



Списки материалов доступны по адресу [ScienceDirect](#)

Talanta Open

домашняя страница журнала: www.sciencedirect.com/journal/talanta-open



Достижения в области электронных устройств на основе полевых транзисторов, интегрированных с КМОП-технологией для биосенсорики

Харшита Рай ,^a Кшитидж Р. Б. Сингх^{a,*} , Арунадеви Натараджан ,^b Шьям С. Пандей^{a,*}

^a Высшая школа биологических наук и системной инженерии, Технологический институт Кюсю, 2-4 Хибикино, Вакамацу, Китаakyо 808-0196, Япония
^b Кафедра химии, доцент, Женский колледж PSGR Кришнамалл, Коимбатур, Тамилнад 641004, Индия

ИНФОРМАЦИЯ О СТАТЬЕ

Ключевые слова:

Комплементарные
металлооксидно-полупроводниковые (CMOS)
биосенсоры
Полимеры с молекулярным отпечатком
Интернет вещей
Полевой транзистор (FET)
Очень крупномасштабная интеграция (VLSI)

АННОТАЦИЯ

Эта обзорная статья отправляется в познавательное путешествие по многогранной сфере электронных устройств и их применению в биосенсорике, подчеркивая роль биосенсоров на основе полевых транзисторов (FET) и комплементарных металлооксидно-полупроводниковых (CMOS) процессов в разработке биосенсорных устройств. Она начинается с разъяснения основополагающих принципов биосенсорики и подчеркивания решающего вклада датчиков, обеспечивающего глубокое понимание данной области. В статье раскрывается сложное взаимодействие между электронными биосенсорами и КМОП-процессами, предлагается краткое, но глубокое исследование их эксплуатационных тонкостей, разнообразных практических применений и последних достижений. Кроме того, в нем подчеркивается ключевая роль биосенсоров на основе FET, интегрированных с КМОП-процессами, в миниатюризации биосенсоров и, таким образом, повышении их реальной эффективности. Кроме того, обсуждалась роль современных технологий, таких как Интернет вещей (IoT), в недавней разработке биосенсоров. Решая неотъемлемые проблемы, такие как чувствительность, интеграция, стоимость и доступность, в статье подчеркивается жизненно важная роль технологий биосенсорики, основанных на электронных устройствах, в разработке носимых технологий. Кроме того, интеграция этих устройств в соответствии с текущей тенденцией развития технологии СБИС сталкивается со значительными трудностями. Чтобы преодолеть этот аспект, датчики на основе полимеров с молекулярным отпечатком (MIPs) могут быть лучшей альтернативой, поскольку они позволяют избежать использования биорецепторов, поскольку это упрощает интеграцию за счет снижения сложности, повышения стабильности и улучшения совместимости с КМОП-процессами. Следовательно, особый вклад этого обзора заключается в его комплексном подходе, проливающем свет на то, как технологии биосенсорики, поддерживаемые электронными устройствами, такими как полевые транзисторы и КМОП-процессы, предлагают решения для реализации современных устройств.

1. Введение

В эпоху электроники и информационных технологий человечество ежедневно взаимодействует с различными устройствами в виде смартфонов, часов и систем мониторинга состояния здоровья. Среди этих устройств датчики являются одним из таких типов, которые улучшили жизнь человека благодаря их применению в различных областях [1]. Датчики, проще говоря, - это устройства, которые обнаруживают изменения в источнике или окружающей среде и, соответственно, обеспечивают полезный выходной сигнал в ответ на указанное количество. Их часто классифицируют на основе входных данных, приложений и принципа функционирования или типа сигнала, с которым они работают. Основываясь на принципах функционирования, это могут быть физические датчики, химические сенсоры или биологические сенсоры (Биосенсоры). Биосенсор можно определить как устройство, которое использует специфические биохимические реакции, опосредуемые изолированными ферментами, иммуносистемами, тканями, органеллами или целыми клетками, для обнаружения химических соединений, обычно

с помощью электрических, тепловых или оптических сигналов [2,3]. Они состоят из трех основных компонентов: биорецептора (элемента распознавания), преобразователя и усилителя. Биорецептор реагирует на конкретный анализируемый вещество, обеспечивая биологический сигнал, который необходим для любого биосенсорного устройства. Взаимодействие между биорецептором и анализируемым веществом приводит к процессу выработки сигнала, и этот сигнал может быть в форме света, тепла, изменения pH, заряда или массы [4]. Этот биологический сигнал распознается преобразователем, который затем преобразует его в формат, который может быть использован для хранения, обработки, усиления и отображения [1]. Преобразователи генерируют либо оптические, либо электрические сигналы посредством процесса преобразования энергии, называемого сигнализацией, который напрямую связан с реакцией взаимодействия анализируемого вещества и биорецептора. В конечном счете, биологический сигнал усиливается и преобразуется в электрический формат с помощью усилителя, отображающего информацию на микроэлектронном устройстве [5,6].

Более того, биосенсоры имеют различные классификации в зависимости от

* Соответствующих авторов.
Адреса электронной почты: krrbs09@gmail.com (К.Р. Сингх), shyam@life.kyutech.ac.jp (С.С. Пандей).
<https://doi.org/10.1016/j.talo.2024.100394>

биорецепторы, технологии и преобразователи. Что касается преобразователей, биосенсоры можно разделить на электрохимические, оптические, электронные, тепловые и акустические типы [4]. Среди них электронные преобразовательные устройства играют решающую роль в сенсорных приложениях благодаря их потенциалу миниатюризации, в отличие от электрохимических, оптических, тепловых и акустических типов. Достижения в области материаловедения способствовали нисходящим подходам в электронике, позволяющим осуществлять точное изготовление наноразмерных компонентов, необходимых для миниатюрных датчиков [7-9]. Эта миниатюризация позволяет разрабатывать компактные и портативные сенсорные устройства, революционизирующие такие области, как здравоохранение и мониторинг окружающей среды. В отличие от других методов трансдукции, электронные устройства обладают универсальностью, позволяющей легко интегрироваться в носимые технологии, обеспечение мониторинга в режиме реального времени и улучшение доступа к важной информации для пользователей [10]. Электронные биосенсоры используют для своей работы полевые транзисторы (FET). Использование полевых транзисторов предлагает такие преимущества, как быстрое реагирование, интеграция с комплексными металл-оксид-полупроводник (КМОП) процессами, и реали- реализации параллельных зондирования конструкций, которые облегчают процесс изготовления ультра-масштабируемая устройств [11]. Использование архитектур на основе полевых транзисторов, интегрированных с процессами CMOS, позволяет использовать как цифровую, так и аналоговую обработку сигналов, тем самым повышая чувствительность и производительность [12-14]. Эта интеграция хорошо вписывается в будущее биосенсорики, используя траекторию масштабирования, очерченную законом Муора [15] в индустрии СБИС. Кроме того, структурное развитие технологии FET привело к переходу от планарных транзисторов к полевым транзисторам с тонкими полевыми транзисторами (FinFET) или полевым транзисторам со сквозным затвором (gaafet). Этот переход в последние десятилетия способствовал прогрессу в области КМОП-интегрированных схем (ICS). Чжан и др. подробно рассмотрены недавние прорывы в методологиях проектирования и структуре транзисторов. Более того, они также обсудили, как геометрическая усадка в результате вертикальной укладки транзисторов вывела нас за рамки закона Мура [16]. Эти достижения закладывают основу для создания интеллектуальных биосенсорных устройств, которые легко интегрируются с технологией Интернета вещей (IoT); для удаленного управления избыточными данными, анализа данных, эффективного мониторинга в режиме реального времени и устойчивых методов за счет оптимизации использования ресурсов и сокращения отходов [7,8]. Биосенсоры находят разнообразное применение в области здравоохранения, мониторинга окружающей среды и промышленных процессах, что демонстрирует их влияние в различных секторах, тем самым способствуя достижению Целей устойчивого развития Организации Объединенных Наций, а именно крепкого здоровья и благополучия (ЦУР 3), чистой воды и санитарии (ЦУР 6) и устойчивых городов и сообществ (ЦУР 11). [17-19]. Их значение в секторе здравоохранения было подчеркнуто в контексте глобальной пандемии SARS-CoV-2 из-за отсутствия меток и высокочувствительного потенциала обнаружения. В этой связи Ю. с соавт. представил полноценной текущих отзыв на полевой транзистор на основе биосенсора для этикетки бесплатно

обнаружение ОРВИ-ков-2 [20]. Следовательно, интеграция биосенсоров с передовыми технологиями, такими как CMOS и IoT, представляет собой значительный шаг к более эффективному и устойчивому достижению целей, согласованному с требованиями текущего поколения. Кроме того, для дальнейшего повышения стабильности сенсорных систем без ущерба для селективности могут быть использованы полимеры с молекулярным отпечатком (MIPs). MIPs представляют собой синтетические рецепторы, которые работают по механизму блокировки для избирательного связывания с молекулой-мишенью, с которой они связаны во время синтеза. MIPS при использовании в сенсорной системе обеспечивают специфичность и селективность, близкие к естественным рецепторам, наряду с повышением химической и физической стабильности. Кроме того, шлем может быть успешным использованием с большинством типов преобразования единиц, в том числе полевые транзисторы, в которых они наносились на затворы полевых транзисторов. Когда потенциал приложен к затвору, поглощение / десорбция через матрицу MIP влияет на сетевое напряжение и, следовательно, на электрическую проводимость через полевой транзистор [21]. Tsai и соавт. сообщили о системе ISFET на основе MIP и использовали ее для определения креатинина, где MIP наносили на электрод gate [22]. Более того, эти сенсорные системы на основе MIP демонстрируют совместимость с КМОП-процессами, что позволяет интегрировать их с микроэлектродными матрицами (MEAS) для будущих применений. [23]. Таким образом, эта обзорная статья (Рис. 1) стремится описать архитектуру устройств на основе FET структур в форме электронных биосенсоров, используемых в последние годы для создания следующего поколения миниатюрных носимых биосенсоров, охватывающих их применение в междисциплинарных областях. Кроме того, в нем также подчеркивается, как внедрение технологии Интернета вещей в биосенсоры изменило тенденцию к созданию интеллектуальных биосенсорных устройств, а также раскрывается потенциал MIPS для создания высокоселективных, стабильных и недорогих сенсорных систем. Также обсуждаются текущие проблемы и инновации, которые могут стимулировать дальнейшие прикладные инновации в этой области. Предыдущие обзоры [4,8,12,14,24] подробно изучили технологию биосенсоров и их классификацию, роль архитектур на основе FET в конкретных биологических приложениях или роль Интернета вещей в области носимых датчиков. Однако в этом обзоре всесторонне рассматриваются инновации и проблемы, концентрируясь на системах электронного преобразования, и объединяются фундаментальные аспекты биосенсорных систем и перспективы их развития под единой эгидой, уделяя исключительное внимание перспективам электронных устройств.

2. Биосенсоры и их классификация

Биосенсоры значительно продвинулись в области биоанализа со времен Кларка и Лайонса [25] демонстрация в 1962 году первого биосенсора. Появление первого коммерческого биосенсора, предназначенного для определения глюкозы, в 1975 году [26] ознаменовал поворотный момент. Комбинация рецепторов, которые идентифицируют целевые анализаторы, и преобразователей, которые преобразуют

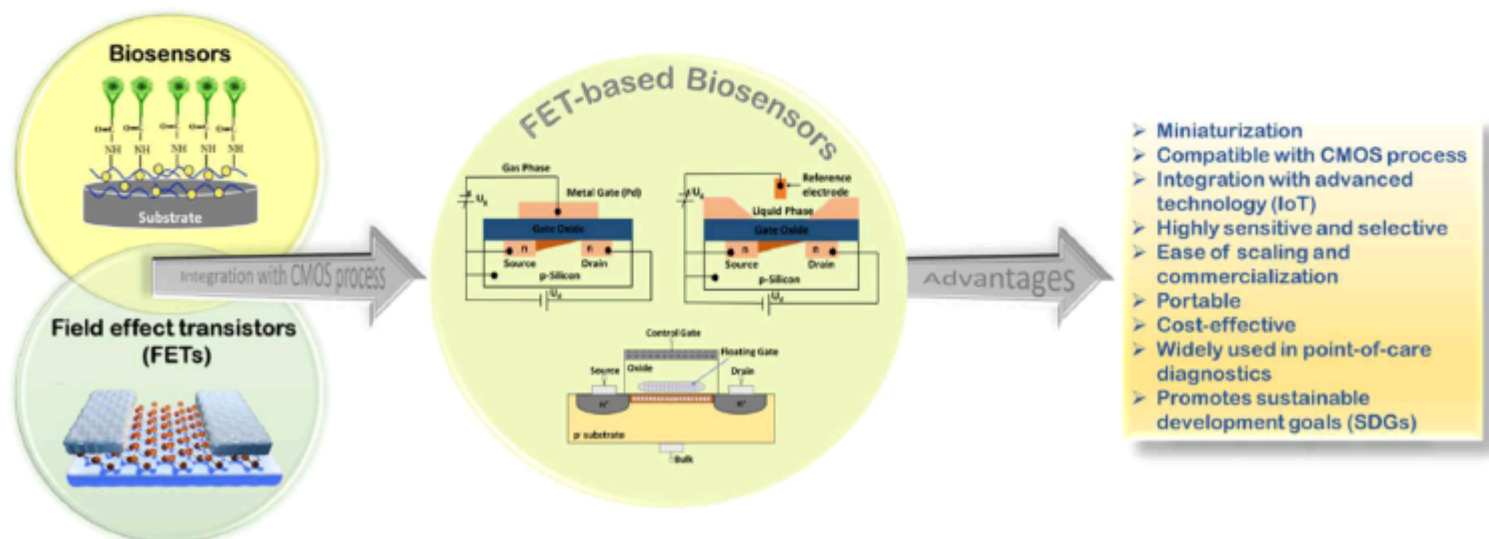


Рис. 1. Обзор этого обзора с преимуществами этой технологии.

