили сотрудники Стэнфордского университета. В нём управляющий модуль и электроды расположены на одной полимерной подложке, уверенно фиксируемой на коже при комнатной температуре, но теряющей «липкость» при нагревании до +40°C [4].

Хроническими называют раны, которые не закрываются в течение 8–12 недель. Они представляют серьёзную проблему для лечения, поскольку связаны с потерей функции и подвижности поражённой части тела; приводят к социальным стрессам, их производной – изоляции, депрессии и тревожности; иногда госпитализации; повышению рисков заболеваемости и смертности. Особенно распространены и трудноизлечимы повреждения кожи при сахарном диабете, это проблема, возникающая у 25% людей в возрасте от 40 лет и выше. Для помощи пациентам с хроническими ранами используют системы замедленного высвобождения биологических элементов, пересадку клеток и биоинженерию кожи. Особый интерес представляет электротерапия, поскольку воспаление, сопровождающее повреждения кожи, нарушает эндогенные сигналы, способствующие миграции кера-

тиноцитов, фибробластов и иммунных клеток в процессе заживления. При этом существующие адгезивные электроды в медицине дорогостоящи, подключаются к громоздкому оборудованию, обладают ограниченной функциональностью и могут вторично травмировать ткани при отклеивании (расфиксации), что ограничивает применение электротерапии. В опубликованном в ноябре 2022 г. исследовании участвовали более 30 авторов, двое из которых наши соотечественники [2]. На рис. 1 представлены материалы и конструкции биорезорбируемой электротерапии.

Биорезорбируемая беспроводная система электротерапии

Для беспроводного питания на резонансной частоте 13,56 МГц применялись 7-витковые катушки, микроконтроллер ATiny84A, линейные регуляторы с малым падением напряжения $V_{out} = 2,8$ В и 1,1 В, NFC M24LR04E-R, усилитель ОРА330A1YFFR. Силиконовый эластомер Silbione-4420 сформировал герметизирующую структуру для беспроводной платформы. Все образцы перед исследованиями подвергались стерилизации газообразным этиленоксидом (EtO, анпролен, AN74i). Для определения электрического поля, плотности тока, тока в электродах и изменения температуры в слоях раны и тканей мыши на электрод воздействовали напряжением 1,1 В. Для изготовления использовали биологически инертный молибден. Почему молибден? Этот металл хорошо проводит электрический ток, механически прочен и инертен по отношению к живым тканям. После окончания использования он постепенно резорбируется с образованием нетоксичных молибдат-анионов (MoO_4^{2-}), что было подтверждено дополнительными экспериментами. Это обосновывается расчётными характеристиками материалов, представленными в табл. 1.



Рис. 1. Материалы и конструкции биорезорбируемой, беспроводной и безбатарейной системы электротерапии

Таблица 1. Расчётные характеристики материалов

Слои электродов и тканей	Толщина (мкм)	Плотность (ρ) (кг/м ³)	Удельная теплоёмкость (Cρ) (Дж/кг·К)	Теплопроводность (k) (Вт/м·К)	Относительная диэлектрическая проницаемость (ε)	Электропроводность (σ) (См/м)
Молибден	15	10 200	250	138	1	2×10 ⁷
Роговой слой	5	1090	3350	0,209	5×10 ²	2×10 ⁻⁶
Жизнеспособный эпидермис	22	1090	3350	0,209	5×10 ⁶	0,026
Дерма	280	1090	3350	0,322	5×10 ⁹	0,222
Подкожный жир*	300	911	3660	0,21	5×10 ⁷	0,08
Мышцы	2000	1060	3730	0,53	2×10 ⁷	0,25

*Примечание. Подкожный жир – это жировая ткань и гладкая плотная мышца.

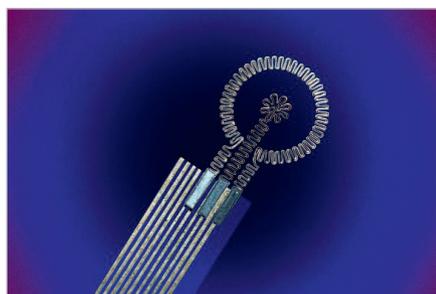


Рис. 2. Вживляемый элемент беспроводного модуля

Испытания термических, механических и электрохимических характеристик устройства представлены в [6]. Чтобы избавиться от недостатков, сотрудники научных центров США, Китая и Южной Кореи под руководством Гильермо Амира (Guillermo Ameer) и Джона Роджерса (John Rogers) из Северо-Западного университета в Эванстоне разработали компактную беспроводную систему для электротерапии с гибкими растяжимыми биорезорбируемыми электродами. Помимо лечебного воздействия, она позволяет следить за состоянием раны по электрическому сопротивлению [5].

Беспроводной модуль (вживляемый элемент представлен на рис. 2) наклеивается на здоровую кожу вблизи хронической раны.

Он состоит из индукционной спирали для питания с резонансной частотой 13,56 МГц от внешнего источника; электронной системы на чипе, которая подключается к компьютеру или смартфону ближней бесконтактной связью (NFC) по протоколу ISO15693; светодиода для индикации работы и микроконтроллера, создающего и измеряющего ток для стимуляции напряжением 1,1 В. К микроконтроллеру гибким соединителем крепятся внутренний и наружный металлические змеевидные электро-

Таблица 2. Объёмы азотной кислоты, перекиси водорода и конечных растворов в зависимости от типа ткани

Тип ткани	Приблизительный вес используемой ткани (г)	Объём HNO ₃ (мл)	Объём H ₂ O ₂ (мл)	Конечный объём (мл)
Цельная кровь	0,2	0,25	0,25	5
Печень	1–1,5	2	0,5	40
Все другие	0,1–0,5	0,5	0,125	10

ды; с диаметром 2 мм один – внутренний располагается над центром раны, наружный, диаметром 10,5 мм, окружает её. Последний закрепляется на коже кольцевидной накладкой. После окончания курса электротерапии ножку внутреннего электрода перерезают и оставляют имплантат рассасываться в ране, а накладку с внешним электродом удаляют.

