

ОРГАНИЧЕСКИЕ СЕНСОРЫ: КОНСТРУКЦИИ, ТЕХНОЛОГИЯ, ПРИМЕНЕНИЕ

А. Сафонов, к.т.н.¹

УДК 621.38
БАК 05.27.06

Прогресс, достигнутый в органической электронике, повышает интерес к ней в тех областях, где ее преимущества проявляются в наибольшей мере. В частности, это легкие, недорогие, мобильные биоэлектронные устройства, прежде всего датчики и фотодетекторы. Сфера органической биоэлектроники и датчиков привлекает все большее внимание разработчиков электроники. На базе исследований химических, ионных, электронных и оптоэлектронных свойств органических материалов сформированы принципы их применения в датчиках, используемых в биомедицинских и измерительных устройствах. Из-за разнообразия материалов, конструкций и применений органической электроники различные ее сегменты находятся на разных этапах развития. Органические излучатели широко используются в устройствах отображения информации, прежде всего в экранах телевизоров и мобильных телефонов. В то же время датчики на органических материалах только начинают входить в повседневную жизнь.

Базовый элемент органической электроники, так же, как и твердотельной электроники, – транзистор, который можно использовать для управления, обработки электрического сигнала и для преобразования внешних воздействий различной природы в электрический сигнал, то есть в качестве датчика.

ОРГАНИЧЕСКИЕ ПОЛЕВЫЕ ТОНКОПЛЕНОЧНЫЕ ТРАНЗИСТОРЫ

Органические полевые тонкопленочные транзисторы (ОПТ или ОПТТ) были предметом пристального внимания научно-исследовательского сообщества в последние

десятилетия [1]. Благодаря их низкой стоимости и простоте изготовления ОПТ идеально подходят для применения в сенсорных приложениях, особенно в дешевых, одноразового использования или одноразовых устройствах, которые тем не менее дают достаточно информативные результаты. Например, массив устройств зондирования может быть напечатан в одном устройстве, чтобы реализовать лабораторию на чипе для определения концентрации определенных аналитов в образце. Кроме того, органические материалы более совместимы с высокоселективными биологическими элементами распознавания, такими как ферменты, которые могут служить основой для эффективных датчиков.

Органические сенсоры могут быть построены на основе ОПТ, пассивных органических датчиков или

¹ НИИФП, Зеленоград, asaf@niifp.ru.

их комбинации. Наибольшие успехи достигнуты в разработке датчиков четырех категорий: биосенсоры, датчики давления, температуры и индикаторы паровой фазы.

ОПТ – это трехполюсник, который, как и обычные транзисторы, обеспечивает возможность модуляции электрического тока, протекающего между двумя электродами (истока и стока) за счет модуляции напряжения (или тока) на третьем электроде (затворе). В ОПТ подложка представляет собой органический полупроводник (ОПП). Термином ОПТ (OFET) обозначается большая часть типов органических транзисторов. Однако в зависимости от механизма, используемого для модуляции тока, органические транзисторы, как правило, подразделяются на несколько категорий.

Органический полевой транзистор ОПТ. Работает так же, как обычные МДП-транзисторы, в которых электрическое поле прикладывается к каналу проводимости через диэлектрический слой, разделяющий электрод затвора и слой полупроводника (рис.1а). Это электрическое поле формирует в полупроводнике инверсионный слой и модулирует ток, протекающий между истоком и стоком транзистора. Различные типы ОПТ различаются комбинацией элементов конструкции и материалами, из которых выполняются электроды.

Органические электрохимические транзисторы (ОЭТ), (ОЕСТ). Принцип действия ОЭТ основан на реакции окисления или восстановления, в результате чего изменяются напряжение на затворе и величина тока стока. Устройства напоминают обычные трехвыводные электрохимические ячейки, в которых исток, сток и затвор играют роль рабочего, счетного электродов и электрода сравнения.

Органические полевые транзисторы с затвором в виде электролита (ОПТЭЗ), (EGOFET). В ОПТЭЗ слой электролита (в твердой или жидкой форме) используют для отделения электрода затвора от полупроводникового слоя (рис.1б). Движение ионов внутри слоя электролита приводит к накоплению заряда на электродах и протеканию электрохимических реакций. Одно из преимуществ ОПТЭЗ – их низкое рабочее напряжение; при этом они обладают низким быстродействием, которое определяется электрохимической активностью электролита [2].

Ионно-чувствительные ОПТ (ISOFET). Схожи с ОПТЭЗ в том, что имеют слой электролита, примыкающий к электроду затвора. Кроме того, их диэлектрический слой изолирует электролит от полупроводника [3].

Разновидностью ОПТЭЗ можно считать транзисторы, в которых вместо электролита используется гигроскопический диэлектрик. В гигроскопическом слое можно создать влажную среду для свободного перемещения ионов внутри него. Ионы могут взаимодействовать электрохимическим и/или электростатическим способом, модулируя ток стока путем изменения потенциала затвора.

