



БАЛТИЙСКИЙ
ФЕДЕРАЛЬНЫЙ УНИВЕРСИТЕТ
ИМЕНИ ИММАНУИЛА КАНТА

М. В. Демин

**РАЗРАБОТКА МАКЕТА
ТЕМПЕРАТУРНОГО МИКРОДАТЧИКА
В ПРИЛОЖЕНИИ ОПТОГЕНЕТИКИ**

**Калининград
2023**

БАЛТИЙСКИЙ ФЕДЕРАЛЬНЫЙ УНИВЕРСИТЕТ им. ИММАНУИЛА КАНТА

М. В. Демин

**РАЗРАБОТКА МАКЕТА
ТЕМПЕРАТУРНОГО МИКРОДАТЧИКА
В ПРИЛОЖЕНИИ ОПТОГЕНЕТИКИ**

Методическое пособие

Издательство
Балтийского федерального университета им. Иммануила Канта
2023

УДК 577.35
ББК 22.379
Д30

Рецензенты

С. Ю. Гордлеева, д-р физ.-мат. наук, зав. лабораторией нейродинамики и когнитивных технологий, НИИ нейронаук,

ФГАОУ ВО «Национальный исследовательский Нижегородский государственный университет им. Н. И. Лобачевского»;

В. Б. Казанцев, д-р физ.-мат. наук, зав. кафедрой нейротехнологий Института биологии и биомедицины, ФГАОУ ВО «Национальный исследовательский Нижегородский государственный университет им. Н. И. Лобачевского»

Демин, М. В.

Д30 Разработка макета температурного микродатчика в приложении оптогенетики : методическое пособие / М. В. Демин. — Калининград : Издательство БФУ им. И. Канта, 2023. — 79 с.

ISBN 987-5-9971-0739-0

Рассмотрены основные подходы к определению структуры, компонентной базы и методам создания температурного датчика, предназначенного для оптоэлектронного имплантируемого устройства.

Сделан обзор оптоэлектронных имплантируемых устройств и требований, предъявляемых к ним. Описана разработка схемотехнического решения устройства. Рассмотрены пошаговый процесс создания материалов для датчика, а также процесс синтеза материалов температурного датчика. Предназначено для магистрантов и аспирантов, исследующих области материаловедения на стыке нейробиологии и методов ФКС; может быть полезно для формирования кроссотраслевых компетенций.

УДК 577.35
ББК 22.379

ISBN 987-5-9971-0739-0

© Демин М. В., 2023
© БФУ им. И. Канта, 2023

ОГЛАВЛЕНИЕ

<i>ВВЕДЕНИЕ</i>	4
<i>Глава 1. НАЗНАЧЕНИЕ И ТРЕБОВАНИЯ К ОПТОЭЛЕКТРОННЫМ ИМПЛАНТИРУЕМЫМ УСТРОЙСТВАМ</i>	6
<i>Глава 2. ОПРЕДЕЛЕНИЕ СХЕМОТЕХНИЧЕСКОГО РЕШЕНИЯ ОПТОЭЛЕКТРОННОГО УСТРОЙСТВА</i>	11
2.1. Выбор полупроводникового материала активного элемента светодиодов	11
2.2. Выбор материала для светоизлучающих диодов, работающих в диапазоне 620—660 нм	18
2.3. Выбор и обоснование микроразмерных светоизлучающих диодов	19
2.4. Выбор способа переноса электронных элементов	28
2.5. Выбор материала и технологии для переноса элементов на полимерную подложку	33
2.6. Выбор типа датчика температуры	37
2.7. Выбор типа фотодетектора	41
2.8. Обоснование выбора типа датчика проводимости	46
<i>Глава 3. ВЫБОР ПРОЦЕССОВ СОЗДАНИЯ МАТЕРИАЛОВ ТЕМПЕРАТУРНОГО МИКРОДАТЧИКА</i>	51
<i>Глава 4. РЕГЛАМЕНТ ОТЛАДКИ ПРОЦЕССОВ СИНТЕЗА МАТЕРИАЛОВ ТЕМПЕРАТУРНОГО МИКРОДАТЧИКА</i>	67
<i>СПИСОК РЕКОМЕНДУЕМОЙ ЛИТЕРАТУРЫ</i>	74

ВВЕДЕНИЕ

В данном методическом пособии рассмотрены основные подходы к определению структуры, компонентной базы и методам создания температурного датчика, предназначенного для оптоэлектронного имплантируемого устройства.

Многокомпонентная электронная система, интегрированная в живой организм, является ценным инструментом для реализации научных исследований, диагностики и источником терапевтических возможностей как для биомедицины, так и для значительного ускорения перехода полученных научных данных о работе мозга на клинический уровень.

В нейробиологии в целом и в оптогенетике в частности возможность имплантирования источников света, детекторов и других компонентов в строго определенные структуры мозга открывает широкие возможности для изучения и управления различными физиологическими процессами организма. На протяжении многих лет главенствующей стратегией терапии психоневрологических расстройств являлось подавление активности определенных зон мозга за счет электростимуляции, коррекции дисбаланса нейромедиаторов. Однако данный подход сопровождается побочными эффектами из-за недостаточной селективности.

Основной принцип метода заключается в использовании известной генетической информации о специфической функции, выполняемой ограниченной группой клеток, с целью воздействия именно на эту целевую группу заданным образом. Поскольку активация воздействия регулируется светом определенного спектра, в ряде задач оптогенетика расширяет диапазон возможностей классических электрофизиологических методов, обеспечивая гибкое целевое воздействие на клетку. В общем случае светочувствительный белок экспрессируется определенными клетками и встраивается в их наружную мембрану, при попадании света он меняет свою конформацию таким образом,

что образуется ионный канал посредством изменения разности потенциалов на мембране, вследствие чего активность клетки активируется или ингибируется. Подобные белки называются канальными, в настоящее время ведется активный поиск и описание их применения в оптогенетике.

Оптогенетические технологии на сегодняшний день стали лидирующим источником поставки новейшей информации о межклеточной коммуникации и специфичности отдельных функциональных единиц нервной ткани.

Первая глава посвящена обзору оптоэлектронных имплантируемых устройств и требованиям, предъявляемым к ним.

Вторая глава посвящена разработке схемотехнического решения устройства, включая подбор материалов, диодов, а также выбору технологии переноса электронных компонентов, типа датчика температуры, типа фотодетектора и датчика проводимости.

В третьей главе рассмотрен пошаговый процесс создания материалов для датчика.

В четвертой главе описан процесс синтеза материалов температурного датчика, включая регламент отладки и алгоритм формирования тонких пленок.

Изложенные материалы предназначены для магистрантов и аспирантов, ведущих исследования в области материаловедения на стыке нейробиологии и методов ФКС, и могут быть полезны для формирования кроссотраслевых компетенций.

Глава 1

НАЗНАЧЕНИЕ И ТРЕБОВАНИЯ К ОПТОЭЛЕКТРОННЫМ ИМПЛАНТИРУЕМЫМ УСТРОЙСТВАМ

Имплантирование проникающих электродов или оптоволоконна, соединенных с внешним электронным контроллером либо источником света, может применяться для решения широкого спектра задач, в особенности в области нейронаук и хирургии. В то же время направленная интеграция в биологическую систему ограничена проблемами, связанными с повреждением ткани при введении зонда, постоянным раздражением, а также с инженерными сложностями поддержания оптимальных температурных параметров зонда, инкапсуляции, размерностью соединений и внешнего модуля для обеспечения беспроводного контроля, доставкой электропитания [1—8].

Многие из этих проблем делают невозможным применение таких стандартных инструментов, как светодиоды и полупроводниковые устройства, в качестве сети зондов в *in vitro* тканевые каркасы [9—13]. Кроме того, для развития оптогенетики препятствием становятся доминирующие проводные оптоволоконные устройства, сужающие область биомедицинских приложений и накладывающие ограничение на дизайн эксперимента при работе *in vivo*, что резко ограничивает возможность изучения тонких механизмов широкого спектра поведенческих феноменов из-за ограничения передвижения как в норме, так и на линиях животных, моделирующих нейродегенеративные, психические и другие заболевания [14—18].

В значительной мере то же можно сказать и о жестких имплантируемых конструкциях, вызывающих у животных спонтанные болевые ощущения, о модулях питания и передачи сигнала, которые не просто ограничивают свободное движение, социальные взаимодействия, гигиену животных, но и вы-

зывают навязчивую потребность избавиться от болевого фактора — импланта, что зачастую приводит к поломке прибора, травмам, гибели животных; и это не только пагубно отражается на возможности проведения достоверных исследований, увеличивает их время и трудозатраты, но и ставит под сомнение принципиальную возможность анализа поведенческих феноменов [19—23].

Ответом на решение проблем в части использования проводных систем являются беспроводные гибкие оптоэлектронные имплантируемые устройства [24—30]. Перспективы развития подобных устройств заключаются также в реализации автоматического режима работы. При этом конструкция устройства должна предусматривать наличие не только актуаторов (светоизлучатели, нагреватели, электростимулирующие электроды), но и сенсоров (датчики температуры, световые, электрические) для изменения световой стимуляции в ответ на изменение физиологических показателей, таких как изменение активности отдельных нейронов, рН, содержания кислорода в крови, уровня глюкозы, нейрохимические изменения, связанные с выбросом нейромедиаторов [31—37].

Существует также ряд проблем, связанных с внедрением обычных светодиодов в ткань головного мозга [38—41]:

- повреждения мозга, вызванные внедрением инородных предметов;
- ответная реакция клеток мозга, приводящая к инкапсуляции внедренного устройства;
- негативное влияние тепла, выделяемого устройствами, на функционирование мозговой ткани.

Традиционные инженерные решения, реализованные в виде проводных волоконно-оптических оптогенетических устройств, в настоящее время распространенных и коммерчески доступных, ограничивают область применения для исследований *in vivo* из-за достаточно больших своих размеров и сложных технологий внедрения.

Ответом на решение данных проблем являются устройства, смонтированные на извлекаемом имплантируемом зонде, позволяющем проникать в глубину мягких тканей (рис. 1) [42].

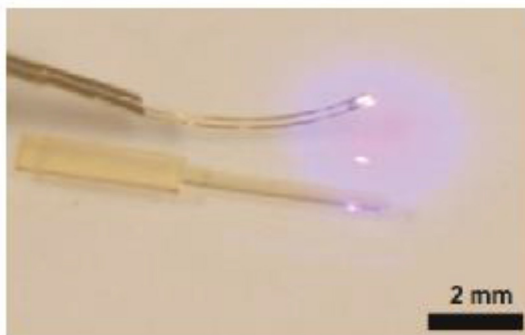


Рис. 1. Внешний вид гибкого извлекаемого оптоэлектронного зонда

Данные беспроводные устройства включают в себя компоненты, по размерам сравнимые с размерами клеток: независимо управляемые микроразмерные неорганические светоизлучающие диоды, совместно расположенные прецизионные оптические, тепловые и электрофизические датчики и актуаторы [42].

Показано, что сочетание микроразмерных светоизлучающих диодов с электронными датчиками и актуаторами позволяет создавать активные многофункциональные интегрированные системы, которые могут быть сконфигурированы в однослойное или многослойное устройство (рис. 2, 3) [42—44]:

- первый слой: микроэлектрод для электрофизиологической записи или электрической стимуляции (размеры составляют 20×20 мкм, что определяет активную область воздействия на ткань мозга);

- второй слой: микроразмерный неорганический фотодетектор, представляющий собой ультратонкий кремниевый фотодиод (толщина 1,25 мкм, размеры 200×200 микрометров);

- третий слой: четыре микроразмерных светоизлучающих диода, соединенных параллельно;

- четвертый слой: прецизионный температурный микро-сенсор.

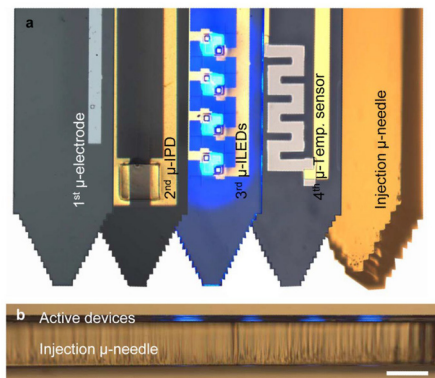


Рис. 2. Изображение отдельных слоев многослойного имплантируемого зонда

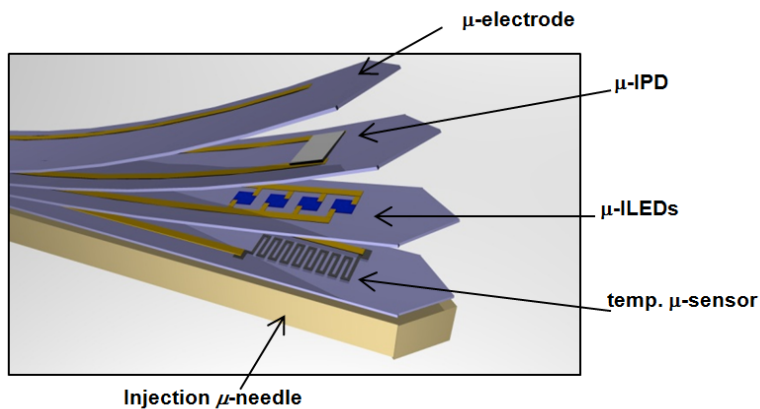


Рис. 3. Схема устройства многослойного имплантируемого зонда

Каждый слой устройства может быть сформирован на отдельных подложках, затем соединяемых вместе [42; 43]. Отдельные полимерные подложки, образующие отдельные слои устройства, могут быть соединены между собой при помощи

эпоксидного клея, позволяющего склеивать элементы с зазором около 500 нм, что отвечает необходимым требованиям ультратонкости. Общая толщина инжектируемого многофункционального зонда составляет около 20 мкм.

Однако возможен и иной подход к созданию имплантируемого зонда — комбинирование методов фотолитографии и физического распыления материалов в вакууме для создания слоев. Данный подход технологически менее затратный и более оптимальный с точки зрения формирования единой системы на подложке.

На основе проведенного обзора сформулированы следующие требования к устройству для оптогенетического контроля функций мозга.

Оптоэлектронное устройство должно быть беспроводным — не требовать соединения с внешними приборами с помощью световодов и проводов, что позволит активно применять его *in vivo*.

Технология введения устройства должна быть минимально инвазивной, что даст возможность изучать целостные клеточные и субклеточные структуры без их повреждения.

Конструкция устройства должна быть механическая упругой, что позволит вводить зонд под разными углами в ткани и значительно расширит операциональный функционал устройства.

Для выполнения комплексного анализа устройство должно включать в себя следующие компоненты:

- модуль для стимуляции или регистрации электрофизиологической активности;
- модуль для регистрации флуоресцентных сигналов;
- модуль для оптогенетического контроля активности клеток;
- модуль для контроля температурного режима.

Для разработки заданной конструкции устройства необходимо определить компонентную базу и методы создания отдельных слоев/модулей, учитывая микронные размеры каждого.

Глава 2

ОПРЕДЕЛЕНИЕ СХЕМОТЕХНИЧЕСКОГО РЕШЕНИЯ ОПТОЭЛЕКТРОННОГО УСТРОЙСТВА

2.1. Выбор полупроводникового материала активного элемента светодиодов

Выбор материала активного элемента светоизлучающих диодов обусловлен его технологичностью, характеристиками светоэффективности и параметрами возбуждения световым излучением биологической молекулы белка опсина.

Избранный для конкретных биологических экспериментов класс опсина определяет требуемую длину волны излучения светоизлучающих диодов, поскольку именно излучение диодов активирует молекулу.

В отношении пространственной разрешающей способности метода оптогенетики нужно строго учитывать число нейронов, или размер области нервной ткани, или размер клеточного региона, одновременно активизируемых либо ингибируемых одним импульсом светового излучения. Данный показатель оптогенетического метода находится в прямой зависимости от габаритов, типа источников света и способа доставки световой энергии к нейронам. Наиболее перспективным (дающим наибольшую пространственную разрешающую способность метода) на данный момент источником света являются микро-размерные светоизлучающие диоды, латеральные габариты которых сравнимы с характеристическими размерами нервных клеток. Достигнутая на данный момент разрешающая способность метода может быть улучшена путем оптимизации технологий производства микро-размерных светоизлучающих диодов с целью дальнейшего снижения их латеральных размеров. Необходимо отметить, что фундаментальные физические причины, которые накладывали бы ограничения на процесс дальнейшей миниатюризации этих устройств, помимо достигнутого на

данный момент уровня развития технологии их производства, в настоящий момент отсутствуют. В дальнейшем можно ожидать прогресса в технологии производства этих полупроводниковых приборов, что дает основания предполагать рост разрешающей способности оптогенетического метода.

