

УДК 539.216.2

## ОПТОЭЛЕКТРОННЫЙ БАКТЕРИАЛЬНЫЙ СЕНСОР НА ЭТИЛЕНГЛИКОЛЬ

С. И. Валянский, С. В. Виноградов, М. А. Кононов, Д. И. Никитин<sup>1</sup>, А. М. Прохоров,  
В. В. Савранский

*Предложен высокочувствительный, селективный сенсор на пары этиленгликоля. Принцип работы такого сенсора основан на эффекте поверхностного плазмонного резонанса. Чувствительным слоем в предлагаемом устройстве является пленка из грамотрицательных почкующихся бактерий *Blastobacter viscosus*, которые усваивают молекулы этиленгликоля для поддержания своего метаболизма. Сенсор может быть использован для измерения концентрации этиленгликоля в атмосфере закрытых помещений, источником которого является утечка из холодильных и криогенных установок.*

Задача измерения наличия и концентрации паров этиленгликоля в замкнутых помещениях является чрезвычайно актуальной. Эффектом, регистрирующим изменения состояния бактериальной пленки в разработанном сенсоре, является поверхностный плазмонный резонанс (ППР) [1 – 3].

Условия возбуждения (по Кречману) поверхностной электромагнитной волны (ПЭВ) регистрирующего устройства сенсора зависят от диэлектрических проницаемостей материала призмы, металлической пленки и толщины бактериальной пленки. Эти параметры связаны упрощенным соотношением [4, 5]

$$\delta k_x \approx k_x^2 \times [(-\epsilon_0 \epsilon_2)^{1/2} / (\epsilon_2 - \epsilon_0)] \times \{[(\epsilon_1 - \epsilon_0) \times (\epsilon_2 - \epsilon_1)] / [\epsilon_1(\epsilon_2 + \epsilon_1)]\} \times d_2,$$

<sup>1</sup>Институт микробиологии РАН.

где  $\delta k_x$  – приращение волнового вектора  $k_x$  ПЭВ при нанесении на проводящую поверхность монослоя бактерий;  $k_x$  – волновой вектор падающей волны;  $\epsilon_0$  – диэлектрическая проницаемость материала призмы с  $n = 1.51$ ;  $\epsilon_1$  – диэлектрическая проницаемость пленки серебра, равная  $-18.39 + i0.53$ ;  $\epsilon_2$  – диэлектрическая проницаемость монослоя бактерий и  $d_2$  – средняя толщина монослоя бактерий.

Можно приближенно вычислить диэлектрическую проницаемость  $\epsilon_2$  наносимого на проводящую поверхность исследуемого слоя. Зная средний диаметр бактерий  $d_2 = 0.8$  мкм,  $\epsilon_0$  призмы,  $\epsilon_1$  серебра для пленок толщиной  $\approx 400 - 500$  Å, можно получить значение диэлектрической проницаемости  $\epsilon_2$  для пленки бактерий. Из вычислений имеем для монослоя бактерий *Blastobacter viscosus*  $\epsilon_2 = 2.02 + i0.172$ . При взаимодействии бактерий с парами этиленгликоля меняется их  $\epsilon_2$ , значение которого определяется по изменению кривой зависимости коэффициента отражения от угла падения возбуждающего излучения  $R(\theta)$ .

В результате этого оказалось возможным построить сенсор на адсорбированной на носителе суспензии клеток бактерии *Blastobacter viscosus*, чувствительной и селективно восприимчивой к молекулам этиленгликоля, при утилизации которых изменяются оптические свойства бактериальной пленки. После взаимодействия бактерий *Blastobacter viscosus* с парами этиленгликоля расчет концентрации определяемых молекул этиленгликоля производится по изменению действительной части диэлектрической проницаемости  $\epsilon'_2$ , отвечающей за сдвиг резонансной кривой, и мнимой части  $\epsilon''_2$ , отвечающей за ее уширение.

Основным элементом сенсора является прямоугольная призма с нанесенной на ее гипотенузную грань тонкой серебряной пленкой [4, 5] с полушириной резонансной кривой ППВ равной  $0.12^\circ$ . Подготовленная призма извлекалась из вакуумной камеры, опускалась своей гипотенузной гранью в водную взвесь клеток бактерий *Blastobacter viscosus* и выдерживалась там 25 минут – время необходимое для равномерного заполнения клетками примерно половины покрытой серебром поверхности призмы.