В табл. 2 для сведения представлены объёмы азотной кислоты, перекиси водорода и конечных растворов в зависимости от типа ткани.

«Умные» повязки на основе мультимодальных носимых устройств могут обеспечить физиологический мониторинг в режиме реального времени и активное вмешательство для ускорения заживления хронических ран. Тем не менее разработка датчиков и стимуляторов для современных технологичных смарт-бинтов до недавнего была ограниченной. Пока клейкие электроды были необходимы для надёжной передачи сигнала, отсоединение их приводило к вторичному повреждению деликатных тканей раны без адгезии. Теперь же создана биоэлектронная система из беспроводных датчиков с электронной стимуляцией контактирующих с кожей гидрогелевых электродов. По опыту на мышах очевидно, что можно контролировать

изменение состояния и температуры кожи и обеспечивать электрическую стимуляцию раны [5]. На доклинических моделях рана заживала на 25% быстрее и с улучшением ремоделирования кожи примерно на 50% – по сравнению с типичной подконтрольной исследователям группой. Кроме того, исследователи наблюдали активацию прорегенеративных генов в клеточных популяциях моноцитов и макрофагов, что усиливает регенерацию тканей, неоваскуляризацию и восстановление дермы [3]. На рис. 3 представлена динамика заживления раны и растворимости имплантата – соответственно столбцам – по состоянию в первый день, 6-й, 9-й, 12-й, 15-й и 18-й.

Верхний ряд иллюстрирует процесс заживления необработанной раны, нижний ряд – той же раны, но обработанной. В ходе термических, механических и электрохимических испытаний на грызунах описываемая разработка продемонстрировала стабильную работу, допускала растяжение кожи примерно на 15%, не вызывала чрезмерного нагревания и нежелательных реакций на молибденовый электрод со стороны эпидермиса, жировой ткани и биологических жидкостей. Биорезорбция электрода, отсутствие накопления молибдена и нарушений в тканях иллюстрируется

следующими результатами пилотных испытаний, зафиксированными регенеративными процессами заживления ран у мышей с диабетом, признаны положительными, так исследователи перешли к клиническим испытаниям. Фрагмент электрода, имплантированный мышце целиком, рассосался полностью за 35 недель. При этом важно, что молибден не накапливался в ключевых органах и тканях – сердце, лёгких, печени, селезенке, почках, мышцах и головном мозге и не вызывал гистологических изменений. Гистологическое исследование показало, что на 18-й день толщина грануляционной ткани без лечения и с электротерапией достигла в среднем 195, 222 и 595 микрометров (мкм). На 30-й день толщина эпителия составила соответственно 15, 16 и 48 мкм при формировании микрососудистого русла соответственно 26, 29 и 112 сосудов на 1 мм². Плотность и организация коллагеновых волокон практически не отличались во всех группах: электротерапия не нарушала формирование соединительной ткани [3]. На рис. 4 представлена схема взаимодействия имплантата по каналу беспроводной связи.

Беспроводной безбатарейный носимый «датчик пота», работающий от движения человека

Еще 20 лет назад внедрение новейших устройств маломощной электроники снизило проблематичность энергопотребления носимых устройств и позволило использовать небольшие дисковые батареи типа «таблетка». Несмотря даже на эти усилия, батареи по-прежнему связывались с ограничениями, поскольку их необходимо заменять или заряжать. В определённых условиях литий-ионные батареи подвержены взрыву, что создаёт проблемы с безопасностью. Серия историй о том, как «отказывали», провоцируя пожарную опасность, системы вентиляции легких в больницах на пике пандемии коронавируса – тому в пример. О безбатарейных системах с питанием по радиоканалу ближнего радиуса действия NFC журнал «Современная электроника» неоднократно писал. С рассмотрением проблематики очевидно, что питание в формате NFC несовершенно из-за относительно короткого рабочего расстояния вза-

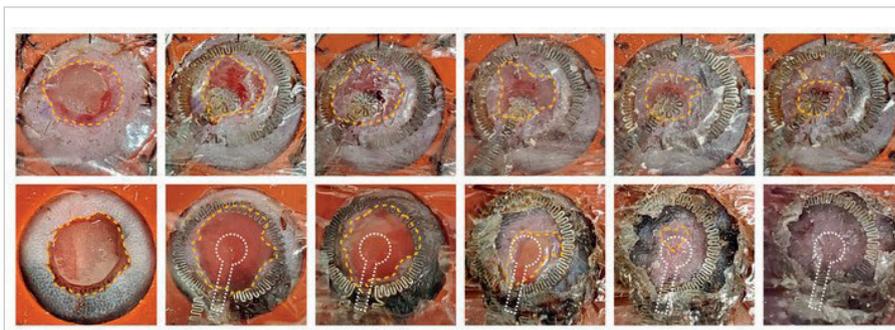


Рис. 3. Два ряда иллюстраций заживления. Динамика заживления раны соответственно столбцам – по состоянию в первый день, 6-й, 9-й, 12-й, 15-й и 18-й

