

СОЗДАНИЕ ПЛАНАРНЫХ СИСТЕМ НАНОЭЛЕКТРОДОВ ДЛЯ БИОСЕНСОРОВ

А.А. Паршинцев¹, Е.С. Солдатов¹, В.В. Кашин²,
В.В. Колесов², С.В. Крупенин²

¹*Московский Государственный Университет имени М.В.Ломоносова,
физический факультет*

²*Институт радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН
parshincev@physics.msu.ru,
kvv@cplire.ru*

Планарные системы нанoeлектродов с зазором между электродами менее 5 нм широко используются в современной молекулярной электронике. На основе таких систем возможно создание молекулярных транзисторов [1], различных биологических и химических сенсоров и многих других элементов нанoeлектроники.

Фактически, единственный способ создания твердотельных наноструктур, имеющих практическое применение, – это планарная технология, использующая литографию. Средствами традиционной электронно-лучевой литографии невозможно создать систему нанoeлектродов с зазором менее 5 нм. Для создания таких систем нанoeлектродов применяют следующие методы: механически контролируемого разрыва соединения, допыления дополнительного слоя металла на зазор, созданный средствами традиционной литографии, электромиграции и др.

В данной работе для создания планарных систем нанoeлектродов используется метод, основанный на эффекте электромиграции [2]. Идея метода заключается в том, что средствами традиционной электронно-лучевой литографии на подложке формируется тонкий и узкий металлический нанопровод. Затем через нанопровод по определенному алгоритму пропускается ток высокой плотности, с течением времени, проводимость провода начинает падать, и когда она достигает критической величины, процесс останавливают. Через некоторое время, нанопровод разрывается, и размер получившегося зазора может составлять единицы нанометров.

В качестве подложки для системы планарных нанoeлектродов использовались пластины кремния размером 10x10 мм². Для изоляции на подложке напылялся слой SiO₂ толщиной 300 нм. Для формирования золотых нанопроводов использовалась электронно-лучевая литография (СЭМ Zeiss Supra, литографический блок Raith). Для формирования золотых подводящих контактов использовалась фотолитография. Толщина нанопроводов, сформированных таким образом, составляет 15 нм, ширина – 46 нм. Эти величины варьируются в пределах нескольких нанометров от образца к образцу. Электромиграция проводилась на установке, созданной в нашей лаборатории.

На рис. 1 показано СЭМ изображение типичного зазора между нанoeлектродами величиной 4.9 нм, полученного при помощи метода электромиграции.



Рис.1. Зазор между нанoeлектродами величиной 4.9 нм, полученный при помощи метода электромиграции

Одними из самых распространенных биосенсоров являются амперометрические биосенсоры на основе иммобилизованных оксидаз. Класс ферментов оксидаз является высокоспецифичным по отношению к определяемым субстратам - сахару (глюкозе), спиртам (этиловый спирт) и др. Размер молекулы глюкозооксидазы составляет около 7 нм, что позволяет использовать этот белок в полученных нанозазорах для минимизации биосенсоров. На рис. 2 представлено СТМ изображение нескольких отдельных молекул глюкозооксидазы, лежащих на свежесколотой поверхности подложки из пиролитического графита.

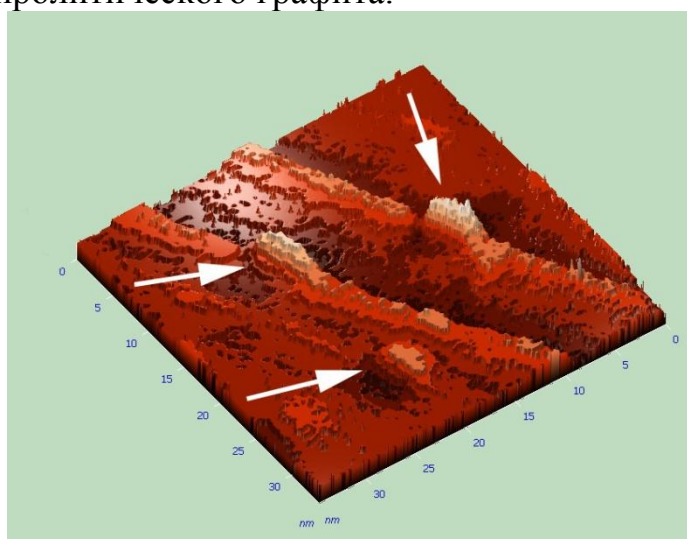


Рис.2. СТМ изображение нескольких отдельных молекул глюкозооксидазы, лежащих на свежесколотой поверхности подложки из пиролитического графита

При наличии в диагностируемой биологической жидкости глюкозы активный центр белка глюкозооксидазы окисляет глюкозу и передает два электрона кислороду до образования перекиси водорода:



В ходе предварительных экспериментов получена качественная зависимость тока в зазоре с иммобилизованным ферментом - глюкозооксидазой от концентрации глюкозы в тестовом водном растворе. Измерения проводились в диапазоне концентрации глюкозы в организме человека 1-6 мМ. Специальные технологии иммобилизации фермента в нанозазоре на данном этапе не применялись. При иммобилизации не использовались медиаторы электронного переноса (спейсеры). Фермент наносился из водного раствора при приложении к зазору внешнего постоянного втягивающего напряжения и высушивался. АСМ изображение зазора между золотыми нанoeлектродами, покрытыми молекулярным слоем фермента, показано на рис. 3.