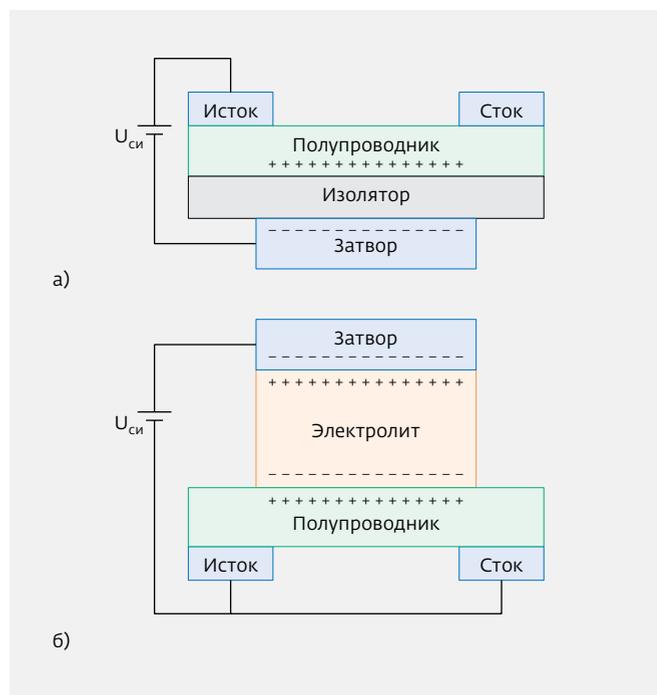


Рис.1. Основные типы ОПТ: ОПТ (а), ОПТЭЗ (б)

ОПТ хорошо подходят для использования прежде всего в качестве биодатчиков благодаря биосовместимости с биологическими элементами распознавания, такими как ферменты. Традиционные электронные материалы, кремний и металлы, требуют высоких температур обработки и имеют сплошную структуру, поэтому не вполне пригодны для удержания ферментов, которые денатурируют при высоких температурах и которым нужен непосредственный контакт с молекулами аналита. Кроме того, низкая стоимость изготовления органических электронных материалов повышает их привлекательность для одноразовых применений, где датчики можно использовать наиболее широко. К недостаткам органических полупроводников относится, например, сравнительно низкая подвижность носителей заряда, не позволяющая им конкурировать с твердотельными аналогами в приложениях, требующих высокой скорости переключения. Но этот недостаток менее важен для многих аналитических приложений, в которых требуются десятки или даже сотни секунд, чтобы получить результат реакции.

Если сравнить ОПТ и ОПТЭЗ, то наиболее широкими возможностями для аналитических приложений обладают транзисторы с электролитическим слоем. В ОПТЭЗ проводимость полупроводникового канала модулируется твердым или жидким электролитом, расположенным между полупроводником и затвором. ОПТЭЗ имеют значительно более высокую емкость затвор-полупроводник (в 1000 раз и более), чем другие типы

ОПТ, которые используют традиционные неорганические или органические, неэлектролитические диэлектрики, вследствие чего рабочее напряжение составляет десятки вольт. У ОПТЭЗ рабочее напряжение значительно меньше – несколько вольт или даже менее. Благодаря этим двум характеристикам (электролит, в качестве которого можно использовать воду, и низкое рабочее напряжение) ОПТЭЗ идеально подходят для следующего поколения биосенсоров, предназначенных для обнаружения и количественного определения биологических молекул внутри водной среды. Широ-

кие аналитические ресурсы ОПТЭЗ базируются на возможности изменения потенциала электрода затвора с помощью специфических молекул или функциональных групп, способных взаимодействовать с молекулами-мишенями внутри электролита. Наиболее распространенная архитектура транзистора – конфигурация с верхним затвором и нижней подложкой, на которой с нижней стороны находятся электроды стока и истока. Электрод затвора погружен в электролит, исток и сток, изолированные от электролита, обеспечивают электрический контакт с каналом (см. рис.16). В ОПТЭЗ на полу-