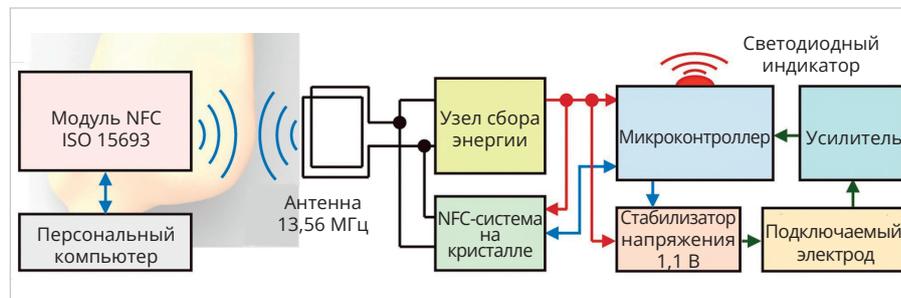


Рис. 4. Схема взаимодействия имплантата по каналу беспроводной связи

имодействия датчиков и устройства анализа данных. Носимые устройства, способные определять жизненные показатели – пульс, частоту дыхания и температуру, интегрируются в повседневный образ жизни. В качестве альтернативы электроэнергию питания получают из возобновляемых и устойчивых источников, таких как солнечный свет, биожидкости и даже посредством изменения состояния кожного покрова при движении человека, поскольку выделяемый при активном движении и физических нагрузках пот содержит молекулярные биомаркеры – электролиты, метаболиты, аминокислоты, гормоны, которые могут анализировать носимые электронные биодатчики. Непрерывный мониторинг таких биомаркеров в перспективе дополнит лабораторные анализы крови, позволяя в режиме реального времени отслеживать состояние здоровья, а также проводить раннее выявление и лечение заболеваний. Беспроводные носимые биосенсоры – датчики-преобразователи механического и биохимического изменения характеристик эпидермиса человека получили распространение благодаря потенциалу для неинвазивного мониторинга состояния здоровья. Эффективный аккумулятор электрической энергии, реализуемый посредством устройства электронного преобразователя от активного физического дви-

жения человека, – это перспектива к устойчивому и стабильному питанию будущих носимых устройств небольшой мощности. Сегодня, несмотря на проводимые в разных странах исследования, носимые (портативные и автономные) устройства сбора энергии несовершенны из-за сложных процедур изготовления и условно низкой надёжности, что делает их непригодными для непрерывного биозондирования. Теперь учёные Калифорнийского университета предложили коллегам результаты испытаний и выводы по апробации серийно производимой электронной платформы без собственного источника электропитания, эффективно использующей энергию, преобразованную от движения (деформации) тела человека при физических упражнениях и движении вообще – с помощью независимого трибоэлектрического наногенератора (FTENG) на основе гибкой печатной платы (FPCB). Модуль FTENG имеет условно высокую выходную мощность – приблизительно 416 мВт·м⁻². Благодаря бесшовной системной интеграции и эффективному управлению питанием система с трибоэлектрическими датчиками способна питать мультиплексные биосенсоры и передавать данные по беспроводной связи на пользовательские интерфейсы через Bluetooth [1].

Особенности новых трибоэлектрических наногенераторов

Трибоэлектрические наногенераторы (ТЭНГ, TENG) преобразуют механическую энергию, создаваемую движением человека, в электрическую энергию за счёт сочетания индуктивных и трибоэлектрических эффектов. Этим объясняется научная новизна исследования специалистов РЭА в области медицинских технологий и актуальность проблематики оборудования. Вновь предложен метод сбора энергии от изменений состояния кожного покрова (динамика сокращений эпидермиса, изменения температуры и влажности участка кожи – потоотделения) для питания носимых датчиков во время интенсивных физических нагрузок. Явление перспективно ещё и тем, что не зависит от неконтролируемых внешних источников, таких как солнечный свет или беспроводные передатчики энергии. Несмотря на преимущество, большинство существующих устройств на основе TENG до сих пор нуждалось в совершенствовании из-за низкой энергоёмкости, условно неэффективного управления питанием, отсутствия непрерывности питания и долговечности. Таким образом, об использовании технологии TENG для непрерывного питания полностью интегрированной беспроводной носимой системы молекулярных датчиков до сих пор не сообщалось. Проблемное поле исследования таково, что для совместимости с традиционными процессами производства FPCB необходимы электронные устройства, обеспечивающие высокую производительность и надёжность. Преобразование потоотделения кожи человека в электрическую энергию можно использовать для питания носимых (автономных и портативных) устройств, которые производители позиционируют как «кожный интерфейс» [6].

Гибкая система по технологии FTENG изготовлена и апробирована коммерческим производителем FPCB. В основе 2 листа коммерчески гибких ламинатов с медным покрытием (толщиной 120 мкм; JingHuang Electronics Co.), состоящих из гибкой полиимидной подложки и медной плёнки, покрытых тонким слоем эпоксидного клея (рис. 5).

Водонепроницаемые двусторонние медицинские ленты толщиной 75 мкм компании Adhesives Research. Сера-