это биологическое взаимодействие с образованием обнаруживаемого сигнала, который может быть использован в дальнейшем, является тем, что определяет биосенсоры [1].

Тремя основными компонентами обычного биосенсора являются биорецептор, преобразователь и усилитель. Биорецепторы - это биологические элементы, которые могут определять целевой объект. Антитела, ферменты, клетки, аптамеры, ДНК или РНК - все это примеры биорецепторов [27]. И наоборот, преобразователи - это устройства, которые при воздействии на химические / биологические мишени преобразуют энергию из одной формы в другую и выдают измеряемый сигнал. Наконец, данные усиливаются, обрабатываются и подготавливаются к отображению с помощью усилителей [4].

В зависимости от компонентов биосенсоров, таких как биорецепторы и преобразователи, или в зависимости от технологии, биосенсоры распределяются по различным категориям, как показано на Рис. 2. На основе рецепторов биосенсоры подразделяются на антитела, аптамеры, ферменты и целые клетки. Другая классификация основана на технологии, и биосенсоры подразделяются на электрометры, нанобиосенсоры, биосенсорные чипы и SPR (поверхностный плазменный резонанс). Но в этой работе основное внимание было уделено классификации, основанной на преобразователях и, более конкретно, электронных преобразователях, которая была подробно рассмотрена в дальнейших разделах.

2.1. Классификация на основе преобразователей

Биосенсоры могут быть классифицированы на основе принципа действия используемых преобразовательных устройств по категориям, а именно электрохимическим, оптическим, электронным, тепловым и акустическим. Принцип работы электрохимических биосенсоров заключается в том, что ионы или электроны образуются или расходуются в ходе химических реакций между целевым анализируемым веществом и иммобилизованной биомолекулой. Эти события влияют на измеряемые свойства раствора, такие как потенциал или электрический ток [28]. Электрохимические биосенсоры также могут быть классифицированы на основе принципа преобразования как потенциометрические, амперометрические, импедиметрические, кондуктометрические и вольтамметрические [4].

Оптические биосенсоры на основе принципов оптических дифракционных и они работают путем обнаружения люминесцентного, люминесцентных, колориметрических, или других оптических сигналов, в результате Мисгоbes взаимодействия с аналитов. Такие биосенсоры могут сослать в концентрации целевых химических веществ с наблюдаемым оптического сигнала [29]. Другой класс - электронные преобразователи, работа которых в значительной степени зависит от полевых транзисторов, и они могут напрямую интерпретировать взаимодействия между поверхностью полевых транзисторов и анализируемым веществом [30]. Тепловые биосенсоры определяют изменение энергии в окружающей системе. Эти биосенсоры создаются путем иммобилизации биологических элементов на датчиках температуры, что позволяет

определение энергетического сдвига, возникающего при биологическом распознавании, между системой и ее окружающей средой. [31]. Акустические биосенсоры работают путем изменения физических характеристик акустических волн при изменении количества поглощаемого анализируемого вещества. Обычно используются материалы для изготовления датчиков преобразователей пьезоэлектрических материалов, так как они обладают способностью генерировать и распространять зависящие от частоты акустических волн [32].

2.2. Ограничения существующих технологий

Было проведено множество исследований по применению биосенсоров в лабораториях, но коммерциализация биосенсорных устройств по-прежнему в основном недостижима, поскольку у этих устройств много сильных сторон, но есть и несколько слабых сторон, таких как эта (Рис. 3А). Среди немногих успешных коммерческих применений на сегодняшний день выделяются датчики глюкозы [33]. Расхождение между результатами исследований и реальными приложениями может быть объяснено трудностями в достижении крупномасштабной интеграции и простого изготовления масштабируемых миниатюрных устройств, а масштабирование биосенсорных устройств требует интеграции, и ключевые требования к электрическим устройствам показаны на Рис. 3Б. [34]. В лабораторных условиях различные биосенсоры с различными технологиями, такие как оптические, электронные и электрохимические преобразователи, показали обнадеживающие результаты старения с точки зрения чувствительности и селективности [35-37]. Однако, среди них биосенсоры, использующие электронные преобразователи, обладают потенциалом для преодоления этого разрыва. Используя технологию FET эти биосенсоры обещают миниатюризацию, особенно с использованием различных архитектур устройств на основе FET [38]. Это усовершенствование имеет решающее значение для создания портативных и удобных в использовании биосенсорных устройств, тем самым открывая возможности для коммерческого применения [39].

3. Устройства на основе полевых транзисторов, совместимые с КМОП-процессами для миниатюризации биосенсоров

В последнее время биосенсоры на основе FET вызвали значительный интерес среди исследователей из-за таких характеристик, как обнаружение без меток, компактный размер, быстрое время отклика, надежность и интеграция с КМОП-процессами, обеспечивающими миниатюризацию. Эти датчики обладают потенциалом для встроенной интеграции схем усиления и датчиков, обеспечивая массовое производство при низких затратах. Кроме того, они обеспечивают высокую селективность и возможность повторного использования, что еще больше повышает их привлекательность для различных целей

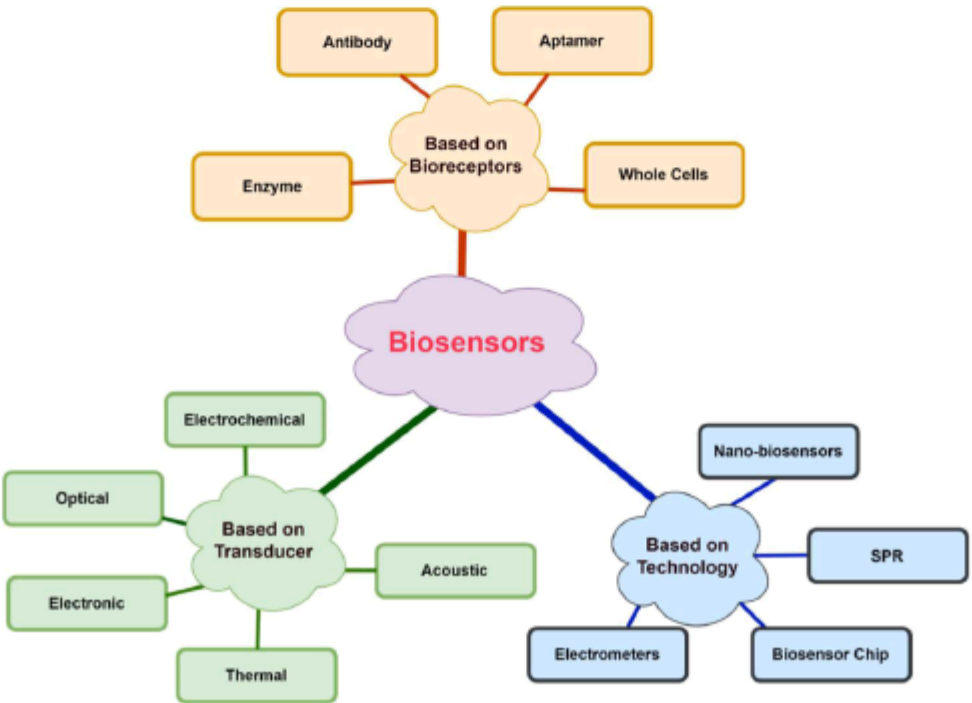


Рис. 2. Схема, представляющая различные типы биосенсорных систем.

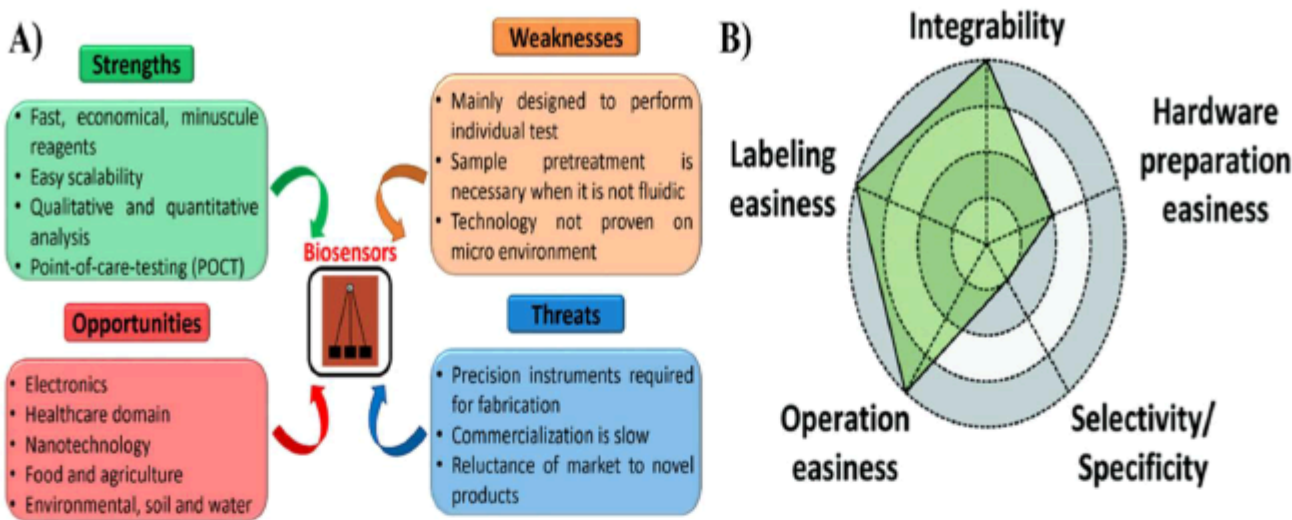


Рис. 3. А) SWOT-анализ технологии биосенсорики (воспроизведен с разрешения [40] [распространяется по лицензии Creative Commons Attribution 4.0 International]) и

Б) Радиолокационная диаграмма, демонстрирующая требуемые характеристики электрического преобразовательного механизма (воспроизведено с разрешения [41]

[распространяется по лицензии Creative Commons Attribution 3.0 Unported]).

приложения. В этом разделе рассматриваются различные биосенсоры на основе FET, де-биосенсоры. В этой работе SiNW играет роль датчика, а MOSFET действует пороками (Рис. 4), их ролью в миниатюризации биосенсора наряду с их ролью преобразователя. SiNW и MOSFET монолитно интегрированы принцип работы и совместимость с процессами CMOS были разработаны и подключены с помощью обычной технологии CMOS.

Итоговое устройство, обсуждается, благодаря своей совместимости с традиционной нисходящей КМОП-обработкой

технология находит применение в биомедицинской области, где она может

помочь в создании миниатюрных устройств.3.1. MOSFET (полевой транзистор на основе оксида металла и полупроводника)

MOSFET - это универсальный тип транзисторов, используемый в широком диапазоне электронных схем, включая биочувствительные устройства. Одной из определяющих особенностей МОП-транзисторов является их электрод затвора из оксида металла. Этот затвор изолирован ультратонким слоем изоляционного материала, обычно SiO₂, который отделяет его от основного канала, расположенного между стоком и источником. Этот изолятор приводит к тому, что МОП-транзистор имеет исключительно высокое входное сопротивление. [42,43]. Электрическая проводимость МОП-транзистора определяется напряжением, приложенным к электроду затвора. Это изменение проводимости в ответ на приложенное напряжение делает МОП-полевые транзисторы пригодными для усиления или переключения электронных сигналов [42]. МОП-транзисторы являются особенно перспективными кандидатами для биосенсоров из-за их способности напрямую преобразовывать биологические взаимодействия в считываемые сигналы [44]. В приложениях для биосенсорики датчики на основе MOSFET работают в подпороговой области для достижения максимальной чувствительности. Этот подпороговый режим позволяет осуществлять высокочувствительное обнаружение биологических взаимодействий, что делает МОП-транзисторы хорошо подходящими для различных сенсорных приложений. [45,46]. На сегодняшний день сообщалось о нескольких работах с использованием МОП-транзисторов в приложениях для биосенсоров. Сообщалось о биосенсорном устройстве на основе МОП-транзистора для распознавания С-реактивного белка (CRP), и это устройство определяло связывание CRP со специфическим антителом путем количественной оценки тока стока МОП-транзистора [47]. Кроме того, для улучшения производительности и использования при разработке биосенсорных устройств на основе MOSFET могут быть использованы различные структуры вентиляей. Дипак Сингх и др. [48] сообщили о подробном сравнительном анализе обычных задних вентиляей и трех конструкций передних вентиляей и изучили их с точки зрения чувствительности и электрических параметров. Из результатов этого исследования было выявлено, что на электрические параметры влияют исключительно био-молекулы и отрицательная плотность заряда в структуре обратного затвора. Это ограничение ограничивает его способность обнаруживать нейтральные биомолекулы. С другой стороны, на электрические параметры влияют два различных фактора, т.е. е. диэлектрическая проницаемость и плотность отрицательного заряда в структурах на основе передних затворов. В результате структуры биосенсоров на основе front-gate демонстрируют способность обнаруживать как нейтральные, так и заряженные биомолекулы. Более того, для улучшения отклика MOSFET по току, гибридный биосенсор, использующий традиционную технологию CMOS, предлагает преимущество высокой плотности и низкого уровня шума. Джен Ли в ал. [49] сообщил о гибриде МОП-транзисторов на основе серебряной нанопроволоки (SiNW)

3.2. ISFET (чувствительный к ионам полевой транзистор)

Транзисторы ISFET используются в приложениях с биочувствительностью, демонстрируя линейную зависимость между полученным током исток-сток и концентрацией ионов. В 1970 году Бергвельд предложил первый ISFET с Na⁺ чувствительность [50]. Структура ISFET аналогична структуре MOSFET, за исключением того, что металлический затвор заменен электродом сравнения или чувствительной мембраной, нанесенной поверх затвора, которая используется для обеспечения напряжения смещения (В_{gs}) в ISFET. Таким образом, потенциал затвора, генерируемый на границе раздела между раствором и чувствительной мембраной, управляет протеканием тока исток-сток. ISFET - это одна из последовательностей MOSFET-транзисторов, которые обеспечивают биосенсорную на основе CMOS [51].

