

- технической физики. – 2011. – Т. 81, вып. 1. – С. 87–94.
7. Гинье, А. Рентгенография кристаллов. Теория и практика / А. Гинье. – М.: Издательство физико-математической литературы, 1961. – 604 с.
 8. Hammad, F. F. X-ray Diffraction Study on Structural Characteristics of Pure and Doped Perovskite BaTiO₃ / F. F. Hammad, A. K. Mohamed, A. M. El-Shabiny // J. Solids. – 2008. – Vol. 31, No 1. – P. 55–62
 9. Полупроводники на основе титаната бария / пер. с японского И.Б. Реут. – М.: Энергоиздат, 1982. – 328 с.
 10. Масленникова Г.Н. Керамические материалы / Г.Н. Масленникова [и др.]; под ред. Г.Н. Масленниковой. – М.: Стройиздат, 1991. – 320 с.
 11. Structural characterization of dense reduced Ba-TiO₃ and Ba_{0.95}La_{0.05}TiO₃ nanoceramics showing colossal dielectric values / Z. Valdez-Nava [et al.] // Journal of Physics and Chemistry of Solids. – 2011. – Vol. 72, No 1. – P. 17–23.
 12. Бонч-Бруевич, В.Л. Физика полупроводников / В.Л. Бонч-Бруевич, Калашников С.Г. – М.: Наука, 1977. – 679 с.

УДК 51-73

МИКРОМЕХАНИЧЕСКИЕ СЕНСОРНЫЕ ПЛАТФОРМЫ ДЛЯ ДЕТЕКТИРОВАНИЯ ГАЗОВ И БИООБЪЕКТОВ

Змитрович Т.В., Сергеев В.С., Рачок А.В., Хатько В.В.

Белорусский национальный технический университет
Минск, Республика Беларусь

Химические и биохимические сенсоры относятся к числу направлений, определяющих развитие современной аналитической химии. Основным отличием сенсорных технологий от традиционных подходов инструментального анализа является их ориентация на получение конечного продукта - сенсора, позволяющего проводить качественный или количественный анализ в реальном масштабе времени и с минимальной дополнительной пробоподготовкой. В биосенсорах биоактивный материал, обладающий способностью специфично взаимодействовать с определяемой субстанцией, иммобилизируется на поверхности преобразователя. В настоящее время в биосенсорах используются преобразователи многих типов, в частности, резистивные, емкостные, электрохимические и пьезоэлектрические. В 2003 году суммарный мировой рынок биосенсоров составил 7.2 млрд. долларов США с прогнозом ежегодного прироста на 10-14% в течение последующих восьми лет. Биосенсорные технологии активно применяются в молекулярной биологии и биохимии, в том числе, при расшифровке генома человека. Смычка биосенсоров с нанотехнологиями привела к созданию миниатюрных многофункциональных сенсоров - биочипов. Актуальность биосенсорки как нового высокотехнологичного и наукоемкого направления развития науки и технологии на стыке химии, биологии, медицины и электроники подтверждена включением биосенсоров в список критических технологий РФ.

Одним из методов обеспечивающих высокую чувствительность измерения количества бактерий и микробов при минимальных затратах времени является метод (резистивный

метод) измерения падения напряжения на сопротивлении вследствие переноса электронов между встречно-штыревыми электродами облегченный присутствием здесь антител (рис. 1). Данный метод применим для определения данных типов микроорганизмов, поскольку размер последних составляет от нескольких десятых микрона (размер бактерий $\geq 0,3$ мкм) до несколько микрон (размер микробов $\sim 1-2$ мкм), что соответствует технологическим возможностям современной микросистемной техники.

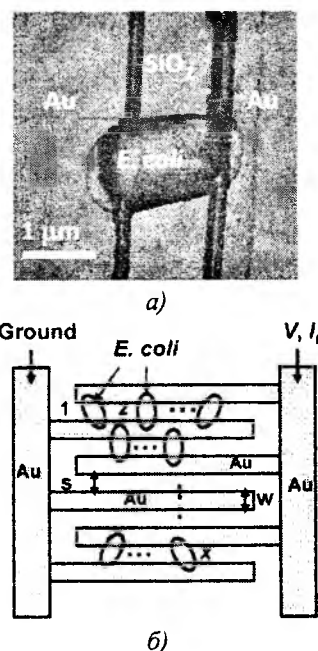


Рисунок 1 – Резистивный метод детектирования отдельных бактерий *Escherichia coli*: (а) AFM изображение бактерии на поверхности биосенсорной платформы, (б) – схема работы метода.