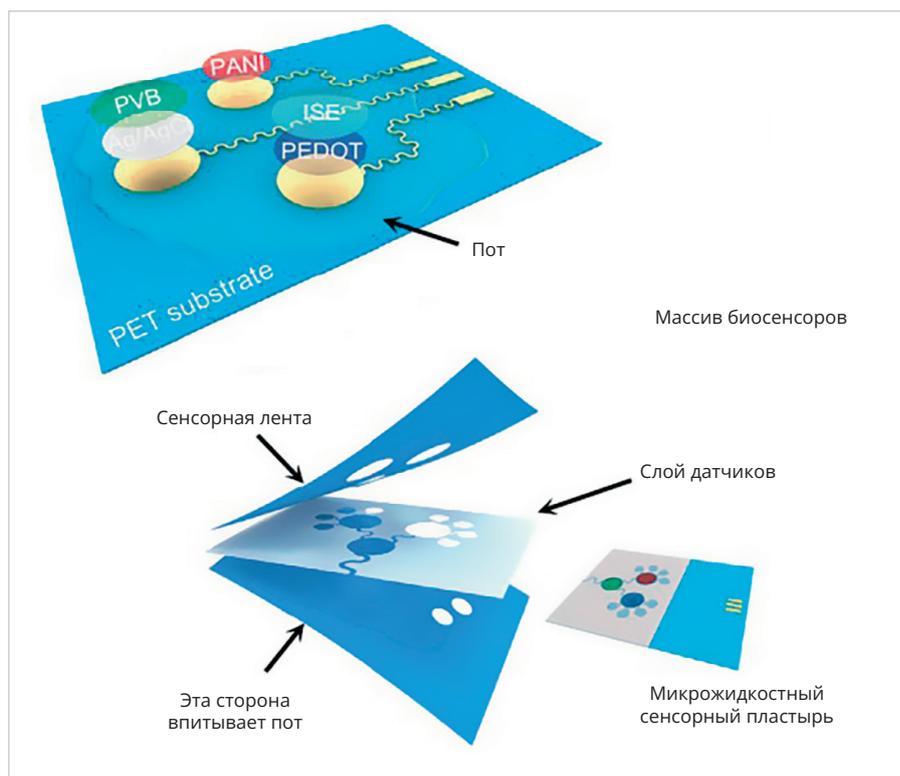


Рис. 5. Основа гибкого электронного биодатчика по технологии FTENG

бряная проводящая краска компании Structure Probe Inc. Влагостойкая ПЭТ-плёнка толщиной 100 мкм McMaster-Carr. ПТФЭ толщиной 50 мкм компании Laet. На медные плёнки нанесён фотолитографический рисунок и произведено травление раствором $FeCl_3$ для изготовления элементов биодатчика. Для защиты электрода статистической основы нанесён слой ENIG. Ещё один слой ПТФЭ нанесён на подвижный электрод, чтобы вызвать затем электризацию. Общая площадь однопанельного биодатчика FTENG составляет 22,6 см². Параметры таковы: длина 5,78 см; ширина 3,78 см. Масса датчика всего от 0,586 до 0,782 г в зависимости от наличия ПТФЭ-покрытия. Водонепроницаемая медицинская лента-подложка FWS3 ламинируется на коже человека – в местах с минимальной динамикой колебаний и двигательной активности мышц, и таким образом обеспечивается устойчивый сбор температурных колебаний и выделений влаги отводящих пот желез и генерация электрического тока. В системе участвует встроенный модуль Bluetooth с низким энергопотреблением (BLE), что позволяет передавать данные датчика на мобильный интерфейс, в том числе для отслеживания состояния здоровья во время тренировки. Носимая система с полностью автономным питанием без

батарей состоит из схемы беспроводного датчика с низким энергопотреблением и микрожидкостного датчика пота, реализованного всего на одной гибкой печатной плате и работающего в режиме высокоэффективного носимого автономного режима TENG (FTENG FWS3). Это позволяет динамически отслеживать ключевые биомаркеры пота, к примеру, pH и Na⁺. На рис. 6 представлена схема, иллюстрирующая работу модуля FWS3 с объединённым функционалом сбора энергии движения человека, обработку сигналов, микрожидкостное биосенсорное определение пота и беспроводную передачу данных на основе Bluetooth с передачей на мобильный пользовательский интерфейс для отслеживания состояния здоровья в режиме реального времени.

На рис. 7 представлена схема пластыря микрожидкостного датчика, конформно прикреплённого к коже человека.

Микрожидкостные слои с лазерным рисунком прикреплены к сенсорной подложке из полиэтилентерефталата (ПЭТ) в многослойной структуре (медицинская лента PDMS) для контролируемого и автоматизированного отбора проб пота на теле. Чтобы проверить работу микрожидкостной системы, динамическое биосенсорное исследование выполнено во время вве-

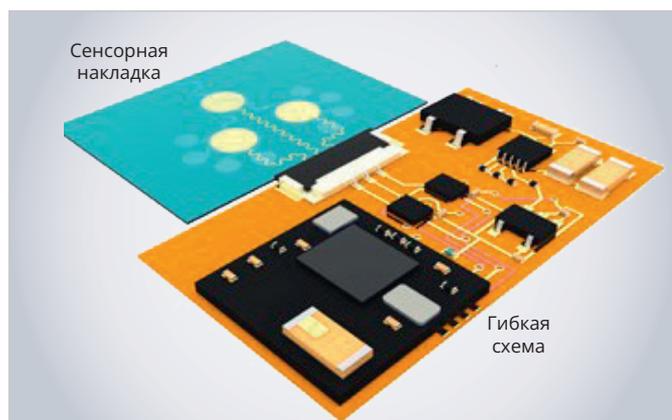


Рис. 6. Безбатарейный модуль FWS3 для беспроводного и неинвазивного молекулярного мониторинга



Рис. 7. Вид пластыря микрожидкостного датчика, конформно прикреплённого к коже человека

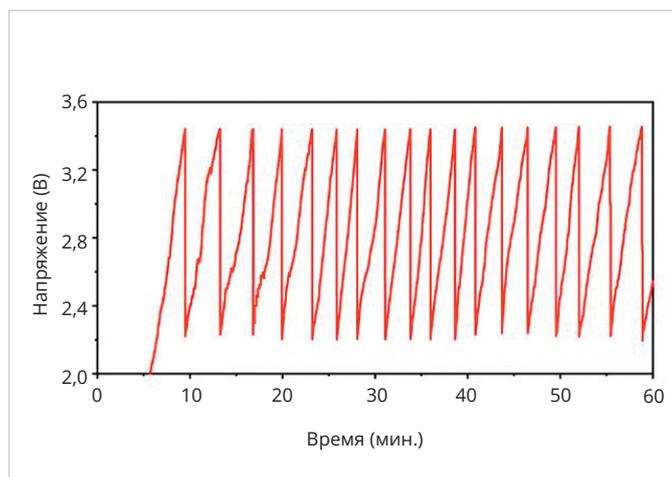


Рис. 8. Схематическая диаграмма работы модуля FWS3

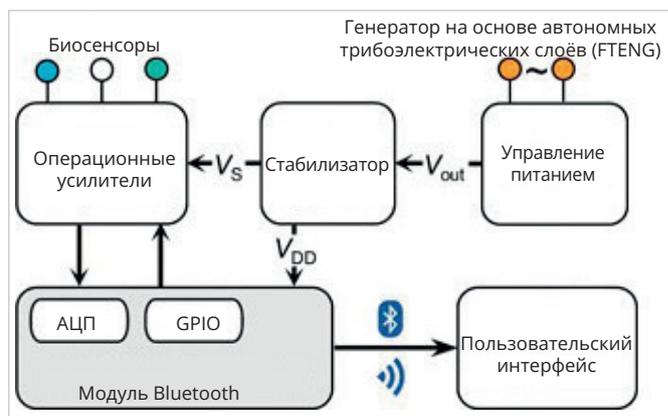


Рис. 9. Блок-схема системного уровня, показывающая управление питанием, преобразование сигналов, обработку и беспроводную передачу FWS3 от FTENG к биосенсорам

