

Разработка и изготовление сенсора заряда для секвенатора ДНК на основе предельно малого нанопровода из кремния

А. С. Андреева,^{*} А. Е. Мельников,[†] Е. С. Солдатов[‡]

*Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова
физический факультет, кафедра физики полупроводников и криоэлектроники
Россия, 119991, Москва, Ленинские горы, д. 1, стр. 2*

(Поступила в редакцию 18.05.2022; подписана в печать 15.07.2022)

Сейчас одним из наиболее перспективных методов создания сенсоров электрического заряда с субэлектронной чувствительностью и широким диапазоном рабочих температур от милликельвин до комнатной является изготовление полупроводникового нанопровода. Высокая чувствительность и комнатная рабочая температура необходимы для нормальной работы таких инновационных устройств, как эффективный, быстрый и недорогой секвенатор ДНК зарядового типа.

Целью настоящей работы является разработка и изготовление сенсоров электрического заряда на основе кремниевых нанопроводов с толщиной менее 20 нм, шириной 30–50 нм со сформированными на них площадками для иммобилизации одиночных молекул ДНК–полимеразы.

Образцы изготавливались на подложках КНИ с применением фото- и электронной литографии, ионно-плазменного травления и жидкостного травления, магнетронного и электронно–лучевого напыления. Для реализации предельно малых кремниевых нанопроводов с площадками для иммобилизации молекул полимеразы были разработаны три способа: 1 — формирование одиночной золотой точки на нанотранзисторе в результате их точного совмещения при экспонировании точки; 2 — формирование одиночной точечной площадки и канала–нанопровода методом теневого напыления; 3 — напыление предельно тонкой несплошной гранулированной пленки золота на область формирования нанопровода. Измерения электронного транспорта через изготовленные нанотранзисторы показали, что их сопротивления, лежащие в диапазоне 1–2 ГОм, сильно зависят от напряжения на затворе. Зарядовая чувствительность сенсоров менее $1 e/\text{Гц}^{1/2}$. По оценке, такой чувствительности может быть достаточно для регистрации выброса одиночного протона при встраивании единичного нуклеотида в ДНК.

PACS: 85.35, 87.83.

УДК: 577.2.08, 621.382.323, 53.082.731.

Ключевые слова: сенсор, полевой транзистор, нанопровод, секвенирование, ДНК.

ВВЕДЕНИЕ

На текущем этапе развития науки особое внимание в разных областях обращено на изучение наноразмерных систем [1–3]. Вполне естественно, что значительный интерес для научного сообщества представляет определение электрических свойств структур, обладающих наноразмерами. Так, для решения важнейших задач требуются сверхчувствительные электрические зарядовые сенсоры.

Существенным этапом на пути создания высокочувствительных сенсоров стало появление сенсоров на основе одноэлектронных транзисторов [4–6], но в связи с низкими рабочими температурами переход к их широкому использованию на сегодняшний день не представляется возможным.

В настоящее время одним из наиболее перспективных методов создания сенсоров электрического заряда является изготовление тонкопленочных полевых нанотранзисторов на основе предельно малого нанопровода из кремния [1, 2, 7–12]. На основе транзисторов такого типа возможна реализация устройств, обладающих

субэлектронной чувствительностью, малыми размерами и широким диапазоном рабочих температур — от милликельвин до комнатной. Последнее свойство особенно интересно для исследований биологических объектов. А поиск методов повышения чувствительности биосенсоров — важное направление развития, которое значительно расширит область применения подобных устройств. Например, высокая чувствительность необходима для создания инновационных устройств, таких как эффективный, быстрый и недорогой секвенатор ДНК зарядового типа.

Существует проблема обнаружения и отслеживания динамики реакций различных веществ. Современные наиболее отработанные и широко применяемые методы выявления взаимодействий основаны на оптических считываниях и требуют введения дополнительных специальных меток для детектирования. Электрическое выявление реакций без меток и использования специализированных реагентов значительно упростило бы процесс и ускорило бы его [3, 10–12]. Построение устройств на основе полевых транзисторов на основе предельно малых нанопроводов из кремния — один из наиболее перспективных вариантов перехода к прямому электрическому детектированию.

Идея рассматриваемого метода секвенирования заключается в наблюдении за работой единичной молекулы ДНК–полимеразы [13]. При встраивании нук-

* andreeva.as18@physics.msu.ru

† alexen96@gmail.com

‡ soldatov.es@physics.msu.ru

леотида в ДНК наблюдается разделение пары зарядов — электрон остается на полимеризуемом фрагменте, а протон выделяется в водный раствор. На поверхности сенсора индуцируются заряды компенсирующие друг друга, пока ион водорода не удалится от места образования. После остается некомпенсированный индуцированный заряд, изменяется электрическое поле, что может быть зарегистрировано сверхчувствительным сенсором, например сенсором на основе полупроводникового нанопровода. Для этого необходимо чтобы процесс секвенирования проходил максимально близко к поверхности сенсора, то есть необходимо закрепить ДНК-полимеразу на нанопроводе, модифицировав его поверхность.