Указанное время контакта призмы с суспензией бактерий приводит к существованию двух резонансных откликов: одного – от поверхности серебра, другого – от поверхности слоя бактерий. В результате получаются два резонансных минимума (РМ) на графике резонансной кривой  $R(\theta)$  (рис. 1), разнесенных на угол  $\Delta\theta = 1.6^\circ$ . С увеличением заполнения поверхности металлической пленки клетками бактерий участок  $PM_1$  кривой, обусловленный вкладом серебряной пленки, постепенно переходит в участок  $PM_2$ , уменьшаясь по амплитуде. При последующем увеличении числа бактерий на

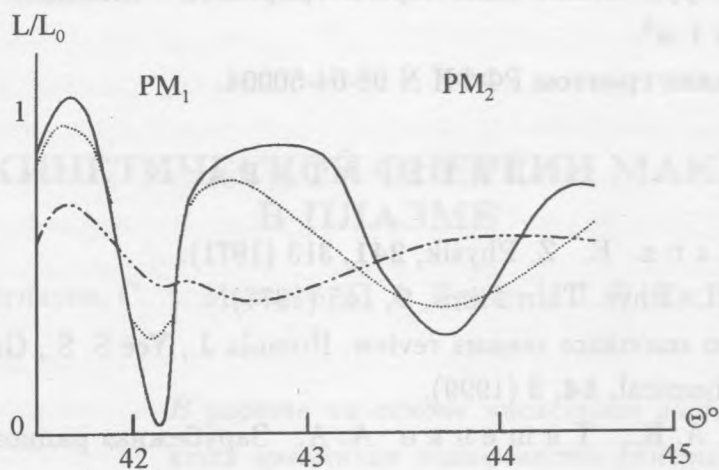


Рис. 1. Геометрия, в которой решалось уравнение Пуассона.

пленке участок  $PM_2$ , обусловленный вкладом пленки бактерий, начинает уширяться и окончательно размывается при заполнении 75 – 80% площади поверхности серебряной пленки клетками бактерий.

При создании сенсора были учтены две особенности поведения регистрирующих бактерий. Одна, связанная с питанием бактерий, т.е. биохимическими процессами в клетке, при достижении концентраций ПДК и выше вызывает отклик на появление паров этиленгликоля. Скорость срабатывания в этом режиме составляет 5–6 минут после начала контакта с этиленгликолем [7, 8]. В результате кривая  $PM_2$  резко сдвигается относительно  $PM_1$ . Вторая особенность зависит от увеличения числа бактерий с течением времени вследствие их размножения. Этот процесс сравнительно медленный, и он вызывает появление интегральной восприимчивости сенсора, когда концентрация молекул этиленгликоля лежит ниже пределов чувствительности сенсора. Наличие малой концентрации влияет на форму и положение кривой ППР. Для регистрации этого изменения предусмотрен второй диапазон измерений. Сенсор все время остается восприимчивым к появлению загрязнителя. Он автоматически делает поправку на сдвиг и деформацию кривой  $PM_2$ , зависящую от времени, и срабатывает только при появлении пороговой концентрации.

Динамические характеристики процесса вводились в компьютер, и расчет концентрации этиленгликоля происходил непосредственно в реальном времени по скорости деформации резонансной кривой (сдвиг  $\Delta\theta$  и уширение  $\Delta\xi$ ). Минимальная концентрация

этиленгликоля, которую можно было зарегистрировать с помощью этого устройства, составляла 5 мг на 1 м<sup>3</sup>.

Работа поддержана грантом РФФИ N 98-04-50004.

## ЛИТЕРАТУРА

- [1] K r e t s c h m a n n E. Z. Physik, **241**, 313 (1971).
- [2] R a e t h e r H. Phys. Thin Films, **9**, 145 (1977).
- [3] Surface plasmon resonance sensors review. Homola J., Yee S. S., Gaughtz Sensors and Actuators B. Chemical, **54**, 3 (1999).
- [4] Н и к и т и н А. К., Т и щ е н к о А. А. Зарубежная радиоэлектроника, **3**, 38 (1983).
- [5] L o r e z - R i o s T., V u y e F. Sur. Sci., **81**, N 2, 1979.
- [6] В а л я н с к и й С. И., В и н о г р а д о в С. В., К о н о н о в М. А., и др. Краткие сообщения по физике ФИАН, N 3, 3 (1999).
- [7] H a n s o n R., H a n s o n T. Microbiological Reviews. **60**, N 2, 438 (1996).
- [8] С л а б о в а А. И., Н и к и т и н Д. И. Микробиология, **55**, N 6, 934 (1986).

Институт общей физики РАН

Поступила в редакцию 11 января 2000 г.