дения непрерывного потока растворов Na^+ при различных физиологически значимых скоростях потоотделения 1, 2 и 4 мкл/мин. При скорости потока 2 мкл/мин Na^+ датчику потребовалось ~2 минуты, чтобы достичь новых стабильных показаний. Высокое временное разрешение повторяется в течение нескольких циклов изменения концентрации.

Первая демонстрация полностью интегрированной безбатарейной носимой системы с трибоэлектрическим приводом для мультиплексного обнаружения пота состоялась в марте 2023 года в Калифорнийском технологическом институте (США).

На рис. 8 представлена схематическая диаграмма работы модуля FWS3 с микрофлюидным датчиком пота, взаимодействующего с гибкой схемой.

На рис. 9 представлена блок-схема системного уровня, показывающая управление питанием, преобразование сигналов, обработку и беспроводную передачу FWS3 от FTENG к биосенсорам, а затем к пользовательскому интерфейсу.

FTENG изготавливается по коммерческой технологии FPCB. Система FTENG состоит из встречно-штыревого неподвижного статора и подвижного ползунка в виде решётки (рис. 5). Для получения эффекта электризации политетрафторэтилен (ПТФЭ) и медь используются в качестве трибопар в гибком ФТЭН-исполнении. Межэлектродное расстояние биосенсора-датчика оптимизировано с помощью исследований плотности переносимого заряда FTENG. Подвижные части электронного датчика формируются с помощью фотолитографии с использованием встречно-штыревой и решётчатой структуры соответственно. Поверхность электрода покрыта химическим никелем/иммерсионным золотом (ENIG), а статор дополнительно ламинирован [1].

Принцип работы и особенности

Во время двигательной активности (тренировки) человека влага потоотделения преобразуется датчиком FTENG с использованием методов конденсации и поступает на элек-

тронный модуль управления питанием (PMIC) – рис. 4. Так, по достижении уровня полной зарядки на накопительном конденсаторе, стабилизирующем напряжение питания программируемой системы BLE на модуле микросхемы (PSoC) и операционных усилителей, происходит передача адаптированных в цифровой вид данных с потенциометрических измерений по BLE. Необходимо отметить, что долговременная стабильность трёхпанельного FTENG при зарядке конденсатора ёмкостью 47 мкФ при рабочей частоте 1,5 Гц достигается в течение 2 часов. Это иллюстрирует рис. 10, где график заряда модуля представлен в трёх разных вариантах нагрузки, значение напряжения дано в мВ.

И это очень важно, поскольку совершенствование системы идёт дальше именно в таком направлении – сокращение времени выхода на стабильность аккумуляирования заряда накопительного конденсатора, следовательно, автономного электропитания модуля. Рабочий механизм модуля FTENG объясняется эффектом связи контакт-

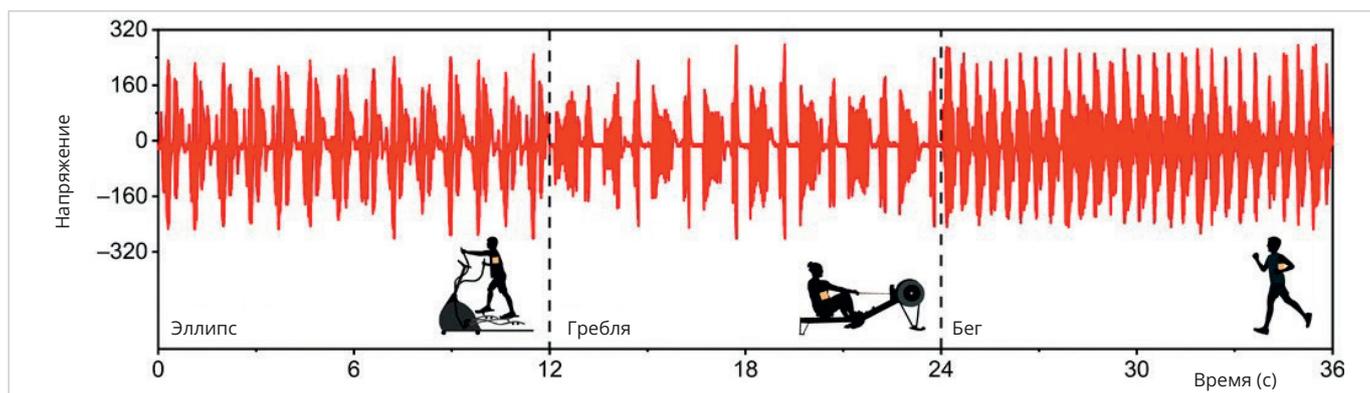


Рис. 10. График заряда модуля FTENG

ной электрификации и переноса заряда, вызванного скольжением в плоскости. Поскольку медь более трибоэлектрически положительна, чем ПТФЭ, электроны накапливаются на ПТФЭ в процессе сокращений кожи и выработки потоотделения. В исходном состоянии гибкого датчика из-за электростатического равновесия между встречно-штыревыми электродами нет изменений, нет и электрического импульса (тока). При движении кожного покрова человека процесс однонаправленного скольжения приводит к возникновению электрического зарядного потока между электродами датчика до тех пор, пока не будет достигнут уровень заряда накопительного конденсатора, о чём было сказано выше. Причём модуль FTENG способен работать на различных частотах 0,5, 1,25 и 3,3 Гц, в результате чего максимальный ISC составляет 8,39, 19,11 и 42,25 мкА соответственно. Напряжение холостого хода (V_{oc}), достигаемое при частоте 0,5 Гц, представлено на рис. 10. Разумеется, при разной частоте и сопротивлении участка кожи данные будут различны, а при увлажнении эпидермиса вследствие естественного потоотделения сопротивление участка кожи будет сокращаться.

