

# Биосенсоры на основе регистрации матрицы проводимости мультиконтактных полупроводниковых наноструктур

© Э.Ю. Даниловский\*<sup>¶</sup>, Н.Т. Баграев\*<sup>†</sup>, А.Л. Чернев\*, Д.С. Гец\*,  
Л.Е. Клячкин\*, А.М. Маляренко\*

\* Физико-технический институт им. А.Ф. Иоффе Российской академии наук,  
194021 Санкт-Петербург, Россия

<sup>†</sup> Санкт-Петербургский государственный политехнический университет,  
195251 Санкт-Петербург, Россия

• Санкт-Петербургский Академический университет — научно-образовательный центр нанотехнологий  
Российской академии наук,  
194021 Санкт-Петербург, Россия

(Получена 24 апреля 2014 г. Принята к печати 15 мая 2014 г.)

Метод регистрации матриц проводимости анализируется с целью изучения свойств кремниевых наноструктур, выполненных в рамках холловской геометрии на поверхности Si (100) *n*-типа и представляющих собой сверхузкие кремниевые квантовые ямы *p*-типа, ограниченные  $\delta$ -барьерами, сильно легированными бором. В рамках предлагаемого подхода полный ток, протекающий через мультиконтактную кремниевую наноструктуру, записывается в матричной форме как  $\mathbf{I} = \mathbf{G} \cdot \mathbf{V}$ , где  $\mathbf{I}$  и  $\mathbf{V}$  — столбцы токов и напряжений для каждого из  $N$  контактов,  $\mathbf{G}$  — матрица проводимости размерности  $N \times N$ , однозначно описывающая проводимость исследуемой структуры с учетом вклада сопротивления контактных площадок. Демонстрируется высокая чувствительность матричных элементов к изменению состояния поверхности кремниевой наноструктуры в условиях осаждения раствора ацетата натрия, содержащего одноцепочные синтетические олигонуклеотиды. Обсуждаются перспективы практического применения полученных результатов при разработке современных биосенсоров на основе регистрации матрицы проводимости мультиконтактных полупроводниковых наноструктур.

## 1. Введение

Разработка новых биосенсоров для обеспечения развития современной биофизики и нанобиотехнологии является одной из актуальных задач физики и техники полупроводников. В основе работы любого биосенсора лежит регистрация изменения каких-либо физических свойств чувствительного элемента в присутствии аналита — детектируемого агента. Принципиально биосенсор может быть представлен в виде двух составных частей, тесно взаимосвязанных друг с другом [1]:

а) биоселективного элемента, взаимодействующего (как правило, химически) с детектируемым биологическим аналитом;

б) физического преобразователя, который трансформирует сигнал от биоселективного элемента, обусловленный реакцией с аналитом, в сигнал, непосредственно измеряемый в рамках схемы детектирования. Необходимо отметить, что селективность биосенсора также может быть достигнута путем прямой регистрации характеристики, уникальной для данного аналита [2,3].

В зависимости от типа преобразователя и схемы детектирования можно выделить два основных класса биосенсоров — оптические и электрохимические. В основе работы оптических биосенсоров лежит регистрация изменений оптических свойств биоселективного элемента [4]. В частности, активно используются явление поверхностного плазмонного резонанса [5], а

также изменения в абсорбции и флуоресценции соответствующего индикаторного компонента биосенсора [6]. Другим ярким примером может служить регистрация аномального сигнала оптического кругового дихроизма в УФ полосе поглощения хромофоров (составных элементов ДНК) [1]. Оптические биосенсоры на данный момент являются самыми распространенными, однако их миниатюризация представляет собой весьма трудную задачу ввиду резкого удорожания цены схемы детектирования.

Электрохимические биосенсоры удобней в использовании и, как правило, основаны на ферментативном катализе реакции, в которой освобождаются или поглощаются электроны. Такой биосенсор обычно состоит из рабочего электрода, на который наносят биоселективный материал, и электрода сравнения. Схема детектирования в этом случае реализуется путем измерения разности потенциалов между этими двумя электродами, обусловленной появлением заряженных продуктов реакции на рабочем электроде. Наибольшей популярностью среди исследователей на данный момент пользуются электрохимические методы с использованием ион-селективных полевых транзисторов (ISFET) [3,7–9]. В частности, посредством измерения вольт-амперных характеристик биологически модифицированных ISFET-структур было продемонстрировано прямое электрическое определение небольших пептидов и белков по характерному для них заряду [2], а также предложен оригинальный способ селективного определения аминокислот ДНК путем определения *pH*-системы на базе ISFET [8].