Другим методом, использующим ту же систему встречно-штыревых электродов, является емкостной метод измерения количества бактерий и микробов, заключающийся в измерении изменения емкости в системе встречно-штыревых электродов закрытых диэлектрической пленкой (рис. 2).

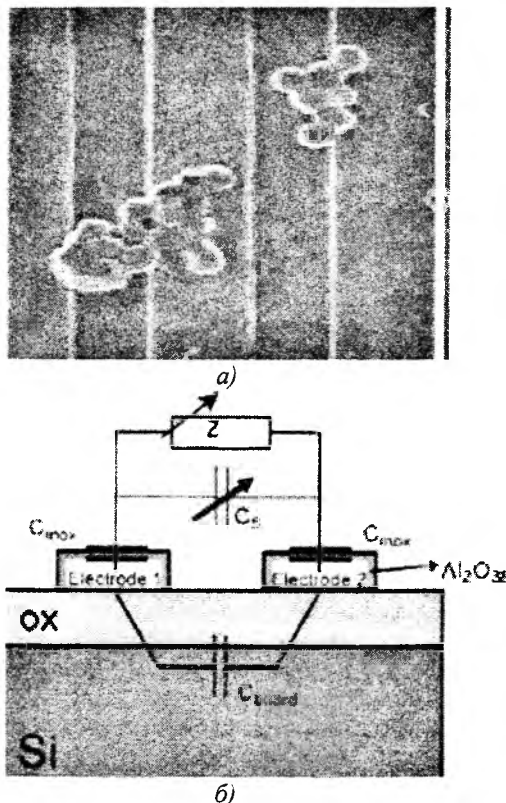


Рисунок 2 – Емкостной метод детектирования отдельных бактерий *Staphylococcus* на поверхности биосенсорной платформы: а) SEM изображение бактерий на системе встречно-штыревых электродов, б) принципиальная электрическая схема метода измерения

Третий метод связан с наиболее изучаемым типом биосенсорных платформ. Он включает кантилеверный тип получения информации о концентрации микроорганизмов, при этом основным типом микроорганизмов регистрируемых этим методом являются вирусы, размер которых составляет порядка 25 нм (Рис. 3).

В настоящий момент перспективными являются пьезорезистивные кантилеверы. При изгибе такого кантилевера происходит изменение его проводимости. Как правило, пьезорезистивный слой состоит из кремния, допированного ионами бора, который находится в определенной области балки кантилевера, чаще ближе к ее основанию. Пьезорезистивный кантилевер обычно включают в мост Уинстона. Преимуществом пьезорезистивной системы

контроля положения кантилевера является ее компактность. В последние два года в связи с разработкой пьезорезистивного кантилевера, представляющего собой одновременно нагревательный и чувствительный элемент, стал доступен метод микротермогравиметрического анализа вещества, который позволяет построить термограммы с точностью до 1нг потери массы.



Кремниевый микрорезонатор
Рисунок 3 – Биосенсор кантилеверного типа

Для всех рассмотренных выше методов необходимо придать поверхности биосенсорной платформы максимальную способность фиксировать микроорганизмы. Поскольку фиксация микроорганизмов (молекул газа) осуществляется за счет физических и слабых химических взаимодействий между биообъектами (молекулами газа) и сорбирующей поверхностью, представляется чрезвычайно важным апробировать различные материалы чувствительного слоя сенсорной платформы.

Учитывая, что фиксация микроорганизмов на поверхности биосенсорной платформы осуществляется за счет формирования химических связей, необходимо обеспечить поверхность биосенсорной платформы максимально большим количеством свободных химических связей. Это возможно осуществить, формируя на ее поверхности слои на основе наноструктурированных материалов, таких как нанопористый анодный оксид алюминия, упорядоченные массивы метало-оксидных столбиков или углеродных нанотрубок, а также массивы наночастиц, нанокластеров и фуллеренов.

В настоящей работе рассмотрены конструкции экспериментальных образцов двух типов биосенсоров: кондуктометрического - с различными геометрическими параметрами электродов и кантилеверного. Первый имеет два

идентичных кондуктометрических преобразователя, каждый из которых представляет собой встречно-штыревую гребенку с площадью активной области $1,45 \times 1,95$ мм и шириной электрода и межэлектродного пространства – 0,05 мм. Electroды на основе металлической системы Ti-Ni, в которой пленка титана служит в качестве адгезионного подслоя, формировались методами тонкопленочной технологии. В

качестве основного проводящего слоя использовалась пленка никеля марки НВК, поверхностное сопротивление пленки Ni составляет $< 0,15$ Ом/кв. Вторая конструкция представляла собой кантилевер, изготовленный на кремнии n-типа проводимости с удельным сопротивлением 5 Ом·см и ориентацией поверхности (100) с p+-областью для формирования пьезорезистора.