Интеграция ISFET и технологии CMOS требует модификации структуры ISFET В связи с этим Буссе и др. [52], изготовленные устройства ISFET с электрически плавающим поликремниевым затвором в соответствии с КМОП-процессом. Далее, Bausells et al. в 1999 г. [53], продемонстрировал изготовление ISFET в немодифицированном КМОП-процессе, где затвор ISFET расширен до пассивирующего слоя сверху. С тех пор было внесено множество изменений в структуры и использование наноматериалов, таких как SiNW [54] или Углеродная нанотрубка (УНТ) [55] были сделаны для улучшения совместимости со стандартными процессами CMOS, масштабируемости устройства и большой плотности интеграции. Георгиу и др. [56] предлагается использовать коммерческий 0,25 микротехнология m CMOS для создания датчика pH на основе ISFET. Губанова и др. предложили новую ISFET, совместимую с CMOS, структуру, в которой в качестве плавающего / удлиненного затвора используется алюминиевая накладка, покрытая оксидом гафния. Кроме того, этот ISFET был объединен с ферментом тирозиназой для разработки биосенсора для обнаружения фенолов. В своей работе они заявили, что ISFET, совместимые с CMOS, обладают такими преимуществами, как небольшой размер, низкая стоимость и массовое производство, что делает их подходящим кандидатом для обнаружения на месте [57]. Интеграция чувствительной матрицы ISFET в традиционную технологию CMOS не только повышает ее чувствительность и масштабируемость, но и упрощает совместимость и калибровку.

Эта интеграция открывает путь к созданию платформы "система на кристалле с биологическим зондированием" (SoC) за счет включения схемы считывания и памяти в существующую структуру технологии СБИС [42].

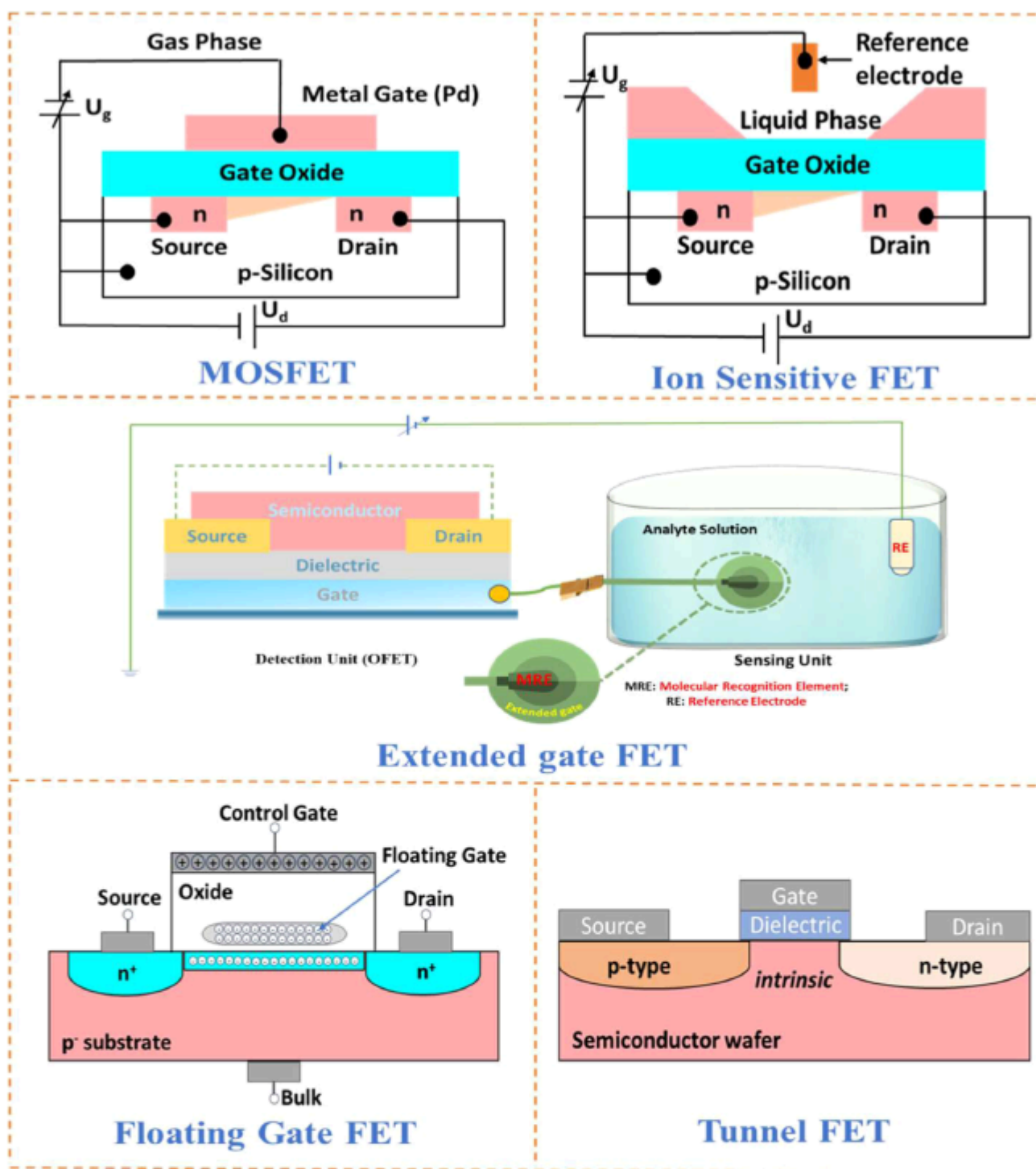


Рис. 4. Различная архитектура технологии FET.

3.3. FGFET (полевой транзистор с плавающим затвором)

FGFET является производным от ISFET, и его структура включает в себя два элемента: чувствительный элемент и элемент управления. Чувствительный элемент преобразует химические сигналы от анализируемых веществ в электрические сигналы, в то время как управляющий элемент подает смещение на полевой транзистор. Такая конфигурация позволяет управляющему вентилю обеспечивать необходимое смещение, потенциально устраняя необходимость в отдельном электроде сравнения. [42,58]. Barbaro et al. [59] продемонстрировал первый FGFET. Эта архитектура FET используется в различных биосенсорных и биоэлектронных приложениях, таких как определение pH и ферментов, среди других. FGFET для определения pH и ферментативных реакций был продемонстрирован Zhang et al. [60]. Для обеспечения надежной и долговременной замены проводов датчик физически защищает канал транзистора от электролита, а также совместим с технологией CMOS [61]. Мейбург и др. представили интеграцию процесса CMOS с технологией FGFET в качестве входных данных датчика для приложений биоэлектроники. Они изготовили

массив из 32×32 FGFET и применяемые КМОП-процессы для реализации простых интегрированных микросхем [62].

3.4. EGFET (полевой транзистор с расширенным затвором)

Полевой транзистор с расширенным затвором (EGFET), являющийся продолжением конструкции ISFET, был впервые концептуализирован в 1983 году Дж. Ван Дер Шпигелем и его коллегами [63]. Металлический затвор МОП-транзистора заменен в стандартной схеме ISFET ионочувствительной пленкой, представляющей собой раствор электролита, и электрод сравнения. И наоборот, EGFET сохраняет традиционную архитектуру MOSFET, расширяя затвор для установления соединений с электродом сравнения, раствором электролита и чувствительным к металлу слоем [64]. EGFET обладает рядом характеристик, включая одноразовую сенсорную головку, простоту упаковки, устойчивость к световым и температурным изменениям и легко заменяемую сенсорную пленку. Кроме того, для повышения избирательности изготовленного датчика вентиля

некоторые из EGFET могут быть интегрированы с MIPs, поскольку они имеют молекулярно отпечатанные полости с сайтами распознавания. Благодаря этому свойству MIPS используются для селективного обнаружения малых молекул и высокомолекулярных соединений [65]. Лю и др. представлена сенсорная система EGFET на основе MIP, которая используется для измерения концентрации С-реактивного белка (CRP) в сыворотке крови человека [66]. По сравнению с ISFET, EGFET обладает лучшей термической и химической стабильностью, а также повышенной чувствительностью к току. EGFET используются для определения pH, ферментов и белков [67].

Пан и др. предложили подход к изготовлению твердотельного датчика pH EGFET с использованием Ti/Ni чувствительных мембран на *n*-подложка типа Si [68].

Отношение сигнал/шум (SNR) может стать системой измерения для анализа производительности EGFET с точки зрения факторов, а именно транспроводимости (g_m), окисидные ловушки и размеры устройства. Раджан и др. наблюдали линейную зависимость между SNR и \sqrt{WL} и, следовательно, доказали, что EGFET с большой площадью поверхности лучше подходят для более низкого предела обнаружения и повышенной чувствительности [69]. Было повторно перенесено очень мало работ в области масштабирования устройств EGFET или в направлении их интеграции с современной технологией CMOS. Куо и др. использовали КМОП-технологии 0,18 мкм (Рис. 5А) спроектировать чувствительное окно EGFET и устройство MOSFET на одной микросхеме [70]. Шесть металлических слоев (Рис. 5В) включал окно обнаружения. Для обнаружения молочной кислоты (LA), диоксида рутения (RuO_2) пленка была функционализирована лактазой и нанесена напылением на поверхность. Благодаря интеграции MIP с EGFETs мы можем улучшить

стабильность и избирательность сенсорной системы без ущерба для стоимости. Более того, сенсорные системы на основе MIP могут быть преобразованы в технологию "лаборатория на кристалле" после интеграции с электроникой и микро- жидкостями. Но все еще существует большой пробел в исследованиях в области однокристалльного детектирования с использованием технологии EGFET.

3.5. Полевой транзистор на основе углерода.

По мере сокращения энергопотребления и размера микросхем в отрасли электроники ведется поиск новых стратегий для достижения оптимальной производительности. Материалы, такие как углеродные нанотрубки (УНТ), графен, фуллерены, углеродные точки (компакт-диски) изучаются из-за их исключительные электрические и термические свойства, особенно, в полевых транзисторах на основе архитектуры [71].

Разработка полевых транзисторов на основе углеродных нанотрубок (CNTFET) была обусловлена целью минимизации или устранения короткоканальных эффектов при одновременном повышении производительности транзисторов в этих масштабах [72]. Полупроводниковые УНТ предпочтительнее металлических нанотрубок из-за их способности полностью отключаться. Эти транзисторы обладают рядом преимуществ, включая более высокую плотность тока, баллистический перенос электронов по их длине. [73], низкое энергопотребление по сравнению с кремниевыми деталями и высокая скорость работы [74]. Появление полевых транзисторов, известных как GFET, возможно только благодаря открытию графена с уникальными электронными характеристиками, которые придают ему разнообразие.

