

$$\tau_p = (A^2 / D_p) [0,5\sqrt{K} j(U) - \sqrt{U + U_k}]^2. \quad (7)$$

Для расчета τ_p из (7) значение фототока $j(U)$ следует брать в средней точке диапазона обратных смещений.

Так как в переходах, полученных методом диффузии концентрация ионизированных примесей зависит от координаты, то для вычисления видоизмененных параметров U_k^* (напряжение отсечки ВФХ), A^* и K^* использовались линейные участки ВФХ $C^{-2} = f(U)$ и зависимости (5), расположенные в области высоких напряжений. При вычислении τ_p значение $j(U)$ необходимо также брать в средней точке линейного участка зависимости (5).

Измерения проводились при нормальной температуре на постоянном токе при освещении образца со сколотыми боковыми гранями вдоль плоскости р-п перехода лампой накаливания через сферическое зеркало. Фототок определялся путем вычитания темнового тока из полного. Длина поглощения собственного света, рассчитанная из данных измерения фототока, составила 0,6 см, что при площади образцов 0,04 см² обеспечивало условие однородной генерации. Барьерная емкость перехода (C) измерялась на частоте 1 МГц прибором Е7-12.

Предложенным методом были исследованы четыре серии кремниевых р⁺-п структур с концентрацией фосфора в диапазоне $(3 \dots 5) \cdot 10^{15} \text{ см}^{-3}$: 1, 2 изготовленные ионным внедрением бора (2 – облученные электронами); 3, 4 – изготовленные диффузией бора (4 – с примесью золота). Результаты измерений представлены на рисунках 1 и 2, где номера кривых соответствуют номерам серий образцов. Как видно, напряжения отсечки U_k^* на ВФХ и зависимостях фототока совпадают, что

подтверждает результаты теоретического анализа. Значения τ_p для различных серий составляют: 1 – 100 нс (ионное легирование), 2 – 13 нс (облученные электронами); 3–320 нс (диффузия), 4–45 нс (с примесью золота). Как видно, метод дает результаты, хорошо коррелирующие с технологией изготовления и дефектно-примесным составом, что может быть использовано для контроля их влияния.

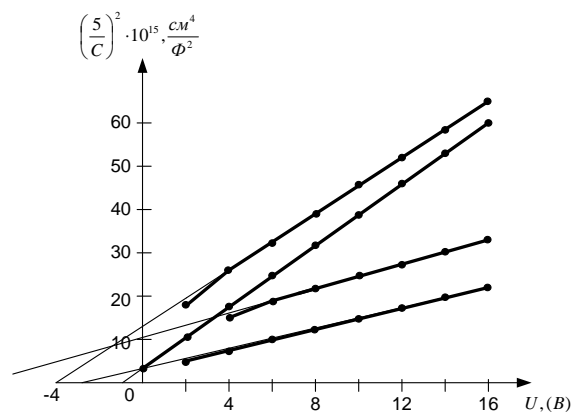


Рисунок 1

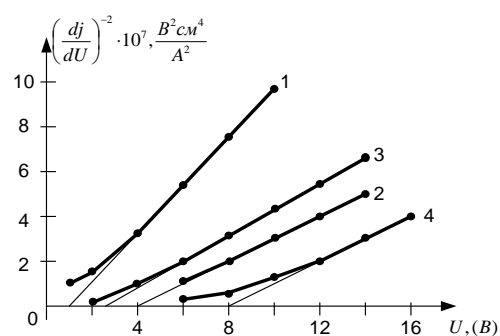


Рисунок 2

УДК 543.645:57.033

ИССЛЕДОВАНИЕ ЕМКОСТНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК БИОАНАЛИЗАТОРОВ НА ОСНОВЕ ЭЛЕКТРОДНЫХ БИОСЕНСОРНЫХ УСТРОЙСТВ

Плескачевский Ю.М.¹, Реутская О.Г.¹, Люцко К.М.¹, Песнякевич А.Г.², Таратын И.А.³

¹Белорусский национальный технический университет
Минск, Республика Беларусь

²Белорусский государственный университет
Минск, Республика Беларусь

³ОАО «Минский НИИ радиоматериалов»
Минск, Республика Беларусь

Передача сигнала и общие характеристики биоанализаторов часто определяются топологией и составом иммобилизирующей поверхности, которая выполняет функцию контакта между чувствительным элементом и биологическим образцом. Наиболее распространенные методы модифика-

ции поверхности, различные механизмы электрохимического взаимодействия и выбор молекул рецептора распознавания влияют на предельную чувствительность датчика в целом. Существуют различные методы электрохимического обнаружения биоорганизмов. При измерении электриче-