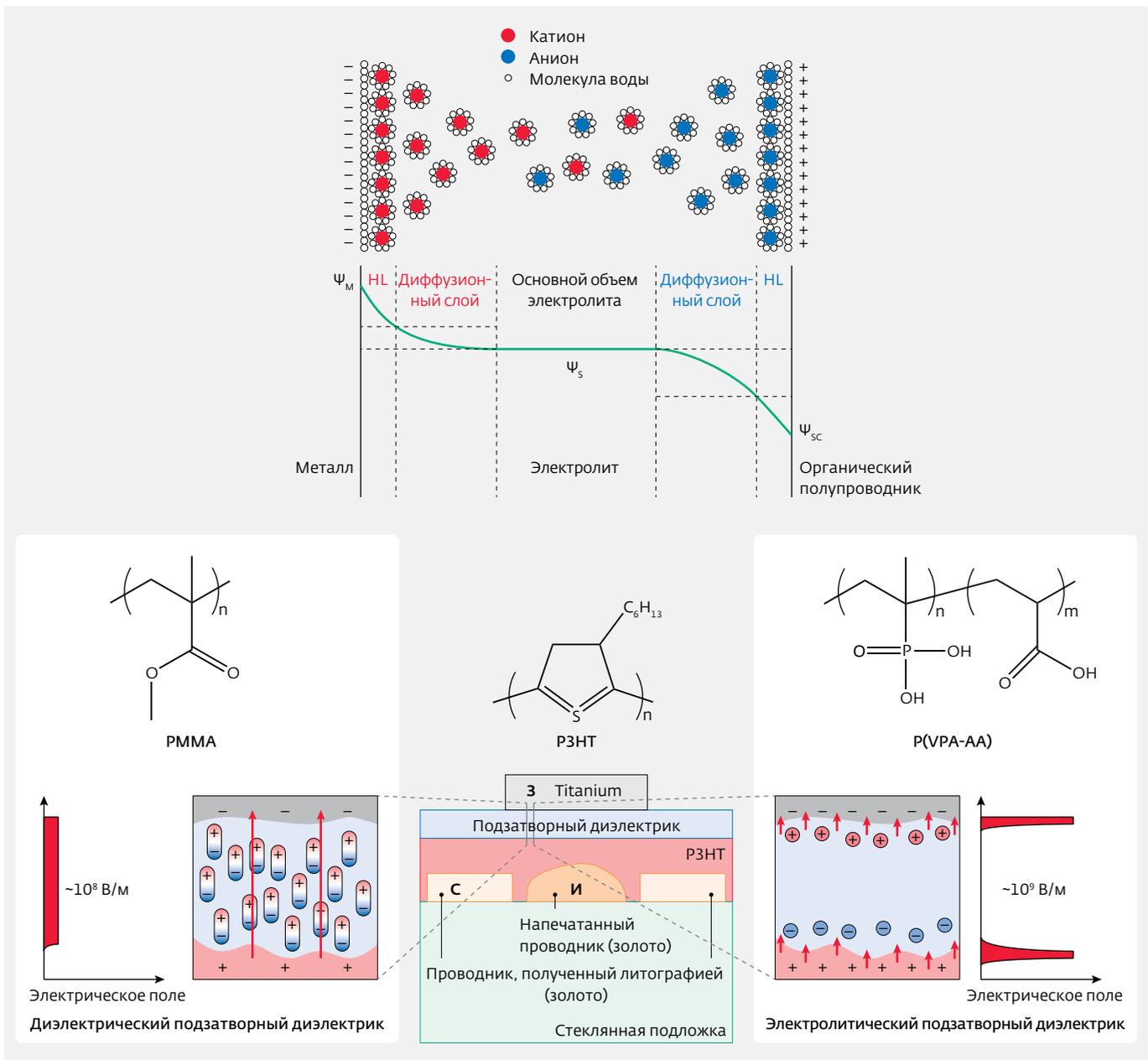


Рис.2. Распределение электрического поля в подзатворном диэлектрике ОПТ. Слева – неполярный изолятор, справа – изолятор-электролит

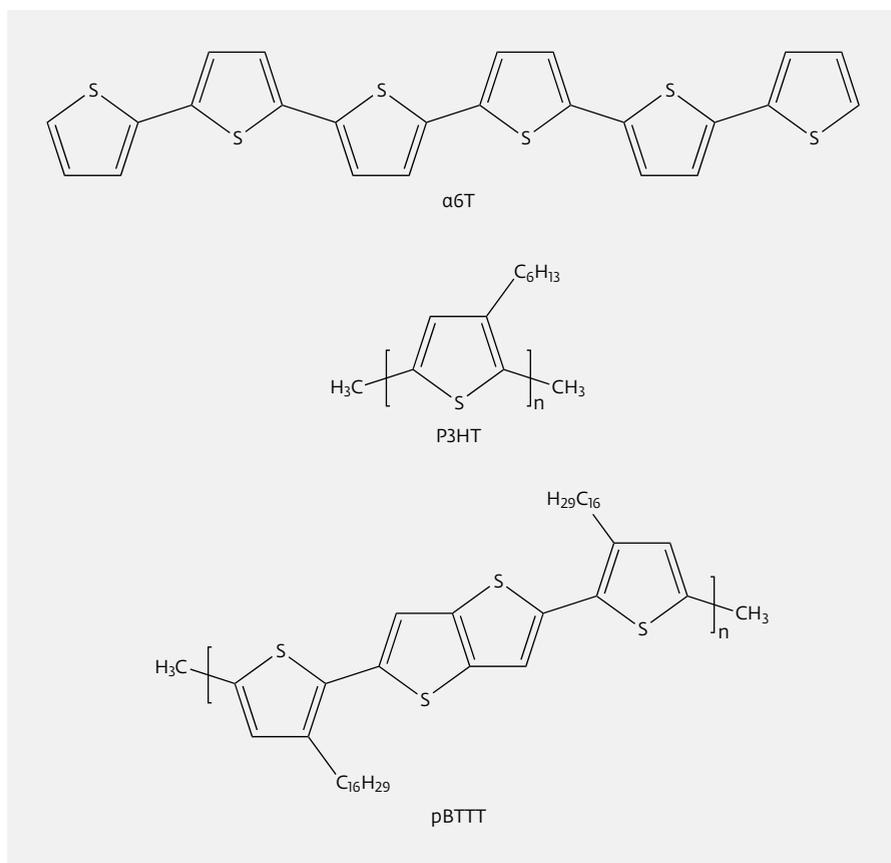


Рис.3. Основные материалы для современных ОПТ

проводнике р-типа при положительном напряжении на затворе анионы электролита накапливаются на границе раздела электролит/полупроводник, а катионы – на границе раздела электролит/затвор, что приводит к образованию двойного электрического слоя (ДЭС) на обеих границах. ДЭС состоит из слоя Гельмгольца (СГ) и диффузионного слоя (ДС).