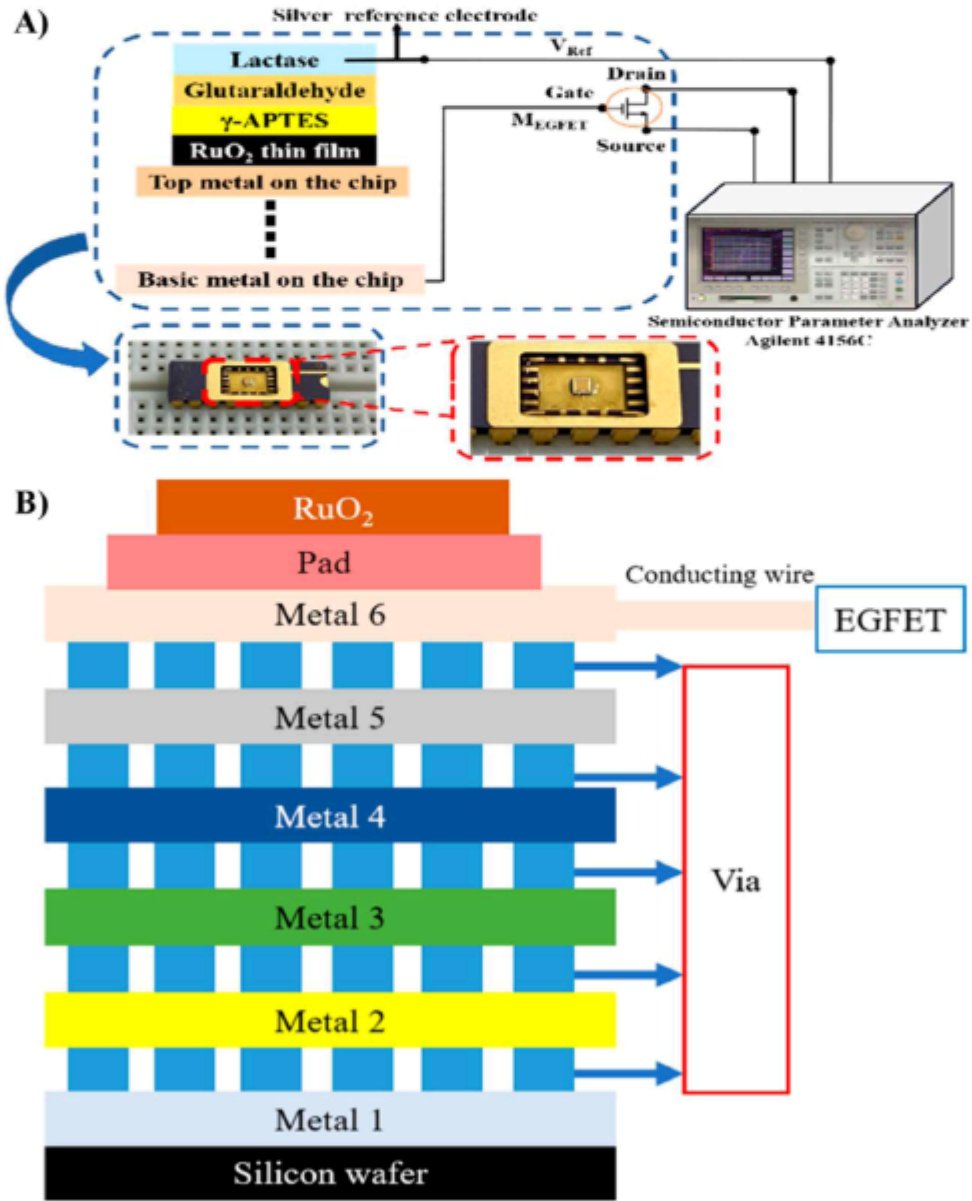


Рис. 5. А) Измерительная установка изготовленной КМОП-технологии и Б) Архитектура использования шести металлических слоев для изготовления МОП-транзисторных устройств (воспроизведено с разрешения от [70]).

применение в качестве активного материала для разработки электронных устройств. В GFET используется графен для транспортировки баллистических носителей. Полевые транзисторы на основе УНТ демонстрируют способность достигать отличного коэффициента включения-выключения ($>10^5$), высокий коэффициент усиления (>10), а также возможность работы при комнатной температуре [75]. Газовые сенсоры и биосенсоры, изготовленные из одномерных наноструктур, особенно привлекательны благодаря своим уникальным характеристикам с точки зрения более высокой чувствительности и быстрой реакции на воздействие анализируемого вещества в окружающей среде, и это связано с тем фактом, что одномерные наноструктуры имеют большое отношение поверхности к объему и уменьшенные размеры. [76,77]. Метод CNT-FET р-типа был использован для быстрого обнаружения поверхностного спайкового белка S1 SARS-CoV-2. Этот метод использует УНТ в качестве преобразователей переноса заряда и полагается на антитела против SARS-CoV-2 S1 для селективности по отношению к белкам. [78]. В ответ на пандемию COVID-19 были разработаны биосенсоры G-FET с нанесенными на поверхность AUNP. Эти сенсоры проявляют высокую чувствительность к следовым количествам гена RdRp с использованием незаряженных комплементарных олигомерных зондов, PМО, иммобилизованных на поверхности AuNP [79].

Полевые транзисторы на основе углерода заложили основу для систем на кристалле биосенсоров, использующих схемы на основе CMOS. Ли и др. разработали биосенсорную систему на кристалле (SoC) на основе УНТ для обнаружения нейротрансмиттеров [80]. Эта система объединила 64 датчика на основе УНТ с кремниевыми схемами обработки сигналов на одном чипе, что позволило обнаруживать глутамат, нейромедиатор. Аммиак, побочный продукт ферментативной реакции между глутаматом и глутаматоксидазой на датчиках на основе УНТ, модулировал сигналы проводимости, поступающие на датчики на основе УНТ. Кроме того, Дудина и др. представили монолитную биосенсорную платформу на основе CNTFET для обнаружения нейротрансмиттера глутамата [81]. Они использовали массив из 9×216 полупроводниковых транзисторов с 96 встроенными каналами считывания и усиления, все они реализованы по технологии CMOS.

3.6. TFET (туннельный FET)

Структура TFET состоит из трех областей, а именно источника, стока и канала. В TFET различное легирование выполняется как для источника, так и для стока, в отличие от других обычных полевых транзисторов. Структура TFET аналогична структуре р-п-диода с затвором. Более того, ширина барьера остается небольшой, чтобы облегчить туннелирование носителей заряда. [82]. Уменьшение масштаба МОП устройств, согласно закону Мура, имеет некоторые ограничения, такие как повышенная утечка оксида затвора, эффекты короткого канала, такие как снижение барьера, вызванное стоком, (DIBL), и снижение порогового напряжения [83,84]. Доказано, что TFET устраняют вышеуказанные ограничения и подходят для приложений СБИС с низким энергопотреблением. Режим проводимости носителей заряда в TFET соответствует явлению термоэлектронной эмиссии благодаря уникальному свойству межполюсного туннелирования, тем самым снижая энергопотребление [85]. Триведи и др. обсудили применение TFET в ассоциативной памяти (AM) на основе маломощной сотовой нейронной сети (CNN) из-за более низкого тока отключения ($I_{\text{выкл}}$) и подпорогового колебание (SS) в TFETs [86]. Эти характеристики делают их потенциальными кандидатами на роль ячеек статической оперативной памяти (SRAM) с низким энергопотреблением, потребляющих большое количество энергии [87].

У обычных устройств TFET есть несколько ограничений, таких как амбиполярная проводимость, которая приводит к проводимости в противоположных направлениях, когда устройство находится в выключенном состоянии и ток ниже ($I_{\text{выключен}}$). Чтобы решить эту проблему, предлагается асимметричное легирование источника и стока с использованием различных структур или других модификаций [85]. Редди и Панда предложили структуру TFET с перекрывающимися затворами "затвор на слив" по всему периметру TFET (GAA-TFET), который показал повышенную чувствительность и более низкий ток утечки [88]. Использование современных наноматериалов, таких как CNT, SiNW, также оказалось полезным для повышения эффективности устройств TFET. Новый биосенсор на основе CMOS-совместимого SiNW-TFET был предложен Гао и др., где он продемонстрировал помехозащищенность за счет применения присущей ему амбиполярности [89]. Таким образом, совместимость с технологией CMOS, простота масштабирования и операции с низким энергопотреблением обеспечили TFET множество приложений в современных технологиях на базе чипов, таких как IoT, искусственный интеллект (ИИ) и многие другие. [90,91].

4. Химический состав поверхности КМОП- и МIP-биосенсоров

Химический состав поверхности играет важную роль в повышении эффективности биосенсоров, поскольку он регулирует взаимодействие между чувствительным элементом и целевым анализируемым веществом. Разработка надежных и точных химических характеристик поверхности особенно важна для интеграции систем на основе MIPs и CMOS, обе из которых стали многообещающими направлениями для биосенсорных технологий. MIPS - это синтетические элементы распознавания, предназначенные для имитации сайтов связывания молекул-мишеней. Их синтез начинается с процесса предварительной полимеризации с участием молекулы-мишени (матрицы) и функциональных мономеров, стабилизированных нековалентными силами, такими как водородные связи, ван-дер-ваальсовы взаимодействия и π-π укладка [92]. Сшивающие вещества вводятся для образования жесткой полимерной матрицы вокруг шаблона, а последующее удаление шаблона оставляет отпечатанные полости, специфичные для молекулы-мишени. Химические и физические свойства полимера можно точно регулировать, изменяя концентрацию сшивателя и выбирая мономеры [93]. Поверхностная функционализация MIPS является ключом к их интеграции в платформы биосенсорики... Например, включение органических или неорганических лигандов может повысить специфичность и чувствительность слоя MIP. Металлическая или ковалентная связь с функциональными группами полимерной матрицы обеспечивает прочное и стабильное прикрепление к подложке датчика [94]. Процессы самосборки с использованием металлических или -взаимодействий также используются для обеспечения равномерного нанесения и стабильности слоя MIP [95]. Эти подходы позволяют MIPS эффективно функционировать в различных способах измерения, включая электрохимические и оптические системы.

КМОП основе биосенсоров использовать интеграцию электронных ЦИР-суитчу с биологическими или синтетическими признаками элементов, обеспечивая высокую пропускную способность, масштабируемый, и экономически эффективный диагностический платформах. Однако такие проблемы, как окисление поверхности, пористость и несовместимость материалов, могут ограничивать эффективность систем на основе CMOS. Окисление КМОП-поверхностей, таких как алюминиевые накладки, может привести к образованию неровных оксидных слоев, которые ухудшают качество считывания. Методы стабилизации, такие как нанесение контролируемых тонких оксидных слоев (например, SiO₂ или Zn₂O), обеспечивают стабильную толщину и качество. Эти слои обеспечивают стабильную диэлектрическую границу раздела для биохимических взаимодействий [96]. Функционализация КМОП-поверхностей самосборными монослоями (SAMS) или полимерными покрытиями улучшает биосовместимость и сводит к минимуму неспецифические взаимодействия. SAMS особенно полезны для определения гидрофобности поверхности и ее зарядовых свойств, которые влияют на связывание анализируемого вещества и передачу сигнала..... Кроме того, включение наноматериалов, таких как наночастицы золота (AuNP) или графен, повышает усиление сигнала и эффективность связывания. Эти материалы действуют как посредники между КМОП-подложкой и биохимическим интерфейсом, обеспечивая более чувствительное обнаружение.

Комбинация MIPs с технологией CMOS обеспечивает уникальное преимущество для применения в биосенсорах. MIPS обеспечивают высокую селективность и стабильность, в то время как CMOS обеспечивает миниатюризацию и интеграцию с электронными системами. Равномерное нанесение слоев MIP на КМОП-электроды с использованием методов отжима или погружения обеспечивает стабильную производительность. Оптимизация толщины полимера имеет решающее значение для поддержания как чувствительности КМОП-устройства, так и специфичности слоя MIP [97,98]. Функционализация проводящими полимерами или металлическими слоями усиливает перенос электронов между MIP и CMOS подложкой, что особенно важно для электрохимических биосенсоров, где усиление сигнала напрямую связано с проводимостью поверхности раздела [99]. Применение интегрированных систем MIP-CMOS подчеркивает преимущества этой синергии. Электрохимические датчики, использующие MIPS, продемонстрировали исключительную чувствительность и стабильность в различных областях применения, начиная от мониторинга окружающей среды и заканчивая клинической диагностикой. Волоконно-оптические датчики, интегрированные с CMOS-совместимыми MIPS, достигли высокой специфичности при обнаружении сложных анализируемых веществ, в то время как усовершенствованные конструкции CMOS, включающие микроэлектроды, модифицированные MIP, позволили проводить диагностику на месте оказания медицинской помощи. Эти примеры подчеркивают ключевую роль химического состава поверхности в повышении функциональности и надежности биосенсоров, особенно в приложениях, требующих высокой точности и

интеграция.