Так, при рабочей частоте 1,5 Гц увеличение сопротивления свыше 1 МОм участка кожи в месте размещения датчика-модуля приводит к быстрому увеличению напряжения. Зафиксировано, что при сопротивлении участка кожи 4,7 МОм модуль FTENG достигает максимальной выходной мощности 0,94 мВт (что соответствует $416 \text{ мВт} \cdot \text{м}^{-2}$).

Управление энергопотреблением мало мощного биодатчика

FWS3 состоит из встречно-штыревого биодатчика FENG, РМІС, регулятора с малым падением напряжения,

двух маломощных усилителей и модуля BLE PSoC, интегрированного в FPCB на основе полиимида. С помощью мостового выпрямителя, преобразующего сигнал переменного тока, генерируемый FTENG, в сигнал постоянного тока, РМІС накапливает мощность, генерируемую FTENG, в двух параллельных конденсаторах – условно 220 и 47 мкФ. Три нагрузочных резистора шунта имитируют пороговые и гистерезисные напряжения так, чтобы для автономного питания передавалась только условно избыточная энергия, а накопленная конденсаторами являлась «стабилизационным фондом». И наоборот, при падении напряжения до 2,3 В блок управления РМІС отключает накопительные конденсаторы до тех пор, пока они не зарядятся до уровня 3,5 В. При питании биосенсора только от накопительных конденсаторов – в случае отсутствия движения и потоотделения – напряжение регулируется электронным контроллером до 2,2 В для обеспечения стабильного функционирования [6]. Каждый раз, когда накопительный конденсатор заряжается до 3,5 В, модуль BLE PSoC инициирует один рабочий цикл ~510 мс, как показано на блок-схеме. После запуска основного процессора PSoC переводит контакт ввода-вывода общего назначения (GPIO) в высокий цифровой уровень, чтобы активировать операционные усилители (ОУ) после их предыдущего отключения. Затем встроенный 12-разрядный АЦП PSoC производит выборку и усреднение 32 каналов потенциометрических измерений, полученных на выходе ОУ. После измерения АЦП усилители отключаются для минимизации энергопотребления. Для точной работы submodule BLE PSoC требуется часовой кварцевый генератор (WCO) с частотой 32 кГц, его время запуска не более

500 мс. Поэтому после измерений АЦП основной процессор PSoC запускает WCO и уходит в режим ожидания на 500 мс с ультранизким потреблением всего ~2 мкА. Затем BLE инициализируется, и данные передаются беспроводным способом на контроллер. При напряжении питания 2,2...2,3 В биодатчик потребляет в среднем 330 мкА в течение ~510 мс.

Характеристика производительности биосенсора

Механическую надёжность сенсорных накладок оценивали, многократно изгибая их на трёхмерно-печатной форме (радиус кривизны 2 см) в течение 800 циклов. Измерения датчика производились каждые 200 циклов. В другом исследовании непрерывные измерения датчиков были записаны во время активной деформации датчиков. В течение 6 недель ионоселективные датчики хранили в условиях окружающей среды при комнатной температуре (+25°C). Испытуемые выполняли сердечно-сосудистые упражнения на беговом тренажёре (Aeon), эллиптическом тренажёре (Precor) и гребном тренажёре (Stamina). Перед тренировкой верхнюю часть спины испытуемого протирали спиртовыми тампонами и марлями. Затем для приклеивания FWS3 использовали водонепроницаемую двустороннюю медицинскую ленту. Для обеспечения точности данных для каждого испытания использовался новый пластырь с микрофлюидным датчиком. Для оценки выходной мощности во время тренировки выход биодатчика подключали к осциллографу. При оценке эффективности системы, включая пластырь с микрожидкостным датчиком, испытуемым предлагали двигаться на тренажёре – беговой дорожке с примерной скоростью

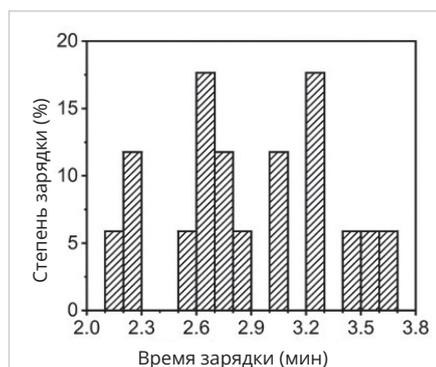


Рис. 11. Накопительный потенциал конденсатора, заряжаемого FTENG, в реальном времени

9 км/ч (программируемая настройка тренажёра) в течение 30 мин. Данные с помощью биодатчиков считывались постоянно, а фиксировались регулярно с периодом в несколько минут с помощью беспроводного интерфейса BLE, обеспечивающего коммуникацию с ПК. Кроме того, образцы потоотделения периодически собирали со лба испытуемых и пипеткой помещали в пробирки для центрифугирования при 6000 об/мин в течение 15 минут. Затем образцы пота замораживали при температуре -20°C для дальнейшего тестирования.