Светоизлучающий диод представляет собой полупроводниковый компонент, активной зоной которого является полупроводник с р-п-переходом. При активации компонент излучает свет.

При приложении соответствующего напряжения к выводам прибора происходит электронно-дырочная рекомбинация внутри устройства, в результате этого процесса высвобождаются фотоны. Эффект, на котором основана работа светоизлучающих диодов, носит название электролюминесценции, а длина волны излучаемого света определяется шириной запрещенной зоны полупроводника [45; 46]. Светоизлучающие диоды имеют очень компактные размеры, и дополнительные оптические структуры могут быть использованы для формирования пространственного профиля свечения прибора — диаграммы направленности. Современные светоизлучающие диоды имеют в своем классе приборы, покрывающие весь диапазон излучения, от инфракрасного до ультрафиолетового, обладая при этом высокой яркостью.

В приложении рассматриваемой темы имплантируемых ультратонких многофункциональных зондов для исследования нервной ткани глубоких областей мозга млекопитающих светоизлучающие диоды являются оптимальным выбором в силу жестких требований по компактности, длине волны излучения, тепловому балансу устройства, свето- и энергоэффективности. Кроме того, они могут работать в импульсном режиме и обладают высокой скоростью переключения. Это делает их незаменимыми в импульсных приложениях электроники для оптогенетики, поскольку постоянное излучение может стать фактором подавления нейронов. Работа в импульсном режиме достаточна для активации опсина и не приводит к негативному побочному эффекту подавления активности нейронов [47; 48]. При этом нужно отметить, что импульсный режим обладает значительно лучшими — по сравнению с непрерывным — ха-

раактеристиками теплового режима устройства, что способствует поддержанию температуры нервной ткани в рамках приемлемого диапазона.

Особенный интерес представляют GaN светоизлучающие диоды на подложке из сапфира, поскольку, с одной стороны, обладают требуемой длиной волны излучения для активации опсина (в частности, каналродопсина-2, ChR2) с максимум поглощения 460 нм, а с другой — выращены на оптически прозрачной сапфировой подложке, что делает возможным использование технологии лазерного отрыва синтезированных структур от подложки — как этап технологии мягкой литографии — с целью дальнейшего переноса отслоенных структур на полимерную подложку. Светоизлучающие диоды могут быть синтезированы и на других подложках, например кремниевых. В этом случае технология лазерного отрыва микроразмерных светоизлучающих диодов будет осуществляться не за счет локального теплового влияния в результате лазерного нагрева на границе раздела подложка/устройство: сапфир/GaN, — а за счет общего лазерного нагрева подложки. На сапфировых подложках в результате теплового влияния лазерного излучения происходит процесс термического разложения GaN, в результате которого выделяется газообразный азот, приводящий к развитию механического усилия, отрывающего структуру от подложки.

Очевидно, что при использовании непрозрачных подложек подобный подход не может быть реализован. Следовательно, для приложений, использующих полимерные подложки и технологии переноса, свойственные мягкой литографии, целесообразно использовать светоизлучающие диоды GaN, выращенные на сапфире либо на других традиционных подложках. Светоотдача и электрическая эффективность светоизлучающих диодов синей и ближней ультрафиолетовой областей постоянно возрастают вследствие прогресса полупроводниковых и оптических технологий. Кроме того, время жизни светоизлучающих диодов в несколько десятков раз превосходит время жизни традиционных источников света, таких как лампы накаливания, газоразрядные лампы и прочие, что хорошо сказывается на надежности устройств, созданных с применением современных светоизлучающих диодов. Некоторые светоизлу-

чающие диоды способны работать до 100 000 часов. Продолжительность работы может серьезно меняться в зависимости от ее условий и соблюдения корректного температурного режима работы прибора.

Продолжительность работы светоизлучающих диодов является важным показателем для использования их в беспроводных устройствах, имплантируемых в мозговую ткань млекопитающих. Многие оптогенетические эксперименты, связанные с поведением животных, могут быть весьма пролонгированными: вплоть до нескольких месяцев; при этом нет оснований предполагать, что в будущем длительность подобных экспериментов еще более не возрастет и не станет сравнима с продолжительностью жизни подопытного животного.

Принцип работы светоизлучающего диода заключается в преобразовании электрической энергии в световую, которое осуществляется полупроводником. P-n-переход способен преобразовывать поглощенную энергию света в пропорциональный электрический ток. Возможен и обратный процесс, при котором электрический ток, пропускаемый через p-n-переход, индуцирует световое излучение. Это явление инжекционной электролюминесценции может быть определено как излучение света полупроводником под действием электрического поля: излучение возникает в результате спонтанной рекомбинации неосновных неравновесных носителей заряда (электронов проводимости и дырок), инжектированных под действием приложенного напряжения в активную область — область полупроводника, прилегающую к p-n-переходу [49]. Излучение, генерируемое светоизлучающим диодом, некогерентно, однако (в отличие от тепловых источников света) имеет значительно более узкий спектр, обычно составляющий около 50 нм, вследствие чего в видимой области такое излучение воспринимается как одноцветное. При рекомбинации электронов и дырок избыточная энергия рассеивается в виде тепла и света. Для кремниевых и германиевых диодов выделяется исключительно тепловая энергия, но для, например, GaAsP и GaP электроны рассеивают энергию, испуская фотоны. Если полупроводник является оптически прозрачным и p-n-переход имеет смещение в прямом направлении, то переход становится источником

света, а диод в этом случае является светоизлучающим диодом. Если же р-п-переход смещен в обратном направлении, светового излучения прибором не производится, а сам прибор может быть поврежден в результате нарушения внутреннего теплового баланса.

Светоизлучающий диод представляет собой чип полупроводникового материала, легированного примесями для создания р-п-перехода. Как и в других диодах, ток течет от р-стороны (анода) к п-стороне (катоде), но не в обратном направлении. Вследствие рекомбинации электрона с дыркой он переходит на более низкий энергетический уровень, в результате этого перехода высвобождается энергия в виде фотона. Длина волны испускаемого света и, следовательно, его цвет зависят от ширины запрещенной зоны полупроводникового материала. В кремниевых или германиевых диодах происходит безызлучательная рекомбинация, поскольку они обладают непрямой формой запрещенной зоны. Материалы, используемые для прочих светодиодов, имеют прямую форму запрещенной зоны. Развитие светоизлучающих диодов началось с инфракрасных и красных приборов, сделанных на основе арсенида галлия, достижения в области материаловедения позволили изготавливать устройства с более короткими длинами волн. Большинство светодиодов выращены на подложке п-типа, с электродом, закрепленным на слое р-типа. Встречается и обратная ситуация, но реже. Многие коммерческие светоизлучающие диоды, в особенности GaN/ InGaN, используют сапфировые подложки.

Большинство материалов, используемых для производства светоизлучающих диодов, обладает очень высокими показателями преломления. Это означает, что большая часть излучения, возникшего в результате электронно-дырочной рекомбинации, будет отражаться обратно в материал на поверхности раздела материал/воздух. Светоизвлечение является важным аспектом производства и проектирования светоизлучающих диодов, что особенно значимо при разработке экспериментальных нестандартных, некоммерческих светоизлучающих диодов для научного применения, обладающих новым дизайном.

Полупроводники без покрытия имеют высокий показатель преломления по отношению к воздуху. Такой показатель пре-

ломления препятствует прохождению фотонов, приходящих под острым углом к поверхности раздела полупроводник/внешняя среда в результате полного внутреннего отражения. Это свойство влияет на эффективность светоизлучения светоизлучающих диодов и полупроводниковых фотоприемников. Для примера: показатель преломления кремния составляет около четырех, а показатель преломления воздуха — около единицы. Полупроводниковый чип светоизлучающего диода без покрытия будет излучать свет в форме светового конуса с углом расходимости в несколько градусов с осью, расположенной по нормали к поверхности образца. Максимальный угол, под которым фотоны еще могут выйти из полупроводника, носит название критического угла. Фотоны могут выходить через все грани полупроводника, если его размеры и прозрачность позволяют это сделать. В случае прямоугольной формы полупроводникового чипа большая часть света полностью отражается внутрь кристалла и преобразуется в тепло. Огранка чипа по типу драгоценного камня или линзы Френеля помогает повысить световой выход устройства. С этой точки зрения идеальной формой светоизлучающего диода является микросфера с центром излучения в ее центре. В этом случае все лучи будут достигать поверхности сферы под прямым углом, что приведет к отсутствию внутреннего отражения. Однако с точки зрения использования имплантируемых электронных устройств для приложений оптогенетики узкий телесный угол излучения является преимуществом, поскольку ясно определяет область воздействия светового излучения на нейроны, увеличивая тем самым пространственную разрешающую способность метода, и это даже без дополнительного уменьшения латеральных размеров светоизлучающих диодов.

Обычно чипы светоизлучающих диодов корпусируются, что служит целям механической защиты деликатного устройства от внешних повреждений, упрощения монтажа корпусированного прибора на платы или в устройства; пластик также выступает в качестве рефракционного посредника между полупроводниковым чипом и воздухом. Однако светоизлучающие диоды для научно-исследовательских применений, особенно ультракомпактные, изготавливаются бескорпусными, но могут ламиниро-

ваться полимерной пленкой, располагаясь, таким образом, между двумя тонкими листами полимерной пленки — подложкой и укрывочным слоем.

Одним из ключевых преимуществ светодиодных источников света является высокая светоотдача. Типичная светоотдача синего светодиода составляет около 37 лм/Вт.

Традиционные светоизлучающие диоды изготавливаются из различных неорганических полупроводниковых материалов. В таблице 1 приведены длины волн излучения светоизлучающих диодов и материалы, из которых они изготовлены.

Таблица 1

**Спектр цветов светоизлучающих диодов
и материалы их активного элемента [50]**

Длина волны, нм	Название цвета	Полупроводниковый материал
940	Infrared	GaAIAs/GaAs
880	Infrared	GaAIAs/GaAs
850	Infrared	GaAIAs/GaAs
660	Ultra red	GaAIAs/GaAs
635	High efficiency red	GaAsP/GaP
633	Super red	InGaAIP
623	Red-orange	InGaAIP
620	Super orange	InGaAIP
612	Orange	GaAsP/GaP
595	Super yellow	InGaAIP
592	Amber yellow	InGaAIP
585	Yellow	GaAsP/GaP
3500 K	Incandescent white	SiC/GaN
4500 K	Incandescent white	SiC/GaN
5000 K	Pale white	SiC/GaN
6500 K	Pale white	SiC/GaN
8000 K	Cool white	20 SiC/GaN
574	Super lime yellow	InGaAIP
570	Super lime green	InGaAIP
565	High efficiency green	GaP/GaP
560	Super pure green	InGaAIP

Длина волны, нм	Название цвета	Полупроводниковый материал
555	Pure green	GaP/GaP
525	Aqua green	SiC/GaN
505	Blue green	GaN
460	Super blue	GaN
430	Ultra blue	SiC/GaN

Как следует из представленных данных, наиболее подходящим полупроводниковым материалом для изготовления микро-размерных светоизлучающих диодов для приложений оптогенетики в рамках задач проекта, является GaN, поскольку длина его излучения (460 нм) совпадает с длиной волны активирующего излучения каналродопсина-2 (ChR-2) — одного из традиционных и наиболее часто используемых для оптогенетических исследований опсинов.

Для изготовления светоизлучающих диодов GaN является сравнительно новым материалом и обладает хорошими функциональными характеристиками, значимыми для изготовления светоизлучающих диодов, например, высоким квантовым выходом.

GaN — прямозонный полупроводник с шириной запрещенной зоны 3,4 эВ. Используется в качестве материала для изготовления полупроводниковых приборов синего и ультрафиолетового диапазонов, может быть выращен в виде эпитаксиальной структуры на подложках сапфира и карбида кремния. Нитриды третьей группы считаются одними из наиболее перспективных материалов для изготовления светоизлучающих диодов ближнего синего и ультрафиолетового диапазонов.

2.2. Выбор материала для светоизлучающих диодов, работающих в диапазоне 620–660 нм

Помимо изготовления и размещения на имплантируемом компактном зонде для оптогенетических приложений светодиодов, излучающих в синей области спектра (в частности, в

диапазоне 450—470 нм), задачами проекта являются создание и размещение светодиодов, излучающих в красной области (в частности, в диапазоне 620—660 нм).

Для создания активной зоны светодиодов, излучающих в данной области, может быть использован ряд полупроводниковых материалов, обладающих соответствующим диапазоном излучения [51—53]. В таблице 1 представлены данные о полупроводниковых материалах, используемых для изготовления светоизлучающих диодов и их диапазон излучения. Из приведенных в таблице 1 данных видно, что материалом, соответствующим заданным условиям, является арсенид галлия GaAs с различными легирующими добавками.

Материалы для обоих типов светодиодов — GaN и GaAs — относятся к одной группе материалов, называемой АЗВ5: галлий относится к третьей группе таблицы Менделеева, азот и мышьяк — к пятой. Кроме того, галлий присутствует в составе обоих соединений, что позволяет сделать более технологичным процесс создания активной зоны светоизлучающего диода методом физического распыления в вакууме. Оба типа диодов можно изготовить в одном вакуумном цикле.

Технологические подходы, используемые для изготовления светоизлучающих диодов на основе GaN, в целом приложимы и для GaAs, что объясняется их принадлежностью к одной группе полупроводниковых материалов.

Также для материала GaAs подходят технологии мягкой литографии, нанотрансферной печати и лазерного отрыва от подложки, что позволяет считать указанные технологии применимыми в рамках решения задач проекта, а материалы — технологичными.

2.3. Выбор и обоснование микроразмерных светоизлучающих диодов

Микроразмерные светоизлучающие диоды имеют размеры более чем в 1000 раз меньшие по сравнению с традиционными светодиодами (около 100 микрон толщиной и с латеральным размером около 1 мм²) и оптоволоконными зондами.

Компактные габариты микроразмерных светоизлучающих диодов позволяют с высоким пространственным разрешением осуществлять доставку фотонов с клеточной точностью, высокоэффективно управлять выделяющимся теплом устройства, уменьшить повреждение тканей, минимизировать воспаление при длительном применении *in vivo*.

На рисунке 4 приведена полученная методом сканирующей электронной микроскопии колоризированная микрофотография, на которой изображен микроразмерный светоизлучающий диод на основе GaN и флуоресцентное изображение устройства среди культуры человеческих эмбриональных почечных клеток (НЕК293), для иллюстрации размеров устройства, сравнимого с размерами отдельных клеток.

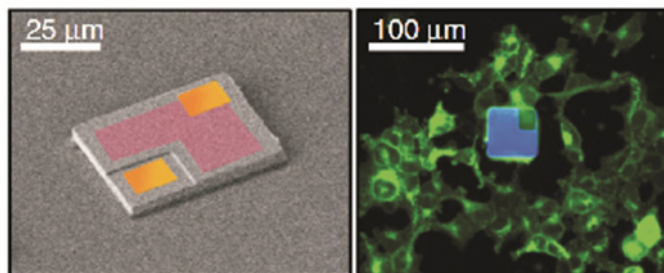


Рис. 4. Микроразмерный светоизлучающий диод на основе GaN

Высокая эффективность эксплуатации и облегченное управление тепловым режимом устройства при использовании массивов микроразмерных светодиодов делают их использование актуальным для множества приложений. Электрические, оптические и тепловые характеристики устройств, работающих в биологической среде, имеют большое значение для оптогенетики и других биомедицинских приложений.

Известна работа, по данным которой значение оптической плотности мощности микроразмерных светоизлучающих диодов, созданных авторами на базе полупроводникового материала GaN, сравнимо со значениями плотности мощности традиционных светоизлучающих диодов на базе GaN обычных размеров.

Эти данные позволяют предполагать, что плотность мощности оптического излучения микроразмерных светоизлучающих диодов зависит, в первую очередь, от материала его активного элемента (GaN в данном случае) и конструкции, а не от габаритных размеров. Это дает основания рассчитывать на принципиальную возможность дальнейшего совершенствования оптогенетического имплантируемого зонда за счет еще большего уменьшения габаритов микроразмерных светоизлучающих диодов.