СГ – это монослой ионов, в то время как в ДС концентрация ионов (катионов или анионов) выше, чем в объеме электролита. Другими словами, избыток ионов уменьшается вместе с расстоянием от границы раздела. Когда к затвору приложено отрицательное напряжение (рис.2), катионы накапливаются на границе затвор-электролит и анионы – на границе раздела электролит-полупроводник, что вызывает накопление дырок в верхнем слое полупроводника и повышает электропроводность канала транзистора. Значительный двойной слой может образоваться даже при очень низких рабочих потенциалах, но достаточных для получения локально высокого электрического поля на границе раздела электролит-полупроводник и, следовательно, большой плотности носителей заряда в канале транзистора. В качестве электролита могут использоваться полимеры [4], ионные жидкости [5] или ионные гели [6], водные жидкие элект-

ролиты. Предпочтительно применять в качестве электролита воду, которая является естественной средой для биологических рецепторов. В этом случае она действует как электролит и как среда переноса аналита. Отрицательным последствием применения воды является электрохимическое легирование (т.е. введение в органический полупроводник ионов из электролита), что уменьшает емкость, ослабляет полевой эффект и, следовательно, ухудшает проводимость канала.

Еще один вопрос, требующий решения, – сильный дрейф порогового напряжения, как правило, в несколько сотен милливольт, уменьшающий чувствительность транзистора как датчика. В ОПТЭЗ материал затвора также влияет на пороговое напряжение. Тем не менее большая часть характеристик транзистора определяется полупроводником и качеством контакта к истоку и стоку. Этот параметр в значительной мере зависит от способа осаждения полупроводника.

МАТЕРИАЛЫ ДЛЯ ОПТ

Основные требования к ОПТ для датчиков заключаются в следующем: они должны быть химически стабильными, не допускать изменения концентрации электролита, окисления электролита и других элементов транзистора, не проникать в ОПП.

Если на первых этапах исследований в качестве ОПП применялись соединения пентацена, то большая часть современных ОПТ изготавливаются из α-сиксифениофена (α-sexithiophene, α6T), политиофена P3HT (3-hexylthiophene) в качестве органического полупроводника (рис.3). P3HT – наиболее распространенный ОПП – используется на протяжении последнего десятилетия [7]. На основе P3HT были изготовлены ОПП с подвижностью дырок выше 0,1 см²/В·с и получено очень высокое (>10⁵) отношение токов стока в состоянии транзистора "открыт-закрыт".

Другой перспективный материал для подложек транзисторов – полибистиенотиофен рВТТТ (поли (2,5 бис (3-alkylthiophen-2-ил) тиено [3,2-b])). рВТТТ превосходит P3HT по характеристикам (подвижность дырок до 1,0 см²/В·с, меньшее электрохимическое легирова-

ние границы раздела и значительно выше стабильность в водной среде) [8].

МЕТОДЫ ИЗГОТОВЛЕНИЯ

Термическое напыление в вакууме. Применяется как для формирования подложек, так и для нанесения слоев ОПП. В условиях высокого вакуума органический полупроводник испаряется, а затем осаждается на холодной (подогретой) подложке, образуя функциональный слой, толщина которого зависит от времени и температуры осаждения.

Центрифугирование. Раствор, содержащий органический полупроводник, наносится на вращающуюся подложку и образует тонкую пленку. Толщина пленки регулируется скоростью вращения, вязкостью раствора и температурой нанесения. Затем проводится отжиг, необходимый для кристаллизации органических молекул и улучшения электропроводности пленки. По сравнению с термическим напылением при центрифугировании нет необходимости в нагревании наносимого материала, что позволяет избежать термической деструкции ОПП.

При осаждении РЗНТ путем центрифугирования наилучшим растворителем является хлороформ, который быстро испаряется и ограничивает кристаллизацию. Доказано, что кристаллизация приводит к образованию слоистой структуры, причем ориентация молекул в слоях может быть параллельной или нормальной к подложке. Подвижность дырок изменяется на два порядка величины в зависимости от ориентации, нормальная к подложке ориентация обеспечивает самую высокую подвижность.

Струйная печать и напыление через маску. Метод позволяет обойтись без литографии для получения готовых структур, обеспечивает лучший электрический контакт к выводам приборов. К недостаткам метода относятся расплывчатые границы элементов.

БИОСЕНСОРЫ

Благодаря уникальным характеристикам, доступности, мобильности, одноразовости и простоте конструкции биосенсоры перспективны как аналитические инструменты для здравоохранения, мониторинга пищевых токсинов и патогенных микроорганизмов, а также скрининга окружающей среды [3]. Создано большое количество биосенсоров, в основном для медицинских применений: анализы гемоглобина, глюкозы, кальция, мочевины и многих других критически важных показателей. Биосенсоры могут не только определять такие параметры, как влажность или pH, но и многочисленные типы небелковых соединений, например, тяжелые металлы или небольшие органические молекулы вредных веществ, в частности бисфенол А.

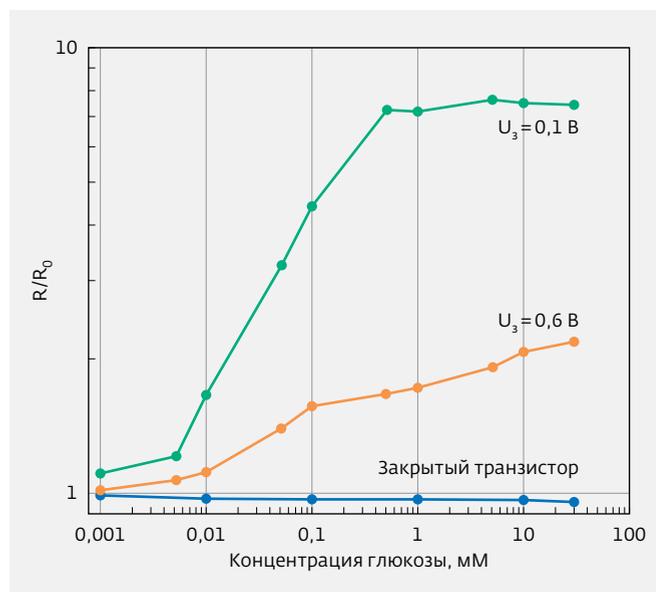


Рис.4. Нормализованное сопротивление канала ОПП для различных концентраций глюкозы