Целью настоящей работы является разработка и изготовление сенсоров электрического заряда на основе кремниевых нанопроводов с толщиной менее 20 нм, шириной 30–50 нм со сформированными на них площадками для иммобилизации одиночных молекул ДНК-полимеразы.

В работе разработаны три метода реализации полевого транзистора с каналом-нанопроводом и иммобилизационными площадками:

1. формирование одиночной золотой точки на нанопроводе в результате их точного совмещения при экспонировании точки;
2. формирование одиночной точечной площадки и канала-нанопровода методом теневого напыления;
3. напыление предельно тонкой гранулированной пленки золота на область формирования нанопровода.

1. ИЗГОТОВЛЕНИЕ ТРАНЗИСТОРОВ

Образцы изготавливались на подложках кремний-на-изоляторе (КНИ) с применением фото- и электронной литографии, ионно-плазменного травления и жидкостного травления, магнетронного и электронно-лучевого напыления.

Подложка КНИ состоит из трех слоев: монолитной кремниевой пластины, диэлектрика (диоксида кремния) и размещённого на нём тонкого поверхностного монокристаллического слоя кремния. В верхнем слое кристаллического кремния формируется желаемая структура, в частности нанопровод, нижняя часть пластины КНИ — кремниевая подложка — исполняет роль затвора. При изготовлении исследуемых экспериментальных образцов использовались пластины с толщиной поверхностного слоя кремния 70 нм, геометрические размеры подложек — 20 × 20 мм (на каждом создавались 4 микросхемы размерами 10 × 10 мм).

Для изготовления предельно малого кремниевого нанопровода необходим слой кремния не более 20 нм. Для получения такой толщины удалялся слой

толщиной 50 нм с поверхности подложки путем реактивно-ионного анизотропного травления кремния во фторсодержащей плазме SF₆ при давлении 0.18 Па в установке Alcatel RDE-300.

Далее во избежание возникновения токов утечки через подложку удален поверхностный слой кремния до нижележащего слоя SiO₂ всюду, кроме центральных областей, в которых на последующих этапах реализуются наноструктуры (рис. 1, а). Длительность процесса травления контролировалась с помощью диагностического комплекса «Multisem-440» методом лазерной интерферометрии. Перед травлением формировалась маска методом оптической фотолитографии, использовался позитивный фоторезист ПММА А4: резист наносился на подложку методом центрифугирования и высушивался; затем проводилось совмещение с заранее изготовленным кварцевым фотошаблоном, фотолитография осуществлялась в системе экспонирования в глубоком ультрафиолетовом излучении в установке Abet Technologies Model 12008; проявление резиста проводилось в растворе изопропилового спирта в деионизованной воде в соотношении 93:7 по объему в течение 1 мин (в результате экспонированные участки резиста растворялись). После травления проводился процесс удаления неэкспонированного резиста. Неэкспонированные области ПММА удалялись в ацетоне.

Для создания надежной изоляции металлических подводящих проводов и контактных площадок от проводящей кремниевой подложки на всей поверхности образца, за исключением центральных областей чипов, толщина диэлектрического слоя была увеличена. Для этого последовательно напылялись три слоя SiO₂ суммарной толщиной 0.45 мкм с применением метода высокочастотного магнетронного распыления в атмосфере кислорода (рис. 1, б). Перед напылением каждого слоя изолятора на поверхности образца создавалась двухслойная маска ММА EL11–ПММА А4. Использование технологии создания двухслойной маски продиктовано в первую очередь тем, что за счет разных скоростей проявления ММА EL11 и ПММА А4 возможно минимизировать высоту образующихся «бортиков» - вертикальных стенок вдоль границы маски. Однако на границе изолированного слоя остается ступенька с существенным перепадом высот и необходимо ее сглаживание. Для этого был осуществлен процесс жидкостного травления SiO₂ в 6% буферизованном растворе плавиковой кислоты NH₄F HF через маску из ПММА А4, созданную методами фотолитографии. В результате удалялась часть оксида кремния, находившаяся в открывшихся в результате экспонирования и проявления «окнах» (рис. 1, в). При достижении кремниевого слоя процесс останавливался автоматически.