Многие оптогенетические молекулярные конструкторы, например ChR2(H134)-eYFP, могут быть активированы плотностью мощности около 1 мВт/мм^2 , на длинах волн около 450 нм [54]. Эти параметры хорошо согласуются с выходными характеристиками микроразмерных светоизлучающих диодов на базе Ga N. Для получения заданной длины излучения можно либо использовать другой полупроводниковый материал для изготовления светоизлучающих диодов, либо воспользоваться флуоресцентным красителем и полупроводниковым материалом.

Авторами работы [55] проведены исследования, направленные на изучение тепловых изменений в тканях, индуцированных работой внедренных микроразмерных светоизлучающих диодов. Тепловое влияние оценивались при помощи инфракрасной съемки тканей и методом аналитического расчета.

Микроразмерный светоизлучающий диод был внедрен на глубину $0,3 \text{ мм}$ в ткань головного мозга, температура которого составляла 37°C . Затем была измерена температура окружающих тканей при работе устройства на частотах $3, 5, 10, 20 \text{ Гц}$ и длиной импульса 10 мс . Повышение температуры окружающих тканей составляло не более $0,4^\circ\text{C}$, что является весьма незначительным. Пик светоотдачи при этом составил $17,7 \text{ мВт/мм}^2$. Следует обратить внимание на то, что подобная выходная мощность более чем в 10 раз превышает необходимую для активации многих оптогенетических конструкций. Полученные экспериментальные результаты хорошо коррелируют с предложенной авторами аналитической моделью оценки тепловыделения устройств.

Габариты микроразмерных светоизлучающих диодов клеточного масштаба позволяют им иметь хорошие скорости пассивного теплового рассеивания, а сама ткань мозга действует

как эффективный радиатор. Последнее проявляется в зависимости температурного рассеяния от глубины погружения устройства в ткань мозга.

Постоянный проток жидкостей (кровь, лимфа) через биологическую ткань — перфузия — дополнительно повышает отвод тепла от импланта. Авторы работы, на основе данных термодатчика доказывают, что локальные температурные изменения в тканях, вызванные работой микроразмерных светоизлучающих диодов на частоте 20 Гц, не превышают $0,1^{\circ}\text{C}$, что сравнимо с типичным изменением температуры во время импульсной нейрональной активности.

Эти величины значительно ниже, чем те, что имеют место при стимуляции глубоких зон мозга человека и составляют около 2°C [55].

В оптогенетике устройства с использованием микроразмерных светоизлучающих диодов устраняют необходимость использования лазеров, традиционных светодиодов, оптоволоконных коннекторов, оптико-механического оборудования, используемого в традиционных подходах. Более того, фундаментальные оптические характеристики микроразмерных светоизлучающих диодов сильно отличаются от типичных характеристик оптоволоконных имплантов. Поглощающие и отражающие структуры вокруг светоизлучающей области микроразмерного светоизлучающего диода обеспечивают точную доставку света к отдельным субрегионам клетки. Сравнительный анализ паттернов светового излучения микроразмерного светодиода и оптоволоконного зонда и их относительные размеры приведены на рисунке 5.

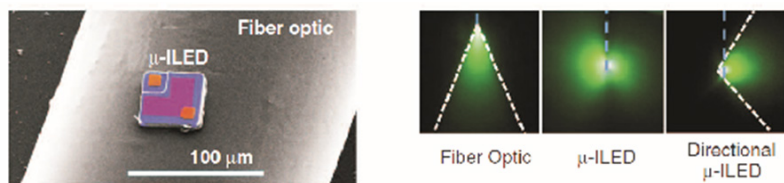


Рис. 5. Относительные размеры и паттерны светового излучения микроразмерного светоизлучающего диода и оптоволоконного зонда

Сравнивая оптоволоконный подход в оптогенетике с использованием микроразмерных светоизлучающих диодов, расположенных на имплантируемом микрозонде, стоит отметить, что ни один из этих методов не оставляет мозг интактным. Однако повреждения, вызванные использованием оптоволоконного зонда, значительно превосходят повреждения от микрозонда, что объясняется необходимостью применения металлических канюль в качестве направляющего элемента для введения оптоволоконна в мозг. Оптоволоконно обычно вводится в мозг по нормали к его поверхности, что накладывает известные ограничения на области, доступные исследованию. Микрозонд на основе микроразмерных светоизлучающих диодов может быть введен под различными углами к поверхности мозга, давая тем самым исследователю дополнительную свободу оперирования устройством. Излучение света микроразмерного светоизлучающего диода почти всенаправленно, но может быть ограничено при помощи поглощающих или отражающих структур на устройстве.

Физические размеры и механические свойства зондов на базе микроразмерных светоизлучающих диодов снижают гибель нейронов, глиоз и иммунореактивные процессы — по сравнению с оптоволоконными устройствами. Устройства на базе микроразмерных светоизлучающих диодов приводят к значительно меньшей глиальной активации и вызывают меньшие повреждения по сравнению с металлическими канюлями оптоволоконных устройств. Кроме того, мозговая ткань переносит тонкие и гибкие устройства значительно лучше массивных и ригидных.

Ранее группой зарубежных исследователей был произведен анализ функциональных возможностей устройств и показано, что даже капсулированные клетками датчики и микроразмерные светоизлучающие диоды способны осуществлять свои функции в течение нескольких месяцев, будучи внедренными в мозг свободнодвижущихся животных. Можно сделать вывод о том, что чем меньшие размеры имеет имплантируемое устройство, тем лучше оно переносится тканями мозга, тем меньший ответ вызывает, тем менее капсулируется клетками ткани и, следовательно, дольше сохраняет свою работоспособность.

Традиционные технологические карты изготовления устройств включают в себя эпитаксиальный рост активных материалов с последующей резкой подложки на части и роботизированной упаковкой в индивидуальные корпуса для дальнейшего соединения с помощью проводов. Устройства, изготовленные в соответствии с этой технологией, имеют сравнительно крупные размеры в силу самой концепции метода: сначала рост активного материала, затем корпусирование.

В последнее время появился альтернативный способ создания устройств, заключающийся в отрыве от исходной подложки элементов, полученных с помощью эпитаксиального роста, и дальнейшем переносе этих элементов на сверхтонкие и/или гибкие, в том числе на неплоские, полимерные подложки. Перенос на конвенциональные подложки тоже может быть полезен. Затем перенесенные элементы устройств могут быть соединены при помощи металлизации и фотолитографии.

Подобная технология позволяет создавать чрезвычайно тонкие и компактные устройства [55; 56]. Ранее описаны материалы и стратегии изготовления ультратонких (чуть более 6 мкм) светоизлучающих диодов на основе GaN, имеющих латеральные размеры от 1×1 мм до 25×25 мкм и переноса их на нетрадиционные типы подложек — полимерные, гидрогелевые и пр. На рисунке 6 представлены технологические этапы роста и обработки таких диодов в виде последовательных иллюстраций [58].

Описаны процессы создания микроразмерных светоизлучающих диодов на базе GaN, которые в целом повторяют традиционную последовательность изготовления GaN-светодиодов, что указывает на принципиальное сходство способов создания светодиодов независимо от их размера — от обычных до микроразмерных [59; 60].

Процесс начинается с традиционного этапа эпитаксиального роста материала на сапфировой подложке, однако используется необычный метод переноса выращенных материалов на другие подложки, осуществляемый с помощью трансферной печати.

Предложена стратегия изготовления микроразмерных светодиодов, являющаяся более эффективной по сравнению с методом роста GaN на кремнии [61].

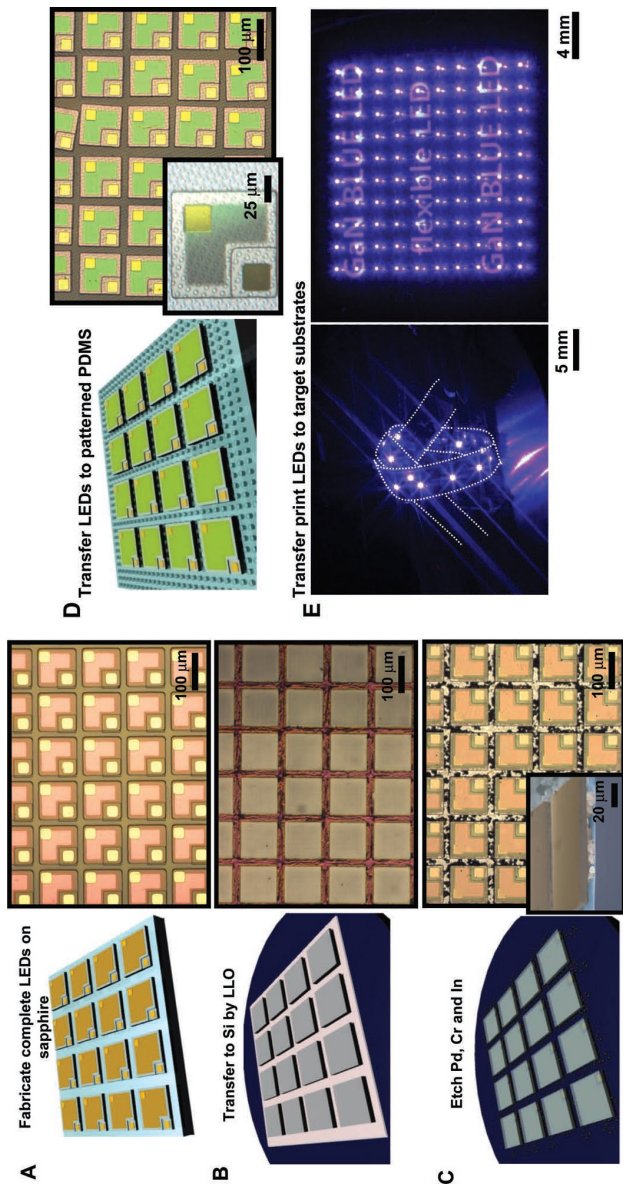


Рис. 6. Технологические этапы создания микроразмерных светозлучающих диодов

Сравнение энергетической и световой эффективности микроразмерных светоизлучающих диодов на подложке сапфира и на подложке РЕТ демонстрирует почти идентичное поведение устройств при низкой входной мощности. При высокой входной мощности обнаруживается небольшое смещение спектра излучения в синюю сторону на несколько нм, что объясняется накоплением заряда. В отличие от этого микроразмерные светоизлучающие диоды на РЕТ-подложке демонстрируют смещение в красную область, что объясняется нагревом устройства, обусловленным низкой теплопроводностью РЕТ по сравнению с сапфиром.

Несмотря на это, характеристики описанных устройств не достигают уровня эффективности коммерческих приборов, однако и полученной степени энергоэффективности вполне достаточно для научных применений, требующих экстремальной компактности устройства.

Преимуществом микроразмерных светоизлучающих диодов является ускоренный темп пассивного теплового рассеивания за счет благоприятных эффектов масштабирования размеров и теплопереноса, вызванных изменением соотношения поверхности устройства к его объему в результате миниатюризации.

Микроразмерные светоизлучающие диоды различных латеральных размеров демонстрируют пространственно-однородное излучение через активные области.

Исследование размер-зависимых характеристик микроразмерных светоизлучающих диодов обнаруживает резкое падение рабочих характеристик на толстых от 50 мкм полимерных подложках. Это свидетельствует о том, что полезные эффекты устройств обусловлены, в первую очередь, их микроразмерной геометрией и связанными с ними тепловыми эффектами, а не повышением эффективности оптического выхода. Выходные мощности устройств на РЕТ-подложке подобны устройствам на сапфире.

Демонстрируемое тепловое поведение микроразмерных светоизлучающих диодов может быть использовано для преобразования светодиодов обычного размера в массив микроразмерных светоизлучающих диодов с достаточным расстоянием между ними, что благодаря малой тепловой емкости таких

устройств позволило бы им иметь большую эффективность по сравнению с отдельным светоизлучающим диодом обычного размера.

Помимо толщины устройства, большое влияние оказывают теплофизические свойства материала подложки: например, на гидрогеле перегрев устройств наступает заметно быстрее по сравнению с алюминиевой фольгой. Тем не менее устройство небольших геометрических размеров может быть использовано как на столь экзотических подложках, так и на традиционных, что свидетельствует об их потенциальной пригодности для имплантации под кожу или в биологические ткани. Работа в импульсном режиме может обеспечить дополнительные преимущества, особенно в приложениях оптогенетики, где биологическая функция клеток может быть подавлена работой устройства в непрерывном режиме. В качестве имитатора биологических тканей для проведения испытаний подобных устройств может быть использован гидрогель.

Импульсный режим работы устройства приводит к снижению его температуры в зависимости от времени между импульсами (что объясняется диссипацией тепловой энергии) и перспективен с точки зрения применений в оптогенетике, выдвигающих сложные требования к устройствам: пиковые мощности должны быть около 10 мВт/мм^2 , а температурные изменения в пределах $1\text{—}2^\circ\text{C}$.

Имеющиеся данные свидетельствуют о возможности использования GaN для создания микроразмерных светоизлучающих диодов для использования их в приложениях оптогенетики, что было бы сложно или вовсе невозможно осуществить, применяя светоизлучающие диоды обычных размеров.

Общие этапы технологии создания диодов отличаются незначительно в зависимости от размеров этих устройств.

Процесс создания светодиода начинается с эпитаксиального роста GaN на полированных с двух сторон сапфировых пластинах. Обычно выращивается несколько эпитаксиальных слоев GaN: нелегированный GaN, допированный GaN n-типа, слой квантовых ям, слой допированного GaN p-типа. При помощи одного из способов физического вакуумного распыления формируется бислойная Ni/Au площадка в качестве тонкого

р-контакта. Толщина контакта составляет около 20—30 нм. Для улучшения диффузии контакта образец может подвергаться отжигу в азотно-кислородной атмосфере. С использованием технологии нанесения фоторезиста и плазмохимического травления формируются углубления для нанесения контактов Cr/Au с помощью, например, электронно-лучевого испарения. Сформированная структура покрывается сверху слоем SiN_x , в котором протравливается маска, определяющая латеральные размеры светоизлучающего диода. Завершающим этапом является отмывка фоторезиста в соответствующих реагентах.

2.4. Выбор способа переноса электронных элементов

Подготовительной стадией для переноса синтезированных электронных компонентов с традиционной подложки на полимерную является стадия лазерного отрыва элемента от неорганической подложки [62].

Суть технологии лазерного отрыва заключается в следующем: короткий одиночный импульс эксимерного либо твердотельного лазера направляется на обратную сторону прозрачной полированной неорганической подложки. Схема процесса приведена на рисунке 7 [62].

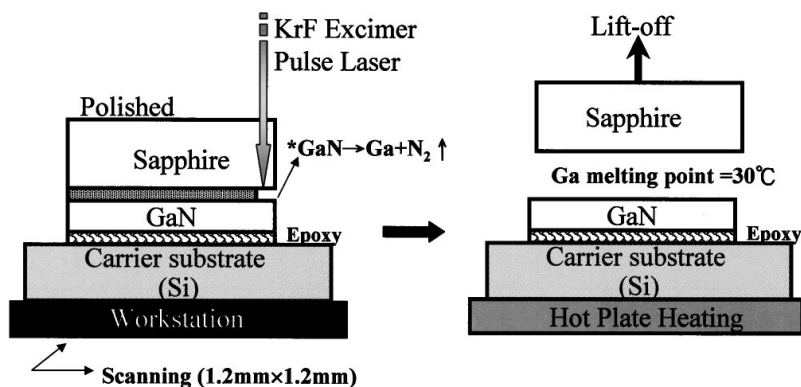


Рис. 7. Схематическое изображение процесса отрыва сапфировой подложки от GaN-структуры

Тепло, выделяемое при взаимодействии энергии импульса с веществом, приводит к термическому разложению GaN и выделению газообразного азота, а развивающееся давление способствует отслоению структуры микроразмерного светоизлучающего диода. После этой операции синтезированная структура может быть перенесена на другой субстрат при помощи нанотрансферной печати.

Для переноса отслоенных при помощи лазерных импульсов структур светоизлучающих диодов на полимерную подложку может использоваться трансферная печать: перенос с помощью PDMS плиты и приклеивание (печатание) структур к полимерной подложке.

Метод трансферной печати может использоваться для перемещения индивидуальных микроразмерных светоизлучающих диодов или определенного их набора с поверхности PDMS-плиты и дальнейшей их доставки на практически любой субстрат, где может быть осуществлено электрическое подсоединение диода с образованием функционирующего устройства.