Однако до сих пор биодатчики не появились на рынке, возможно, из-за слишком высокой стоимости производства, по крайней мере, для большинства повседневных приложений. Но с приходом Интернета вещей, то есть технологий, связывающих разнородные объекты в единую систему, в частности, интегрирующих датчики для медицинских применений в системы непрерывного мониторинга жизненных показателей, рыночный потенциал биосенсоров можно реализовать. Пример зависимости тока в канале ОПП при определении концентрации глюкозы приведен на рис.4 [9].

В таблице представлены данные о распознавании ряда веществ датчиками на ОПТ различных типов [3].

ДАТЧИКИ ДАВЛЕНИЯ

Значительные успехи в развитии датчиков давления на основе ОПТ, причем как дискретных, так и объе-

Таблица. Данные о распознавании ряда веществ датчиками на ОПТ

Аналит	Определяемый элемент	Диапазон концентраций	
Глюкоза	Глюкозооксидаза	1 мкМ	1 мМ
Молочная кислота	Фталоцианин	10 мкМ	2 мМ
Мочевина	Уреаза	50 мкМ	10 мМ
Пенициллин	Пенициллиназа	10 мкМ	600 мкМ
Лактат	Лактоза оксидаза	10 мМ	100 мМ
Липосомы	PEDOT: PSS	10 мкг/мл	0,1 мг/мл
Биотин	Стрептавидин	10 нМ	1 мкМ
С-реактивный белок (CRP)	CRP-антитела	0,1 нг/мл	100 мкг/мл
Дофамин	Металлы	5 нМ	
Глиальный фибриллярный кислый белок (GFAP)	GFAP-антитела	20 пМ	20 нМ
Бычий альбумин (BSA)	BSA-антитела	1 мкМ	10 мкМ
BSA-антитела	BSA	10 нМ	2 мкМ
pH		pH 2	pH 10
ДНК		1 нМ	100 нМ

диненных в массивы, позволяют говорить о создании, например, "электронной кожи" на принципах обнаружения давления и силы (прилагаются статически или динамически). Элемент, воспринимающий давление в массиве датчиков для "электронной кожи", изготавливается из чувствительного к давлению каучука, содержащего углеродные частицы, и соединяется с выводом истока транзистора (рис.5) [10].

Электрическое сопротивление между верхней и нижней поверхностями углеродсодержащего каучукового материала является функцией механической деформации. Приложенное к нему давление изменяет сопротив-

ление в цепи сток-исток транзистора. Время отклика датчика давления составляет менее 22 мс.

Органические тонкопленочные транзисторы по своей природе чувствительны к приложенному давлению [11]. Зависимость от давления транзисторов с органическим полупроводником на основе пентацена была исследована с применением одноосного механического давления с помощью иглы. Пентацен лучше, чем P3HT, подходит для изготовления датчиков давления благодаря высокой степени кристалличности тонкой пленки, что делает его более чувствительным к деформации. Чувствительность к давлению в транзисторе, где в качестве подзатворного диэлектрика использован микроструктурированный полидиметилсилоксан (ПДМС), составляет $8,4 \text{ кПа}^{-1}$, время отклика – менее 10 мс, стабильность – высокая (более 15 тыс. циклов) при потребляемой мощности менее 1 мВт [12].

Датчики давления на органических тонкопленочных транзисторах, которые сами по себе являются усилительными элементами, имеют повышенную чувствительность. При этом широко представлены более простые по конструкции датчики давления, использующие тензорезистивные и пьезорезистивные свойства органических полимеров. Такой датчик представляет собой слоистую структуру, в которой полимер расположен между двумя электродами [13]. Датчики такого типа достаточно просто объединить в матричные структуры с большим числом элементов.