5. Передовые системы биосенсорики, интегрированные с IoT

Достижения в технологии изготовления привели к миниатюризации полупроводниковых устройств, создав компактные, мощные и доступные системы. Такая масштабируемость облегчает развертывание приложений Интернета вещей в полевых условиях, в частности, совершенствует носимые биосенсорные устройства, делая их более доступными и эффективными, чем когда-либо прежде. Носимые биосенсорные устройства в наши дни привлекают большое внимание из-за их потенциала революционизировать здравоохранение, позволяя проводить диагностику и лечение на месте [100]. Интеграция технологии Интернета вещей (IoT) еще больше расширяет возможности этих устройств, облегчая бесперебойную передачу данных и их анализ, тем самым обеспечивая удаленный мониторинг и персонализированные решения в области здравоохранения. Подобная интеграция технологий Интернета вещей в носимые биосенсорные устройства стала возможной благодаря нанотехнологическим усовершенствованиям, поскольку одним из важнейших аспектов миниатюризации и производства биосенсоров, интегрированных в Интернет вещей, является использование наноматериалов [7,101]. Нанотехнологии предлагают ряд преимуществ, таких как повышенная чувствительность, селективность и стабильность биосенсоров, что делает их более эффективными для обнаружения биомолекул, таких как глюкоза, белки и ДНК. Более того, Интернет вещей помогает подключить эти нано-интегрированные биосенсоры к Интернету, обеспечивая сбор, анализ и обмен данными в режиме реального времени. Благодаря подключению к Интернету вещей медицинские работники могут удаленно контролировать состояние здоровья пациентов, отслеживать прогрессирование заболевания и оперативно вмешиваться при необходимости. Такая возможность мониторинга в режиме реального времени потенциально может улучшить результаты лечения пациентов, особенно у отдельных лиц с хроническими заболеваниями. Основные проблемы при разработке и внедрении наноинтегрированных носимых биосенсорных устройств,

включают обеспечение биосовместимости, стабильности и надежности устройства, а также а также решение проблем конфиденциальности и безопасности [7,102]. Таким образом, актуальной потребностью является стандартизация и нормативная база для обеспечения безопасности и эффективности этих устройств. Следовательно, интеграция технологии Интернета вещей в наноинтегрированные носимые биосенсорные устройства (Рис. 6А) имеет огромные перспективы для применения в здравоохранении, помимо этого, он также может быть использован для экологических и сельскохозяйственных целей. Обеспечивая непрерывный мониторинг, анализ данных в режиме реального времени и удаленное подключение, эти устройства способны произвести революцию в системе здравоохранения и снизить затраты на здравоохранение; кроме того, механизмы изготовления этих датчиков, интегрированных в IoT, представлен в Рис. 6В. Однако решение технических проблем и регуляторных препятствий будет иметь решающее значение для реализации всего потенциала этой технологии в будущем.

6. Проблемы и направления на будущее

Электроника произвела революцию в области биосенсорики для различных применений, а именно в здравоохранении, мониторинге окружающей среды и безопасности пищевых продуктов, обеспечив высокую чувствительность и специфичность. Несмотря на их огромный потенциал, электронные биосенсоры сталкиваются с рядом проблем, включая интеграцию, финансовые последствия, проблемы доступности и технологические ограничения. tations..... Проблемы интеграции электронных биосенсоров возникают при плавном объединении нескольких датчиков и компонентов обработки сигналов на единой платформе [103,104]. Для достижения этой цели требуются инновационные подходы в микропроизводстве, системном проектировании и методах интеграции, которые в дальнейшем помогут поддерживать производительность, маневренность, надежность и экономическую эффективность [105]. Текущая потребность часа заключается в преодолении этих проблем для разработки портативного и

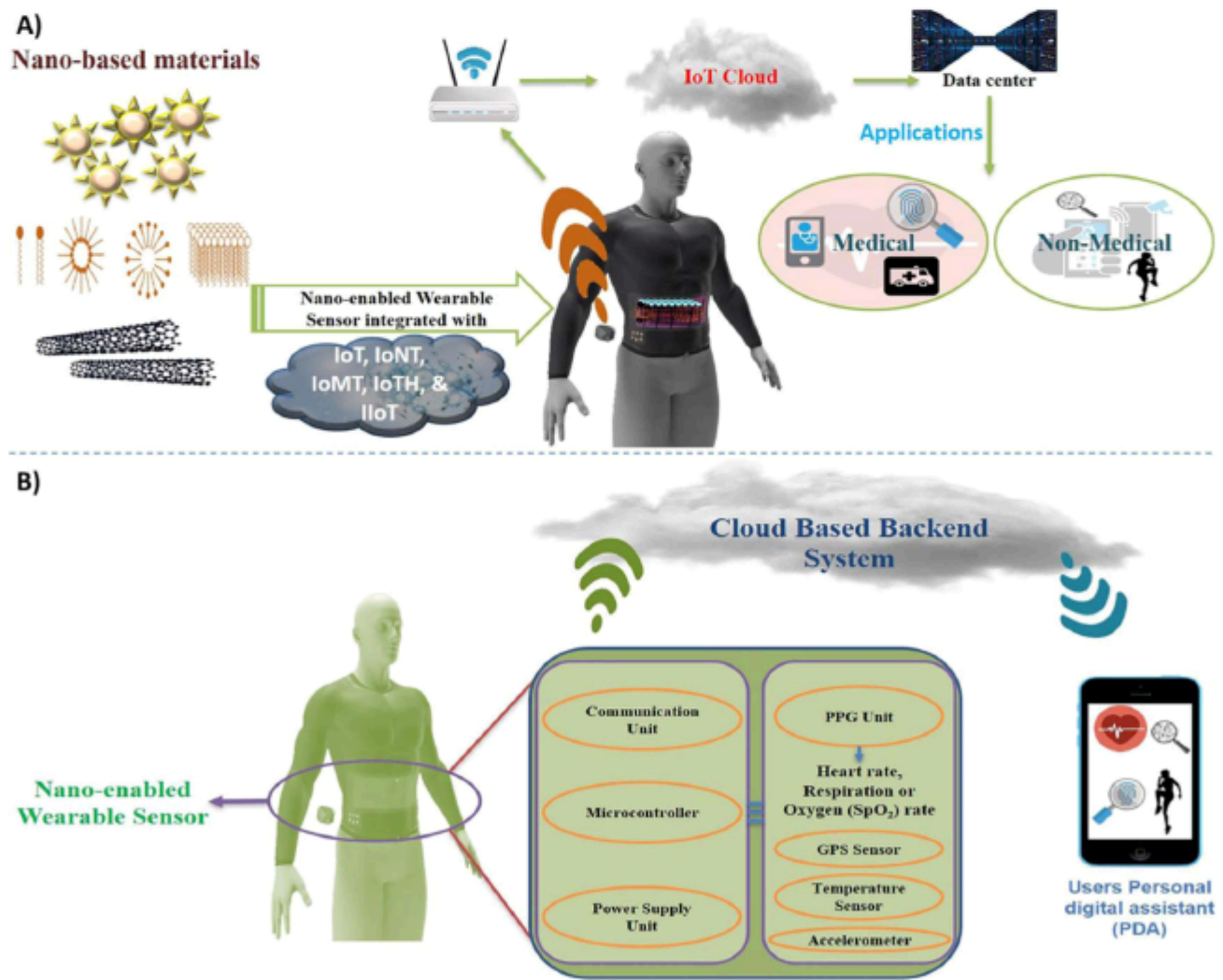


Рис. 6. А) Прогресс в области датчиков на основе Интернета вещей; Б) Механическая основа датчика на основе Интернета вещей (воспроизводится с разрешения [8]).

удобная в использовании система биосенсорики, имеющая разнообразные области применения, начиная от диагностики на месте оказания медицинской помощи и заканчивая мониторингом окружающей среды. Кроме того, экономическая эффективность является одной из основных проблем, связанных с электронными биосенсорами. Поскольку более высокая стоимость производства часто ограничивает широкое внедрение любого продукта, особенно в условиях ограниченных ресурсов . Кроме того, для изготовления сложной системы биосенсорики требуются профессиональные знания и специализированное оборудование, что вносит значительный вклад в общие расходы [106]. Таким образом, фактор стоимости является значительным препятствием в доступности электронных биосенсоров, и это в основном наблюдается в развивающихся странах, где финансовые ресурсы ограничены. Более того, его доступности также препятствует сложная работа и интерпретация результатов, которые нелегко понять неспециалисту и требуют квалифицированного специалиста для работы и анализа данных. Таким образом, несколько существующих платформ биосенсорики не могут быть развернуты в децентрализованных учреждениях или пунктах оказания медицинской помощи [107]. Этим проблем можно избежать, упростив пользовательский интерфейс и повысив переносимость этих устройств, что обеспечит их доступность, особенно в средах с ограниченными ресурсами.

Кроме того, различные биосенсорных технологий, каждый со своими уникальными Бен-получения женщиной пособий и недостатки, являются коммерчески доступными, например, фермент-на основе электрохимических биосенсоров высокой чувствительностью и специфичностью сделать их подходящими для различных применений, таких как глюкоза управления и лечение диабета [108]. Хотя срок годности и нестабильность ферментов вызывают серьезные проблемы с их долговременной надежностью. Однако, биосенсоры поверхностного плазмонного резонанса (SPR) обеспечивают обнаружение без меток и мониторинг в режиме реального времени, что делает их полезными инструментами для обнаружения лекарств и исследований биомолекулярных взаимодействий [109]. Но сложность оборудования SPR и необходимость точной настройки не позволяют им широко использоваться за пределами исследовательских лабораторий. Современные электронные биосенсоры обладают потенциалом, но ряд проблем не позволяет им широко использоваться. Проблемы включают низкую селективность, ограниченную чувствительность, и уязвимость к воздействиям окружающей среды [110]. Более того, объединение нескольких сенсорных блоков в единую платформу по-прежнему является сложной задачей; таким образом, для преодоления этих ограничений необходимы творческие решения. Достижения в области электроники, особенно в области технологий комплементарной интеграции металл-оксид-полупроводник (CMOS) и очень крупномасштабной интеграции (VLSI), обещают преодолеть эти недостатки электронных биосенсоров.

Миниатюризация биосенсорных компонентов и схем обработки сигналов позволяет создавать компактные и интегрированные биосенсорные системы, демонстрирующие повышенную производительность и сниженное энергопотребление. [104]. Для дальнейшего достижения миниатюризации системы биосенсорики , встроенная микрофлюидика упрощает обработку и анализ образцов, тем самым оптимизируя всю процедуру и повышая повторяемость[103]. Следовательно, электронные биосенсоры являются мощным инструментом для мониторинга в режиме реального времени и обнаружения представляющих интерес биологических аналитов. Однако проблемы, связанные с интеграцией, стоимостью, доступностью и технологическими ограничениями, препятствуют их широкому внедрению потребителями. Хотя коммерческие биосенсоры обладают многими преимуществами, им также присущи недостатки, и для преодоления этих проблем требуется время. Таким образом, требуются большие усилия по продвижению электронных компонентов, совместимых с технологией CMOS, что в дальнейшем позволит разрабатывать платформы для биосенсорики следующего поколения с улучшенной производительностью, портативностью, ценовой доступностью, селективностью и чувствительностью.

7. Заключение и перспективы.

Этот всеобъемлющий обзор посвящен сложному ландшафту технологии биосенсорики, подчеркивая ее ключевую роль в устойчивом развитии различных секторов. В ней разъясняются основополагающие принципы биосенсорики, подчеркиваются симбиотические отношения между электронными устройствами и преобразователями. Исследуя различные области применения, охватывающие здравоохранение, мониторинг окружающей среды и промышленные процессы, в нем подчеркивается глубокое влияние биосенсоров на достижение Целей Организации Объединенных Наций в области устойчивого развития. Более того, интеграция биосенсоров с технологией CMOS и IoT представляет собой а

многообещающий способ повышения эффективности, масштабируемости и доступности в реальном мире. Несмотря на проблемы интеграции, стоимости и доступности, текущие инновации в области электронного биосенсорирования предлагают путь к преодолению этих препятствий. Используя достижения в области FET архитектур, совместимых с технологией CMOS, будущее обещает более компактные, портативные и удобные в использовании биосенсорные устройства, способные удовлетворять важнейшие потребности общества. Одним из важных факторов для достижения совместимой с архитектурой FET CMOS-технологии для сенсорных приложений является использование датчика без меток, которому обычно не хватает селективности и специфичности. Однако внедрение полимеров с молекулярным отпечатком (MIPs) может эффективно решить эти проблемы. MIPs обеспечивают надежное решение, имитируя сайты связывания конкретных молекул-мишеней, тем самым повышая селективность и специфичность сенсора. Кроме того, использование MIPs снижает потребность в иммобилизации биорецепторов на устройстве, облегчая бесшовную интеграцию с технологией CMOS. Такой подход не только упрощает производственный процесс, но и гарантирует, что датчик сохраняет свою селективность, чувствительность и общие сенсорные свойства, что делает его очень подходящим для различных практических применений в области биосенсорики. Кроме того, MIPs обеспечивают стабильность и возможность повторного использования, которые имеют решающее значение для разработки экономически эффективных и надежных систем зондирования. Ульта- ливость, этот обзор подчеркивает преобразовательный потенциал элек- тронных биосенсоров в продвижении устойчивого развития и воспитания путь к более взаимосвязанной и благополучное будущее.

Заявление о вкладе в создание авторства

Харшита Рай: Написание - оригинальный проект, визуализация, исследование, Концептуализация. **Кшитидж Р.Б. Сингх:** Написание - обзор и редактирование, валидация, надзор, администрирование проекта, концептуализация. **Арунадеви Натараджан:** Написание - первоначальный проект, расследование. **Шьям С. Пандей:** Написание - обзор и редактирование, валидация, надзор, администрирование проекта, концептуализация.

Заявление о конкурирующих интересах.

Авторы заявляют, что у них нет известных конкурирующих финансовых интересов или личных отношений, которые могли бы повлиять на работу, представленную в этой статье.