ских свойств для извлечения информации из биологических биоанализаторов обычно имеет место электрохимический характер. В этом случае биоэлектрохимический компонент служит основным элементом преобразования выходного сигнала. Для биосенсоров, которые используют систему на основе встречно-штыревых электродов, применяют два наиболее распространенных метода определения выходного сигнала: резистивный и емкостной. Выбор метода определяется типом чувствительно-распознающего слоя [1]. Резистивный метод основан на изменении сопротивления в результате взаимодействия молекул микроорганизмов с рецепторами, расположенными на поверхности электродов [2]. В основе емкостного метода лежит фиксирование изменения диэлектрической проницаемости встречно-штыревого конденсатора. Биоанализатор определяет сигнал, когда толщина диэлектрического слоя увеличивается в результате гибридизации на границе раздела электродов. Затем емкость уменьшается [1].

В результате проведенного анализа существующих конструкций биоанализаторов была предложена конструкция сенсора на основе электродных биосенсорных устройств [2]. Основой измерительной поверхности является матрица из 18-ти электродов шириной 7 мкм каждый. Расстояние между электродами составило 10 мкм. Выбранные размеры элементов конструкции обусловлены размерами анализируемых микроорганизмов. К электродам был подключен измеритель иммитанса для фиксации поступающего сигнала. На поверхность биоанализатора наносилась капля содержащая биоорганизмы типа эукариоты - дрожжевые культуры - *Hansenula sp.* и *Saccharomyces cerevisiae* (рисунок 1).

Размер капли составил 0,5-1 мкл. Формирование проводилось с помощью микрошприца. Была проведена серия из трех экспериментов для каждой из анализируемых биокультур. Значения концентрации клеток в биологическом растворе в зависимости от эксперимента представлены в таблице 1.

Таблица 1 – Концентрация числа клеток в биорастворе

Номер эксперимента	Наименование культуры	Концентрация клеток
1	<i>Hansenula sp.</i>	$5,14 \cdot 10^7$
	<i>Saccharomyces cerevisiae</i>	$3,92 \cdot 10^7$
2	<i>Hansenula sp.</i>	$6,10 \cdot 10^7$
	<i>Saccharomyces cerevisiae</i>	$9,20 \cdot 10^6$
3	<i>Hansenula sp.</i>	$1,50 \cdot 10^7$
	<i>Saccharomyces cerevisiae</i>	$2,05 \cdot 10^6$

Расположение клеток между электродами связано с их размером, который в два раза меньше

расстояния между электродами. Но дрожжи образуют пленку, обладающую своим определенным сигналом.

Кроме эукариотов было проведено исследование выходных сигналов, предложенных биоанализаторов для грамположительных бактерий *Bacillus megatherium* (рисунок 3, а) и грамотрицательных бактерий *Escherichia coli B* (рисунок 3, б).

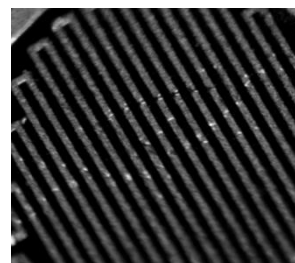
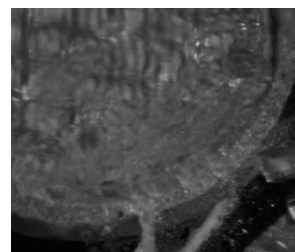


Рисунок 1 – Пленка с клетками культуры дрожжей на поверхности электродов биоанализатора



а



б

Рисунок 2 – Фотографическое изображение биоструктуры:

а – в жидком растворе; б – после высыхания жидкости на поверхности биоанализатора

Для определения выходных характеристик был выбран способ определения емкости (рисунок 3, а и б). После формирования биоматериала на поверхность информационных электродов подавалось напряжение, создаваемое измерителем иммитанса. В результате образуется «запирающий» слой с комплексом клеток. Данный процесс сопровождается переносом электронов. При высыхании питательной среды на поверхности устройства протекают окислительно-восстановительные реакции, которые замедляются и вызывают уменьшение значения емкости [2]. Важным фактором является также поверхность иммобилизации.