<sup>¶</sup> E-mail: danilovskii@mail.ioffe.ru

Таким образом, разработка схемы детектирования является одной из ключевых проблем при создании современных электрохимических биосенсоров. В данной работе предлагается использовать для характеристики свойств поверхности физического преобразователя метод регистрации матриц проводимости [10]. В качестве физического преобразователя используются восьмиконтактные кремниевые наноструктуры, выполненные в рамках холловской геометрии на поверхности Si(100) *n*-типа и представляющие собой кремниевые квантовые ямы (КЯ) *p*-типа с холловской плотностью двумерных дырок  $p_{2D} \approx 1.6 \cdot 10^{19} \text{ м}^{-2}$ , ограниченные  $\delta$ -барьерами, сильно легированными бором (рис. 1). В рамках предложенного подхода полный ток, протекающий через мультikonтактную кремниевую наноструктуру, записывается в матричной форме как  $\mathbf{I} = \mathbf{G} \cdot \mathbf{V}$ , где  $\mathbf{I}$  и  $\mathbf{V}$  — столбцы токов и напряжений для каждого из  $N$  контактов,  $\mathbf{G}$  — матрица проводимости размерности  $N \times N$ , для нахождения которой необходимо решить систему линейных алгебраических уравнений (СЛАУ), составленную на базе уравнений Кирхгофа из разностей потенциалов  $U_{ij}$ , измеренных при стабилизации токов  $I_{kl}$ , где  $i, j, k, l$  — номера контактов. Отличительными особенностями данного метода являются возможность регистрации изменений свойств поверхности в локальной области преобразователя, а также учет вклада сопротивления контактных площадок,  $R_c$ , в формирование элементов матрицы проводимости.

Посредством анализа матриц проводимости кремниевой наноструктуры с нанесенным на ее поверхность раствором ацетата натрия, содержащим одноцепочные синтетические олигонуклеотиды, демонстрируется высокая чувствительность матричных элементов к состоянию поверхности таких наноструктур.

## 2. Получение и свойства кремниевых наноструктур, сильно легированных бором

Кремниевые наноструктуры, исследуемые в данной работе, представляют собой кремниевые квантовые ямы (КЯ) *p*-типа, ограниченные  $\delta$ -барьерами, сильно легированными бором,  $N(B) = 5 \cdot 10^{21} \text{ см}^{-3}$ , на поверхности Si(100) *n*-типа (рис. 1). Как было показано ранее, количество квантовых ям, их транспортные характеристики существенно зависят от технологических параметров получения наноструктур, в частности от температуры диффузии бора и условий предварительного окисления поверхности Si(100) [11–19]. При этом одной из ключевых характеристик, определяющих электрические и оптические свойства кремниевых наноструктур, является плотность носителей в КЯ. Низкая плотность носителей ( $p_{2D} \approx 10^{14} \text{ м}^{-2}$ ) свидетельствует об образовании большого количества тригональных дипольных центров бора с отрицательной корреляционной энергией, формирующихся вследствие реконструкции мел-

ких акцепторов бора,  $2B^0 \rightarrow B^+ + B^-$  [12–15]. Зарегистрированная в этом случае холловская подвижность двумерных дырок достигает рекордных для кремния значений,  $\mu_{2D} \approx 10^6 \text{ см}^2/\text{В} \cdot \text{с}$ , что позволяет наблюдать мезоскопические и спиновзависимые явления при высоких температурах ( $T = 77 \text{ К}$ ), такие как квантованная проводимость и осцилляции продольной проводимости Ааронова–Кашера, возникающие при изменении напряжения вертикального затвора, управляющего величиной спин-орбитального взаимодействия Бычкова–Рашбы [13,16,17]. В случае высокой плотности 2D дырок ( $p_{2D} \approx 10^{19} \text{ м}^{-2}$ ), сравнимой с концентрацией бора в  $\delta$ -барьерах, кремниевые наноструктуры проявляют свойства, характерные для сильнокоррелированного двумерного дырочного газа с подвижностью носителей  $\mu_{2D} \approx 50 \text{ см}^2/\text{В} \cdot \text{с}$  [11].