УДК 621.372.8:621.311.6

ПРЕЦИЗИОННЫЙ ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЬ НАПРЯЖЕНИЕ-ТОК

Зуйков И.Е., Кривицкий П.Г., Матюшевский В.М.
Белорусский национальный технический университет
Минск, Республика Беларусь

В современном приборостроении прецизионные преобразователи напряжение-ток (ПНТ) или управляемые напряжением источники тока применяются в сенсорных системах, при измерении характеристик светодиодов, газоразрядных приборов, а также при калибровке узлов информационно-измерительной техники.

Широкое распространение микроконтроллерной техники и цифровых электронных систем обработки информации привело к тому, что ПНТ обычно используются совместно с ЦАП, выходное напряжение которого преобразуется в токовый сигнал.

В данной работе решалась задача создания схемы передачи аналогового токового сигнала в условиях шумов. Требуемый диапазон токовых сигналов от 0,1 ... 1 мА. Схема должна иметь по возможности малые размеры и работать в диапазоне температур не менее чем от минус 40 до $+85^\circ\text{C}$.

Для задания напряжения на входе ПНТ применен цифро-аналоговый преобразователь (ЦАП) DAC8560 [1]. Он содержит встроенный источник опорного напряжения и задает выходное напряжение 0...2,5 В с точностью 0,02% при токах до 20 мА.

Распространенные схемы ПНТ традиционно выполняются на операционных усилителях. Сложившаяся область применения ПНТ и стандартизация аналоговых сигналов в диапазоне до 20 мА привели к появлению ряда специализированных микросхем ПНТ. Однако, лишь немногие из них позволяют гибко и в широких пределах задавать диапазон выходных токов. К последним относятся такие микросхемы, как XTR110, XTR111 [2,3].

ПНТ XTR110 (рисунок 1) имеет максимальную нелинейность 0,005% и широкий диапазон напряжений питания от 13,5 до 40 В. Прецизионные характеристики, удачная компоновка, наличие встроенного источника опорного напряжения позволили успешно производить

данную микросхему с 1984 года по настоящее время.

Микросхема XTR110 выпускается в корпусах DIP-16 и SOL-16, однако расширенный температурный диапазон обеспечивается только в корпусе DIP-16 размером $19,7 \times 10,9$ мм.

Микросхема выпускается в корпусах MSOP-10 и DFN-10 размером 5×3 и $3,8 \times 2,4$ мм соответственно. Диапазон рабочих температур для микросхемы XTR111 составляет от минус 55 до $+125^\circ\text{C}$.

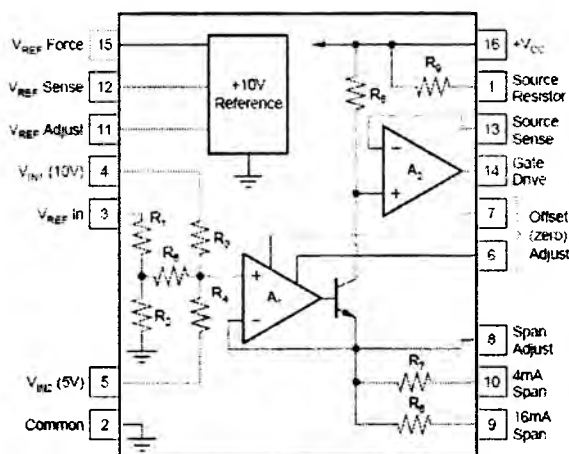


Рисунок 1 – Блок-схема преобразователя напряжение-ток XTR110

Для XTR111 нелинейность составляет 0,002%, точность – 0,015%, что соответствует аналогичным параметрам используемого ЦАП DAC8560 (начальная точность – 0,02%, относительная точность ± 8 LSB). Микросхема разработана для стандарта 0 мА-20 мА. Максимальный выходной ток составляет 36 мА, напряжение питания от 7 до 44 В, а приведенные в ее описании электрические характеристики обеспечиваются при выходных токах от 0,1 мА до 25 мА. Выходное напряжение должно быть как минимум на 2 В ниже напряжения питания V_{VSP} . Блок-схема XTR111 приведена на рисунке 2.