Для создания контактных площадок и крупных электродов, подводящих к центральной области, методами фотолитографии формировалась маска из резиста ПММА А4, после чего методом высокочастотного магнетронного напыления последовательно напылялись тонкие металлические пленки титана и золота,

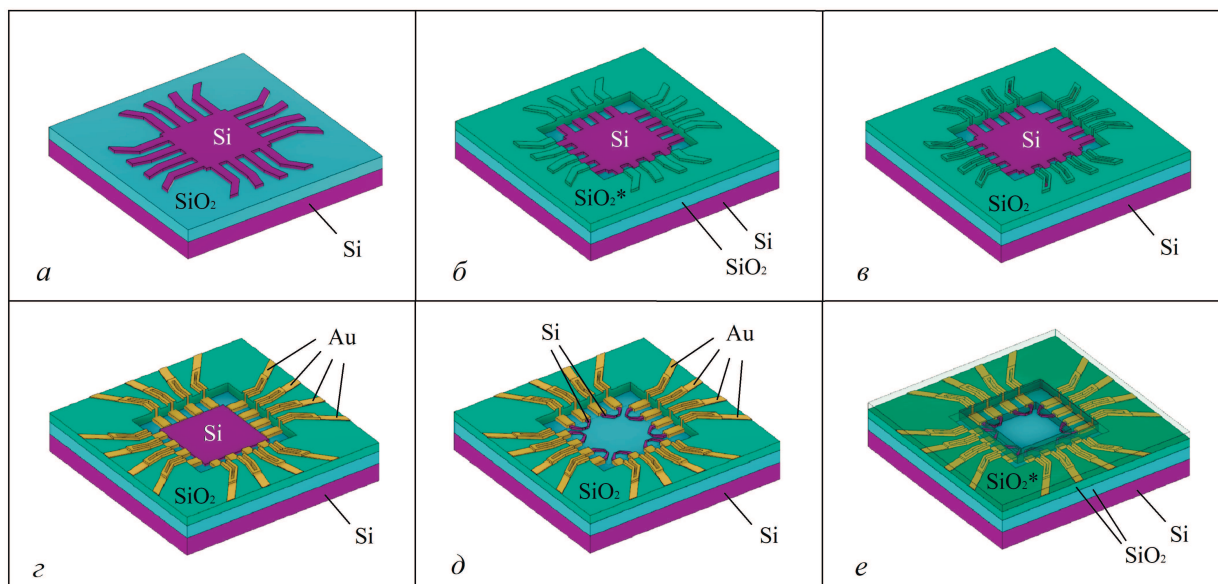


Рис. 1. Схематичное изображение основных этапов изготовления образца: *a* — кремниевая структура в центральной части образца; *b* — дополнительные слои SiO_2 (обозначены *) для изоляции металлических электродов от полупроводниковой кремниевой подложки; *в* — удаление вертикальной стенки на границе изолированной и неизолированной областей; *г* — формирование металлических электродов методом высокочастотного магнетронного напыления; *д* — формирование предельно малых кремниевых нанопроводов методом реактивно-ионного травления; *e* — изоляция металлических подводящих электродов от контакта с рабочей средой

толщина каждой составила 20 нм (рис. 1, *г*, рис. 2). Напыление с магнетрона позволяет избежать появления разрывов пленки на сформированной профилированной разноуровневой поверхности подложки.

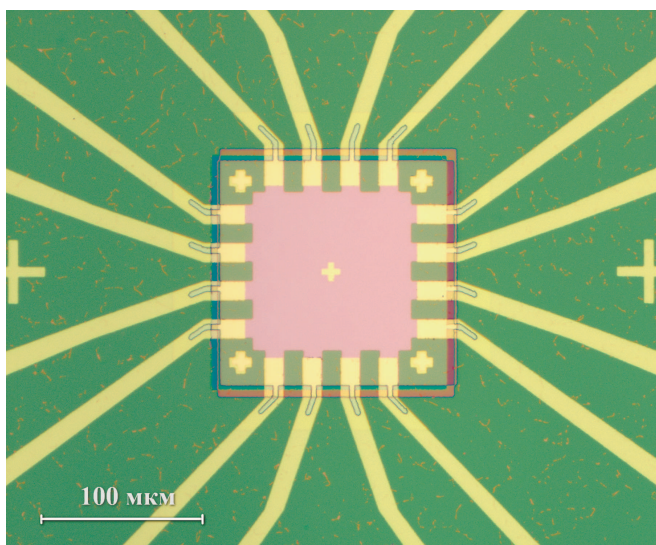


Рис. 2. Изображение в оптическом микроскопе металлических электродов, подводящих к центральной области, масштаб 100 мкм

На следующем этапе формировались предельно малые кремниевые нанопровода (рис. 1, *д*). После этого для надежной изоляции металлических токопроводя-

щих электродов от контакта с жидкостной рабочей средой формировался верхний слой диэлектрика. Поверхность чипа, за исключением контактных площадок по краям чипа и транзисторов в центральной части, была покрыта тремя слоями SiO_2 суммарной толщиной 0.45 мкм (рис. 1, *e*).