Основным направлением работы для совершенствования технологии трансферной печати применительно к микроразмерным светоизлучающим диодам представляется совершенствование процесса их переноса на гибкие полимерные подложки. Электрическое подключение элементов может осуществляться при помощи комбинации методов фотолитографии и реактивного травления. С их помощью формируется маска для металлизационного нанесения дорожек между контактными площадками. Металлизация осуществляется одним из методов физического вакуумного распыления, например магнетронного напыления или электронно-лучевого испарения. В качестве проводов используется золото на адгезионном подслое хрома.

Для имплантируемых беспроводных оптогенетических приложений наибольшую технологическую сложность представляет именно производство микроразмерных светодиодов. Технологии производства фотодетекторов и датчиков температуры по сравнению с производством микроразмерных светодиодов более просты. Это объясняется значительно большим числом технологических этапов при производстве микроразмерных светодиодов и самим характером применяемых полу-

проводниковых активных материалов, а также технологиями их нанесения и необходимостью применения более широкого спектра оборудования, такого как установки магнетронного напыления с несколькими катодами, установки для испарения материалов электронным пучком, установки реактивного ионного травления.

Процессы изготовления фотодетектирующих диодов и датчиков температуры, которые могут быть использованы в оптогенетике, — несколько проще, а количество технологических стадий самого производственного процесса — меньше. Изготовление микроразмерных светоизлучающих диодов требует специальных разработок, направленных на создание устройств, обладающих приемлемыми для имплантационных оптогенетических приложений габаритными, тепловыми и световыми характеристиками.

Для изготовления температурного датчика фотодетектирующего элемента могут быть использованы чуть более традиционные, уже нашедшие применение решения. Общей особенностью всех элементов, входящих в состав оптогенетического имплантируемого зонда, являются жесткие требования, налагаемые на габаритные размеры, энергоэффективность и собственный тепловой баланс входящих в состав устройств. Габаритные размеры устройств и их внутренний тепловой баланс зависят от избранной технологии изготовления и применяемых материалов, а также эффективности преобразования одного вида энергии в другой этими материалами в составе устройств (например, от эффективности преобразования электрической энергии в световое излучение). При этом общий тепловой баланс устройства зависит от подложки, на которой оно расположено. Вполне пригодными для оптогенетических применений на данный момент показали себя гибкие пластиковые ультратонкие подложки. Благодаря их малой толщине они обладают малой тепловой емкостью и, как следствие, малой тепловой инерционностью, что позволяет, особенно при работе устройств (например, светоизлучающих диодов) в импульсном режиме, достигать приемлемого теплового баланса имплантированного оптогенетического зонда за счет времени между импульсами, что способствует тепловой релаксации.

Особенно эффективно осуществляется теплоотвод с устройств, установленных на гибких ультратонких пластиковых подложках при имплантации зонда в хорошо перфузируемые ткани: в этом случае сама ткань экспланта служит радиатором устройства, поскольку обладает лучшими по сравнению с устройством зонда характеристиками теплопроводности. Благодаря тому, что ткань экспланта постоянно омывается биологическими жидкостями, тепловой объем, выделяемый устройствами, уносится из зоны выделения тепла и равномерно распределяется по большому объему биологической ткани. Это создает хорошие условия работы как для самого устройства, характеристики составляющих которого (например, светоизлучающих диодов) зависят от температуры, так и для нормального функционирования окружающей биологической ткани — ее иммунологическая воспалительная реакция минимизируется.

Конвенциональные материалы подложек микроэлектронных устройств, такие как кремний и сапфир, не обладают рядом характеристик (гибкостью, механической упругостью, достаточно малой толщиной), однако тоже вполне могут использоваться для приложений оптогенетики, особенно с учетом сравнительной простоты и технологичности изготовления устройств на них. От суммы перечисленных характеристик зависят функциональные качества имплантируемого зонда, такие как тепловой баланс устройства, мера его инвазивности, удобство использования устройства и его функциональные возможности с точки зрения работы с животными. Гибкие зонды могут быть введены в ткани мозга под различными углами к поверхности, негибкие устройства обычно вводятся только в узком диапазоне углов, незначительно отличающихся от положения по нормали к поверхности. Это ограничение обуславливает значительное сужение исследовательского функционала такого устройства с точки зрения приложений оптогенетики в целом и непосредственной работы с подопытными животными в частности.

Сравнивая полимерные и конвенциональные подложки, следует отметить их несколько различные области применения: конвенциональные подложки благодаря использованию исключительно традиционных технологий, характерных для производства интегральных схем, могут обеспечить экстремальную

компактность устройства, а также сравнительную технологическую простоту, что важно на этапе отработки и прототипирования; полимерные же обладают гибкостью и упругостью. Ответить на вопрос, какое из этих свойств — размеры или гибкость — вносят больший вклад в инвазию мозговой ткани, можно только экспериментально.

В рамках задач проекта целесообразно отработать процессы создания устройства на конвенциональных подложках, а затем при необходимости переносить отработанный технологический процесс на полимерную подложку. Нужно принять во внимание то, что выбор типа подложки зависит от конструкции имплантируемого зонда: будет он состоять из нескольких слоев либо все элементы устройства синтезированы на одном слое. В последнем случае вполне могут быть применены кремниевые и сапфировые подложки.

Выбор полимерных подложек приводит к необходимости дополнительного технологического этапа, отсутствующего при использовании традиционных подложек: необходимость переноса структур, предварительно сформированных на традиционных подложках, с этих подложек на новую — полимерную. При формировании структур на традиционных подложках этот технологический этап просто отсутствует: все устройство от начала и до конца формируется на одной подложке и никуда не переносится — весь процесс формирования устройства от нанесения первых слоев до разводки питания локализован на одном участке подложки из традиционного материала.

При использовании полимерных подложек структуры сначала формируются на традиционных подложках, затем осуществляется процесс переноса сформированных структур на полимерные подложки с использованием средств мягкой литографии и трансферной нанопечати.

Мягкая литография представляет собой комбинацию современных методов, нацеленных на решение группы задач, которые с большим трудом выполняются традиционными литографическими методами либо вовсе не могут быть решены их применением [63]. Характерными примерами задач подобного рода являются задачи формирования структур не на традиционных ультраплоских поверхностях конвенциональных

подложек, а на поверхностях, имеющих изогнутую форму, поверхностях с наличием рельефа, полимерных поверхностях. Методы мягкой литографии, использующие эластичные штампы и пресс-формы, представляют собой сравнительно простой способ нанесения рисунка с пространственным разрешением менее одного микрона — вплоть до нескольких десятков нанометров. Эти методы основаны на применении эластомерных элементов, обычно изготавливаемых из полидиметилсилоксана (PDMS). Методы мягкой литографии включают в себя микроконтактное печатание, ближкополевую литографию и фотолитографию в микрозазоре для получения двумерных и трехмерных структур с разрешением меньше длины волны, нанотрансферное печатание с разрешением до 100 нм, где мягкими и твердыми штампами отпечатывается один или несколько слоев твердых чернил.

2.5. Выбор материала и технологии для переноса элементов на полимерную подложку

В настоящее время мягкая литография является самым используемым в данных целях технологическим подходом — благодаря применяемым химическим веществам, и в первую очередь полидиметилсилоксану (PDMS) [64]. Полидиметилсилоксан — химическое соединение, представляющее собой линейный полимер диметилсилоксана. Число мономерных единиц в полимерной структуре полидиметилсилоксана может быть различным и достигает 15 тысяч. В зависимости от длины цепи полимерной молекулы значительно отличаются физические свойства веществ. Вязкость полидиметилсилоксана возрастает по мере увеличения длины молекулы. Поэтому в зависимости от длины молекулы среди полидиметилсилоксанов присутствуют соединения от подвижных жидкостей и вязких маслоподобных веществ до смолообразных субстанций.

Полидиметилсилоксан принадлежит к группе кремнийорганических соединений, обычно называемых силиконами, и является одним из наиболее широко используемых в промышленности полимером. Особенную уникальность этому веществу придают его реологические свойства — свойства течения;

кроме того, он оптически прозрачен, инертен, нетоксичен и обладает уникальными механическими свойствами. PDMS является вискоэластиком, то есть вязкоупругим веществом, это означает, что при больших временах течения или повышенной температуре он ведет себя подобно вязкой жидкости, а при малых временах течения или при пониженной температуре он действует как упругое твердое тело, похожее на резину. Благодаря описанным свойствам, а также возможности управлять ими, выбирая для использования полимер с различной, подходящей под задачу длиной цепи и варьируя температуры применения, PDMS с успехом используется в качестве трансферного материала в задачах мягкой литографии, в том числе в нанотрансферной печати.

Оптимальные методы получения структур с заданными характеристиками (от микрона до нанометра) — фотолитография и электронно-лучевая литография. Эти методы подходят для решения задач формирования структур из чувствительных к излучению материалов (фоторезиста и электронно-лучевого резиста) на ультраплоских стеклянных или полупроводниковых подложках. Существуют определенные сложности в адаптации этих методов для новых областей исследования: например, в области электроники на пластичных полимерных подложках, а также на поверхностях большой площади и на неплоских поверхностях. Помимо этого, оборудование для традиционных технологий имеет высокую стоимость, как и стоимость самих процессов. По этой причине некоторые из концептуально наиболее старых литографических методов, такие как тиснение, формовка, штамповка, печатание, сейчас исследуются с целью создания методологического и технологического базиса, который позволил бы избежать ограничений традиционных литографических технологий. Значительного прогресса в этом направлении удалось достигнуть за счет комбинации данных подходов с новыми материалами. Особенно большой потенциал подобные подходы могут иметь в областях, в которых традиционные подходы не могут быть применимы.

Технология контактного печатания основывается на использовании элемента (штампа), имеющего поверхностный рельеф. Штмп используется для переноса с его поверхности матери-

ала — чернил. Разрешающая способность данной технологии составляет не более 100 мкм и определяется характером взаимодействия чернил с поверхностью штампа, качеством изготовления самого штампа и режимов обработки, используемых для преобразования формы штампа и рисунка, чернил в форму элементов функционального материала.

Особенное значение для задач гибкой электроники и электроники на полимерных подложках в данном контексте имеют методы печати с высоким разрешением (вплоть до нанометровых) и использование подобных методов в качестве ключевых технологических приемов для формирования активных электронных и оптических элементов и систем.

Нанотрансферное печатание является сравнительно новой технологией высокого разрешения, в которой используются поверхностные химические растворы в качестве интерфейсных склеивающих и разъединяющих слоев для контролируемого переноса твердых структурных пленочных элементов от рельефной поверхности штампа на подложку [65]. Технология позволяет переносить одно- и многослойные пленочные структуры на подложку. Для процесса характерно отсутствие поверхностной диффузии и нарушения краев переносимых структур, при этом не требуется дополнительная обработка после печатания, например травление или осаждение функциональных материалов. Технология включает в себя следующие основные составляющие: наличие твердого, гибкого или высокоэластичного штампа с рельефными структурами конфигурации необходимого рисунка; метод для нанесения тонкого слоя твердого материала на выступающие структуры этого штампа; способ контактирования штампа с подложкой; поверхностные химические составы, поддерживающие плохую адгезию материала к штампу и хорошую — к подложке.

Процесс нанотрансферного печатания применяется для переноса элементов на твердые и гибкие подложки с использованием твердых неорганических и мягких полимерных штампов. Схема примера использования нанотрансферной печати [66]:

- изготовление штампа, например из PDMS;
- напыление бислоя Au/Ti или Au/Cr на выступающие части штампа;

- выдержка в кислородной плазме;
- контактирование с тонкой полимерной пленкой полиэтилентерефталата (PET) толщиной несколько десятков микрон или с другим полимерным материалом.

Процесс контактного переноса структур может быть осуществлен без применения какого-либо внешнего давления — здесь мягкий эластичный PDMS играет свою роль: его уникальные физико-механические свойства позволяют осуществить подобную процедуру переноса. Разделение PET подложки и PDMS штампа приводит к эффективному переносу бислоя Au/Ti на поверхность PET. Процесс происходит при комнатной температуре на воздухе и занимает несколько десятков секунд. При использовании твердых штампов обычно необходим незначительный нагрев. Таким образом, целевая переносимая структура (биметаллический контакт) претерпевает два переноса: первый перенос — с неорганической, например кремниевой, подложки, на которой расположена синтезированная структура, на PDMS-штамп. PDMS-штамп обычно представляет собой пластину пластика с нанесенной на одну из сторон тонкой пленкой PDMS. Второй — перенос с PDMS-штампа, к которому металлы имеют плохую адгезию, на финальную полимерную подложку, например PET. Перенос осуществляется в результате контакта поверхности PDMS-штампа с полимерной подложкой. Поверхность PDMS-штампа при необходимости может быть дополнительно химически функционализирована выдержкой в кислородной плазме.

Подобные трансферные методы могут широко применяться в приложениях, связанных с созданием электронных устройств на гибких полимерных подложках, и в приложениях для создания гибких имплантируемых зондов, в частности для оптогенетики. Возможности метода трансферной печати отнюдь не ограничиваются переносом только металлических контактов. При помощи PDMS на PET и иные полимерные подложки могут быть эффективно перенесены различные полупроводниковые материалы, например GaN — как активный элемент светоизлучающих диодов, что является актуальной задачей в создании микроразмерных светоизлучающих диодов для приложений имплантируемых зондов для оптогенетики.

Далее приведем преимущества методов нанотрансферной печати и мягкой литографии в технологии изготовления устройств на полимерной подложке.

Несмотря на то что традиционные литографические методы, такие как фотолитография и электронно-лучевая литография, обладают хорошими характеристиками по разрешению, они часто могут не подойти для решения конкретной задачи. Во-первых, это объясняется их высокой стоимостью; во-вторых, многочисленные технологические операции с использованием резистов, растворителей и проявителей несовместимы с формированием активных структур из органических материалов и структур на полимерных подложках. Технологии нанотрансферного печатания могут быть комбинированы с традиционными технологиями производства полупроводниковых приборов для получения законченной и эффективной системы электронных устройств на полимерных подложках.

Кроме того, технологии трансферной печати могут найти применение для переноса изображений на криволинейные, изогнутые поверхности, что, с одной стороны, не под силу традиционным методам, а с другой — может быть интересно для приложений изготовления криволинейных, изогнутых микронзондов, несущих электронные устройства для приложений оптогенетики.

Таким образом, для изготовления имплантируемого оптогенетического устройства на полимерной подложке методы нанотрансферной печати и мягкой литографии в полной мере соответствуют стоящей задаче переноса элементов светоизлучающих диодов, фотодетекторов и других элементов устройства с традиционных подложек на полимерную. Данные методы будут использованы в силу их сравнительной простоты, эффективности и технологичности.

2.6. Выбор типа датчика температуры

В настоящее время существует достаточное количество способов измерения температуры объектов и среды: с использованием терморезистивных датчиков из различных материалов, пирометрические дистанционные измерения температуры, термо-

метры сопротивления различных материалов и конструкций и др. Значение температуры можно определить по изменению какого-либо удобного для измерения физического свойства тела: объема, давления, электрического сопротивления, термо-ЭДС, интенсивности излучения и пр.

В рамках задачи изготовления устройства с несколькими компонентами, размещенными на нем, очевидна непригодность множества существующих решений в силу их некомпактности либо недостаточной точности. Разрабатываемое устройство, согласно ТЗ, должно отвечать требованиям точности и компактности, быть ультратонким, обладать стабильностью измерений, что выполняется путем реализации устройства в виде тонкопленочного датчика, формируемого средствами фотолитографии и вакуумного напыления.

Классическая структура платинового тонкопленочного термометра сопротивления представляет собой диэлектрическую подложку, на которую нанесена платиновая дорожка толщиной несколько мкм, имеющая обычно форму меандра, покрытая сверху изолирующим слоем диэлектрика, например стекла или оксида кремния (рис. 8) [67].

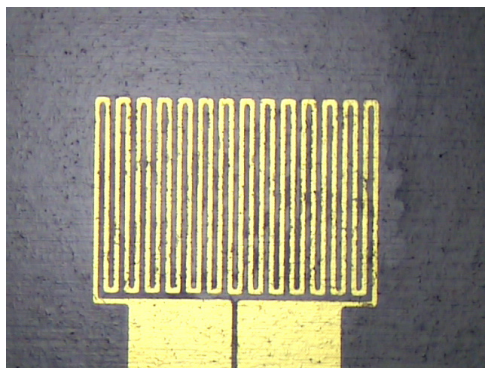


Рис. 8. Термометр сопротивления, выполненный из золота с применением MEMS-технологии

На рисунке 8 изображен золотой термометр сопротивления, имеющий габариты 550×360 мкм. При изготовлении специали-

зированных вариантов платинового термометра сопротивления его габаритные характеристики, форма, число волн меандра, ширины и толщины дорожек и перемычек и, как следствие, общее сопротивление прибора подбираются индивидуально, в зависимости от конкретного приложения и существующих ограничений, накладываемых задач.