Рис.5. Датчик давления. Комбинация ОПТ и тензорезистора

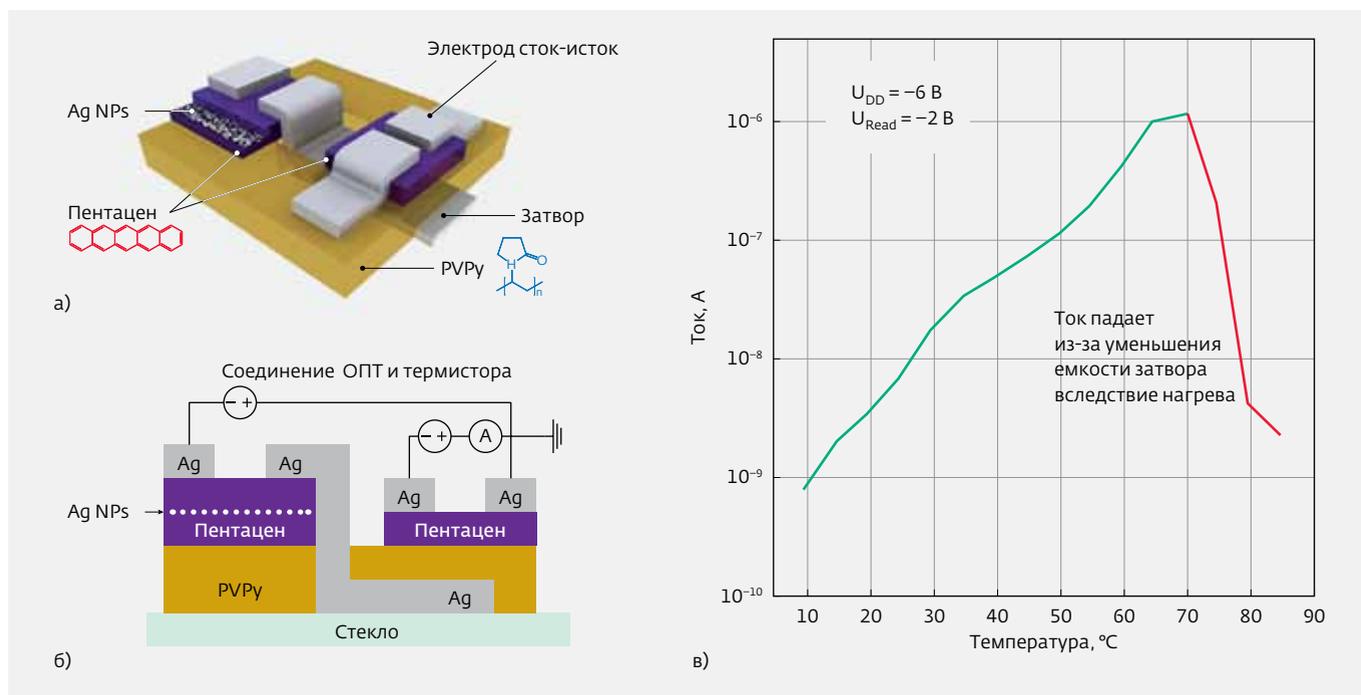


Рис.6. Температурный датчик: конструкция (а), схема включения и разрез структуры (б), температурная зависимость тока датчика (в)

ДАТЧИКИ ГАЗОВЫХ СМЕСЕЙ

В 1982 году была предложена концепция искусственного носа, который служит датчиком газа для распознавания запахов [14]. В дальнейшем термин e-nose ("электронный нос") был использован для описания чувствительного устройства, напоминающего нос млекопитающих для обнаружения различных газов. "Электронный нос" в качестве датчика должен в идеале удовлетворять следующим критериям: высокая чувствительность к химическим соединениям и низкая – к влажности и температуре, высокие стабильность и воспроизводимость, быстрое время отклика, надежная, простая калибровка и небольшие размеры. Большая часть работ, опубликованных по датчикам газа на основе ОПТ, показывают, что устройства удовлетворяют одному или двум указанным критериям, следовательно, они подходят для использования в качестве "электронного носа". В работе [15] сообщается об исследовании ОПТ, в котором в качестве чувствительного (активного) слоя применяется подложка самого транзистора. Были протестированы устройства для обнаружения толуола и пропанола на основе ОПТ. При использовании наноструктурного RR-P3НТ (RR – regioregular, частично упорядоченный) в качестве активного слоя ОПТ чувствительны к десяти анализам [16], хотя реакция прибора различается для полярных и неполярных газов. ОПТ-датчики определяют газовые смеси аминов [17],

могут быть использованы для обнаружения взрывчатых веществ [18]. Оказалось, что наиболее эффективный чувствительный элемент для анализа газовых смесей может быть реализован на основе транзистора, в котором ОПП-подложка выполняет одновременно роль затвора. В такой конструкции реакция взаимодействия аналита с активным слоем ОПП происходит в большом объеме материала.

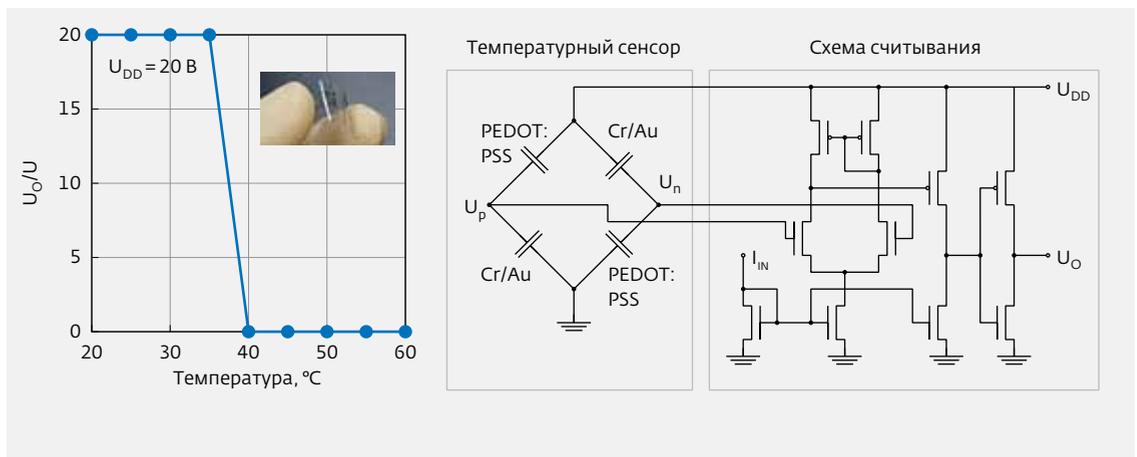
ДАТЧИКИ ТЕМПЕРАТУРЫ

Поскольку упоминавшиеся ОПП, как и любые полупроводники, обладают температурной чувствительностью, были предприняты попытки по созданию на их основе датчиков температуры. Наиболее эффективной оказалась комбинированная конструкция, содержащая терморезистор из ОПП, соединенный с ОПТ (рис.6).