Для формирования предельно малых кремниевых нанопроводов с соразмерными длиной и шириной около 50 нм и с площадками для иммобилизации молекул полимеразы разработаны три способа.

1.1. Способ 1: формирование одиночной золотой точки на нанопроводе в результате их точного совмещения при экспонировании точки

При реализации рассматриваемого способа первым этапом были созданы кремниевые нанопровода. Для этого была изготовлена алюминиевая маска: методом электронной литографии была создана маска из резиста ПММА А4, экспонирование структуры проводилось с помощью растрового электронного микроскопа (РЭМ) Supra-40 Carl Zeiss с литографической приставкой "Elphy Quantum" Raith; методом термического напыления на образец наносился слой алюминия толщиной 150 Å в установке Leybold L-560. Затем осуществлялось травление кремния, не закрытого алюминиевой маской, во фторсодержащей плазме SF_6 в установке Alcatel RDE-300. Для удаления маски образец был помещен в щелочную среду — 3% раствор KOH.

Следующим этапом необходимо изолировать металлические токопроводящие электроды от контакта с рабочей средой.

Далее осуществлялось формирование на каждом нанопроводе одиночной точки, выполняющей роль площадки для иммобилизации ДНК-полимеразы. Для этого методами электронной литографии формировалась маска из ПММА А4, засвечивались круги диаметром 45 нм, расположенные на нанопроводах. Осуществлялось проявление в специально охлажденном в холодильнике растворе изопропилового спирта в деионизованной воде в соотношении 93:7 по объему для повышения разрешающей способности. Точки формировались методом термического напыления, последовательно были нанесены слои титана (15 Å) и золота (90 Å). На рис. 3 продемонстрировано РЭМ-изображение изготовленного нанопровода с напыленной золотой точкой, ширина нанопровода ~ 50 нм.

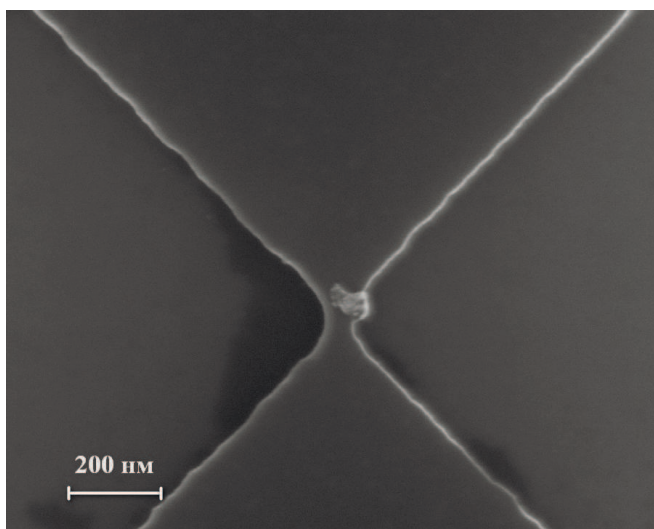


Рис. 3. Изображение в электронном микроскопе нанопровода с напыленной золотой точкой, полученных в результате точного совмещения при экспонировании точки, масштаб 200 нм, ширина нанопровода ~ 50 нм

Преимущество первого способа заключается в реализации одиночных точек, притом на заключительном этапе создания структуры (сформированная поверхность остается чистой). Однако провести очень точное совмещение предельно малых (~ 50 нм) элементов крайне затруднительно. Поэтому были разработаны следующие два способа, в которых нанопровода и площадки формируются в одном литографическом процессе. При таком подходе необходимо заранее сформировать маску для крупных частей кремниевых электродов, подводящих к областям с характерным размером 300 нм. В разработанном шаблоне для электронной литографии конфигурации электродов была учтена необходимая при реализации второго способа параллельность.

1.2. Способ 2: формирование одиночной точечной площадки и канала-нанопровода методом теневого напыления

Одним из популярных тонкопленочных литографических методов создания структур с двумя и более слоями, накладываемыми друг на друга, является техника теневого напыления. В методе используется маска, подвешенная над подложкой. При точном подборе углов для нанесения каждого материала, соседние отверстия в маске проецируются на одно и то же место, реализуя наложение двух тонких пленок с четко определенной геометрией. Техника теневого напыления широко применяется для изготовления одноэлектронных транзисторов [14–17], турникетов [18], кубитов [19], джозефсоновских переходов [20], и других наноструктур [21–23], требующих точного совмещения. В данной работе методом теневого напыления формировались точечные золотые площадки и алюминиевые маски для формирования нанопроводов.