Используемые в данной работе кремниевые наноструктуры были выполнены в геометрии восьмиконтактного холловского мостика со следующими геометрическими размерами: длина — 4700 мкм, ширина — 200 мкм, расстояние между соседними контактами — 1000 мкм, размеры контактных площадок —  $200 \times 200$  мкм. Полученные на основании детальных исследований холловских зависимостей при различных температурах величины удельного сопротивления, двумерной плотности и подвижности транспорта в кремниевых наноструктурах ( $R_{2D} \approx 120 \text{ Ом}/\square$ ,  $p_{2D} \approx 1.4 \cdot 10^{19} \text{ м}^{-2}$ ,  $\mu_H \approx 40 \text{ см}^2/\text{В} \cdot \text{с}$  300 К и  $R_{2D} \approx 90 \text{ Ом}/\square$ ,  $p_{2D} \approx 1.6 \cdot 10^{19} \text{ м}^{-2}$ ,  $\mu_H \approx 45 \text{ см}^2/\text{В} \cdot \text{с}$  77 К в предположении, что холл-фактор  $r_H = 1$ ) демонстрируют свойства, характерные для сильнокоррелированного двумерного дырочного газа. При этом статистический разброс указанных величин не превышает 10% для образцов, полученных в рамках описанной выше технологии.

## 3. Результаты и обсуждение

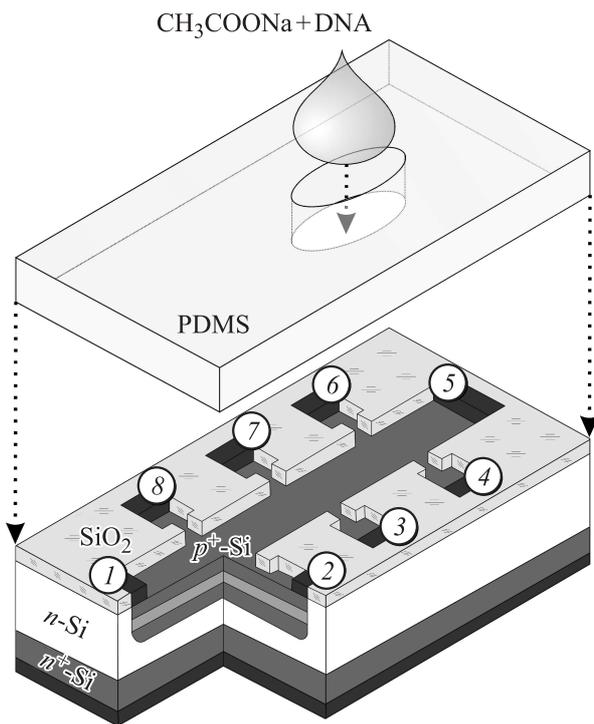
### 3.1. Матрица проводимости кремниевых наноструктур

Для того чтобы определить матрицу проводимости восьмиконтактных кремниевых наноструктур, производились измерения разностей потенциалов  $U_{ij}$  между каждой парой контактов с помощью нановольтметра Keithley 2182A при значении тока  $I_{kl} = 5 \text{ мкА}$ , стабилизированного источником тока Keithley 6221 с точностью до 1 нА, при  $T = 300 \text{ К}$  ( $i, j, k, l$  — номера контактов). Индексы ( $k, l$ ) подбирались так, чтобы из полученных данных становилось возможным для каждого из восьми контактов составить систему линейных алгебраических уравнений, базирующихся на правилах Кирхгофа. Решение полученных уравнений позволило получить матрицу проводимости  $G_{ij}$ , а также рассчитать с учетом статистической ( $P = 99.5\%$ , количество многократных измерений каждой разности потенциалов  $N = 50$ ) и приборной погрешностей измерений  $U_{ij}$  точность опре-

деления матричных элементов  $\Delta G_{ij}$ :

$$G = \begin{pmatrix} 41.037 & -16.758 & -3.093 & -0.499 & -0.383 & -0.543 & -3.089 & -16.67 \\ -16.719 & 44.177 & -4.167 & -0.739 & -0.538 & -0.681 & -4.093 & -17.241 \\ -3.094 & -4.148 & 41.217 & -3.992 & -2.99 & -34.103 & -18.766 & -4.123 \\ -0.517 & -0.686 & -3.982 & 41.222 & -15.716 & -15.653 & -3.962 & -0.704 \\ -0.389 & -0.517 & -2.997 & -15.661 & 39.397 & -16.316 & -2.984 & -0.533 \\ -0.532 & -0.711 & -4.108 & -15.694 & -16.28 & 42.113 & -4.093 & -0.695 \\ -3.081 & -4.124 & -18.754 & -3.97 & -2.978 & -4.094 & 41.101 & -4.1 \\ -16.704 & -17.232 & -4.117 & -0.668 & -0.51 & -0.723 & -4.113 & 44.067 \end{pmatrix} \frac{e^2}{h},$$