В приложении многофункционального имплантируемого ультратонкого устройства для применений в беспроводной оптогенетике платиновый термодатчик сопротивления может выполнять и обратную функцию — работать в качестве микронагревателя.

Термометр сопротивления, выполненный из металла, представляет собой резистор, изготовленный из металлической проволоки или металлической тонкой пленки, которые имеют известную зависимость электрического сопротивления от температуры. Принцип действия прибора основан на изменении электрического сопротивления металлов, сплавов и полупроводниковых материалов в зависимости от температуры.

Наиболее широко распространен платиновый тип термометров сопротивления. Использование платины объясняется тем, что она имеет стабильную и хорошо изученную терморезистивную зависимость, а также высокую химическую стойкость к окислению, что обеспечивает хорошую воспроизводимость результатов. Эталонные термометры изготавливаются из платины высокой чистоты. Платиновые термометры сопротивления, произведенные путем вакуумного напыления на подложку тонкой пленки металла, обладают повышенной вибропрочностью, но меньшим рабочим диапазоном температур по сравнению с нетонкопленочными устройствами.

Зависимость сопротивления платинового термометра от температуры описывается уравнением Каллендара — Ван Дьюзена. В уравнении используются экспериментально установленные коэффициенты, нормированные в DIN/IEC 60751 (ГОСТ 6651-94):

$$R_T = R_0[1 + AT + BT^2 + CT^3(T - 100)] \cdot (-200^\circ\text{C} < T < 0^\circ\text{C}); \quad (1)$$

$$R_T = R_0[1 + AT + BT^2] \cdot (-0^\circ\text{C} \leq T < 850^\circ\text{C}), \quad (2)$$

где R_T — сопротивление при $T^\circ\text{C}$; R_0 — сопротивление при 0°C ; A, B, C — константы, нормированные стандартом, для платинового сопротивления:

$$A = 3,9083 \times 10^{-3} \text{C}^{-3}; B = -5,775 \times 10^{-7} \text{C}^{-2}; \\ C = -4,183 \times 10^{-12} \text{C}^{-4}.$$

Поскольку коэффициенты B и C относительно малы, сопротивление растёт практически линейно, по мере роста температуры.

С целью повышения точности измерений, производимых с помощью платинового термометра, можно выполнить его индивидуальную градуировку в ряде температурных точек и определить его собственные коэффициенты температурной зависимости.

Существует три схемы включения платинового термометра сопротивления в измерительную цепь: двухпроводная, трехпроводная и четырехпроводная. Двухпроводная считается наименее точной, поскольку сопротивление проводов включается в цепь и вносит дополнительную погрешность; трехпроводная обеспечивает значительно большую точность, так как позволяет учесть вклад сопротивления проводов; наиболее точной является четырехпроводная схема, обеспечивающая полное исключение влияния подводящих проводов. Для эталонных измерений и измерений высокой точности используется только четырехпроводная схема.

К преимуществам платиновых термометров сопротивления относят высокую точность измерений (до $0,001^\circ\text{C}$), возможность исключения погрешностей при использовании четырехпроводной схемы включения в измерительную цепь, практически линейную зависимость сопротивления от температуры. В качестве недостатков можно отметить несколько меньший диапазон измерений по сравнению с термопарными устройствами. Принципиально нет фундаментальных физических ограничений, которые бы препятствовали дальнейшему увеличению точности измерений датчика, точность зависит, в первую очередь, от внешней электрической схемы, измеряющей сопротивление.

Таким образом, точность измерения значений температуры коммерческими устройствами обычно составляет около $0,1^{\circ}\text{C}$, что является недостаточным. Коммерческие термодатчики не удовлетворяют следующим условиям: отсутствие корпуса, достаточно компактные габариты в трех измерениях, достаточно высокая точность измерения, возможность использования в составе зонда на единой подложке.

В силу перечисленных ограничений использование коммерческих термодатчиков не представляется возможным, поэтому в рамках данного проекта проведены разработка и изготовление платинового термосопротивления, удовлетворяющего заявленным характеристикам.

Принимая во внимания многочисленные преимущества платинового термосопротивления, среди которых отметим высокую точность и стабильность измерений, компактность и технологичность изготовления, возможность тонкопленочного исполнения методом вакуумного напыления, — можно однозначно предпочесть для использования этот тип термодатчика.

2.7. Выбор типа фотодетектора

Фотодетектор — это прибор, функцией которого является детектирование электромагнитной энергии в определенном спектральном диапазоне. По принципам детектирования фотодетекторы могут быть классифицированы на базе различных физических эффектов, положенных в основу работы приборов [68; 69], следующим образом.

Фотозмиссионные фотодетекторы. Принцип работы основан на переходе электронов проводимости материала в состояние свободных электронов вакуума или газа, вызванном электромагнитным облучением.

Фотозлектрические фотодетекторы. Принцип работы основан на переходе электронов из валентной зоны в зону проводимости в полупроводниковых материалах, вызванном электромагнитным облучением.

Фотовольтаические фотодетекторы. Принцип работы основан на появлении в полупроводнике электродвижущей силы

в результате поглощения им электромагнитного излучения. Этот эффект называется фотовольтаическим и обусловлен пространственным разделением генерируемых носителей заряда (фотоносителей). Разделение происходит в процессе диффузии и дрейфа в электрическом поле, вызванном неравномерностью генерации или неоднородностями кристалла.

Тепловые фотодетекторы. Принцип работы заключается в челночной миграции электронов, вызванной облучением от полюсов к центральной области р-п-перехода и обратно, что обуславливает рождение фононов и, как следствие, генерацию тепла.

Поляризационные детекторы. Принцип работы основан на изменениях в поляризационных состояниях, происходящих в соответствующих материалах. Эти эффекты могут приводить к изменению показателя преломления и другим поляризационным эффектам.

Фотохимические фотодетекторы. Принцип работы заключается в детектировании электронного тока, вызванного химическими реакциями, индуцированными в результате воздействия на прибор электромагнитного излучения. Работа фотохимических детекторов основана на эффекте перетаскивания электронов в двумерном электронном газе.

Фотоприемники могут быть использованы в различных конфигурациях: одиночные приборы — для измерения уровня освещенности; линейки приборов — для детектирования линии и сканирования изображения; массивы фотодетекторов — в качестве детектора изображений, формирующего световой рисунок.

Фотодетекторы представлены разнообразными устройствами, отличающимися конструкцией, принципом работы, областью применения и спектральным диапазоном. Среди них — фототранзисторы, фоторезисторы, фотодиоды, активно-пиксельные детекторы, применяемые в качестве детекторов изображения (например, в мобильных телефонах), и многие другие типы специализированных устройств. Помимо твердотельных элементов, существуют и электровакуумные приборы, имеющие в составе фотокатод, излучающий фотоэлектроны при облучении.

Компонент, подходящий для применения в качестве элемента имплантируемого зонда, должен удовлетворять ряду требований. Прибор должен быть компактным, технологичным в изготовлении, совместимым с биологическими тканями, обладать необходимым диапазоном спектральной чувствительности и энергетической эффективностью.

С учетом перечисленных характеристик наиболее подходящим устройством для использования в составе имплантируемого оптогенетического зонда является микроразмерный фотодиод — в силу простоты конструкции, высокой эффективности преобразования, возможности исполнения в виде тонкопленочного наноструктурированного устройства методами вакуумного напыления.

Фотодиод представляет собой полупроводниковый прибор, обладающий свойством однонаправленной проводимости под действием электромагнитного облучения. Фотодиоды находят применение в качестве преобразователей оптического излучения в электрический сигнал.

Принцип действия фотодиода основан на поглощении света прибором областью вблизи полупроводникового перехода, в результате этого процесса происходит генерация новых электронно-дырочных пар, являющихся носителями заряда.

Эффективное поглощение света происходит либо на границе раздела областей одного и того же полупроводника, либо на границе раздела двух полупроводниковых материалов (фотодиод с гетеропереходом), либо на границе раздела полупроводника и металла (фотодиод с барьером Шоттки).

Наиболее распространенным фотодиодом является р-і-п-диод. При этом толщина і-области выбирается таким образом, чтобы обеспечивать максимальную чувствительность и быстрое действие прибора.

Различают два типа работы прибора: фотодиодный и фотовольтаический (вентильный). В фотодиодном режиме фотодиод включен в цепь с источником тока, создающим обратное смещение на р-п-переходе диода. В фотовольтаическом режиме внешний источник тока отсутствует. В фотодиодном режиме избыточные носители заряда, возникающие в результате элек-

ромагнитного излучения, приводят к возрастанию обратного тока на величину фототока. Величина фототока в широких пределах практически линейно зависит от интенсивности электромагнитного излучения и почти не зависит от величины обратного напряжения. В вентильном режиме фотодиод используется в качестве фотоэлемента.

При больших значениях обратного смещения в результате ударной ионизации происходит лавинное умножение носителей заряда. Такой фотодиод называется лавинным и является фотодетектором с внутренним усилением тока.

К основным параметрам фотодиода относятся порог чувствительности: минимальная величина сигнала, регистрируемая фотодиодом, отнесенная к единице полосы рабочих частот, может достигать 10-14 Вт/Гц^{1/2}; темновой ток, обычно не более 10-9 А; а также спектральная чувствительность: отношение величины фототока к потоку монохроматического излучения, обычно около 0,5-1 А/Вт, область спектральной чувствительности лежит в пределах 0,3-15 мкм, время установления фототока (инерционность) достигает 10-10 с.

В таблице 2 приведен перечень полупроводниковых материалов, находящихся применение при изготовлении фотодиодов, и их спектральный диапазон чувствительности.

Таблица 2

**Полупроводниковые материалы,
используемые при изготовлении фотодиодов,
и их спектральный диапазон чувствительности**

Полупроводниковый материал	Спектральный диапазон, нм
Кремний	190—1100
Германий	400—1700
InGaAs	800—2600
PbS	1000—3500
HgCdTe	400—14 000

Как следует из таблицы 2, материалом, диапазон чувствительности которого соответствует требованиям проекта, является кремний.

На рисунке 9 приведена типичная спектральная чувствительность кремниевого фотодиода.

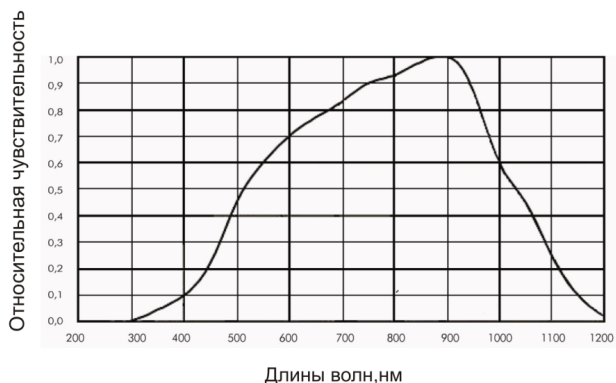


Рис. 9. Типичная спектральная чувствительность кремниевого фотодиода

По сравнению с аналогами фотодиоды на основе кремния обладают множеством преимуществ, позволяющих считать их наиболее соответствующими требованиям проекта. Среди этих преимуществ можно выделить следующие:

- требуемый диапазон спектральной чувствительности;
- совместимость кремния с мозговой тканью;
- сравнительная простота и технологичность процесса изготовления устройства (кремниевый фотодиод изготавливается из одного типа полупроводникового материала методом физического распыления в вакууме);
- высокая ширина запрещенной зоны;
- положительный опыт использования в составе имплантируемого зонда для оптогенетических приложений.

Кремниевые фотодиоды обладают высокой чувствительностью и низким темновым током, они часто находят применение для точных фотометрических приложений.

Микроразмерные кремниевые фотодиоды были применены для измерения интенсивности света от микроразмерных светозлучающих диодов в составе имплантированного в ткань моз-

га устройства. Также микроразмерные кремниевые фотодиоды могут детектировать основные спектроскопические данные, такие как поглощение, флуоресценция и диффузное рассеяние.

На рисунке 10 приведена вольт-амперная характеристика (ВАХ) кремниевого фотодетектора при облучении светом четырех микроразмерных светоизлучающих диодов, работающих с различной входной электрической мощностью.

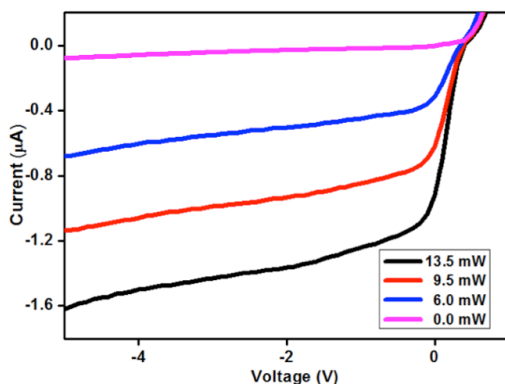


Рис. 10. ВАХ кремниевых фотодиодов при облучении микроразмерными светоизлучающими диодами

2.8. Обоснование выбора типа датчика проводимости

Традиционно в электрофизиологических исследованиях нервной ткани для измерения электрической активности (изменение локального электрического потенциала) отдельных нервных клеток применяются электроды в виде стеклянных микропипеток, заполненных электролитом, либо металлические игольчатые электроды в паре с электродом сравнения, омываемым физиологическим раствором. В качестве электрода сравнения обычно используется водородный или хлорсеребряный электрод [70].

При *in vitro* экспериментах электроды сравнения погружают в физиологический раствор в ванночку, где располагается препарат нервной системы, либо в поток физиологического рас-

твора, омывающего нервную систему или ее часть. Для *in vivo* экспериментов на свободнодвижущихся животных такая система неприменима.

Авторами работы для записи внеклеточных электрических сигналов применен платиновый микроэлектрод площадью 400 мкм^2 , имеющий импеданс около 1 МОм на частоте 1 КГц . Обладая такими характеристиками, он способен детектировать отдельные потенциалы действия нейронов, запись сигнала представлена на рисунке 11, где показаны отдельные потенциалы действия нейронов (всплески на записи) [70].



Рис. 11. Внеклеточный электрический сигнал, записанный при помощи платинового микроэлектрода

Микроэлектроды датчика проводимости, измеряющие внеклеточный потенциал вблизи области освещения микроразмерными светоизлучающими диодами, могут быть использованы для электрической стимуляции нейронов в зоне имплантации зонда.

Для *in vivo* экспериментов на свободнодвижущихся животных необходимо разместить оба электрода на имплантируемом зонде. Электроды могут представлять собой площадки из платины или золота известных площади и импеданса на соответствующих частотах, имеющие толщину от долей до нескольких микрометров. Известное значение импеданса электродов и их взаимное расположение на расстоянии, сравнимом

с масштабами клеток, позволит использовать такую двухэлектродную систему в качестве датчика локальной проводимости межклеточной среды. Проводимость внеклеточной среды изменяется при импульсации нейронов, что обусловливается изменением содержания ионов во внеклеточной среде в результате развития потенциала действия, а функцией локального датчика проводимости станет детектирование электрической активности нейронов через измерение локальной проводимости среды.

Известен ряд работ, авторами которых были изготовлены и исследованы аналогичные, обычно многоэлектродные, тонкопленочные устройства для измерения локальных потенциалов, в частности, коры головного мозга. Подобные электрокортикографические устройства рассматриваются в качестве прототипов мозг-компьютерного интерфейса.

На рисунке 12 изображена матрица электродов для приложенной мозг-компьютерного интерфейса [68].