Создавалась трехслойная резистивная структура сополимер MMA EL11/Ge/ПММА А4 с соответствующими толщинами 350 нм/30 нм/200 нм. Напыление германия осуществлялось методом термического напыления в установке Leybold Z-400. Желаемый рисунок для маски Ge был нанесен на верхний слой ПММА А4 методом электронной литографии. После проведения холодного проявления. Затем созданный рисунок перенесен в слой Ge методом реактивного ионного травления во фторсодержащей плазме CF₄ при давлении 1 Па в установке Alcatel RDE-300. Для создания области нависания маски над подложкой проведено двухэтапное травление в кислородной плазме сополимера MMA EL11 в атмосфере кислорода в установке Alcatel RDE-300: сначала анизотропное при давлении 0.2 Па, затем изотропное при давлении 30 Па. Оставшийся слой ПММА поверх Ge был удален кислородной плазмой в процессе травления сополимера. Двойное угловое напыление реализовывалось методом термического напыления в установке Leybold L-560. Сначала под углом 50° к поверхности подложки напылялся слой золота толщиной 150 Å, затем перпендикулярно к поверхности наносился слой алюминия толщиной 150 Å. После следовало реактивное ионное травление кремния через алюминиевую маску. Затем удалялся алюминий, формировалась верхняя изоляция.

На рис. 4 представлено РЭМ-изображение, демонстрирующее точное наложение структур, полученное методом теневого напыления, ширина нанопровода и диаметр площадки ~ 50 нм.

Техника теневого напыления обеспечивает хорошую точность и воспроизводимость геометрии и размера. Преимущество технологии заключается в формировании наиболее тонких частей структуры в одном литографическом процессе. Недостатком технологии является многоступенчатость и высокие требования к точному воспроизведению всех параметров на подготовительном этапе. В связи с этим был разработан третий

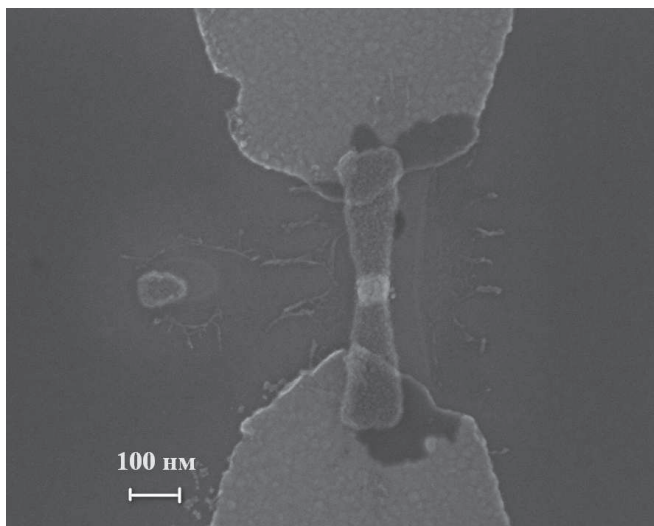


Рис. 4. Изображение в электронном микроскопе точного попадания золотой точки на область формирования нанопровода при теновом напылении, масштаб 100 нм, ширина провода и диаметр точки ~ 50 нм

способ, предусматривающий меньшее число технологических шагов.

1.3. Способ 3: напыление предельно тонкой гранулированной пленки золота на область формирования нанопровода

Идея предлагаемого метода создания площадок для осаждения ДНК-полимеразы заключается в нанесении гранулированной пленки на небольшую, наиболее узкую часть провода. Обратим внимание непосредственно на процесс создания тонких пленок. Формирование тонких пленок путем осаждения на поверхности включает несколько процессов: переход вещества из конденсированной фазы, которая может быть твердой или жидкой, в газообразную; перенос паров вещества в пространство от испарителя к подложке (обычно при пониженном давлении); конденсация паров вещества при достижении подложки [24]. Кинетика процессов конденсации включает следующие процессы [25]:

1. адсорбцию атомов на поверхности;
2. зародышеобразование;
3. коалесценция зародышей;
4. образование каналов;
5. формирование непрерывной пленки.

Так, для формирования несплошной гранулированной пленки процесс должен быть прерван до начала образования каналов.

При реализации метода через маску из резиста на открытые участки подложки, осажается гранулированная пленка золота, после чего формируется алюминиевая маска толщиной 100Å . Экспериментально продемонстрировано, что несплошная пленка золота с гранулами размерами до 40 нм формируется при напылении $5\text{--}8\text{Å}$ в установке Leybold L-560. Рис. 5 представляет собой РЭМ-изображение реализованных гранул. После формирования алюминиевой маски проводится реактивно-ионное травление кремния, затем снятие алюминиевой маски и нанесение верхней изоляции.