$$\Delta G = \begin{pmatrix} 13 & 7 & 7 & 7 & 8 & 4 & 3 & 3 \\ 10 & 12 & 5 & 6 & 13 & 10 & 12 & 12 \\ 4 & 9 & 9 & 1 & 5 & 4 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 13 & 4 & 1 & 1 & 2 \\ 1 & 1 & 1 & 8 & 18 & 1 & 1 & 3 \\ 6 & 3 & 1 & 3 & 3 & 12 & 1 & 1 \\ 3 & 3 & 1 & 6 & 7 & 1 & 12 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 13 \end{pmatrix} 10^{-3} \frac{e^2}{h}.$$

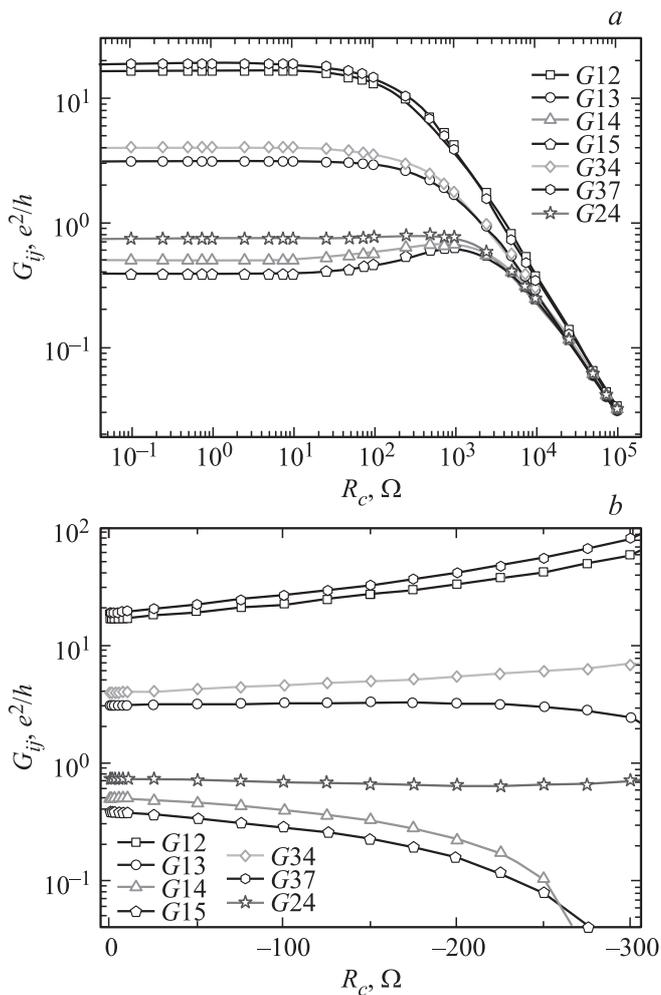


**Рис. 1.** Схема эксперимента, демонстрирующая возможности использования матрицы проводимости в качестве схемы детектирования для биосенсора на базе кремниевых наноструктур, представляющих собой кремниевые квантовые ямы *p*-типа с холловской плотностью двумерных дырок  $p_{2D} \approx 1.6 \cdot 10^{19} \text{ м}^{-2}$ , ограниченные  $\delta$ -барьерами, сильно легированными бором, на поверхности Si(100) *n*-типа. В основе данного подхода лежит регистрация изменений элементов матрицы проводимости кремниевой наноструктуры, обусловленных нанесением на ее поверхность посредством маски из полидиметилсилоксана раствора ацетата натрия, содержащего одноцепочные синтетические олигонуклеотиды.

Вид полученной матрицы проводимости, **G**, отражает симметрию восьмиконтактного холловского моста. Можно выделить группы равных между собой матричных элементов, отвечающих парам контактов, симметричных одновременно относительно центра инверсии и одной из осей наноструктуры. Примерами таких групп являются  $G_{13} = G_{35} = G_{57} = G_{71}$  и  $G_{23} = G_{34} = G_{67} = G_{78}$ .