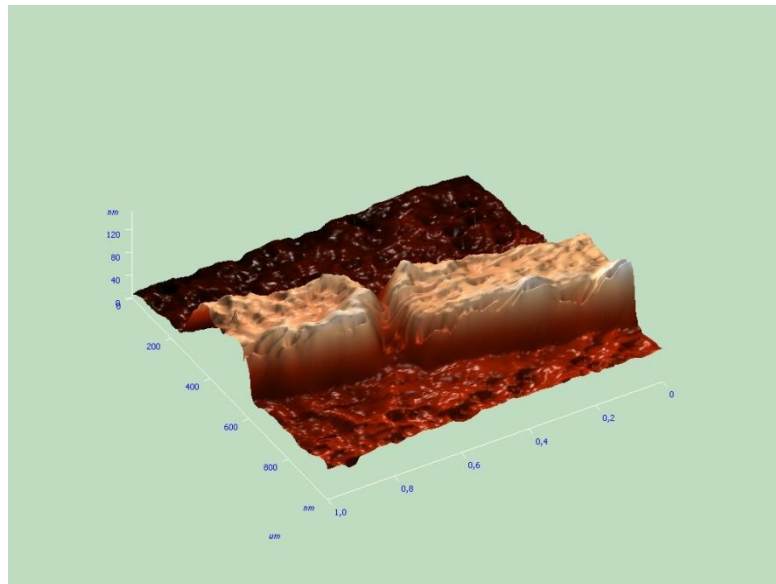


Рис.3. АСМ изображение зазора между золотыми нанoeлектродами, покрытыми молекулярным слоем фермента

Получена экспериментальная зависимость тока в нанозазоре с иммобилизованным ферментом - глюкозооксидазой - от концентрации глюкозы в тестовом водном растворе. На рис. 4 показан график ВАХ для разных концентраций глюкозы.

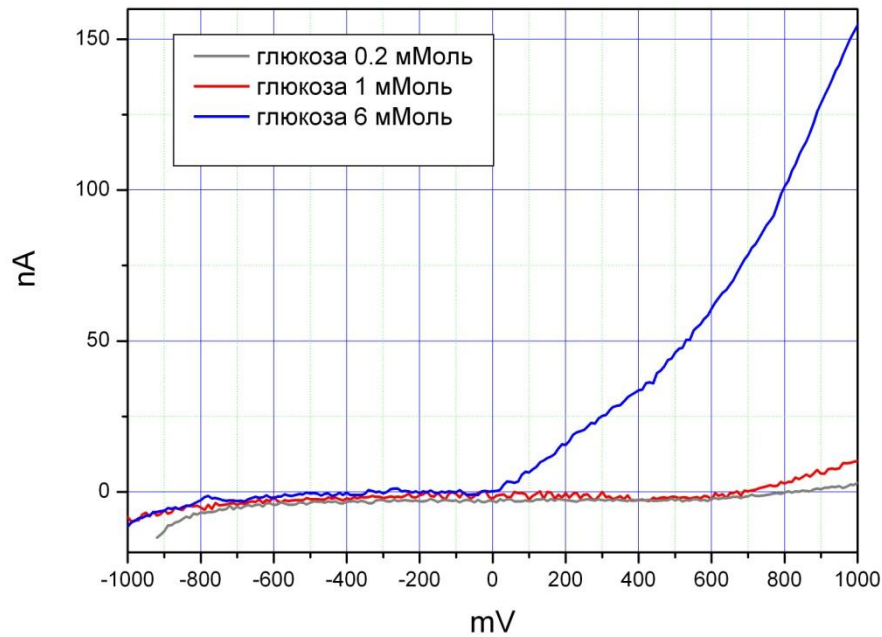


Рис.4. ВАХ для разных концентраций глюкозы в тестовом растворе

Таким образом, в работе разработана технология создания макета наноэлектронного биосенсора на основе планарной наноструктуры со встроенными ферментными комплексами. Разработана методика нанесения молекул фермента на электродах наноструктуры. Разработана методика регистрации биохимических сигналов. Продемонстрировано изменение функционального состояния иммобилизованного фермента глюкозооксидазы при наличии (окислении) глюкозы в тестовом растворе в зависимости от ее концентрации.

ЛИТЕРАТУРА

1. Солдатов Е.С., Колесов В.В. и др. // УФН 1998. 168. 217–219.
2. Heersche H.B., Lientschnig G., et. al. // Appl. Phys. Lett. 2007. V. 91, 072107.