Факторы эксплуатации: стабильность и долговременность

Долговечность датчика на основе M-PDMS, W-PDMS и ПТФЭ проверена после 20 000 циклов испытаний. Так, ПТФЭ демонстрирует высокую механическую прочность без царапин, в то время как известные ранее разработки M-PDMS и W-PDMS имели заметные повреждения поверхности при тех же равных условиях среды испытаний. Реакция FTENG стабильна после 1000 циклов изгиба (радиус кривизны 5 см) и при различных физиологических температурах. Более того, FTENG сохраняет высокую производительность после 100 циклов стирки, что указывает на превосходные возможности ношения по сравнению с обычными TENG (M-PDMS и W-PDMS). Дело в том, что TENG, обычно изготавливаемые на тканевой основе в сочетании с полимерным покрытием, относительно дешевы, но ограничены низким «разрешением» и серийностью. FTENG на основе FPCB предлагает экономичное и механически надёжное решение для сбора энергии с высоким разрешением. Поэтому условно новая технология биосенсоров FTENG на осно-

ве FPCB обеспечивает экономичное и механически более надёжное решение. При разработке и совершенствовании устройств с питанием FTENG, разумеется, важно учитывать стоимость, свойства материалов, механические свойства и условную мощность.

Перспективы совершенствования датчика пота

Параллельное подключение нескольких FTENG может быть практичной стратегией для увеличения выходной энергии автономного источника питания. Вполне возможно применять не одиночные датчики, а массивы двойных и тройных биосенсоров (эксперименты ведутся на уровне 6 биосенсоров), используемых для анализа пота на основе ионоселективных электродов (ИСЭ). Электрод Ag/AgCl покрыт поливинилбутиралем (ПВБ) для поддержания потенциала в системе потенциометрических измерений составляющих, выделяемых железами. Датчики, реагирующие на pH и Na^+ , тем и интересны, что демонстрируют высокую чувствительность, соответственно 56,28 и 58,63 мВ при уровнях нормы pH (от 4 до 8) и Na^+ концентрации (от 12,5 до 200 мМ); по тем же причинам устройства с такими датчиками обладают селективностью. Отклики датчиков зафиксированы стабильными при различных физиологических температурах; всё сказанное делает их подходящими для непрерывного мониторинга с помощью носимых устройств.

Обычные физические упражнения, такие как бег, гребля, элементы легкой атлетики и занятия на соответствующих тренажёрах, вызывают скользящее движение между частью туловища и внутренней стороной руки. Бег на беговой дорожке был выбран в качестве упражнения для проведения экспериментов по проверке всей системы на теле. Кривая зарядки и разрядки накопительного конденсатора FPCB в продолжении 60-минутного сеанса с постоянной скоростью показывает, что может быть достигнуто до 18 рабочих циклов. Продолжительность цикла зарядки/разрядки колеблется от 2,1 до 3,7 мин. Биодатчик накапливает электроэнергию, когда статор и ползунок физически трутся друг о друга посредством механического сокращения (движения) кожного покрова человека, а также при потоотделении. Несмотря на колебания продолительно-

сти циклов заряда/разряда конденсаторов, вызванные различной площадью трения, силами и частотами, система FWS3 показала себя стабильной при обычных физических нагрузках. Накопительный потенциал конденсатора, заряжаемого FTENG, в реальном времени и среднее время зарядки для каждой передачи пакета, когда испытуемый бежит на беговой дорожке в течение 1 часа с постоянной скоростью 9 км/ч, представлен на рис. 11.

Когда потенциал превышает значение 2,3 В, конденсатор разряжается из-за передачи данных BLE. Эти данные демонстрируют потенциал носимого автономного устройства с биодатчиком для непрерывного мониторинга различных физиологических биомаркеров пота во время тренировки.

Характеристика FTENG

Для выходных характеристик FTENG использован цифровой осциллограф (Agilent DSO-X 2014A), напряжение холостого хода контролировали с помощью пробника с пределом измерений 100 МОм. Ток короткого замыкания усиливался маломощным усилителем тока SR570 от Stanford Research Systems. Программное обеспечение COMSOL использовалось для моделирования и проверки электростатической стимуляции. При испытании на долговечность максимальный зазор между PDMS и трибоэлектрическим материалом – медью зафиксирован на уровне 3 мм при рабочей частоте воздействия 2 Гц. Микроскопическое изображение встречно-штыревого электрода статора характеризовали с помощью оптического микроскопа (Carl Zeiss AXIO). СЭМ-изображения ПТФЭ, M-PDMS и W-PDMS были получены с помощью СЭМ с автоэлектронной эмиссией (FEI Quanta 600F) – рабочей станцией (CHI 860, CH Instruments) для электрохимического осаждения и характеристики сенсора. Иллюстрация процесса изготовления пластыря микрожидкостного датчика с массивом электродов представлена на рис. 12.

После предварительной обработки ПЭТ-подложки использовали испарение с помощью электронного луча с результатом формирования золотых электродов диаметром 3 мм после осаждения металлов на ПЭТ. Сначала к ПЭТ-сенсору прикрепляли слой водонепроницаемой двусторонней медицинской ленты с камерами диаметром 3 мм. Затем на медицинскую ленту наклеи-