Необходимо отметить, что сопротивления контактных площадок играют существенную роль в формировании матрицы проводимости [10]. Пусть для простоты все контакты и контактные площадки восьмиконтактного устройства идентичны друг другу и обладают сопротивлением  $R_c$ . Тогда на основании правил Кирхгофа становится возможным рассчитать вклад контактных сопротивлений  $R_c$  в каждый из матричных элементов  $G_{ij}$  (рис. 2, *a*). Данный факт, по всей видимости, является одной из причин статистического разброса (~ 15%) в величинах матричных элементов, проявляющегося от образца к образцу. Еще одним следствием наличия у контактных площадок конечного сопротивления является усиление амплитуды шумов, сопутствующих измерениям [20]. В использованной при получении матрицы проводимости схеме выбора токовых контактов  $(k, l) = (1.5), (1.4), (1.3), (1.2), (2.6), (2.7), (2.8)$  контакты № 1 и № 2 задействованы наиболее часто, вследствие чего погрешности определения матричных элементов,  $\Delta G_{ij}$ , для первой и второй строк матрицы проводимости заметно превышают погрешности всех остальных элементов.

Вклад сопротивления контактных площадок в построение матрицы проводимости может быть минимизирован. Для этого при использовании трехконтактной схемы измерения разности потенциалов необходимо вычесть из измеренной величины  $U_{ij}$  падение напряжения



**Рис. 2.** *a* — зависимости элементов  $G_{ij}$  матрицы проводимости кремниевой наноструктуры, изображенной на рис. 1, от величины сопротивления контактных площадок, вычисленные в предположении  $R_{c_i} = R_c$  для  $i = 1-8$ . Индексы  $(i, j)$  подбирались так, чтобы отразить различные группы матричных элементов, связанные с симметрией исследуемого образца. *b* — результат решения обратной задачи по вычитанию вклада, обусловленного наличием конечного сопротивления у контактных площадок, из измеренной матрицы проводимости.

$U_{c_i} = R_{c_i} I_{ik}$ , где  $I_{ik}$  — ток, стабилизированный между  $i$ -м и  $k$ -м контактами. Значения сопротивлений  $R_{c_i}$  в дрейфовом режиме могут быть оценены посредством сопоставления данных четырех- и двухконтактного методов измерения сопротивлений исследуемого мультikonтактного устройства с учетом его удельной проводимости и геометрических размеров. На рис. 2, *b* представлены значения матричных элементов  $G_{ij}$  кремниевой наноструктуры, рассчитанные после вычитания вклада контактных сопротивлений. Соответствующие зависимости, как и ранее, построены в предположении равенства сопротивлений всех контактов,  $R_c = R_{c_i}$  для  $i = 1-8$ . При значениях  $R_c > 300$  Ом некоторые матричные элементы становятся отрицательными, в то время как оставшиеся начинают неограниченно возрастать, что лишено

физического смысла и свидетельствует о расходимости решения системы линейных алгебраических уравнений и справедливости верхней оценки сопротивления контактной площадки величиной в 300 Ом.

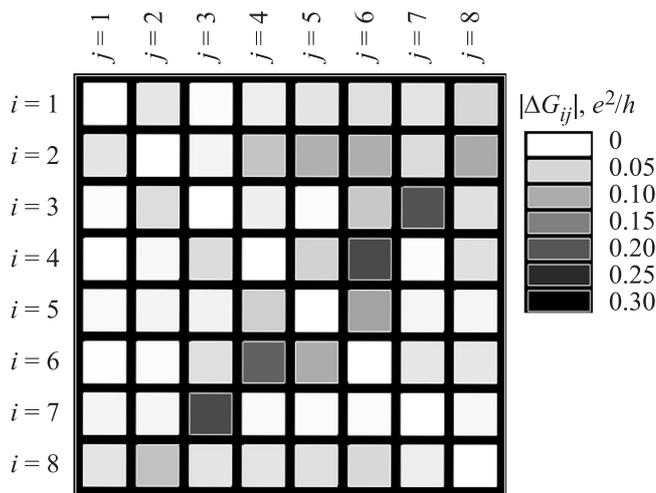
### 3.2. Роль поверхности кремниевой наноструктуры в формировании матрицы проводимости

Поверхностные состояния, локализованные на границе раздела полупроводника с внешней средой, оказывают существенное влияние на электрические и оптические свойства низкоразмерных полупроводниковых структур [21]. В связи с этим одной из актуальных задач современной физики полупроводников является изучение поправок к проводимости, обусловленных наличием поверхностных состояний, физическая природа которых зависит от качества и морфологии поверхности исследуемой наноструктуры.