В датчике температуры использованы пентацен и поливинилпирролидон (PVPy) [19]. Термочувствительным слоем служит пентацен с наполнителем из серебро-содержащих наночастиц, повышающих его температурную чувствительность.

Созданы также датчики на гибких подложках, в том числе матрицы размером 16×16 элементов на основе динафтотиенотиофена DNTT (dinaphtho [2,3-b:2',3'-f] thieno [3,2-b] thiophene) с наполнителем из серебро-содержащих наночастиц. Температурный коэффициент датчика составляет $0,305\text{ Вт/МК}$, динамический диапазон – до 10 бит.

Рис.7. Гибкий датчик температуры с цифровым выходом



Полгода назад появилась информация о датчике на гибкой подложке [20], который представляет собой полноценную органическую микросхему, состоящую из сенсора и АЦП (рис.7).

Датчик температуры – это мост Уитстона, состоящий из полимерных термочувствительных пленок полиэтилендиокситиофена-полистиренсульфоната (PEDOT:PSS) и металлических пленок. Схема считывания принимает аналоговый сигнал от датчика температуры и выдает цифровой 1 бит-сигнал, который показывает превышение температурного порога. Продемонстрирован также двухразрядный аналого-цифровой преобразователь в качестве схемы считывания.

Комбинированный датчик температуры-давления (рис.8) описан в [21]. Его основой является комбинация термочувствительного и пьезорезистивного материалов. В качестве последних использованы PEDOT:PSS и пористый полиуретан (ПУ). Материалы образуют слоистую структуру, расположенную между двумя

электродами. Активный слой получают путем осаждения органического термоэлектрического материала на деформируемое основание, что позволяет одновременно фиксировать изменение температуры и давления.

Температурная чувствительность датчика – 0,1 К и чувствительность к давлению – до 28,9 кПа. На основе подобных датчиков, реагирующих одновременно на температуру и давление, можно ближе подойти к созданию "электронной кожи".

При разработке датчиков на основе органических полупроводников были реализованы два подхода. В ОПТ с многослойной структурой органические материалы, используемые в качестве подложки или подзатворного диэлектрика ОПТ, сами могут взаимодействовать с аналитом и индуцировать изменения в проводимости канала исток-сток. Другой подход требует встраивания в конструкцию транзистора дополнитель-

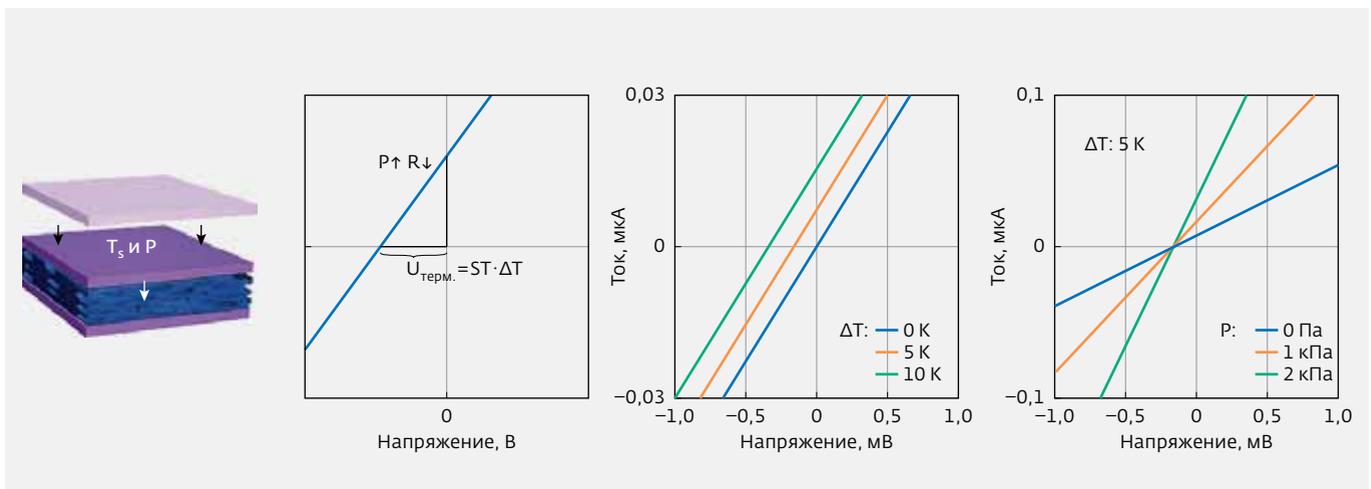


Рис.8. Датчик температуры-давления

ного материала, который обладает чувствительностью и селективностью к распознаваемым анализам.

В обзоре упомянуты основные конструкции датчиков на ОПП. Широкое разнообразие материалов, возможности низкотемпературной технологии стимулируют фантазию ученых и инженеров, позволяют реализовывать множество конструкций. Не все они зарекомендуют себя в дальнейшем. Но эксперименты позволяют почувствовать возможности важного нового направления микроэлектроники – полимерной электроники.

Все типы датчиков, описанные в обзоре, перспективны для массового выпуска и широкого применения.

