

сущих известным моделям коммутаторов и обеспечивает возможность управления схемой подключения при измерении емкостных параметров.

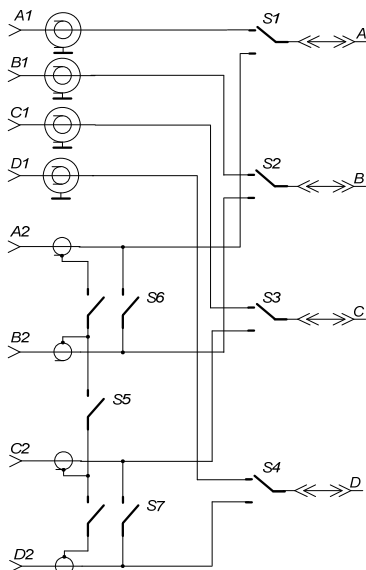


Рисунок 2 – Структурная схема модуля подключения:

A1, B1, C1, D1 – гнезда триаксиального тракта;  
 A2, B2, C2, D2 – гнезда коаксиального тракта;  
 A, B, C, D – линии матрицы коммутации;  
 S1–S7 – двойные герконные реле

Внешний вид задней панели коммутатора, на которой расположены гнезда триаксиального тракта A1, B1, C1, D1 для подключения измерителя ВАХ, изолированные гнезда коаксиального тракта A2, B2, C2, D2 для подключения цифрового измерителя импеданса, 12 портов матрицы коммутации, выполненные на основе клеммников разъемных и сетевой разъем питания, представлен на рисунке 3.

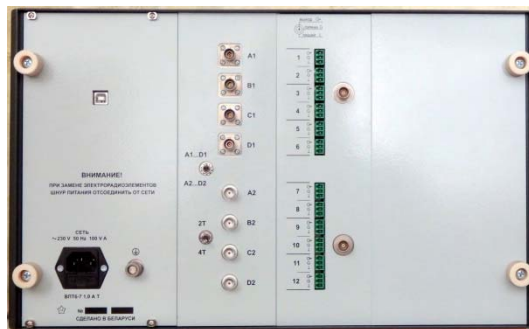


Рисунок 3 – Внешний вид МК, объемом 4×12, со стороны задней панели

Использование клеммников разъемных позволяет подсоединять к 12 портам МК контакты тестируемых изделий микроэлектроники с помощью триаксиальных или коаксиальных кабелей, в зависимости от требований к точности измерений и себестоимости оборудования.

Основные параметры разработанного матричного коммутатора, при использовании триаксиального тракта (измерение ВАХ) приведены в таблице 1.

Таблица 1

Ток смещения канала коммутации	$\leq 0,2$ нА
Напряжение смещения через 5 мин. после замыкания реле	$\leq 0,2$ мВ
Сопротивление изоляции	$\geq 10$ ГОм
Сопротивление канала коммутации	$\leq 2$ Ом

Полоса пропускания МК, при использовании коаксиального тракта (измерение ВФХ) составляет 10 МГц.

#### Литература

1. Keysight Technologies. The Parametric Measurement Handbook [электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.keysight.com/find/>. – Дата доступа 14.03.2019.

УДК 543.645:57.033

### БИОСЕНСОРНОЕ УСТРОЙСТВО ЕМКОСТНОГО ТИПА С КОНЦЕНТРИЧЕСКИМИ ЭЛЕКТРОДАМИ

Люцко К.С.<sup>1</sup>, Реутская О.Г.<sup>1</sup>, Плескачевский Ю.М.<sup>1</sup>, Песнякевич А.Г.<sup>2</sup>, Таратын И.А.<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Белорусский национальный технический университет  
 Минск, Республика Беларусь

<sup>2</sup>Белорусский государственный университет  
 Минск, Республика Беларусь

<sup>3</sup>ОАО «Минский НИИ радиоматериалов»  
 Минск, Республика Беларусь

Одно из наиболее динамично развивающихся направлений измерительной техники в последние несколько десятилетий связано с разработкой и исследованием биосенсорных устройств. Из всего многообразия особое место занимают электрохимические биосенсорные устройства, интерес к которым обусловлен, с одной стороны, возможностью достижения вы-

сокой чувствительности, а с другой – минимальным объемом анализа, малыми затратами времени на измерения, относительной простотой преобразований сигналов, изготовления сенсора и его эксплуатации.