Выделяют два основных типа поверхностных состояний. Первый тип возникает за счет образования собственных структурных дефектов (вакансий, междоузлий, дислокаций), а также примесей, появляющихся при адсорбции на поверхности кристалла инородных атомов или молекул [22, 23]. Поверхностные состояния второго типа могут возникать даже на идеальной кристаллической поверхности вследствие нарушения трансляционной симметрии кристалла вблизи поверхности. Такие состояния имеют фундаментальную природу и были теоретически рассмотрены Таммом [24] и Шокли [25]. Следует отметить, что возникновение уровней Тамма не зависит от межатомного расстояния, тогда как поверхностные состояния Шокли являются следствием пересечения разрешенных энергетических зон, полученных при рассмотрении периодического потенциала атомов решетки, и возникают только при определенных значениях межатомного расстояния. Плотность поверхностных состояний в обоих указанных случаях определяется прежде всего количеством атомов на поверхности кристалла и составляет  $N_{SS} \approx 10^{15} \text{ см}^{-2}$  [21].

Необходимо отметить, что зарегистрированная величина двумерной плотности носителей в кремниевых наноструктурах, сильно легированных бором,  $p_{2D} \approx 10^{19} \text{ м}^{-2}$ , хорошо коррелирует с предсказанным Таммом значением. Кроме того, наблюдаемая при этом холловская подвижность,  $\mu_{2D} \approx 50 \text{ см}^2/\text{В} \cdot \text{с}$ , значительно превышает типичные значения для сильно легированных полупроводников [20]. Данный факт с учетом обнаружения упорядоченной системы микродефектов внутри пассивированных бором  $\delta$ -барьеров, ограничивающих КЯ, один из которых выходит на поверхность Si(100) [19], позволяет предположить наличие существенного влияния поверхностных состояний на вид матрицы проводимости кремниевых наноструктур.

Для того чтобы продемонстрировать высокую чувствительность элементов матрицы проводимости кремниевой наноструктуры к изменению ее поверхностных



**Рис. 3.** Абсолютные изменения элементов матрицы проводимости кремниевой наноструктуры, обусловленные наличием на ее поверхности раствора ацетата натрия  $\text{CH}_3\text{COONa}$ , содержащего одноцепочные синтетические олигонуклеотиды,  $|G_{ij}^{(\text{CH}_3\text{COONa}+\text{DNA})} - G_{ij}^{(0)}|$ . Наибольшие изменения претерпели матричные элементы  $G_{37}$ ,  $G_{46}$ ,  $G_{56}$ ,  $G_{45}$ , что хорошо коррелирует с расположением области нанесения раствора на поверхность структуры между 3, 7, 4 и 6 контактами (см. рис. 1).

состояний, был поставлен следующий эксперимент. На сильно легированный бором *p*-слой (рис. 1) при помощи маски из полидиметилсилоксана (ПДМС) был нанесен раствор ацетата натрия  $\text{CH}_3\text{COONa}$ , (АНР), содержащий одноцепочные синтетические олигонуклеотиды, количество аминокислот в цепочке составляло 50 штук. Олигонуклеотидные молекулы были произведены компанией Бигль посредством химического синтеза с использованием твердофазного амидофосфитного метода на автоматическом синтезаторе производства компании Applied Biosystems. Полученные молекулы были очищены методом электрофореза в полиакриламидном геле и экстрагированы с использованием 0.3-молярного буферного раствора ацетата натрия. Концентрация одноцепочных олигонуклеотидов в растворе составляла  $3.4 \cdot 10^{13}$  шт/мкл. На рис. 3 графически представлены модули изменения элементов матрицы проводимости относительно исходной матрицы кремниевой наноструктуры,  $|G_{ij}^{(\text{CH}_3\text{COONa}+\text{DNA})} - G_{ij}^{(0)}|$ . Наибольшее влияние претерпели матричные элементы  $G_{37}$ ,  $G_{46}$ ,  $G_{56}$ , и  $G_{45}$ , что хорошо согласуется с положением окна в маске из ПДМС, которое располагалось между 3, 7, 4 и 6 контактами (рис. 1). Крайне показательным при этом является соотношение между вкладом в элементы матрицы проводимости, обусловленным наличием на поверхности наноструктуры раствора олигонуклеотидов, и погрешностью измерения этих элементов:  $G_{ij}^* = |G_{ij}^{(\text{CH}_3\text{COONa}+\text{DNA})}| - |\Delta G_{ij}^{(\text{CH}_3\text{COONa}+\text{DNA})}|$ . Матричные элементы  $G_{ij}^*$ , отвечающие положению окна в маске из ПДМС, в отличие от всех прочих элементов претерпевают изменения, существенно превышающие погрешность их измерений,  $G_{37}^*$ ,  $G_{46}^* > 0.2e^2/h$ ,

$G_{56}^* > 0.1e^2/h$ , что является доказательством высокой чувствительности метода к изменению состояния поверхности кремниевой наноструктуры. Такое поведение элементов матрицы проводимости открывает перспективы практического применения описанного выше метода при разработке современных биосенсоров на базе кремниевых наноструктур.