Преимущества реализации площадок для иммобилизации методом осаждения гранулированной пленки заключаются в отсутствии необходимости крайне точного совмещения, в меньшем числе технологических шагов по сравнению с первыми двумя способами, а также в реализации площадок минимального размера. В предложенном способе формируется множество площадок неправильной формы. Форм-фактор площадок не имеет значения для иммобилизации молекул ДНК-полимеразы.

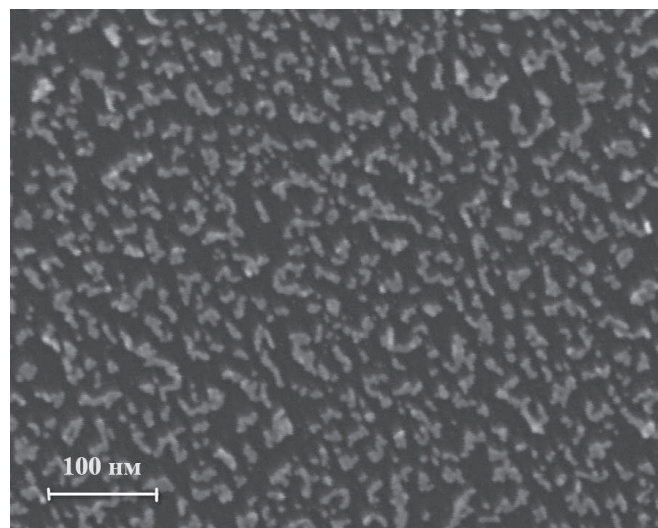


Рис. 5. Изображение в электронном микроскопе зародышей золотой пленки, масштаб 100 нм, размеры гранул до 40 нм

2. ИЗМЕРЕНИЯ ХАРАКТЕРИСТИК ЭЛЕКТРОННОГО ТРАНСПОРТА ЧЕРЕЗ НАНОТРАНЗИСТОР

На текущем этапе работы проведены измерения характеристик образцов, реализованных способом 1. Изготовленные полевые транзисторы на основе предельно малых нанопроводов из кремния исследовались при комнатной температуре. При проведении измерений наибольший интерес представляла область малых напряжений между стоком и истоком — область наибольшей чувствительности транзистора предположительно располагается именно в этом диапазоне.

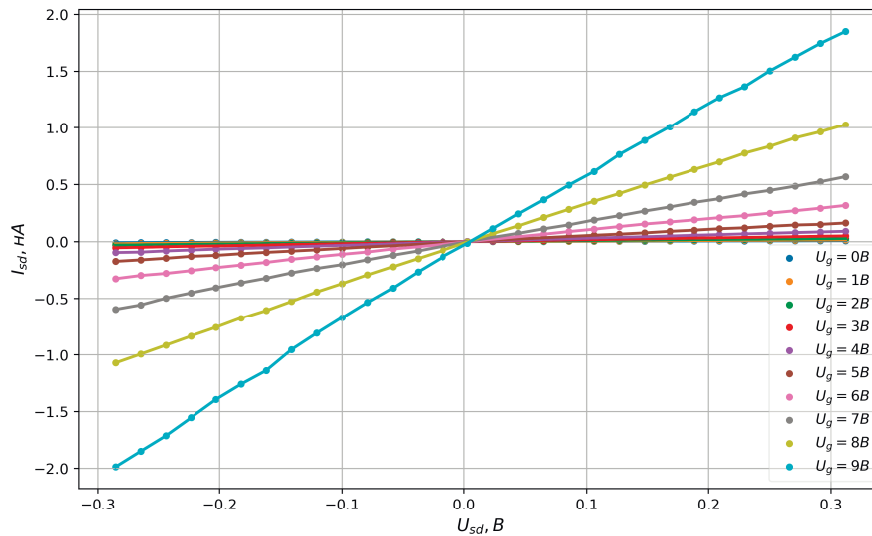


Рис. 6. Семейство вольт–амперных характеристики нанопровода

Определены транспортные характеристики изготовленных нанотранзисторов с каналом-нанопроводом. На графике, представленном на рис. 6, отражены их вольт–амперные характеристики $I_{sd}(U_{sd})$, полученные при разных напряжениях на затворе U_g . Эти напряжения изменяются от 0 до 9 В с шагом 1 В, роль затвора выполняет кремниевая подложка. Измерения электронного транспорта через изготовленные нанопровода показали, что их сопротивления лежат в диапазоне 1–2 ГОм и сильно зависят от электрического поля, создаваемого затвором. Крутизна характеристик управления достигает величины 70 пА/В, что при оценке зарядовой чувствительности по формуле (1):

$$\begin{aligned} \delta Q &= \left(\frac{\partial Q}{\partial I}\right) \delta I = \left(\frac{1}{\partial I / \partial Q}\right) \sqrt{S \Delta f} = \\ &= \left(\frac{C}{\partial I / \partial U_g}\right) \sqrt{S \Delta f} = \left(\frac{\sqrt{S \Delta f}}{\partial I / \partial U_g}\right) C, \quad (1) \end{aligned}$$