Благодарность

A.H. желает выразить признательность UGC, гранту Колледжа передового опыта (CE Grant) и DST-FIST за частичную финансовую поддержку и инструментальное оснащение, предоставленные на протяжении всей работы. **HR, K.R.B.S. и S. S.R** хотели бы поблагодарить Министерство образования, культуры, спорта и науки (MEXT) Японии.

Финансирование

Эта работа не получила какого-либо конкретного гранта от финансирующих агентств в государственном, коммерческом или некоммерческом секторах.

Доступность данных

Данные будут предоставлены по запросу.

Доступность данных

Данные, описанные в статье, не использовались.

Список литературы

[1] E.O. Poiat, M.M. Cetin, A.F. Tabak, E. Bilget Güven, B.O. Uysal, T. Arsan,

A. Каббан, Х. Хамед, С.Б. Гюль, Технологии преобразователей для биосенсоров и их носимых приложений, Biosensorg (Базель) 12 (2022) 385, <https://doi.org/10.3390/bios12060385>.

- [2] М. Джаваид, А. Халим, С. Раб, Р.Пратап Сингх, Р. Суман, Сенсоры для повседневной жизни: А обзор, *Sensors International* 2 (2021) 100121, <https://doi.org/10.1016/j.sintl.2021.100121>.
- [3] биосенсор, в: Сборник химической терминологии ИЮПАК, Международный Союз теоретической и прикладной химии (IUPAC), Исследовательский парк Triangle Park, Северная Каролина, 2014. <https://doi.org/10.1351/goldbook.B00663>.
- [4] Варнакави. Нареш, Н. Ли, Обзор биосенсоров и последних разработок
- Биосенсоры с поддержкой наноструктурированных материалов, сенсоры 21 (2021) 1109, <https://doi.org/10.3390/s21041109>.
- [5] К.Р. Сингх, Р.П. Сингх, Полезность нанобиосенсоров в анализе окружающей среды и Мониторинг, в: 2021: стр. 229-246. https://doi.org/10.1007/978-3-030-63245-8_11.
- [6] Д. Бхатия, С. Пол, Т. Ачарджи, С.С. Рамачайри, Биосенсоры и их широкое распространение воздействие на здоровье человека, *Sensors International* 5 (2024) 100257, <https://doi.org/10.1016/j.sintl.2023.100257>.
- [7] Д. Верма, К.Р. Сингх, А.К. Ядав, В. Наяк, Дж. Сингх, П.Р. Соланки, Р.П. Сингх, Интернет вещей (IoT) в наноинтегрированных носимых биосенсорных устройствах для приложений здравоохранения, *Biosens Bioelectron* X 11 (2022) 100153, <https://doi.org/10.1016/j.biosx.2022.100153>.
- [8] К.Р. Сингх, В. Наяк, Дж. Сингх, Р.П. Сингх, Носимые датчики с поддержкой нанотехнологий для Интернет вещей (IoT), *Матер-письмо* 304 (2021) 130614, <https://doi.org/10.1016/j.matlet.2021.130614>.
- [9] К.Р.Б. Сингх, С. Рати, Г. Нагпуре, Дж. Сингх, Р.П. Сингх, Умные и развивающиеся биосенсор на основе наноматериалов для обнаружения SARS-CoV-2, *Матер-письмо* 307 (2022) 131092, <https://doi.org/10.1016/j.matlet.2021.131092>.
- [10] О. Парлак, А.П.Ф. Тернер, Переключаемая биоэлектроника, *Биоэлектрон* Biosens 76 (2016) 251-265, <https://doi.org/10.1016/j.bios.2015.06.023>.
- [11] Г. Гопал, М. Кумават, Т. Варма, Недавние достижения в области биосенсоров на основе TFTET Техника адресации и результаты: обзор, в: 2024: стр. 119-145. https://doi.org/10.1007/978-981-97-3048-3_7.
- [12] М.А. Ислам, П.К. Датта, Х. Майлер, структуры СБИС для секвенирования ДНК-Обзор, *Биоинженерия* 7 (2020) 49, <https://doi.org/10.3390/bioengineering7020049>.
- [13] Р.Р. Сингх, А. Маникам, С. Аязан, А. Хассиби, Д. Шахрджерди, с поддержкой СБИС Массивы для секвенирования ДНК, 2011 IEEE 54th International Midwest Symposium on Схемы и системы (MWSCAS), IEEE, 2011, стр. 1-4, <https://doi.org/10.1109/MWSCAS.2011.6026444>. [14]
- З. Чжан, Дж. Ху, С. Линь, Дж. Ву, Ф. Ся, Х. Лу, биосенсоры на полевых транзисторах для мониторинг здравоохранения, *междисциплинарная медицина* 2 (2024), <https://doi.org/10.1002/INMD.20240032>.
- [15] Р.Р. Шаллер, закон Мура: прошлое, настоящее и будущее, *IEEE Spectr* 34 (1997) 52-59, <https://doi.org/10.1109/6.591665>.
- [16] К. Чжан, Ю. Чжан, Ю. Лю, Х. Инь, Транзисторы новой структуры для передовых КМОП-микросхем технологических узлов, *Natl Sci Rev* 11 (2024), <https://doi.org/10.1093/nsr/nwaa008>.
- [17] К.-В. Хуан, К. Линь, М.К. Нгуен, А. Хуссейн, Х.-Т. Буй, Х.Х. Нго, Обзор биосенсор для мониторинга окружающей среды: принцип, применение и соответствующее достижение целей устойчивого развития, *Биоинженерия* 14 (2023) 58-80, <https://doi.org/10.1080/21655979.2022.2095089>.
- [18] В. Чаудхари, П. Гаур, С. Рустаги, Датчики, общество и устойчивое развитие, *Экологически чистые материалы и технологии* 40 (2024) e00952, <https://doi.org/10.1016/j.susmat.2024.e00952>.
- [19] Б.И. Оладипо, Обзор гибкого сбора энергии для биоинженерии в соответствии ЦУР, *материаловедение и инженерия: R: Отчеты* 157 (2024) 100763, <https://doi.org/10.1016/j.mser.2023.100763>.
- [20] Х. Ю, Х. Чжан, З. Лю, Л. Фэн, Ю. Су, Дж. Ли, У. Тан, Ф. Янь, Последние достижения в Биосенсоры на полевых транзисторах для обнаружения SARS-CoV-2 без меток, *Small Science* 4 (2024), <https://doi.org/10.1002/smsc.202300058>. [21]
- Дж.Дж. Бельбруно, Полимеры с молекулярным отпечатком, *Chem Rev* 119 (2019) 94-119, <https://doi.org/10.1021/acs.chemrev.8b00171>.
- [22] Х.-Х. Цай, К.-Ф. Линь, Ю.-З. Хуан, И.-Л. Ван, Ю.-К. Линь, Р.-Л. Ван, Х.-Ю. Линь, Биосенсоры нескольких типов, изготовленные с использованием платформы CMOS BioMEMS, *Sens Actuators B Chem* 144 (2010) 407-412, <https://doi.org/10.1016/j.snb.2009.01.061>.
- [23] Г. Ринальди, К. Nekoelien, Ю. Etula, т. Laurila, развития смарт-молекулярно отпечатанные тонкие пленки тетраэдрического аморфного углерода для определения дофамина in vitro, *Журнал электроаналитической химии* 976 (2025) 118742, <https://doi.org/10.1016/j.jelechem.2024.118742>.
- [24] Р. Боку, Расширенный обзор, касающийся интеграции электрохимических Применение биосенсоров в современном IoT и носимых устройствах, *Biosensors* (Базель) 14 (2024) 214, <https://doi.org/10.3390/bios14050214>. [25]
- Л.К. Кларк, К. Лайонс, ЭЛЕКТРОДНЫЕ СИСТЕМЫ ДЛЯ НЕПРЕРЫВНОГО МОНИТОРИНГА В СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТАЯ ХИРУРГИЯ, *Доктор МЕДИЦИНСКИХ НАУК* 102 (1962) 29-45, <https://doi.org/10.1111/j.1749-6632.1962.tb13623.x>.
- [26] Э.-Х. Ю, С.-Ю. Ли, Биосенсоры глюкозы: обзор использования в клинической практике, Датчики 10 (2010) 4558-4576, <https://doi.org/10.3390/s100504558>.
- [27] Р.П. Сингх, Перспективы нанобиоматериалов для биосенсорики, *Международный журнал Электрохимия* 2011 (2011) 1-30, <https://doi.org/10.4061/2011/125487>.
- [28] Д.Р. Тевено, К. Т. отх, Р.А. Дерст, Г.С. Уилсон, Электрохимические биосенсоры: Рекомендуемые определения и классификация, *Чистая и прикладная химия* 71 (1999) 2333-2348, <https://doi.org/10.1351/pac199971122333>.
- [29] Кэти Брайт, Иоана Войкулеску, Анита Николаева Пенъкова, Александрина Унтаройу, А Обзор биосенсоров и их применения, *Открытый инженерный журнал ASME* 2 (2023), <https://doi.org/10.1115/1.4063500>.
- [30] Паван Кумар Маурья, Санджай Сингх, нанотехнологии в современных животных Биотехнология, Elsevier, 2019, <https://doi.org/10.1016/C2018-0-00381-3>.
- [31] Энтони К. Хакни, Физические упражнения, спорт и биоаналитическая химия, Elsevier, 2016, <https://doi.org/10.1016/C2015-0-04558-0>.
- [32] М.Б. Кулкарни, Н.Х. Аячит, Т.М. Аминабхави, Биосенсоры и микрофлюидные Биосенсоры: от изготовления до применения, *Biosensors* (Basel) 12 (2022) 543, <https://doi.org/10.3390/bios12070543>.
- [33] А.П.Ф. Тернер, Биосенсоры: чувство и чувствительность, *Chem Soc Rev* 42 (2013) 3184, <https://doi.org/10.1039/c3cs35528d>.
- [34] Р. Абдель-Карим, Ю. Реда, А. Абдель-Фаттах, Обзор-Наноструктурированные материалы-Наносенсоры на основе J Electrochem Soc 167 (2020) 037554, <https://doi.org/10.1149/1945-7111/ab67aa>. [35] М. Пумера, Наноматериалы на основе графена для накопления энергии, *Энергетическая среда. Наука*. 4 (2011) 668-674, <https://doi.org/10.1039/C0EE00295J>.
- [36] А.К. Йетисен, Дж.Л. Мартинес-Уртадо, Б. Янал, А. Хадемхоссейни, Х. Батт, Носимые устройства в медицине, передовые материалы, 30 (2018), <https://doi.org/10.1002/adma.201706910>. [37] Х.-Л. Цао, С.-К. Цай, Последние достижения в области электронных оболочек: материальный прогресс и приложения, *Front Bioeng Биотехнология* 10 (2022), <https://doi.org/10.3389/fbioe.2022.1083579>. [38]
- С. Чакрабартти, Э.К. Алоциля, Ю. Лю, Интегрированный подход Нано-Био-СБИС для Проектирования безошибочных биосенсоров. Нано-биосенсорика, Спрингер Нью-Йорк, Нью Йорк, Нью-Йорк, 2011, стр. 217-240., https://doi.org/10.1007/978-1-4419-6169-3_9. [39]
- М.Дж. Шонинг, А. Погосян, Последние достижения в биологически чувствительной области-эффекторные транзисторы (BIOFET), *аналитик* 127 (2002) 1137-1151, <https://doi.org/10.1039/B204444G>.
- [40] М.Б. Кулкарни, Н.Х. Аячит, Т.М. Аминабхави, последние достижения в области Нанобиосенсоры: текущие тенденции, проблемы, области применения и будущее, *Биосенсоры* (Базель) 12 (2022) 892, <https://doi.org/10.3390/bios12100892>.
- [41] К.-М. Лей, П.-И. Мак, М.-К. Лоу, Р.П. Мартинс, КМОП-биосенсоры для in vitro механизмы и приложения диагностических преобразователей, *Лабораторный чип* 16 (2016) 3664-3681, <https://doi.org/10.1039/C6LC01002D>. [42] Х. Ма, Р. Пэн, У. Мао, Ю. Линь, Х. Ю, последние достижения в области, чувствительной к ионам-эффектные транзисторы для применения в биосенсорных системах, *Достижения электрохимической науки* 3 (2023), <https://doi.org/10.1002/elisa.202100163>. [43]
- М. Шридар, Д. Сюй, Ю. Кан, А.Б. Хмело, Л.К. Фельдман, Д. Ли, Д. Ли, Экспериментальный характеристика полевого транзистора на основе металл-оксид-полупроводник счетчика Култера, *J Appl Phys* 103 (2008), <https://doi.org/10.1063/1.2931026>.
- [44] А. Чжан, К.М. Либер, Нано-биоэлектроника, *Chem Rev* 116 (2016) 215-257, <https://doi.org/10.1021/acs.chemrev.5b00608>.
- [45] К. Ван, Д. Гун, П. Фэн, Ю. Чэн, Х. Чэн, Ю. Цзян, Д. Чжан, Дж. Цай, Ультразвуковые чувствительные гибкие датчики давления с широким диапазоном измерения На основе пленки из углеродных нанотрубок/квадратной усеченной структуры, вызванной напряжением, *ACS Appl Mater Интерфейсы* 15 (2023) 8546-8554, <https://doi.org/10.1021/acsami.2c22727>.
- [46] П. Давиди, А. Кранти, Применимость отношения электропроводности к току ($\frac{g}{\mathbf{m}}/\mathbf{I}_{\mathbf{ds}}$) как измерительный показатель для туннельных полевых транзисторов биосенсоры, *IEEE Sens J* 17 (2017) 1030-1036, <https://doi.org/10.1109/JSEN.2016.2640192>. [47] Д. Садибьян, М. Хасанзаде, Э. Гафар-Заде, биосенсорика на основе полевых исследований-эффекторные транзисторы (FET): последние достижения и проблемы, профессиональные тенденции в аналитической химии 133 (2020) 116067, <https://doi.org/10.1016/j.профессиональный анализ.2020.116067>.
- [48] Д. Сингх, Б.С. Сенгар, П. Давиди, В. Гарг, Сравнительный анализ структуры ворот зависимый биосенсор на основе FET, *Mater Today Commun* 35 (2023) 106301, <https://doi.org/10.1016/j.mtcomm.2023.106301>.
- [49] Дж. Ли, Дж. Чан, Б. Чхве, Дж. Юн, Дж.-Я. Ким, Ю.-К. Чхве, Д. Мен Ким, Д. Хан Ким, С.-Дж. Чой, Высокочувствительный кремниевый нанопроволок/МОП-транзистор усилителя Гибридный биосенсор, *Sci Rep* 5 (2015) 12286, <https://doi.org/10.1038/srep12286>.
- [50] П. Бергвельд, Разработка ионочувствительного твердотельного устройства для Нейрофизиологические измерения, *IEEE Trans Biomed Eng BME*-17 (1970) 70-71, <https://doi.org/10.1109/TBME.1970.4502688>. [51] Дж.Х.Дж. Чжан, К. Хосино, Электрические преобразователи: электрохимические датчики и полупроводниковые молекулярных сенсоров. Молекулярные сенсоры и наноразмерные устройства, Elsevier, 2019, стр. 181-230, <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-814862-4.00004-1>. [52] Л. Буссе, Дж. Шотт, Дж.Д. Мейндл, Процесс комбинированного изготовления ионных датчиков схемы CMOS, *IEEE Electron Device Letters* 9 (1988) 44-46, <https://doi.org/10.1109/55.20408>. [53] Дж. Баузеллс, Дж. Каррабина, А. Эррахид, А. Мерлос, Полевой эффект, чувствительный к ионам транзисторы, изготовленные по коммерческой КМОП-технологии, *Sens Actuators B Chem* 57 (1999) 56-62, [https://doi.org/10.1016/S0925-4005\(99\)00135-5](https://doi.org/10.1016/S0925-4005(99)00135-5).
- [54] С. Ким, Т. Рим, К. Ким, У. Ли, Э. Пэк, Х. Ли, К.-К. Пэк, М. Мейяпан, М. Дж. Дин, Дж.-С. Ли, полевой транзистор на основе кремниевой нанопроволоки, чувствительный к ионам, со встроенным электродом Ag/AgCl: определение pH и шумовые характеристики, *аналитик* 136 (2011) 5012, <https://doi.org/10.1039/c1an15568g>. [55]
- Дж.К. Датта, Х.Р. Тхакур, Г. Кешвани, Высокоэффективный углерод с двойным затвором Полевой транзистор на основе нанотрубок, чувствительный к ионам, с диэлектриками с высоким ϵ верхним затвором и низким ϵ нижним затвором, *IEEE Sens J* 19 (2019) 5692-5699, <https://doi.org/10.1109/JSEN.2019.2904517>.
- [56] П. Георгиу, К. Тумазу, характеристики ISFET в CMOS и их применение к слабая работа инверсии, приводы *Sens B Chem* 143 (2009) 211-217, <https://doi.org/10.1016/j.snb.2009.09.018>.
- [57] О. Губанова, А. Полетаев, Н. Комарова, В. Грудцов, Д. Рязанцев, М. Шустинский, М. Шибалов, А. Кузнецов, Новая конструкция ISFET с расширенным затвором для применения в биосенсорных системах, совместимых со стандартной CMOS, *Mater Sci Semicond Процесс* 177 (2024) 108387, <https://doi.org/10.1016/j.mssp.2024.108387>.
- [58] Ци Чжан, Х.С. Маджумдар, М. Каисти, А. Прабху, А. Иваска, Р. Остербака, А. Рахман, К. Левон, Функционализация поверхности чувствительных к ионам плавающих вентилей