ЛИТЕРАТУРА

1. **Dimitrakopoulos C.D., Mascaro D.J.** Organic thin-film transistors: A review of recent advances // *IBM J. Res. Dev.* 2001. Vol. 45. P. 11–27.
2. **Wang D.N., Vincent, Piro B.** Electrolytic Gated Organic Field-Effect Transistors for Application in Biosensors // *A Review Electronics.* 2016. Vol. 5. № 9. doi: 10.3390/electronics5010009 www.mdpi.com/journal/electronics
3. **Elkington D., Cooling N., Belcher W., Dastoor P.C., Zhou X.** Organic Thin-Film Transistor (OTFT) – Based Sensors // *Electronics.* 2014. № 3. P. 234–254.
4. **Said E., Larsson O., Berggren M., Crispin X.** Effects of the ionic currents in electrolyte-gated organic field-effect transistors // *Adv. Funct. Mater.* 2008. Vol. 18. P. 3529–3536.
5. **Xia Y., Cho J.H., Lee J., Ruden P.P., Frisbie C.D.** Comparison of the mobility-carrier density relation in polymer and single-crystal organic transistors employing vacuum and liquid gate dielectrics // *Adv. Mater.* 2009. Vol. 21. P. 2174–2179.
6. **Cho J.H., Lee J., He Y., Kim B., Lodge T.P., Frisbie C.D.** High-capacitance ion gel gate dielectrics with faster polarization response times for organic thin film transistors // *Adv. Mater.* 2008. Vol. 20. P. 686–690.
7. **Cotrone S., Ambrico M., Toss H., Angione M.D., Magliulo M., Mallardi A., Berggren M., Palazzo G., Horowitz G., Ligonzo T.** Phospholipid film in electrolyte-gated organic field-effect transistors // *Org. Electron.* 2012. Vol. 13. P. 638–644.
8. **Manoli K., Dumitru L.M., Mulla M.Y., Magliulo M., Franco C.D., Santacroce M.V., Scamarcio G., Torsi L.** A comparative study of the gas sensing behavior in p3ht- and pbttt-based otfts: The influence of film morphology and contact electrode position // *Sensors.* 2014. Vol. 14. P. 16869–16880.
9. **Macaya D.J., Nikolou M., Takamatsu S., Mabeck J.T., Owens R.M., Malliaras G.G.** Simple glucose sensors with micromolar sensitivity based on organic electrochemical transistors // *Sens. Actuators B.* 2007. Vol. 123. P. 374–378.
10. **Someya T., Kato Y., Sekitani T., Iba S., Noguchi Y., Murase Y., Kawaguchi H., Sakurai T.** Conformable, flexible, large-area networks of pressure and thermal sensors with organic transistor active matrixes // *Proc. Natl. Acad. Sci. USA.* 2005. Vol. 102. P. 12321–12325.
11. **Kim J., Nga Ng., Soo T., Kim W.** Highly sensitive tactile sensors integrated with organic transistors // *Appl. Phys. Lett.* 2012. Vol. 101. P. 103308.
12. **Schwartz G., Tee B.C.-K., Mei J., Appleton A.L., Wang H., Bao Z.** Flexible polymer transistors with high pressure sensitivity for application in electronic skin and health monitoring // *Nat. Commun.* 2013. Vol. 4. P. 1859.
13. **Новожилов А., Сафонов А.** Полимерные материалы для аналоговых датчиков давления. Конструкции, технологии // *ЭЛЕКТРОНИКА: НТБ.* 2014. № 2. С. 52–64.
14. **Persaud K., Dodd G.** Analysis of discrimination mechanisms in the mammalian olfactory system using a model nose // *Nature.* 1982. Vol. 299. P. 352–355.
15. **Liao F., Chen C., Subramanian V.** Organic TFTs as gas sensors for electronic nose applications // *Sens. Actuators B.* 2005. Vol. 107. P. 849–855.
16. **Li B., Lambeth D.N.** Chemical sensing using nanostructured polythiophene transistors // *Nano Lett.* 2008. Vol. 8. P. 3563–3567.
17. **Liao F., Yin S., Toney M., Subramanian V.** Physical discrimination of amine vapor mixtures using polythiophene gas sensor arrays // *Sens. Actuators. B.* 2010. Vol. 150. P. 254–263.
18. **Huang J., Dawidczyk T., Jung B., Sun J., Mason A., Katz H.** Response diversity and dual response mechanism of organic field-effect transistors with dinitrotoluene vapor // *J. Mater. Chem.* 2010. Vol. 20. P. 2644–2650.
19. **Xiaochen Ren, Paddy K.L. Chan, Jianbiao Lu, Baoling Huang, Dennis C.W. Leung.** High dynamic range organic temperature sensor // *Adv. Mater.* 2013. Vol. 25. P. 1291–1295.
20. **Kengo Nakayamaa, Bu-Sang Chaaa, Yusuke Kanaokaa, Nobuaki Isahayac, Mariko Omoric, Mayumi Unoa.** Organic temperature sensors and organic analog-to-digital converters based on p-type and n-type organic transistors // *Organic Electronics.* 2016. Vol. 36. P. 148–152.
21. **Zhang F., Zang Y., Huang D., Chong-an Dil, Zhul D.** Flexible and self-powered temperature–pressure dual-parameter sensors using microstructure-frame-supported organic thermoelectric materials // *NATURE COMMUNICATIONS* | 6:8356 | DOI: 10.1038/ncomms9356 | www.nature.com/naturecommunications.