Избирательность такого сенсора может быть достигнута посредством нанесения на поверхность наноструктуры биоселективного материала — резистивного слоя, селективно взаимодействующего (химически и/или электрически) с детектируемым агентом. Примером такого резиста могут служить азотистые основания, участвующие в формировании дезоксирибонуклеиновой кислоты: аденин, гуанин, тимин и цитозин, благодаря принципу их комплементарности: аденин соединяется только с тимин, гуанин — только с цитозин. При необходимости одновременной регистрации нескольких агентов возможно нанесение различных резистов на поверхность одной и той же мультиконтактной структуры. В этом случае присутствие искомого агента будет детектироваться по изменению соответствующих элементов матрицы проводимости, чувствительной, как показано выше, к локальным воздействиям на поверхность наноструктуры.

#### 4. Заключение

1) Измерены матрицы проводимости кремниевых наноструктур, выполненных в геометрии восьмиконтактного холловского мостика на поверхности Si (100) *n*-типа и представляющих собой кремниевые квантовые ямы *p*-типа с плотностью носителей  $p_{2D} \approx 1.4 \cdot 10^{19} \text{ м}^{-2}$ , ограниченные  $\delta$ -барьерами, сильно легированными бором. В основе предложенного метода лежит решение СЛАУ на базе уравнений Кирхгофа для каждого из контактов, составленных из разностей потенциалов  $U_{ij}$ , измеренных при стабилизации токов  $I_{kl}$ , где  $i, j, k, l$  — номера контактов.

2) Исследован вклад сопротивления контактов и контактных площадок,  $R_c$ , в формирование элементов матрицы проводимости кремниевых наноструктур. Показано, что, начиная с  $R_c > 100 \text{ Ом}$ , наличие контактных сопротивлений оказывает существенное влияние на вид матрицы проводимости.

3) Посредством анализа матриц проводимости кремниевой наноструктуры с нанесенным на ее поверхность раствором ацетата натрия, содержащим одноцепочные синтетические олигонуклеотиды, продемонстрирована высокая чувствительность матричных элементов к состоянию поверхности наноструктур. Данный факт может быть использован при разработке биосенсоров на базе низкоразмерных материалов, в основе схемы детектирования которых лежит регистрация матриц проводимости.

Работа выполнена при поддержке программы фундаментальных исследований президиума РАН „Квантовые мезоскопические и неупорядоченные системы“

(проект 10.4), 7-й Европейской рамочной программы (Marie Curie Actions PIRSES-GA-2009-246784 project SPINMET), а также в рамках государственного задания 2014 г. СПбГПУ по теме „Методы взаимодействия гибридной инфраструктуры защищенных облачных вычислений и телематических систем киберобъектов“ (код проекта 1963).