Полевые транзисторы с органической электроникой, IEEE Trans Electron Devices 62 (2015) 1291-1298, <https://doi.org/10.1109/TED.2015.2396996>. [89] М. Барбаро, А. Бонфиль, Л. Раффо, Полевой транзистор с модульной зарядки для обнаружения

биомолекулярные процессы: концепция, моделирование и имитация, IEEE Trans Электронные устройства 53 (2006) 158-166, <https://doi.org/10.1109/TED.2005.860659>.

[60] К. Чжан, М. Кависти, А. Прабху, Ю. Ю, Ю.-А. Сонг, М.Х. Рафаилович, А. Рахман, К. Левон, Функционализированные поливинилоном чувствительные к ионам полевые транзисторы с плавающим затвором для встроенного в чип мониторинга окислительно-восстановительных реакций, катализируемых пероксидазой, Electrochim Acta 261 (2018) 256-264, <https://doi.org/10.1016/j.electacta.2017.12.130>.

[61] А. Панахи, Д. Садибгани, С. Форуки, Э. Гаффар-Заде, Последние достижения

Технологии полевых транзисторов для инфекционных заболеваний, биосенсоры (Базель) 11 (2021) 103, <https://doi.org/10.3390/bios11040103>.

[62] С. Мейбург, Р. Стокманн, Дж. Мере, А. Оффенх

ауссер, С. Ингебрандт, Продвинутой КМОП-процесс для полевых транзисторов с плавающим затвором в биолитронике

приложения, Sens Actuators B Chem 128 (2007) 208-217, <https://doi.org/10.1016/j.snb.2007.06.003>.

[63] Дж. Ван дер шигель, И. Лаукс, П. Чан, Д. Бабич, Химически расширенный затвор. чувствительный полевой транзистор в качестве многоугольного микрозонда, датчики и исполнительные механизмы 4 (1983) 291-296, [https://doi.org/10.1016/0250-6874\(83\)9035-5](https://doi.org/10.1016/0250-6874(83)9035-5). [64] М.Дж. Шонинг, А. Пюгосин, Биологические федералы (полевые устройства): современное состояние.

и новые направления, электроника 18 (2006) 1893-1900, <https://doi.org/10.1002/elan.200603609>.

[65] К. Бартольд, Э. Искерко, П. Борович, К. Новорита, К. Никифоров, А. Ардашевч, П. С. Шарма, Х.-Я. Лин, В. Катнер, Полевой транзистор с расширенным затвором (EG-FET), преобразующий сигнал в сочетании с молекулярным импринтингом эпитопов для селективного хемосенсинга выбранных биомаркеров идиопатического легочного фиброза (IPF), Electrochim Acta 486 (2024) 144153, <https://doi.org/10.1016/j.electacta.2024.144153>.

[66] К.-Х. Лю, Х.-Я. Линь, Дж.Л. Томас, К.-Я. Чен, Ю.-Т. Чен, К.-Я. Чен, К.-Х. Янг,

М.-Х. Ли, Определение С-реактивного белка с использованием полевого транзистора с расширенным затвором с проводящим полимерным покрытием, легированным дисульфидом вольфрама и отпечатанным пептидом, Биосенсоры (Базель) 12 (2022) 31, <https://doi.org/10.3390/bios12010031>.

[67] Л.-Л. Чи, Дж.-К. Чоу, В.-Я. Чунг, Т.-П. Сун, С.-К. Сюн, Исследование расширенных

вентильный полевой транзистор с чувствительной мембраной из оксида олова, Mater Chem Phys 63 (2000) 19-23, [https://doi.org/10.1016/S0254-0584\(99\)00184-4](https://doi.org/10.1016/S0254-0584(99)00184-4).

[68] Т.-М. Пан, К.-Х. Янг, Дж.-Л. Хер, С.-Т. Панг, Структурные характеристики и восприятие возможности многослойной Ti/Ni чувствительной пленки для полевых транзисторов с расширенным затвором твердотельные датчики pH, J Alloys Compd 960 (2023) 170857, <https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2023.170857>.

[69] Н.К. Раджан, К. Брэуэр, Х. Дуан, М.А. Рид, Предел обнаружения эффекта поля

транзисторные биосенсоры: Эффекты модификации поверхности и зависимости от размера, Приложение Phys Lett 104 (2014), <https://doi.org/10.1063/1.4867025>.

[70] П.-Я. Куо, К.-Х. Чанг, В.-Х. Лай, Т.-Х. Ван, Анализ характеристик

Биосенсор EG-FET на микрофлюидной основе с встроенной чувствительной пленкой для обнаружения молочной кислоты , Датчики 22 (2022) 5905, <https://doi.org/10.3390/s22155905>.

[71] В. Лу, К.М. Либер, Нанолитроника снизу вверх, Nat Mater 6 (2007)

841-850, <https://doi.org/10.1038/nmat2028>.

[72] П.Дж. Берк, Эффективность нанолитроники переменного тока: на пути к баллистической ТТЧ-нанолитронике

транзистор, твердотельный электрон 48 (2004) 1981-1986, <https://doi.org/10.1016/j.sse.2004.05.044>.

[73] С. Хасан, С. Салахудиен, М. Вайдынатан, М.А. Алам, Высоочастотный

прогнозы характеристик баллистических транзисторов на углеродных нанотрубках, IEEE Trans Nanotechnol 5 (2006) 14-22, <https://doi.org/10.1109/TNANO.2005.858594>.

[74] М. Бургхард, Х. Клаук, К. Керн, Полевые транзисторы на углеродной основе для

Нанолитроника, передовые материалы 21 (2009) 2586-2600, <https://doi.org/10.1002/adma.200803582>. [75] М. Лебенфельд, Г. Бланше, Дж.А. Роджерс, Высокоэффективные контакты из пластика.

Транзисторы и логические элементы, использующие печатные электроды DNNA-PANI, легированные одностенными углеродными нанотрубками, Advanced Materials 15 (2003) 1188-1191, <https://doi.org/10.1002/adma.200304841>. [76]

А. Стар, Т. Хан, В. Джоши, Дж.Р. Стеттер, Зондирование углеродом, покрытым нафтоном

Полевые транзисторы из нанотрубок, электроника 16 (2004) 108-112, <https://doi.org/10.1002/elan.200302925>. [77]

Н. Синха, Дж. Ма, Дж.Т.В. Йеоу, Сенсоры на основе углеродных нанотрубок, J Nanosci Nanotechnol 6 (2006) 573-590, <https://doi.org/10.1166/jnn.2006.121>.

[78] М.А. Замзам, Г. Раббан, А. Ахмад, А.А. Басалах, В.Х. Ас-Саббан, С. Нейт

Ан, Х. Чоудри, Биосенсор на основе полевого транзистора из углеродных нанотрубок (CNT-FET) для быстрого обнаружения поверхностного шиповидного белка S1 SARS-CoV-2 (COVID-19), Биолитроника 143 (2022) 107882, <https://doi.org/10.1016/j.bios.2021.107982>. [79]

Биолитроника.2021.107982. [79]

Дж. Ли, Д. Ву, Ю. Ю, Т. Ли, К. Ли, М.-М. Сюн, Ю. Ли, З.-Я. Чжан, Г.-Дж. Чжан, Рапид

и неискаженная идентификация COVID-19 с помощью модифицированного морфолином графена полевой транзисторный наносенсор, Biosens Bioelectron 183 (2021) 113206, <https://doi.org/10.1016/j.bios.2021.113206>.

[80] Б.Я. Ли, С.М. Сео, Д.Дж. Ли, М. Ли, Дж. Ли, Дж.-Х. Чхон, Э. Чо, Х. Ли, И.-

Ю. Чанг, Ю.Дж. Парк, С. Ким, С. Хонг, Биосенсорная система на кристалле, включающая схемы обработки сигналов на основе КМОП и 64 датчика на основе углеродных нанотрубок для обнаружения нейротрансмиттера, Лабораторный чип 10 (2010) 894, <https://doi.org/10.1039/b916975j>. [81] А. Дудина,

У. Фрей, А. Хирлеманн, Монолитная КМОП-матрица на основе углеродных нанотрубок

Платформа для электрохимического обнаружения глутамата нейротрансмиттера, Датчики 19 (2019) 3080, <https://doi.org/10.3390/s19143080>.

[82] Н.Н. Редди, Д.К. Панда, Всеобъемлющий обзор туннельных полевых приводов

Биосенсоры на основе транзисторов (TFET): последние достижения и перспективы в области

Структура и чувствительность устройства, кремний 13 (2021) 3085-3100, <https://doi.org/10.1007/s12633-020-00657-1>. [83] С. Вирагаван, Дж.Дж. Фоссум, Короткоканальные эффекты в МОП-транзисторах SOI, IEEE

Трансэлектронные устройства 36 (1989) 522-528, <https://doi.org/10.1109/16.119963>.