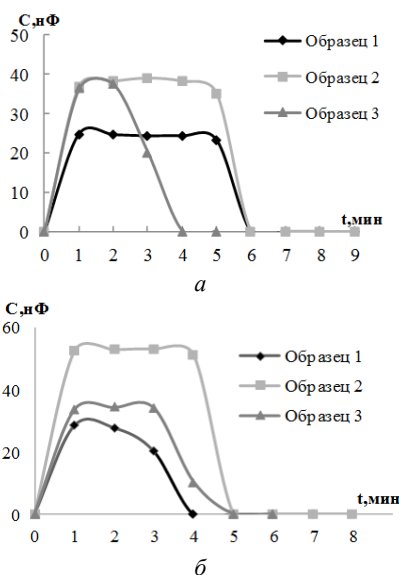


Рисунок 3 – Зависимость емкости от времени измерения для образцов *Bacillus megatherium* (а) и *Escherichia coli B* (б) с разной степенью разбавления: 1 – исходная культура, 2 – культура разведена в 100 раз, 3 – культура разведена в 10000 раз

УДК 621.384.3

ПОВЫШЕНИЕ ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТИ И РАЗРЕШАЮЩЕЙ СПОСОБНОСТИ ДИСТАНЦИОННОЙ ЛАЗЕРНОЙ СПЕКЛ-ВИБРОМЕТРИИ

Иванов В.И., Иванов Н.И.

Научно-исследовательское учреждение «Институт ядерных проблем» БГУ
Минск, Республика Беларусь

Интерференционная картина (спекл-поле) [1, 2] лазерного излучения на шероховатой поверхности обусловлена фазовыми соотношениями интерферирующих волн, которые в свою очередь весьма чувствительны к параметрам вибраций данных поверхностей.

При дистанционных измерениях, когда $\ell_1/\ell_2 \gg 1$ (ℓ_1 – расстояние от поверхности объекта до фотодетектора; ℓ_2 – расстояние от фотодетектора до плоскости изображения приемной оптической системы) и малости угла приема сигналов динамику спеклов определяет лишь нормальное к поверхности смещение. Проведенный анализ показал, что с ростом амплитуды вибраций постоянная составляющая спектра отраженного сигнала $G_m (m=0)$ монотонно уменьшается, оставаясь всегда больше остальных компонент. Компоненты гармоник спектра с $m \neq 0$ при отсутствии колебаний поверхности равны нулю.

Без ограничения общности в предположении, что вектор градиента $\nabla f(0)$ виброколебаний поверхности лежит в одной из координатных плоскостей, получено выражение для оценки нормированного среднего квадрата модуля амплитуды G_m , которая характеризует относительную долю мощности, сосредоточенную в m – той гармонике

В результате проведенной серии экспериментов определено время формирования «пленки» с микроорганизмами в зависимости от выбранного биоматериала. Установлено, что питательная среда для клеток микроорганизмов после высыхания на поверхности биоанализатора не оказывает существенного влияния на значение емкости устройства. Проведены исследования выходных характеристик биоанализаторов. Разработана методика обработки поверхности устройств, позволяющая проводить измерение выходного сигнала на одном модуле несколько раз.

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

Литература

1. Grieshaber D. Electrochemical biosensor – sensor principles and architectures / D. Grieshaber [et al.] // *Sensors*. – 2008. – Vol. 8. – P. 1400-1458.
2. Реутская О.Г. Конструкции биосенсоров на основе матриц иммобилизирующих слоев / О.Г. Реутская // *Материалы 15-ой Международной научно-технической конференции «Наука – образованию, производству, экономике»*. Минск, БНТУ, 2018: в 4 т. Т.3. С.387.

спектра отраженного лазерного сигнала при одномодовом характере виброколебаний с частотой акустической моды W_0

$$G_m = \frac{2}{\pi} \int_0^\infty e^{-\frac{x^2}{2}} J_m(Vx) dx, \quad (1)$$

где $J_m(Vx)$ – функция Бесселя первого рода; $V = 2k\rho_0 A_0$ – амплитуда вибраций; $k = 2\pi/\lambda$ – волновое число; ρ_0 – параметр, характеризующий линейное разрешение приемной оптики; $A_0 = |\nabla f(0)|$ – амплитуда угловых колебаний вектора нормали к поверхности в точке наблюдения.

По мере увеличения амплитуды виброколебаний эти компоненты сначала возрастают до некоторого максимального значения, а затем начинают монотонно уменьшаться, при этом компоненты более низкого порядка остаются всегда больше компоненты более высокого порядка. Когда амплитуда колебаний поверхности достаточно мала $\gamma \leq 1$ в спектре кроме постоянной составляющей присутствует лишь одна компонента с частотой равной частоте акустических колебаний w_0 , т. е. временная зависимость интенсивности сигнала в плоскости изображения приемной оптики описывается синусоидой с частотой w_0 . С возрастанием амплитуды колебания в спектре принимаемого