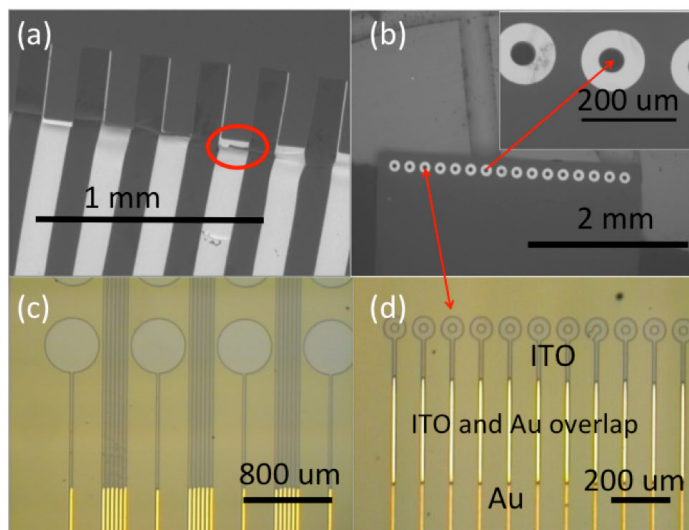


Рис. 12. Микрофотография матрицы электродов, выполненных из индия-олова с присоединенными золотыми проводами

В соответствии с задачами проекта целесообразно в качестве детектора импульсации отдельных нейронов в зоне имплантации оптогенетического зонда использовать кондуктометрический датчик, представляющий собой две площадки, расположенные на небольшом расстоянии друг от друга на имплантируемом зонде, выполненные из благородных биоинертных металлов, таких как золото или платина, с известным импедансом. Подобное устройство может также служить электрическим стимулятором нейронов, расположенных в непосредственной близости от него.

Несмотря на широкую номенклатуру представленных на рынке в настоящий момент датчиков проводимости, коммерчески доступные устройства не могут быть использованы для решения поставленных в рамках данного проекта задач в силу ряда причин.

Существует необходимость переноса датчика проводимости с подложки, на которой он поставляется, на общую подложку зонда. Отрыв и перенос структуры электродов датчика проводимости с одной подложки на другую возможен лишь для некоторых типов подложек (кремний, сапфир). При этом перенос сравнительно несложно осуществляется на пластиковые подложки и весьма сложно с одной конвенциональной подложки на другую, например с кремния на кремний. Таким образом, коммерческие датчики проводимости не могут быть использованы в силу необходимости осуществления переноса их электродов на единую подложку зонда.

В процессе отработки технологии изготовления имплантируемого зонда на конвенциональных подложках кремния или сапфира необходимо последовательно синтезировать все слои устройства методами физического распыления в вакууме. Только последовательное (последовательное) синтезирование элементов зонда позволит достигнуть заявленных габаритов устройства. Таким образом, коммерческие датчики проводимости не могут быть использованы в силу необходимости осуществления сборки всех элементов зонда на единой подложке.

Следует подчеркнуть, что наиболее компактный зонд на текущем уровне возможностей науки и техники может быть

выполнен только с помощью методов вакуумного физическо-го формирования тонких пленок, прочие методы дают худшие результаты.

В силу перечисленных ограничений использование коммерческих датчиков проводимости не представляется возможным, поэтому в рамках данного проекта необходимо было осуществить разработку и изготовление датчика проводимости, удовлетворяющего заявленным характеристикам — имеющего заданное значение импеданса для детектирования отдельных потенциалов действия нейронов. Данный датчик проводимости представляет собой два тонкопленочных электрода из платины или золота с заданным значением импеданса.

На основе выполненных теоретических исследований сформирована следующая конструкция исполнения УОКФМ как многослойного устройства, каждый из слоев (модулей) которого выполняет отдельный функционал (исполнение ЭО может быть представлено в логике «снизу-вверх» или «сверху-вниз», сама последовательность является стационарной):

1-й слой — микроэлектрод для стимуляции или регистрации электрофизиологической активности, представляющий собой кондуктометрический датчик в виде двух площадок, расположенных на расстоянии друг от друга на имплантируемом зонде, выполненных из благородных биоинертных металлов (золото или платина) с известным импедансом;

2-й слой — неорганический микрофотодетектор для регистрации флуоресцентных сигналов, представляющий собой микроразмерный кремниевый фотодиод;

3-й слой — неорганический микросветодиод для оптогенетического контроля активности клеток, представляющий собой GaN для создания микроразмерного светоизлучающего диода на основе GaN;

4-й слой — температурный микродатчик для контроля температурного режима, представляющий собой диэлектрическую подложку (Si/SiO_2), на которую нанесена платиновая дорожка.

Глава 3

Выбор процессов создания материалов температурного микродатчика

На основе проведенного анализа можно сформулировать следующие требования к температурному тонкопленочному датчику.

1. Равномерная заданная толщина платинового слоя по всей площади датчика. Толщина тонкопленочного датчика определяет его электрофизические характеристики. Любые неравномерности, несплошности или градиент по толщине сделают невозможным расчет электрофизических характеристик датчика и будут вносить погрешность в измерения.

2. Хорошая адгезия материала датчика на подложке. Плохая связь датчика с подложкой быстро приведет к его повреждению и, следовательно, изменению сопротивления и невозможности получения точных значений температуры.

3. Высокая сплошность материала и плотность, максимально близкая к объемному материалу.

При толщинах пленок менее 20 нм для некоторых методов синтеза возможен механизм островкового роста, что также негативно повлияет на сопротивление структуры и, следовательно, на точность определения температуры.

4. Возможность точного контроля геометрии датчика.

5. Осаждение материала высокой чистоты. Данный пункт особенно важен, так как небольшая примесь в материале микродатчика может существенно повлиять как на значения сопротивления, так и на характер терморезистивной зависимости, что внесет критические погрешности в проводимые измерения.

Необходимость обеспечения вышеперечисленных характеристик температурного датчика предъявляет следующие требования к методу формирования тонких пленок.

1. Точный контроль толщины. Толщина формируемой тонкой пленки не должна превышать 15 нм.

2. Высокая адгезия формируемого материала на подложке.
3. Отсутствие примесей.
4. Высокая сплошность тонкопленочной структуры на требуемой толщине.

Метод создания температурного датчика выбран исходя из материально-технических возможностей приборной базы БФУ им. И. Канта и ранее созданного задела в части использования отдельных методов для решения поставленных задач.

Ниже приводится перечень методов роста тонких пленок, потенциально применимых для данной задачи.

1. Метод ионно-плазменного напыления (ИПН) — нанесение на подложки в вакууме тонких пленок материалов, испаряемых пучком нейтралей рабочего газа с энергией до 1,5 кэВ с поверхности мишени. Технологический процесс осуществляется в вакуумной камере с рабочим давлением $2 \cdot 10^{-5}$ Па. На установках с использованием данного метода можно синтезировать образцы достаточно большой площади, однако полупромышленный режим работы подобных установок может привести к значительному расходу материала мишени.

Схема стандартной установки ионно-плазменного напыления представлена на рисунке 13, где 1 — источник ионов, 2 — поток ионов рабочего газа, 3 — нейтрализатор, 4 — поток электронов, 5 — поток высокоэнергетичных нейтральных атомов рабочего газа, 6 — мишень, 7 — поток выбитых частиц материала мишени, 8 — подложка.

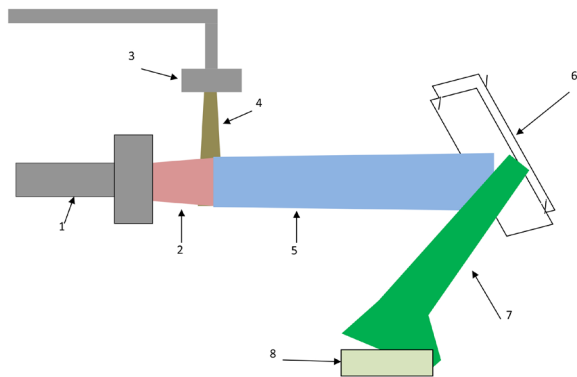


Рис. 13. Схема эксперимента напыления тонкой пленки методом ИПН

Процесс напыления происходит следующим образом. Перед началом эксперимента объем вакуумной камеры откачивается до высокого вакуума. В камере ионного источника (1) высокочастотным полем производится ионизация рабочего газа (обычно для напыления металлов используется Ag^+). Затем ионизированный газ разгоняется до требуемых энергий при помощи сеток с высоким ускоряющим напряжением на выходе из ионного источника. После выхода в рабочую камеру пучок ионов (2) нейтрализуется потоком электронов (4) из нейтрализатора (3). Устройство нейтрализатора подобно устройству ионного источника, но на выходе происходит ускорение электронов высоким положительным напряжением. Поток нейтральных уже незаряженных частиц рабочего газа (5) бомбардирует мишень (6). Происходит распыление материала мишени. Частицы (7), выбитые из мишени, конденсируются на поверхности подложки (8). Таким образом происходит рост тонкой пленки.

Использование нейтрализатора значительно расширяет функционал установки ИПН. Распыление мишени нейтральными позволяет использовать в качестве мишени и диэлектрические материалы. Кроме того, в качестве рабочего газа можно использовать реактивные газы либо их смесь. Таким образом достигается достаточно широкий диапазон осаждаемых материалов.

При соударении атомов, выбитых из мишени, с атомами нейтрального газа в камере последние могут также приобретать высокую кинетическую энергию, достаточную для внедрения их в подложку. Концентрация таких атомов в синтезированной тонкопленочной структуре может достигать нескольких процентов. Данный эффект можно рассматривать как положительный в случае реактивного распыления. Однако для напыления металлов этот эффект оказывается вредным, тем более в случае, когда состав получаемой пленки критически важен.

При реализации проекта по синтезу материалов для тонкопленочных терморезистивных датчиков можно выделить основное преимущество данной технологии — хорошую адгезию материала на подложке в диапазоне требуемых толщин благо-

даря высокой энергии частиц осаждаемого материала. Однако технология ИПН не является оптимальной для решения данной задачи по двум причинам:

— необходимость изготовления достаточно массивной мишени;

— наличие примеси в виде глубоко внедренных в пленку частиц рабочего газа, что будет негативно влиять на проводимость датчика и, как следствие, на точность результатов измерения температуры.

2. Метод магнетронного напыления образцов большой площади (площадь запыления до 900×900 мм).

Данный метод широко применяется как в научных, так и в исключительно промышленных целях. Магнетронные распылительные системы (МРС) состоят из следующих элементов: мишень (катод), анод (вакуумная камера) и магнитная система. Существуют разнообразные МРС, которые могут быть подразделены на три основных типа: системы с цилиндрическим катодом, системы с планарным катодом и кольцевым катодом S-типа.

Принцип действия МРС на примере магнетрона с плоской мишенью представлен на рисунке 14, где 1 — мишень (катод), 2 — магнитная система, 3 — анод, 4 — подложка, 5 — зона распыления, 6 — система охлаждения.

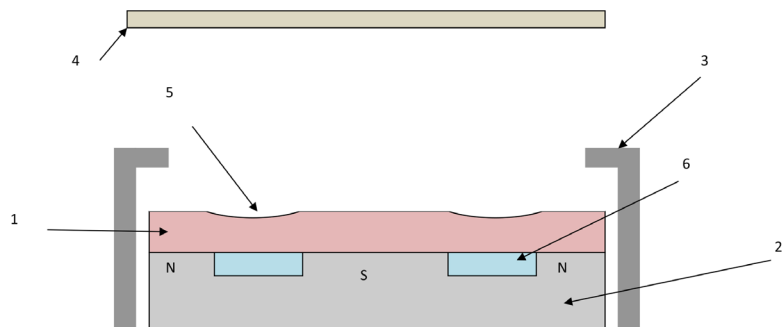


Рис. 14. Схема магнетронной распылительной системы с плоским катодом охлаждения

При подаче достаточно высокого DC-напряжения (в режиме постоянного тока) между анодом (3) и мишенью (1) между ними возбуждается аномальный тлеющий разряд в среде рабочего газа. Как правило, применяют инертные газы, например Ar+. Образующиеся ионы ускоряются в сторону мишени и бомбардируют ее.

Бомбардировка катода одновременно вызывает распыление поверхности мишени и эмиссию электронов. Выбитые из катода электроны начинают ускоряться в сторону анода, но благодаря магнитной подсистеме попадают под действие силы Лоренца и, начиная двигаться по сложным циклоидальным траекториям (так называемым магнитным ловушкам), устремляются к поверхности мишени, участвуя в дальнейшей ионизации атомов рабочего газа. Такое движение эмитированных электронов существенно увеличивает эффективность процесса ионизации.

Электроны продолжают движение вдоль поверхности до аннигиляции с плазмой. Другая важная сторона использования магнитных ловушек — отсутствие взаимодействия вторичных высокоэнергетичных электронов с подложкой и, как следствие, отсутствие ее перегрева.

К общим недостаткам метода магнетронного распыления для осаждения платинового терморезистивного элемента можно отнести следующие:

— необходимость изготовления платиновой мишени строго определенного размера, при этом отношение распыленного материала к осажденному оказывается существенным, то есть в данном случае мы имеем полную нецелесообразность использования этого метода с точки зрения расхода и стоимости затрачиваемого материала;

— частицы распыленного данным методом материала мишени имеют достаточно невысокую энергию, которая дополнительно снижается из-за столкновения с частицами рабочего газа, поэтому осаждаемая пленка платины может иметь недостаточную адгезию, что будет критически отражаться на получаемых результатах;

— отсутствие возможности распыления непроводящих мишеней — поверхность диэлектрика будет быстро заряжаться под ионной бомбардировкой, что очень быстро приведет к остановке процесса распыления.

3. Метод атомно-слоевого осаждения — технология осаждения тонких пленок, которая базируется на последовательных химических реакциях между паром и твердым телом и имеет свойство самоограничения. Данная технология используется для создания ультратонких и однородных пленочных структур и применяется в большинстве полупроводниковых и тонкопленочных приложений. К минусам данной технологии можно отнести сложность осаждения металлических тонких пленок высокой чистоты.

4. Метод импульсного лазерного осаждения (ИЛО) и магнетронного распыления в комплексе. Напыление может производиться либо методом импульсно-лазерного осаждения, либо методом магнетронного распыления, либо двумя методами одновременно. При необходимости распыления материала методом ИЛО из одной мишени используют один из лазеров (в зависимости от задачи). Использование сразу двух лазеров делает возможным одновременное осаждение материала из двух и более мишеней (истинное соосаждение), а возможность регулирования разных параметров лазера (длина волны, частота повторения импульсов, их энергия) обеспечивает точный контроль стехиометрического состава получаемого образца. Ввод лазерного излучения в камеру производится с помощью оптических трактов, которые позволяют выполнять фокусировку излучения на поверхности мишени, а также сканирование лазерным лучом ее поверхности. Создание температурного датчика данным методом является целесообразным, поскольку отвечает всем сформулированным требованиям.

На рисунке 15 представлен упрощенный внешний вид комплекса, где 1 — Nd:YAG лазер LS-2137U с блоком делителя гармоник, 2 — Nd:YAG лазер LS-2136, 3 — камера роста, 4 — магнетрон, 5 — системы ввода лазерного излучения в камеру, 6 — система для наблюдения дифракции отраженных высокоэнергетичных электронов, 7 — блок электроники.

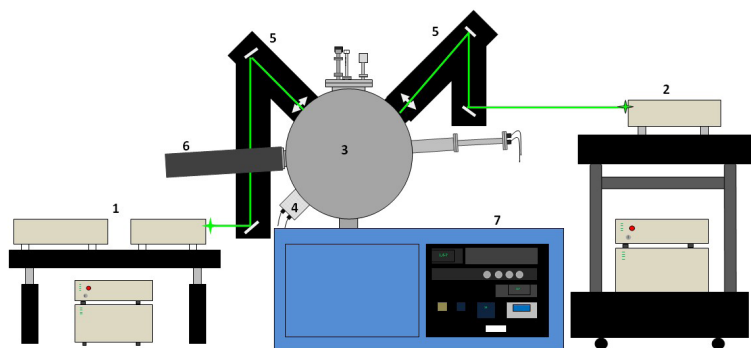


Рис. 15. Упрощенный внешний вид СВВ-комплекса SmartNano PLD-1

Рост тонких пленок происходит в СВВ (вакуум до 10—11 торр) камере (3) при помощи двух Nd:YAG лазеров (1) и (2). Параметры лазеров приведены в таблице 3.

Таблица 3

Параметры лазеров СВВ установки ИЛО

Лазер	Максимальная энергия импульса, мДж				Длительность импульса, нс	Максимальная частота повторения импульсов, Гц
	1-я гармоника (1064 нм)	2-я гармоника (532 нм)	3-я гармоника (355 нм)	4-я гармоника (266 нм)		
1	700	350	130	70	~20	10
2	150	80	—	—	~20	50

На рисунке 16 представлены упрощенные схемы камеры роста (а) и общего вида установки сверху (б) комплекса, где 1 — загрузочная камера, 2 — магнитный шток, 3 — камера роста, 4 — система крепления образцов с нагревателем, 5 — си-

стема крепления мишеней, *б* — оптический тракт, *7* — СВВ магнетрон, *8* — системы вращения и изменения положения образца, *9* — система для наблюдения дифракции отраженных высокоэнергетических электронов, *10* — СВВ-шибер.