Одним из основных направлений в области создания современных биосенсоров является разработка устройств для многоцветного ис-

пользования. Это связано с механизмами взаимодействия между антигенами и антителами, которые позволяют восстанавливать компоненты иммобилизации.

Существуют различные методы электрохимического обнаружения биоорганизмов. При измерении электрических свойств для извлечения информации из биологических биоанализаторов обычно имеет место электрохимический характер. В этом случае биоэлектрохимический компонент служит основным элементом преобразования выходного сигнала [1].

В результате проведенного анализа существующих биосенсоров была предложена изображенная на рисунке 1 схема конструкции кристалла биосенсора.

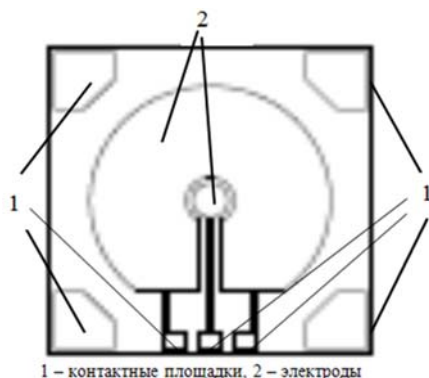


Рисунок 1 – Схема конструкции кристалла биосенсора

Основой данного биосенсора, является кремниевый кристалл толщиной 300 мкм с диэлектрическим слоем из оксида кремния толщиной 1 мкм, на поверхности которого сформированы золотые электроды толщиной 0,3 мкм, с подслоем титана толщиной 0,01 мкм.

На рисунке 2 представлено фотографическое изображение исследуемого кристалла биосенсора, имеющего размеры 5,4×5,4×0,3 мм на котором расположена конденсаторная структура, сформированная двумя концентрическими электродами с расстоянием между ними в 150 мкм.

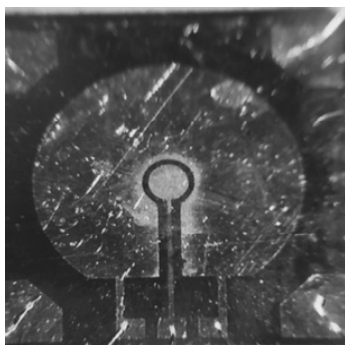


Рисунок 2 – Фотографическое изображение кристалла биосенсора

Так как размер межэлектронного зазора влияет на характеристики сигнала, то размеры элементов конструкции были выбраны с целью расширения аналитических возможностей биосенсора.

Показания биосенсорного устройства зависят от изменения заряда, который может накапливаться в результате изменения площади поперечного сечения анализируемого вещества, а также вследствие изменения диэлектрических свойств межэлектродного материала, за счет гибридизации на границе раздела электродов.

На данном биосенсорном устройстве было проведено исследование выходных характеристик для фитопатогенной грамположительной бактерии вида *Bacillus pumilus*, которая наносит серьезный экономический ущерб сельскому хозяйству, является возбудителем порчи пищевого сырья и продуктов питания, вызывает отравления, характеризуемые острым течением болезни. В настоящее время в бактериологических лабораториях идентификация бактерий *Bacillus pumilus* основана на выделении чистой культуры микроорганизмов и изучении их биохимических свойств. Этот метод трудоемок и недостаточно эффективен из-за выраженного полиморфизма ферментативных свойств бактерий *Bacillus pumilus*. Поэтому перед исследователями стоит задача разработки достоверного метода индикации и идентификации названных микроорганизмов. На сегодня вопрос о разработке ускоренной схемы идентификации *Bacillus pumilus* остается открытым. Нами предлагается подход, позволяющий с наименьшей трудоемкостью определить наличие данной культуры в исследуемом растворе [2].

В таблице представлены результаты измерения емкости биосенсора для определения биоанализируемых слоев.

Таблица – Результаты измерения емкости биосенсора в зависимости от концентрации числа бактерий в анализе

Концентрация клеток в анализируемом растворе N, КОЕ/мл	Емкость C, пФ
$6,03 \cdot 10^7$	20
$6,03 \cdot 10^6$	18
$6,03 \cdot 10^5$	45
$6,03 \cdot 10^3$	32

Для полученных результатов характерны: резкий рост емкости, стабилизация сигнала и равномерное линейное изменение емкости, что отображено на рисунке 3.

Подход к измерению выходного сигнала биосенсором для определения наличия биоорганизмов на его поверхности зависит от множества факторов. К таким определяющим факторам относятся: подготовка поверхности биоанализатора, наличие и состав иммобилизирующего слоя,

форма детектирующих элементов устройства, температура окружающей среды и т. д. [1].