(где C — взаимная емкость нанопровода и затвора, S — спектральная плотность флуктуаций тока, Δf — полоса частот, $\partial I / \partial U_g$ — крутизна затворной характеристики) и измеренном уровне флуктуаций тока в системе величиной около 5×10^{-13} А/Гц^{1/2}, приводит к оценке порога чувствительности транзисторов к заряду (зарядовой чувствительности) менее $1 e / \text{Гц}^{1/2}$, где e — заряд электрона (1.6×10^{-19} Кл).

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Разработка сверхчувствительных сенсоров электрического заряда на основе предельно малого кремниевово-

го нанопровода необходима для исследования биологических объектов и создания инновационных медицинских систем диагностики. Высокая чувствительность и широкий диапазон рабочих температур зарядовых сенсоров на основе предельно малых нанорыводов на основе кремния дают возможность использовать такие устройства в качестве основы для создания эффективного, быстрого и недорогого секвенатора ДНК.

В ходе исследования были разработаны три воспроизводимых способа реализации полевых транзисторов с каналом-нанопроводом с модифицированной поверхностью нанопровода, пригодной для иммобилизации на нем ДНК-полимеразы и обеспечения таким образом предельной близости источника сигнала и сенсорного элемента транзистора. Каждый из разработанных способов обладает преимуществами. Конкретный выбор метода диктуется имеющимися технологическими возможностями.

Чувствительности, полученной на изготовленных транзисторах на основе предельно малого кремниевово нанопровода с толщиной менее 20 нм, шириной ~ 50 нм, по оценке может быть достаточно для регистрации выброса протона при встраивании нуклеотида в ДНК в ходе секвенирования. Использование разработанных и изготовленных сенсоров является перспективным путем построения эффективного безметочного ДНК-секвенатора нового типа.

Исследование выполнено при поддержке Междисциплинарной научно-образовательной школы Московского университета «Фотонные и квантовые технологии. Цифровая медицина».

- [1] *Bozhev I., Tsiniiaikin I., Presnova G., Shorokhov V., Rubtsova M., Ulyashova M., Krupenin V.* // FEBS open bio. **9**. № Supplement 1. P. 375.
- [2] *Tsiniiaikin I.I., Presnova G.V., Bozhev I.V., Skorik A.A., Rubtsova M.Yu., Kamalov A.A., Matskeplishvili S.T., Snigirev O.V., Krupenin V.A., Presnov D.E.* // Moscow University Physics Bulletin. 2020. **75**. № 6. P. 645.
- [3] *Pourmand N., Karhanek M., Persson H.H.J., Webb C.D., Lee T.H., Zahradnikova A., Davis R.W.* // PNAS. 2006. **103**. N 17. P. 6466.
- [4] *Fuechsle M., Miwa J.A., Mahapatra S., Ryu H., Lee S., Warschkow O., Hollenberg L.C.L., Klimeck G., Simmons M.Y.* // Nature Nanotechnology Letters. 2012. **7**. P. 242.
- [5] *Krupenin V.A., Presnov D.E., Zorin A.B., Niemeyer J.* // Phys. B: Condens. Matter. 2000. **284–288**, N 2. P. 1800.
- [6] *Fulton T.A., Dolan G.J.* // Phys. Rev. Lett. 1987. **59**. P. 109.
- [7] *Ko H., Ryu K., Park H., Park C., Jeon D., Kim Y.K., Jung J., Min D.-K., Kim Y., Lee H.N. et al.* // NANO LETTERS. 2011. **11**. N 4. P. 1428.
- [8] *Salji J., Savelyev I., Blumin M., Nair S.V., Ruda H.E.* // Nature Nanotechnology. 2010. **5**. N 10. P. 737?741.
- [9] *Presnov D.E., Amitonov S.V., Krutitskii P.A., KolybasovaĖ.V., Devyatov I.A., Krupenin V.A., Soloviev I.I.* // Beilstein J. Nanotechnology. 2013. **4**. P. 330.
- [10] *Islam M.A., Datta P.K., Myler H.* // Bioengineering. 2020. **7**. 49.
- [11] *Li Z., Chen Y., Li X., Kamins T.I., Nauka K., Williams R.S.* // NANO LETTERS. 2004. **4**. N 2, P. 245.
- [12] *Hahn J., Lieber C.M.* // NANO LETTERS. 2004. **4**. N 1. P. 51.
- [13] *Башкиров В.И., Григорьев А.В., Гуторов М.А., Ильичев Э.А., Колесов В.В., Крутовский К.В., Мантуров А.О.* // Пат. 2679494, Российская Федерация, МПК С12Q 1/6869 (2018_01).
- [14] *Bouchiat V., Service D.E.* // Appl. Phys. Lett. 1996. **69**. P. 3098.
- [15] *Dolan G.* // Appl. Phys. Lett. 1977. **31**, N 5. P. 337.
- [16] *Fulton T.A., Dolan G.J.* // Phys. Rev. Lett. 1987. **59**. P. 109.
- [17] *Pashkin Yu.A., Pekola J.P., Knyazev D.A., Li T.F., Kafanov S., Astafiev O., Tsai J.S.* // Journal of Physics Conference Series. 2012. **400**. Article 052028.
- [18] *Maisi V.F., Pashkin Yu.A., Kafanov S., Tsai J.-S., Pekola J.P.* // New Journal of Physics. 2009. **11**. Article 113057.
- [19] *Stern M., Catelani G., Kubo Y., Grezes C., Bienfait A., Vion D., Esteve D., Bertet P.* // Phys. Rev. Lett. 2014. **113**. Article 123601.
- [20] *Bilmes A., Neumann A.K., Volosheniuk S., Lisenfeld J.* // arXiv:2101.01453v3 [quant-ph]. 2021.
- [21] *Bean J.A., Tiwari B., Bernstein G.H., Fay P., Porod W.* // Journal of vacuum science & technology B. 2009. **27**. P. 11.
- [22] *Pothier H., Gueron S., Birge N.O., Esteve D., Devoret M.H.* // Zeitschrift für Physik B Condensed Matter. 1997. **103**. P. 313.
- [23] *Stosch R., Yaghobian F., Weimann T., Brown R.J.C., Milton M.J.T., Guttler B.* // Nanotechnology. 2011. **22**. Article 105303.
- [24] *Маскаева Л.Н., Федорова Е.А., Марков В.Ф.* Технология тонких пленок и покрытий: учеб. Пособие. Изд-во Урал. ун-та, 2019.
- [25] *Петухов В.Ю., Гумаров Г.Г.* Ионно-лучевые методы получения тонких пленок. Учебно-методическое пособие для студентов физического факультета. Казань. 2010.