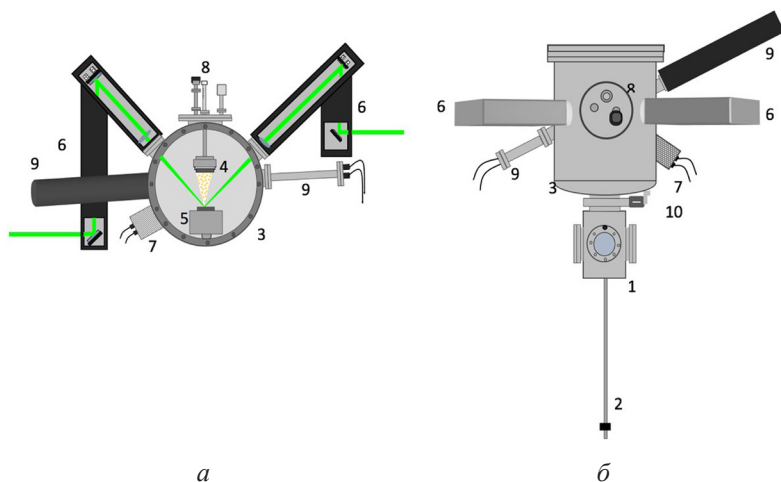


Рис. 16. Упрощенная схема СВВ-комплекса ИЛО:
а — камера роста, вид спереди; *б* — вид комплекса сверху

Упрощенно процесс создания образцов можно представить следующим образом. Подложка и мишени в держателях загружаются в загрузочную камеру (*1*), отделенную от камеры роста (*3*) высоковакуумным шибером (*10*). Напуск камеры роста осуществляется только в случае ремонтных или регламентных работ, что позволяет всегда поддерживать высокий вакуум (вплоть до 10^{-9} Па). Предварительная и основная камеры имеют независимые системы откачки, состоящие из форвакуумного и турбомолекулярного насосов. После откачки предварительной камеры до вакуума не хуже $7 \cdot 10^{-6}$ торр держатели образца и мишени заводятся в камеру роста с помощью магнитного штока (*2*) и закрепляются в системах крепления образца (*4*) и мишеней (*5*). Бесконтактный нагреватель, расположенный в системе крепления образцов на несколько

миллиметров выше образца, позволяет равномерно нагревать всю поверхность образца с точностью до $0,1^\circ\text{C}$. Максимальная температура нагрева — 800°C .

В камере одновременно могут находиться до шести держателей мишеней, что облегчает рост многослойных структур. Вместе с тем возможность расположить в одном держателе несколько мишеней обеспечивает применение метода соосаждения. Неиспользуемые во время процесса мишени находятся под защитным кожухом, что исключает их запыление.

СВВ DC-магнетрон (7) позволяет распылять проводящие мишени как совместно, так и отдельно от лазеров, что может быть использовано для получения сложных по составу материалов.

Еще больше расширить возможности по созданию материалов комплекса позволяет ввод реактивных газов (O_2 , N_2) в камеру роста. Натекатель, позволяющий регулировать давление в камере с точностью до $1 \cdot 10^{-6}$ Па, предоставляет возможность создавать оксиды и нитриды металлов, а также более сложные соединения.

При использовании соосаждения появляется возможность возникновения градиента концентраций материалов в образце. Система (8) позволяет избежать этого с помощью вращения образца во время осаждения, а также возможности изменения расстояния подложка — мишень.

Встроенная система для наблюдения дифракции отраженных высокоэнергетичных электронов (9) дает возможность проводить контроль эпитаксиального роста тонких пленок в режиме реального времени. Перечисленные преимущества делают данный комплекс оптимальным для решения ряда задач, в том числе поставленных в данном проекте.

Метод импульсного лазерного осаждения (ИЛО) тонкопленочных слоев основан на абляции (процессе мгновенного перевода материала из твердого/жидкого состояния в плазму) материала мишени короткими импульсами лазерного излучения высокой плотности мощности ($P \sim 5 \times 10^8$ Вт/см²), и конденсации испаренного с поверхности мишени материала на подложке. Один из вариантов выполнения метода импульсного лазерного осаждения представлен на рисунке 17.

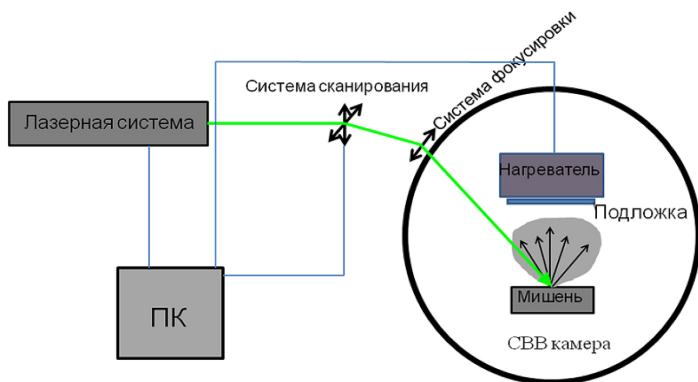


Рис. 17. Упрощенная схема процесса импульсного лазерного осаждения

Сверхкороткий (длительностью менее 20 нс) лазерный импульс при помощи сканирующей системы и линз фокусируется на поверхности мишени, находящейся в высоковакуумной камере (рис. 17). Механизм взаимодействия лазерного излучения на мишень довольно сложен и состоит из большого числа различных процессов, которые будут различаться для разных веществ и форм мишени. В качестве мишеней используют металлы, полупроводники, диэлектрики как в твердой, так и жидкой форме. Однако самое распространенное применение техники ИЛО — распыление твердых металлических мишеней.

При попадании лазерного импульса с энергией, превышающей пороговую, на поверхность металла происходит очень много различных взаимодействий. Но фотоны в основном взаимодействуют с электронами. Другими взаимодействиями в рамках данной задачи можно пренебречь, так как они не вносят существенного вклада. Пороговая плотность энергии зависит от многих факторов — типа материала, морфологии, состояния поверхности мишени, длины волны лазерного излучения и длительности импульса.

Отличительной чертой металлов является наличие свободных электронов, в которые можно кратковременно закачать

сколь угодно большую энергию. Однако при этом металлы имеют довольно высокий коэффициент отражения и немалая часть попавшей на поверхность образца энергии отражается. Но оставшиеся несколько процентов излучения эффективно реагируют в основном с электронами проводимости (в металлах, по сравнению с другими материалами, коэффициент поглощения α велик для всего спектрального диапазона используемого в данный момент лазерного излучения — от УФ до ИК). Далее, за короткое время (порядка пикосекунд) происходит электрон-фононная релаксация возбужденных электронов. Такая быстрая передача большого их количества решетке приводит к колоссальному локальному нагреву и взрывному процессу абляции.

Оценка величины пороговой плотности мощности для металлов дает величины порядка $q_{\text{пор.}} \sim 10^7$ Вт/см². Чаще всего в процессе импульсного лазерного осаждения используются величины плотности мощности больше пороговой на несколько порядков (q не менее $\sim 10^8$ — 10^9 Вт/см²). При таких энергиях импульса и пятне фокусировки излучения на мишени происходит взрывной процесс перехода материала мишени из твердого состояния в плазму.

Теоретически плазменный факел может эффективно поглощать и рассеивать лазерное излучение, экранируя при этом мишень. Большая длительность импульсов также приводит к перегреву и плавлению распыляемого материала вблизи области взаимодействия лазерного излучения с мишенью, что, в свою очередь, может приводить к разрушению поверхности мишени, селективному испарению ее компонентов и увеличению количества капель. Поэтому чаще всего при импульсном лазерном осаждении используются длительности импульсов в единицы наносекунд (максимум до 20 нс). Большую популярность, особенно при работе с жидкими мишенями, приобрело использование фемтосекундных лазеров.

При таких длительностях расширение плазменного факела начинается уже после окончания лазерного импульса. Также скорость распространения компонент плазменного факела достигает 10^5 — 10^6 см/с, что позволяет использовать частоту повторения импульсов в десятки герц с полной передачей энергии лазерного излучения материалу мишени.

Плотность мощности лазерного излучения может достигать больших значений (до ~ 1020 Вт/см²), это приводит к тому, что энергия частиц в плазменном факеле может доходить до ~ 1 кэВ. Такие показатели энергии для разных задач могут быть как плюсом, так и минусом. Высокоэнергетические частицы могут приводить к образованию дефектов в пленках и перераспылению материала с поверхности образца. В некоторых случаях для снижения кинетической энергии налетающих частиц принято использовать небольшие давления буферного инертного газа.

Дополнительно расширить возможности метода позволяет использование реактивных газов в вакуумной камере либо источников газовой плазмы. Таким образом, возможно получение оксидов, нитридов, фторидов, хлоридов и т. п.

Для метода ИЛО характерно применение широкого спектра различных лазерных систем — как твердотельных, так и газовых, с длинами волн от менее чем 200 нм до 10,6 мкм. Наиболее распространенными лазерами для процесса ИЛО на данный момент являются твердотельные Nd:YAG и газовые эксимерные УФ-лазеры (KrF, ArF и т. д.).

Распространенность Nd:YAG лазеров обусловлена, прежде всего, простотой их использования, обслуживания и возможностью получения различных длин волн на разных гармониках, от ближнего ИК (1064 нм) до УФ (213 нм, пятая гармоника). Максимальная частота повторения импульсов для таких лазерных систем может достигать сотни герц, однако на практике чаще используют частоты повторения 10—50 Гц. Возможность использования разных гармоник, а следовательно, и длин волн для различных веществ также является огромным плюсом данных лазеров. При этом средняя энергия импульса на первой гармонике лазера остается достаточно стабильной с течением времени.

Nd:YAG-лазеры имеют и ряд недостатков:

— не совсем стабильная энергия от импульса к импульсу: даже в хорошо работающем лазере скачки энергии между импульсами могут составлять 10 %;

— для выделения верхних гармоник лазера требуется достаточно сложная оптическая система. Стабильность энергии гармониках лазера, отличной от первой, будет ниже ввиду наличия нелинейной оптики в системе;

— при выделении верхних гармоник происходит потеря большей части энергии импульса: например, максимально достижимая энергия импульса на четвертой гармонике может быть на 80 % ниже, чем на первой. При работе на первой гармонике коэффициент отражения металлов в инфракрасном диапазоне намного выше, чем в ультрафиолете (например, для золота $R\lambda = 1,06 \text{ мкм} = 0,98$ и $R\lambda = 0,248 \text{ мкм} = 0,25$);

— неравномерное распределение энергии в поперечном сечении лазерного пучка ввиду наличия мод резонатора, что приводит к не полностью равномерному испарению из области взаимодействия излучения с мишенью.

Некоторые из этих недостатков можно обойти при использовании эксимерных УФ-лазеров. К недостаткам эксимерных систем можно отнести следующие:

— в отличие от твердотельного, рабочее вещество эксимерного лазера при использовании подвержено постоянной деградации, что приводит к постепенному снижению средней энергии импульса. Это необходимо всегда учитывать для повторяемости экспериментов;

— данные лазерные системы являются более громоздкими и сложными в обслуживании по сравнению с твердотельными лазерами;

— на выходе эксимерного лазера — прямоугольный пучок, фокусировка которого является более сложной задачей.

Для решения проектной задачи метод ИЛО является оптимальным в силу следующих причин:

— возможность получения сплошных пленок с прецизионным контролем толщины;

— высокая энергия частиц мишени после абляции гарантирует хорошую адгезию на правильно подготовленных подложках;

— отсутствие необходимости изготовления мишени специальной величины и формы;

— возможность выращивания эпитаксиальных структур.

К недостаткам метода ИЛО для решения поставленной задачи можно отнести наличие капель в данном методе, однако капли состоят из того же материала, поэтому они не будут вносить искажения в измерения.

Ниже представлена общая сравнительная таблица методов синтеза тонких пленок материалов температурного микродатчика УОЭКФМ (табл. 4).

Таблица 4

Сравнительная таблица методов получения пленок

Метод	Преимущества	Недостатки
Вакуумное напыление с резистивным нагревом испарителя	Простое оборудование для легкоплавких материалов	Сплавление с материалом испарителя, низкая адгезия пленок, возможные примеси материала испарителя
Вакуумное напыление с электронно-лучевым испарителем	Пригоден для большинства одноэлементных металлов и полупроводников. Позволяет получать аморфные пленки одноэлементных полупроводников	Плохой контроль толщины, высокий расход материала мишени
Ионное распыление	Пригоден и для проводящих, и для изолирующих материалов; состав определяется составом мишени. Позволяет получать аморфные пленки металлов и полупроводников. Легко допускает введение смещающего поля	Атомы/молекулы рабочего газа внедряются в подложку и формируемую тонкую пленку; обычно сильно нагревается подложка, материал пленки перемещается с материалом подложки, возможно нарушение поверхности подложки
Химическое осаждение из паровой фазы	Дает высококачественные приборы, эпитаксиальные слои для активных приборов, можно наносить поликристаллические слои	Сложность в осаждении чистых металлов. Требует точного задания скорости газового потока; высокая температура подложки

Окончание табл. 4

Метод	Преимущества	Недостатки
Эпитаксиальный рост из молекулярной фазы	Дает высококачественные пленки соединений	Сложные оборудование и процессы. Неравномерность по поверхности подложки толщины получаемых слоев
Электрохимическое осаждение	Широкий диапазон пленок; большая площадь, однородная по толщине	Получаемые пленки имеют достаточное количество примесей
Эпитаксиальный рост из жидкой фазы	Пленки соединений с хорошим качеством	Трудно контролировать концентрацию, толщину и обеспечивать воспроизводимость
Ионно-лучевой метод	Точный контроль параметров осаждения	Низкая скорость осаждения и сложное оборудование
Импульсное лазерное осаждение	Относительная простота метода; возможность переноса стехиометрии мишени на образец	Капли; невысокая область запыления; высокий вакуум
Магнетронное распыление на постоянном токе	Высокая скорость осаждения	Плохая адгезия материала
ВЧ-магнетронное распыление	Возможность распыления как проводящих, так и диэлектрических материалов	Плохая адгезия материала
Атомно-слоевое осаждение	Высокое качество получаемых пленок; высокая точность контроля толщины; хорошая адгезия; повторяемость	Сложность оборудования и проведения процессов роста; очень низкая скорость формирования пленки; сложность роста особо чистых металлов

Анализируя представленные данные, можно сделать вывод, что наиболее подходящими методами для формирования тонких пленок являются молекулярно-лучевая эпитаксия и импульсное лазерное осаждение, дающие схожие результаты с точки зрения контроля толщины и качества получаемых пленок. При этом метод ИЛО более приемлем за счет своей простоты, отсутствия необходимости изготовления специальных мишеней и более низкого расхода материала.

Глава 4

РЕГЛАМЕНТ ОТЛАДКИ ПРОЦЕССОВ СИНТЕЗА МАТЕРИАЛОВ ТЕМПЕРАТУРНОГО МИКРОДАТЧИКА

Рассмотрим процесс синтеза Pt-датчика на высоковакуумном комплексе импульсного лазерного осаждения и магнетронного распыления *Smart NanoTool PLD-1*.

Эксперимент по формированию тонкой пленки материала термодатчика УОКФМ состоит из следующих этапов:

- подготовка подложек к процессу;
- загрузка подложки и мишеней в предварительную камеру, ее откачка и закрепление подложки и мишеней в камере роста;
- установка основных параметров эксперимента: расстояние подложка — мишень и параметры работы лазеров;
- выбор области сканирования лазерного луча на мишени;
- процесс роста пленки и последующий отжиг образца;
- подготовка подложек к процессу.

Для синтеза терморезистивных датчиков к подложкам предъявляется несколько важных требований. Прежде всего, это биосовместимость и возможность получения пленок с хорошей адгезией. Можно в качестве подложки использовать пластины термически окисленного кремния: во-первых, аморфный слой SiO_2 с малой шероховатостью на поверхности подложки окажет наименьшее влияние на свойства образцов; во-вторых, использование кремния, который в таком виде широко применяется в электронной промышленности, экономически выгодно ввиду меньшей стоимости по сравнению с другими подложками.

Перед загрузкой подложки в предварительную камеру ее необходимо отчистить в ультразвуковой ванне смесью изопропилового спирта и ацетона, затем закрепить на держателе образцов.