[84] Р. Линдси, Б. Павлак, Дж. Киттл, К. Хенсон, К. Торреджани, С. Джангранди,

Р. Сурдину, У. Вандерверст, А. Маю, Дж. Росс, С. Маккой, Дж. Гелли, К. Эллиотт, Х. Пейджс, А. Сатта, А. Лауерс, П. Столк, К. Маэкс, Сравнение импульсного, SPER и лазерного отклика для 45-нм КМОП, MRS Proceedings 765 (2003), <https://doi.org/10.1557/PROC-765-D7.4>, D7.4. [85] Р. Гхош, А. Кармакар, П. Саха, Исследование гетероструктуры, спроектированной затвором

туннельный полевой транзистор как биосенсор без меток: компактное исследование, прикладная физика A 129 (2023) 94, <https://doi.org/10.1007/s00339-023-06393-8>.

[86] А.Р. Триведи, С. Датта, С. Мухомолдиль, Применение кремний-Германий

Туннель источника-полевой транзистор для включения сотовой нейронной сети сверхнизкой мощности на основе ассоциативной памяти, IEEE Trans Electron Devices 61 (2014) 3707-3715, <https://doi.org/10.1109/TED.2014.2357777>. [87] В. Сарипалли,

С. Датта, В. Нараянан, Дж.П. Кулкарни, Сверхнизкий уровень вариационности.-

проектирование туннельных полевых транзисторов с силовым гетеропереходом SRAM, 2011 IEEE / ACM International Симпозиум по наноразмерным архитектурам, IEEE, 2011, стр. 45- 52, <https://doi.org/10.1109/NAHOAPX.2011.5941482>. [88]

Н.Н. Редди, Д.К. Панда, Биосенсор на основе TFET на основе нанопроволоки по всему периметру

рассмотрение амбиполярного переноса, Прикладная физика A 127 (2021) 682, <https://doi.org/10.1007/s00339-021-04840-y>. [89] А. Гао,

Н. Лу, Ю. Ван, Т. Ли, Надежный сверхчувствительный туннельно-полевой биосенсор для

диагностика на месте оказания медицинской помощи, Sci Rep 6 (2016) 22554, <https://doi.org/10.1038/srep22554>. [90]

С. Ахмад, Н. Алам, Мохд. Хасан, надежная ячейка TFET SRAM для сверхнизкого энергопотребления

Приложения Интернета вещей, AEU - Международный журнал электроники и коммуникаций 89 (2018) 70-76, <https://doi.org/10.1016/j.aeu.2018.03.029>.

Р. Гошаджри, К. Бисвас, А. Саркар, Обзор подходов к машинному обучению

для прогнозирования влияния параметров устройства на производительность наноразмерных МОП-транзисторов. 2021 Устройства для интегральных схем (DevIC), IEEE, 2021, стр. 489-493, <https://doi.org/10.1109/DevIC50843.2021.9455840>. [92]

Т. Карасу, Э. Озгюр, Л. Узун, MIP-on-a-chip: Искусственные рецепторы на микрофлюидных

платформы для биомедицинских приложений, J Pharm Biomed Anal 226 (2023) 115257, <https://doi.org/10.1016/j.jpba.2023.115257>.

[93] П. Лули

нак, Устройства для доставки лекарств на основе полимеров с молекулярным отпечатком: путь к

применение в современной фармакологии. Обзор, Материаловедение и инженерия: С 76 (2017) 1344-1363, <https://doi.org/10.1016/j.msek.2017.02.138>.

[94] Дж. Эшли, М.-А. Шахбаз, К. Кант, В.А. Чдамбара, А. Вольф, Д.Д. Банг, Ю. Сун,

Полимеры с молекулярным отпечатком для прободотготовки и биосенсоризации пищевых продуктов анализ: прогресс и перспективы, Biosens Bioelectron 91 (2017) 606-615, <https://doi.org/10.1016/j.bios.2017.01.018>. [95]

М. Феррер, Д. Барселло, Сенсор, биосенсоры и датчики на основе MIP Пищевые токсианты.

Анализ, Elsevier, 2007, стр. 599-636, <https://doi.org/10.1016/B978-0-04452843-8/50017-1>.

[96] М.Т.А. Снафф, С. Чжан, А. Хак, К.Дж. Сн, Влияние самородного Al2O3 на эластичность

реакция наноразмерных пленок Алюминия, Acta Mater 50 (2002) 2779-2786, [https://doi.org/10.1016/S1359-6454\(02\)00089-7](https://doi.org/10.1016/S1359-6454(02)00089-7). [97]

Ю. Ли, Л. Ло, Ю. Конг, Ю. Ли, К. Ван, М. Ван, Ю. Ли, А. Дэвенпорт, Б. Ли, Недавние

достижения в области электрохимических сенсоров на основе полимеров с молекулярным отпечатком, Biosens Bioelectron 249 (2024) 116018, <https://doi.org/10.1016/j.bios.2024.116018>.

[98] В. Янг, Ю. Ма, Х. Сун, К. Хуан, Х. Шен, полимеры с молекулярным отпечатком

волоконно-оптические сенсоры на основе: обзор, TrAC Trends in Analytical Chemistry 152 (2022) 116608, <https://doi.org/10.1016/j.trac.2022.116608>.

[99] М. Байку, В. Бугуни, Н. Мозер, П. Георгиу, К. Бакал, Биосовместимость

характеристика лабораторных электрохимических датчиков на кристалле на основе КМОП

для применения в культуре раковых клеток in vitro , Biosens Bioelectron 262 (2024) 116513, <https://doi.org/10.1016/j.bios.2024.116513>.

[100] У. Гао, С. Эвансменджад, Х.Я.Й. Ньейн, С. Чалла, К. Чен, А. Пек, Х.М. Фахад,

Х. Ота, Х. Шираки, Д. Кирил, Д.-Х. Лиан, Г.А. Брукс, Р.В. Дэвис, А. Джави, Полностью интегрированные носимые сенсорные матрицы для мультиплексного анализа потоочделения in situ, Nature 529 (2016) 509-514, <https://doi.org/10.1038/nature16521>. [101] Ю. Цуй, К. Вэй, Х. Парк, К.М. Либер, Нанопроволочные наносенсоры для высокочувствительных

и селективного обнаружения биологических и химических видов, Наука 293 (2001)

(1979) 1289-1292, <https://doi.org/10.1126/science.1062711>.

[102] Е. Аль-Алими, Д. Шехада, К.Ю. Ен, М.Дж. Земерли, Дж. Ху, New secure healthcare

система, использующая облако вещей, кластерный расчет 20 (2017) 2211-2229, <https://doi.org/10.1007/s10586-017-0872-x>.

[103] З. Лю, Дж. Ван, П. Чжан, Ю. Чжан, Ю. Мю, С. Гао, Ю. Дан, Л. Ган, Недавние

достижения в области электронных биосенсоров с микрожидкостным чипом для мультиплексированного обнаружения, Biosens Bioelectron 121 (2018) 272-280, <https://doi.org/10.1016/j.bios.2018.08.061>.

[104] С.К. Ари, К.К. Вонг, Ю.Дж. Чон, Т. Бансал, М.К. Пав, успехи в

Интегрированные матрицы биосенсоров на основе комплементарных металлов, оксидов и полупроводников, Chem Rev 115 (2015) 5116-5158, <https://doi.org/10.1021/cr500554n>.

[105] М.Б. Кулкарни, Н.Х. Алчит, Т.М. Аминабахи, Биосенсоры и микрофлюидные

Биосенсоры: от изготовления до применения, Biosens Bioelectron 122 (2022) 543, <https://doi.org/10.3390/bios12070543>.

[106] К. Мнцубанс, К. Тома, К. Итани, Т. Аракава, Газофазные биосенсоры: обзор,

Приводы Sens B Chem 367 (2022) 132053, <https://doi.org/10.1016/j.snb.2022.132053>.

[107] A.B. Мартинес, С.Т. Филлипс, Г.М. Уйтсайде, Э. Каррильо, Диагностика Развивающийся мир: Аналитические устройства на микрофлюидной бумажной основе, Anal Chem 82 (2010) 3-10, <https://doi.org/10.1021/ac9013989>. [108] Д. Бруен, К. Делани, Л. Флореа, Д. Даймонд, определение уровня глюкозы при диабете Мониторинг: последние разработки, датчики 17 (2017) 1866, <https://doi.org/10.3390/s17081866>. [109] Дж. Гомола, Датчики поверхностного плазмонного резонанса для обнаружения химических и Биологические виды, Chem Rev. 108 (2008) 462-493, <https://doi.org/10.1021 / cr068107d>. [110] К.Дж. Мерфи, А.М. Гоул, С. Э. Хуньяди, Дж.У. Стоун, П.Н. Сиско, А. Алкилани, Б. Э. Кинар, П. Ханкинс, Химическое зондирование и визуализация с помощью металлических наностержней, Химия. Commun. (2008) 544-557, <https://doi.org/10.1039/B711069C>.



Мисс. Харшита Рай: Мисс. Рай имеет степень магистра в области инженерии, полученную в Технологическом институте Кюсю, Япония. Во время получения степени магистра она работала в лаборатории профессора Шьяма С. Панди в Высшей школе наук о жизни и системной инженерии. Она получила степень бакалавра технологии в области электроники и коммуникационной инженерии в Университете Манипал в Джайпуре, Индия. Ее научные интересы включают транзисторы, органические полевые транзисторы, тонкие пленки и электронные устройства. На ее счету 7 рецензируемых публикаций и авторство 5 глав в книге. В настоящее время она работает над несколькими другими обзорами, исследовательскими статьями и главами книги, относящимися к области ее интересов.



Г-н Кшитидж Р.Б. Сингх: Г-н Сингх является аспирантом по биотехнологии Национального племенного университета имени Индиры Ганди, Амаркантак, Мадхья-Прадеш, Индия. В настоящее время он работает в лаборатории профессора Шьяма С. Пандея, выпускника Школы биологических наук и системной инженерии, Технологического института Кюсю, Фукуока, Япония. У него есть >На его счету 80 рецензируемых публикаций, он отредактировал 15 книг и является автором >70 глав книги опубликованы в изданиях с международной репутацией, а именно American Chemical Society, Royal Society of Chemistry, Elsevier, IOP Publishing, Springer Nature, Wiley и CRC Press. В настоящее время он также занимается

редактированием книг в международных издательствах, включая IOP Publishing, Elsevier, Wiley и Springer Nature. Его научные интересы включают биотехнологию, биохимию, нанотехнологии, нанобиотехнологию, биосенсоры и материаловедение.



Доктор Арунадеви Натараджан: Доктор Арунадеви закончила бакалавриат и магистратуру в Бхаратиарском университете в Коимбатуре и получила степень доктора философии.Степень доктора кристаллографии в Университете Анны, Ченнаи. В настоящее время она работает ассистентом профессора на кафедре химии женского колледжа PSGR Кришнаммал, Коим- баторе. Она опубликовала >60 публикаций, 16 глав в книге и 1 патент. Она успешно завершила различные проекты, спонсируемые UGC и собственным грантом. В настоящее время она работает в области выращивания кристаллов, применения оксидов металлов, науки о коррозии и герметизации пищевых продуктов.



Профессор Шьям С. Пандей: Он защитил докторскую диссертацию в Национальной физической лаборатории, Нью-Дели, Индия, в 1997 году в области синтеза, характеристики и применения органических сопряженных полимеров. Он приехал в Японию в качестве постдокторанта в 1998 году. С 1998 по 2001 год он работал в качестве пост- докторанта Технологического института Кюсю, спонсируемого Фукуокой IST, в области фотофункциональных материалов и устройств. С 2001 по 2003 год он был постдокторантом JSPS (Мягкие приводы и искусственные мышцы) и приглашенным исследователем Кластера знаний с 2003 по 2007 год (белковые биочипы). Он получил Национальную технологическую премию от Национальной научно-исследовательской корпорации правительства Индии в 2005 году

за разработку биосенсоров глюкозы, которые в настоящее время производятся и продаются. С 2009 по 2012 год он работал в Технологическом институте Кюсю в качестве доцента в области проектирования и разработки новых фотофункциональных материалов для их применения в области солнечных элементов следующего поколения. Будучи адъюнкт-профессором, он основал свою исследовательскую группу по устройствам из органических фотофункциональных материалов в том же институте в апреле 2012-марте 2022 года и работал в области исследований и разработки клеток следующего поколения, органических электронных устройств и датчиков биоизображения . В настоящее время он является профессором кафедры "Зеленой электроники" в аспирантуре Высшей школы наук о жизни и системной инженерии Технологического института Кюсю. Он опубликовал >300 статей в международных реферируемых журналах, >500 докладов на отечественных и международных конференциях и около 30 патентов в Индии, Японии, Европе и США. Его научные интересы связаны с чувствительными к красителям и органическими солнечными элементами, квантовыми химическими расчетами, органической электроникой и оптоэлектроникой, органическими проводящими полимерами , биосенсорами и белковыми биочипами.