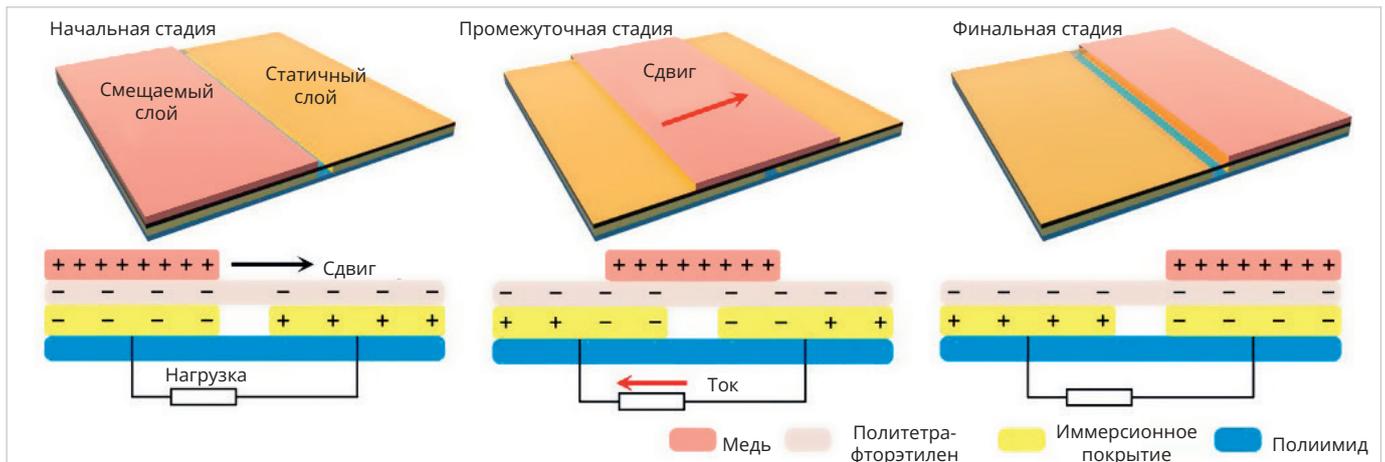


Рис. 12. Процесс изготовления пластины микрожидкостного датчика с массивом электродов

ли слой ПДМС (толщиной 100 мкм) с резервуарами диаметром 3 мм, входами, выходами и жидкостными соединениями. После этого слой медицинской ленты с отверстиями был прикреплён к слою PDMS. Трёхпанельные биосенсоры FTENG, работающие с частотой в диапазоне 1–2 Гц, наиболее результативны по отдаваемой мощности преобразованной энергии, если зафиксированы на руке человека в области локтевого сустава, предплечья. Результирующие циклы зарядки и разрядки накопительных конденсаторов при разной частоте показаны на рис. 13.

Выходное напряжение в диапазоне от 100 до 300 мВ (при активном движении сустава накопительный конденсатор заряжается каждые 300 секунд). Улучшения беспроводной коммуникации данных с точки зрения интервала передачи могут быть достигнуты за счёт дальнейшего повышения плотности мощности и эффективности FTENG.

Выводы

Технология FTENG уже вызвала интерес ввиду потенциального применения в системах с автономным питанием в носимых и имплантируемых устройствах медицинской электроники. Методы совершенствования разработки касаются того, что сигналы FTENG недостаточны для удовлетворения потребителей относительно мощных. Во-вторых, для непрерывного ношения необходимо увеличить срок службы биодатчиков повышением стабильности органических полимерных материалов, используемых для изготовления устройств. Разработчики РЭА продемонстрировали, что уже можно эффективно и надёжно извлекать энергию из движений человека во

время энергичных упражнений с помощью FTENG с поддержкой FPCB. По сравнению с традиционными технологиями FPCB демонстрирует перспективную механическую и электрическую стабильность даже после интенсивных деформаций и многократных циклов промывки. Благодаря бесшовной системной интеграции и эффективному управлению питанием гибкая система способна питать мультиплексные биосенсоры и передавать данные по беспроводной связи на пользовательские интерфейсы через Bluetooth во время движения не только людей, но и других живых организмов, к примеру, крупного рогатого скота. При дальнейшем развитии технология, которой в данном сегменте (сокращения и изменения свойств кожи при динамическом воздействии) медицинской электроники пока нет альтернатив, станет ещё более привлекательной для разработчиков РЭА, специализирующихся на автономном беспроводном персонализированном мониторинге здоровья при повседневной деятельности крупных живых существ. Подобные устройства также будут востребованы в области охраны окружающей среды и обороны. Что касается санкций и партнёров российских компаний из США и Европы, пока продукцию закупают через дистрибьюторов, продолжающих обеспечивать рынок в России согласно договорным отношениям. Разумеется, и особенно в 2023 году, ориентация на КНР стала определяющей. С Китаем сотрудничают европейские производители, заказывая недорогую продукцию для продажи под своей торговой маркой. В обороте российских компаний – производителей РЭА в сфере медицинской электроники китайская продукция занимает около 50–55%. Как

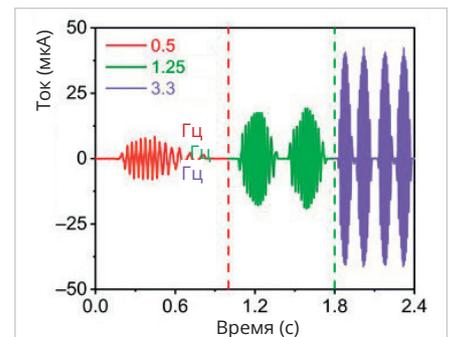


Рис. 13. Результирующие циклы зарядки и разрядки накопительных конденсаторов биодатчиков

правило, это высокомаржинальный, востребованный товар.

Литература

1. Беспроводной безбатарейный носимый датчик пота, работающий от движения человека // URL: <https://www.science.org/doi/full/10.1126/sciadv.aay9842>.
2. Беспроводная интеллектуальная повязка замкнутого цикла со встроенными датчиками и стимуляторами для улучшенного ухода за раной и ускоренного заживления // URL: <https://www.nature.com/articles/s41587-022-01528-3>.
3. Биоразлагаемые молибденовые электроды для временной электрокардиостимуляции // URL: <https://nplus1.ru/news/2023/02/28/heal-and-disappear>.
4. Биорезорбируемая, беспроводная и безбатарейная система для электротерапии и определения импеданса на раневых участках // URL: <https://www.science.org/doi/10.1126/sciadv.ade4687>.
5. Лицук О. Беспроводные электроды на треть ускорили заживление хронических ран и рассосались в них // URL: <https://nplus1.ru/news/2023/02/28/heal-and-disappear>.
6. Joseph W. Song et al. // Science Advances, 2023.