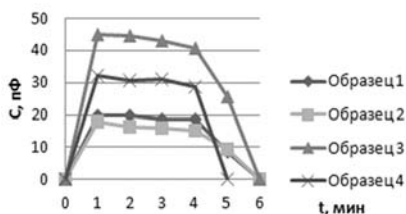


Рисунок 3 – Зависимость емкости от времени измерения для образцов *Bacillus pumilus* с разной степенью разбавления: 1 – исходная культура; 2 – культура разведена в 10 раз; 3 – культура разведена в 100 раз; 4 – культура разведена в 10 000 раз

Таким образом при проведении экспериментов была реализована следующая последовательность действий:

1. Подключение датчика к измерителю иммитанса Е 7-25.
2. Фиксация исходного значения.
3. Нанесение анализа размером 0,5–1 мкл при помощи микрошприца.
4. Фиксация выходного сигнала.
5. Очистка поверхности датчика.
6. Фиксация значения степени очистки путем измерения величины емкости на электродах биоанализатора.

Химическая обработка кристалла биосенсорного устройства необходима для очистки поверхности измерительного элемента с целью

исключения влияния возможных остатков анализируемого состава, предшествующего следующему эксперименту.

Если степень очистки элементов является неудовлетворительной, дополнительно может производиться отжиг при температуре выше 100 °С. При этом будут удалены органические остатки биологических структур, нанесенные ранее на поверхность датчика.

Необходимо отметить, что для уменьшения влияния физраствора на выходной сигнал биосенсора необходимо приступить к измерениям, начиная с наибольшей концентрации биоструктур, что соответствует минимальным концентрациям физраствора.

Работа выполнялась в рамках Государственной программы научных исследований «Конвергенция-2020», подпрограммы «Объединение».

#### Литература

1. Плещачевский, Ю.М., Исследование емкостных характеристик биоанализаторов на основе электродных биосенсорных устройств / Ю.М. Плещачевский, О.Г. Реутская, К.С. Люцко, А.Г. Песнякевич, И.А. Таратын // Материалы 12 МНТК «Приборостроение–2019» / под ред. О.К. Гусева [и др.]. – Мн.: БНТУ, 2019. – С. 30–32
2. Феоктистова Н.А., Выделение бактерий вида *Bacillus mesentericus* из объектов санитарного надзора / Н.А. Феоктистова, М.А. Юдина, Д.А. Васильев [и др.] // Молодежь и наука XXI века: материалы III-й Международной научно-практической конференции молодых ученых. – Ульяновск, 2010. – С. 82–84.

УДК 531.385

## ЭЛЕКТРОПРИВОД ПРИБОРНЫХ СИСТЕМ

Малютин Д.М.

ФГБОУ ВО «Тульский государственный университет»  
Тула, Российская Федерация

Электропривод широко применяется в информационно-измерительных и управляющих приборных системах [1–6]. Несмотря на то, что в настоящее время разработана достаточно широкая линейка электродвигателей [7], в ряде случаев параметры серийно выпускаемых промышленностью исполнительных двигателей не удовлетворяют требуемым техническим характеристикам разрабатываемого приборного механизма, например по развиваемому двигателем моменту. В этом случае для реализации «высокомоментного», компактного, быстродействующего исполнительного привода приборных систем с требуемыми техническими характеристиками и уменьшенным уровнем пульсаций по моменту в работе рассмотрен «пакетный» способ установки коллекторных датчиков момента постоянного тока на оси исполнительного механизма (рисунок 1). С целью уменьшения пульсаций

по моменту в исходном положении ротора датчиков момента смещены на небольшие углы относительно друг друга.

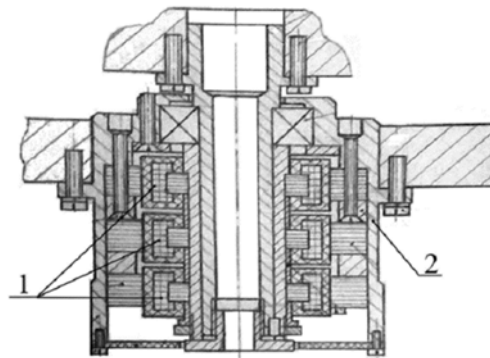


Рисунок 1 – «Пакетный» способ установки датчиков момента:

1 – ротора датчиков момента; 2 – корпусная деталь