## Список литературы

- [1] О.Н. Компанец. УФН, **174** (6), 684 (2004).
- [2] S.Q. Lud, M.G. Nikolaidis, I. Haase, M. Fischer, A.R. Bausch. Chem. Phys. Chem., **7** (2), 379 (2006)
- [3] C.S. Lee, S.K. Kim, M. Kim. Sensors, **9**, 7111 (2009).
- [4] Xudong Fan, Ian M. White, Siyka I. Shopova, Hongying Zhu, Jonathan D. Suter, Yuze Sun. Anal. Chimica Acta, **620**, 8 (2008).
- [5] X.D. Hoa, A.G. Kirkb, M. Tabrizian. Biosensors Bioelectron., **23** (2), 151 (2007).
- [6] Н.М. Ниеп, Т. Endo, К. Kerman, М. Chikae, D. Kim, S. Yamamura, Y. Takamura, E. Tamiya. Sci. Technol. Adv. Mater., **8**, 331 (2007).
- [7] I. Lundstrom, M.S. Shlvaraman, C.S. Svenson, L. Lundkvist. Appl. Phys. Lett., **26**, 55 (1975).
- [8] C. Toumazou et al. Nat. Methods, **10**, 641 (2013).
- [9] J.M. Rothberg et al. Nature, **475**, 348 (2011).
- [10] Э.Ю. Даниловский, Н.Т. Баграев. ФТП (принята к печати) arXiv:1404.6051.
- [11] Н.Т. Баграев, Е.В. Владимирская, В.Э. Гасумянц, В.И. Кайданов, В.В. Кведер, Л.Е. Клячкин, А.М. Маляренко, Е.И. Чайкина, А.И. Шальнин. ФТП, **29** (12), 2133 (1995).
- [12] Н.Т. Баграев, А.Д. Буравлев, Л.Е. Клячкин, А.М. Маляренко, В. Гельхофф, В.К. Иванов, И.А. Шельх. ФТП, **36** (4), 462 (2002).
- [13] N.T. Bagraev, N.G. Galkin, W. Gehlhoff, L.E. Klyachkin, A.M. Malyarenko. J. Phys.: Condens. Matter, **20**, 164 202 (2008).
- [14] G.S. Hwang, W.A. Goddard III. Appl. Phys. Lett., **83**, 3501 (2003).
- [15] N.T. Bagraev, V.A. Mashkov, E.Yu. Danilovsky, W. Gehlhoff, D.S. Gets, L.E. Klyachkin, A.A. Kudryavtsev, R.V. Kuzmin, A.M. Malyarenko, V.V. Romanov. Appl. Magnetic Resonance, **39**, 113 (2010).
- [16] N.T. Bagraev, N.G. Galkin, W. Gehlhoff, L.E. Klyachkin, A.M. Malyarenko, I.A. Shelykh. J. Phys.: Condens. Matter, **18**, L1 (2006).
- [17] Н.Т. Баграев, Э.Ю. Даниловский, Л.Е. Клячкин, А.М. Маляренко, В.А. Машков. ФТП, **46** (1), 77 (2012).
- [18] W. Frank, U. Gösele, H. Mehrer, A. Seeger. *Diffusion in silicon and germanium* (Dif. Crystalline Solids, Academic Press Inc., 1984) с. 63.
- [19] Н.Т. Баграев, А.Д. Буравлев, Л.Е. Клячкин, А.М. Маляренко, С.А. Рыков. ФТП, **34** (6), 726 (2000).
- [20] Е.В. Кучис. *Гальваномагнитные эффекты и методы их исследования* (М., Радио и связь, 1990) с. 162, 86.
- [21] П.П. Коноров, А.М. Яфясов. *Физика поверхности полупроводниковых электродов* (СПб., Изд-во СПбУ, 2003).
- [22] В.Ф. Киселев, С.Н. Козлов, А.В. Зотеев. *Основы физики поверхности твердого тела* (М., Изд-во Моск. ун-та, Физический факультет МГУ, 1999) с. 78.
- [23] Ф.Ф. Волькенштейн. *Электронная теория катализа на полупроводниках* (М., Физматгиз, 1960).
- [24] И.Е. Тамм. ЖЭТФ, **3**, 34 (1933).
- [25] W. Shokley. Phys. Rev., **59**, 319 (1939).

Редактор Т.А. Полянская

## Biosensors on conductance matrix definition for multi terminal semiconductor nanostructure

E.Yu. Danilovskii\*, N.T. Bagraev\*†, A.L. Chernev\*, D.S. Getz\*, L.E. Klyachkin\*, A.M. Malyarenko\*

\* Ioffe Physicotechnical Institute, Russian Academy of Sciences, 194021 St. Petersburg, Russia

† St. Petersburg State Polytechnical University, 195251 St. Petersburg, Russia

• St. Petersburg Academic University — Nanotechnology Research and Education Center of the Russian Academy of Sciences, 194021 St. Petersburg, Russia

**Abstract** Conductance matrix definition is analyzed to study the silicon nanostructures prepared within frameworks of the Hall geometry on the *n*-type Si(100) surface, which represents the ultra-narrow silicon quantum well (Si-QW) of the *p*-type heavily doped with boron. Proposed approach suggests that the total current in multi terminal silicon nanostructure appears to be present in the matrix form as  $I = GV$ , where  $I$  and  $V$  are column vectors for the probe currents and voltages, whereas  $G$  is an  $N \times N$  — conductance matrix, which uniquely describes the conductance of the device, with the probes resistance that is taken into account. By analyzing the conductance matrix of the silicon nanostructure coated on its surface with a solution of sodium acetate containing single-stranded synthetic oligonucleotides, the conductance matrix elements are found to be sensitive to the changes in the nanostructures surface state. Finally, the possibilities of the practical application of this method to develop new versions of biosensors, with the multi terminal semiconductor nanostructures used as a background.