Development and fabrication of a charge sensor for a DNA sequencer based on an extremely small silicon nanowire

A.S. Andreeva^a, A.E. Melnikov^b, E.S. Soldatov^c

¹*Department of Physics of Semiconductors and Cryoelectronics, Faculty of Physics, Lomonosov Moscow State University, Moscow 119991, Russia*

E-mail: ^aandreeva.as18@physics.msu.ru, ^balexen96@gmail.com, ^cesoldatov@physics.msu.ru

Nowadays one of the most promising methods for creating electronic charge sensors with subelectronic sensitivity and wide range of operating temperatures is the fabrication of a semiconductor nanowire. These are required for operation of such a device as an efficient, fast and inexpensive charge-type DNA sequencer.

The aim of this work is to develop and manufacture electric charge sensors based on silicon nanowires with a thickness of less than 20 nm and a width of 30–50 nm with platforms formed on them for the immobilization of single molecules of DNA polymerase.

The samples were fabricated on SOI substrates using photo- and electron lithography, ion-plasma etching and liquid etching, magnetron and electron beam sputtering. The formation of extremely small silicon nanowires with sites for the immobilization of polymerase molecules was implemented in three ways:

- 1) formation of a single golden dot on a nanotransistor as a result of their exact alignment when the dot exposed;
- 2) formation of a single golden area and a nanowire channel by the shadow evaporaton method;
- 3) deposition of an extremely thin discontinuous granular gold film on the area of nanowire formed.

Measurements of electron transport through fabricated nanotransistors showed that their resistances, which lie in the range of 1–2 G Ω , strongly depend on the gate voltage. The charge sensitivity of the sensors is less than 1 e/Hz^{1/2}. According to estimates, this sensitivity is sufficient to detect a release of a proton upon insertion of a single nucleotide into DNA.

PACS: 85.35, 87.83.

Keywords: sensor, field-effect-transistor, nanowire, sequencing, DNA.

Received 18 May 2022.

Сведения об авторах

1. Андреева Анна Сергеевна — студентка; тел.: (495) 939-59-35, e-mail: ansreeva.as18@physics.msu.ru.
 2. Мельников Александр Евгеньевич — аспирант; тел.: (495) 939-59-35, e-mail: alexen96@gmail.com.
 3. Солдатов Евгений Сергеевич — доктор физ.-мат. наук, ст. науч. сотрудник; тел.: (495) 939-59-35, e-mail: soldatov.es@physics.msu.ru.
-