При необходимости напыления через полимерную маску производится дополнительная подготовка подложки. Маска из стиренакрилового полимера наносится на подложку при температуре 180°C . После напыления маска удаляется ацетоном.

Загрузка подложки и мишеней в предварительную камеру.

В основной вакуумной камере поддерживается вакуум высокого порядка (10-8 — 10-10 торр). Не допускается попадание атмосферного воздуха в основную камеру. Вскрытие камеры роста осуществляется в основном для ремонтных и регламентных работ. Загрузка-выгрузка образцов и мишеней осуществляется через предварительную загрузочную камеру. Все процессы управляются при помощи программы *SVTA-Robo*, интерфейс которой изображен на рисунке 18.

Порядок проведения загрузки подложек и мишеней в предварительную камеру.

Напустить азот в объем загрузочной камеры в автоматическом режиме, нажав в программе *Robo* кнопку *Auto load lock vent* (рис. 18, кнопка *11*).

Закрепленные в держателях мишени и подложку поместить в специальные крепления вакуумной части магнитного штока.

Объем предварительной камеры откачать до уровня вакуума не менее $5 \cdot 10^{-7}$ торр с использованием форвакуумного и турбомолекулярного насосов в автоматическом режиме. Для этого в программе нажать кнопку *Auto load pump down* (кнопка *10*, рис. 18).

С помощью магнитного штока (рис. 18) держатели образца и мишени закрепляются в системе крепления мишеней и образцов основной камеры, рабочий объем которой откачен до давления 10-9-10-10 торр. (В камере одновременно могут находиться до шести держателей мишеней и один держатель образцов.)

Установка основных параметров эксперимента: расстояние подложка — мишень и параметры работы лазера.

Расстояние от подложки до мишени является очень важным параметром, влияющим на скорость формирования образцов. Также этот параметр может повлиять на стехиометрический состав формируемых образцов. Расстояние подложка — мишень регулируется вручную. Для экспериментов по напылению Pt выбирается среднее расстояние подложка — мишень. Для этого подложка опускается до нужного положения.

Для напыления используется лазер LS-2136 с внутренним делителем гармоник и возможностью работы на длинах волн 1064 и 532 нм.

Управление параметрами лазера осуществляется разными программами.

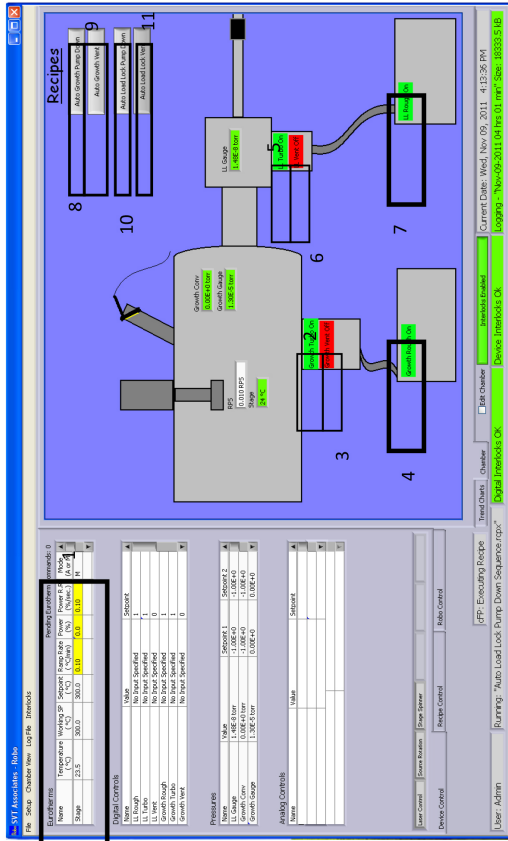


Рис. 18. Интерфейс программы SITA Robo:

1 — панель управления нагревателем образцов; 2 — кнопка включения/выключения турбомолекулярным насосом камеры роста; 3 — кнопка включения/выключения напуска азота в камеру роста; 4 — кнопка включения/выключения форвакуумного насоса камеры роста; 5 — кнопка включения/выключения турбомолекулярного насоса загрузки камеры; 6 — кнопка включения/выключения напуска азота в загрузочную камеру; 7 — кнопка включения/выключения форвакуумного насоса загрузки камеры; 8 — кнопка автоматической откачки из камеры роста; 9 — кнопка автоматического напуска азота в камеру роста; 10 — кнопка автоматической откачки из загрузочной камеры;

// — кнопка автоматического напуска азота в загрузочную камеру

Для выбора параметров используется программа *Test of lasers* (рис. 19).

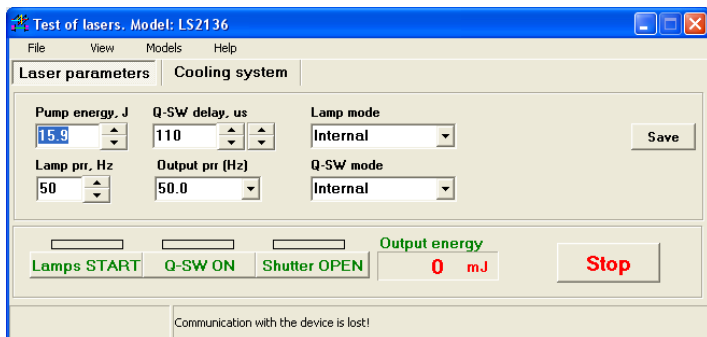


Рис. 19. Интерфейс программы *Test of lasers*

При формировании образца данный лазер используется для осаждения Pt. Поэтому выбираются следующие параметры: длина волны 532 нм, накачка от 16 до 17 Дж, задержка 110 мкс, частота повторения импульсов от 10 до 50 Гц. Данная программа также имеет возможность работы в программном режиме (рис. 20).

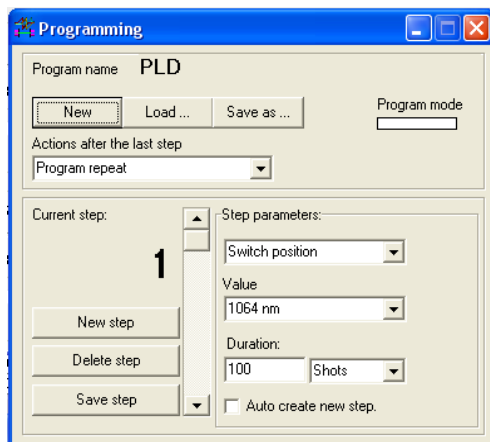


Рис. 20. Интерфейс диалогового окна программного режима программы *Test of lasers*

Помимо длины волны, одним из наиболее важных параметров при лазерном осаждении является энергия импульса. Для контроля величины этого параметра используется универсальный пирозлектрический измеритель энергии PE50-DIF. Он позволяет точно определять энергии и длительности импульсов в диапазоне длин волн от 193 нм до 3 мкм. Для измерения энергии импульса необходимо поставить измеритель мощности на пути лазерного луча параллельно его ходу. Параметры измеряемого лазерного излучения высветятся в программе *StarLab* (рис. 21).

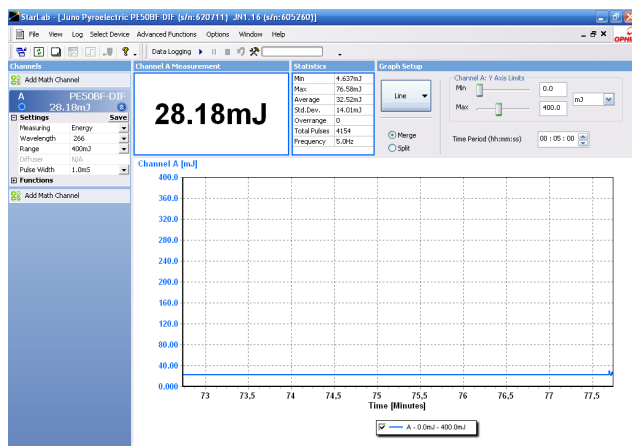


Рис. 21. Интерфейс программы *StarLab*

Выбор области сканирования лазерных лучей на мишенях.

В оптическом тракте лазера LS-2136 используются шаговые двигатели.

На рисунке 22 показан интерфейс программы *XILab* для управления шаговыми двигателями.

Данная программа дает возможность задания двух крайних координат перемещения шаговых двигателей, а при помощи согласования скоростей и ускорений перемещений мы добиваемся зарисовывания прямоугольной области сканирования лазерным лучом. Визуализация осуществляется лазером в режиме свободной генерации (Q-SW mode в режиме FR), с выставленной энергией накачки 7,2 Дж.

Процесс роста пленки и последующий отжиг образца

Перед запуском процесса необходимо включить вращение образца. Это делается для равномерного запыления всей поверхности подложки. Запуск вращения осуществляется нажатием кнопки *Spin* панели управления вращением образца программы *SVTA Robo* (рис. 23).

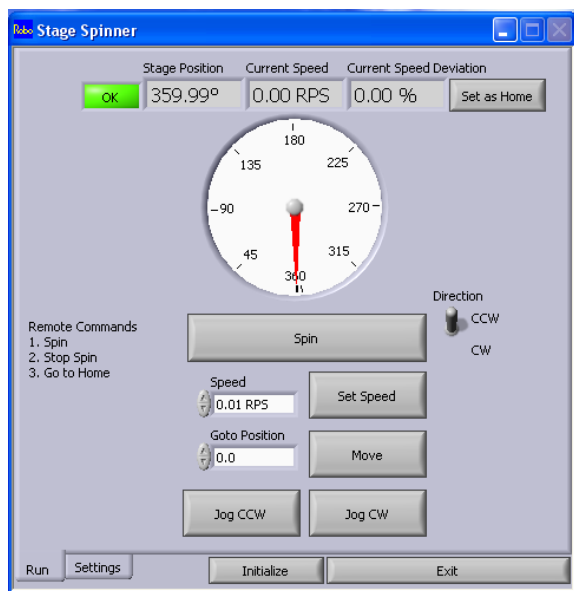


Рис. 23. Интерфейс панели управления вращением образца программы *SVTA Robo*

После этого можно осуществлять запуск процесса (запуск актуаторов и лазеров). При правильном выставлении параметров эксперимент полностью автономен и не требует участия оператора.

После завершения процесса производится вывод готового образца из камеры роста в предварительную камеру и напуск предварительной камеры по уже описанной технологии. При использовании полимерной маски ее остатки смываются ОСА ацетоном.

СПИСОК РЕКОМЕНДУЕМОЙ ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Sohal V. S., Zhang F., Yizhar O., Deisseroth K.* Parvalbumin neurons and gamma rhythms enhance cortical circuit performance // *Nature*. 2009. Vol. 459, № 7247. P. 698—702.

2. *Piña-Crespo J. C., Talantova M., Cho E.-G. et al.* Lipton. High-frequency hippocampal oscillations activated by optogenetic stimulation of transplanted human ESC-derived neurons // *J. Neurosci.* 2012. Vol. 32, № 45. P. 15837—15842.

3. *Yizhar O. et al.* Optogenetics in neural systems // *Neuron*. 2011. Vol. 71, № 1. P. 9—34.

4. *Wang J. et al.* Integrated device for combined optical neuromodulation and electrical recording for chronic in vivo applications // *Journal of neural engineering*. 2011. Vol. 9, № 1. P. 016001.

5. *Zhang F. et al.* Optogenetic interrogation of neural circuits: technology for probing mammalian brain structures // *Nature protocols*. 2010. Vol. 5, № 3. P. 439—456.

6. *Montgomery K. L. et al.* Wirelessly powered, fully internal optogenetics for brain, spinal and peripheral circuits in mice // *Nature methods*. 2015. Vol. 12, № 10. P. 969—974.

7. *Sparta D. R. et al.* Construction of implantable optical fibers for long-term optogenetic manipulation of neural circuits // *Nature protocols*. 2012. Vol. 7, № 1. P. 12—23.

8. *Kozai T. D. Y. et al.* Ultrasmall implantable composite microelectrodes with bioactive surfaces for chronic neural interfaces // *Nature materials*. 2012. Vol. 11, № 12. P. 1065—1073.

9. *Jang K. I. et al.* Rugged and breathable forms of stretchable electronics with adherent composite substrates for transcutaneous monitoring // *Nature communications*. 2014. Vol. 5. P. 4779.

10. *Kim D. H. et al.* Epidermal electronics // *Science*. 2011. Vol. 333, № 6044. P. 838—843.

11. *Kim T. et al.* Injectable, cellular-scale optoelectronics with applications for wireless optogenetics // *Science*. 2013. Vol. 340, № 6129. P. 211—216.

12. *Aravanis A. M. et al.* An optical neural interface: in vivo control of rodent motor cortex with integrated fiberoptic and optogenetic technology // *Journal of neural engineering*. 2007. Vol. 4, № 3. P. S143.
13. *Zhang J. et al.* Integrated device for optical stimulation and spatiotemporal electrical recording of neural activity in light-sensitized brain tissue // *Journal of neural engineering*. 2009. Vol. 6, № 5. P. 055007.
14. *Anikeeva P. et al.* Optetrode: a multichannel readout for optogenetic control in freely moving mice // *Nature neuroscience*. 2012. Vol. 15, № 1. P. 163—170.
15. *Wang J. et al.* Integrated device for combined optical neuromodulation and electrical recording for chronic in vivo applications // *Journal of neural engineering*. 2011. Vol. 9, № 1. P. 016001.
16. *Ozden I. et al.* A coaxial optrode as multifunction write-read probe for optogenetic studies in non-human primates // *Journal of neuroscience methods*. 2013. Vol. 219, № 1. P. 142—154.
17. *Dufour S., De Koninck Y.* Optrodes for combined optogenetics and electrophysiology in live animals // *Neurophotonics*. 2015. Vol. 2, № 3. P. 031205—031205.
18. *Kim S., Jun S. B.* In-vivo optical measurement of neural activity in the brain // *Experimental neurobiology*. 2013. Vol. 22, № 3. P. 158—166.
19. *Laxpati N. G. et al.* Real-time in vivo optogenetic neuromodulation and multielectrode electrophysiologic recording with NeuroRighter // *Frontiers in neuroengineering*. 2014. Vol. 7. P. 40.
20. *Deisseroth K.* Optogenetics // *Nature methods*. 2011. Vol. 8, № 1. P. 26—29.
21. *Stark E., Koos T., Buzsáki G.* Diode probes for spatiotemporal optical control of multiple neurons in freely moving animals // *Journal of neurophysiology*. 2012. Vol. 108, № 1. P. 349—363.
22. *Zhang F. et al.* Multimodal fast optical interrogation of neural circuitry // *Nature*. 2007. Vol. 446, № 7136. P. 633—639.
23. *Klapoetke N. C. et al.* Independent optical excitation of distinct neural populations // *Nature methods*. 2014. Vol. 11, № 3. P. 338—346.
24. *Lu C. et al.* Flexible and stretchable nanowire-coated fibers for optoelectronic probing of spinal cord circuits // *Science Advances*. 2017. Vol. 3, № 3. P. e1600955.
25. *Park S. I. et al.* Soft, stretchable, fully implantable miniaturized optoelectronic systems for wireless optogenetics // *Nature biotechnology*. 2015. Vol. 33, № 12. P. 1280—1286.

26. Mineev I. R. et al. Electronic dura mater for long-term multimodal neural interfaces // *Science*. 2015. Vol. 347, № 6218. P. 159—163.

27. Abouraddy A. F. et al. Towards multimaterial multifunctional fibres that see, hear, sense and communicate // *Nature Materials*. 2007. Vol. 6, № 5. P. 336—347.

28. Daou I. et al. Remote optogenetic activation and sensitization of pain pathways in freely moving mice // *Journal of Neuroscience*. 2013. Vol. 33, № 47. P. 18631—18640.

29. Kozai T. D. Y. et al. Ultrasmall implantable composite microelectrodes with bioactive surfaces for chronic neural interfaces // *Nature materials*. 2012. Vol. 11, № 12. P. 1065—1073.

30. Jang K. I. et al. Rugged and breathable forms of stretchable electronics with adherent composite substrates for transcutaneous monitoring // *Nature communications*. 2014. Vol. 5.

31. Wentz C. T. et al. A wirelessly powered and controlled device for optical neural control of freely-behaving animals // *Journal of neural engineering*. 2011. Vol. 8, № 4. P. 046021.

32. Hashimoto M. et al. Programmable wireless light-emitting diode stimulator for chronic stimulation of optogenetic molecules in freely moving mice // *Neurophotonics*. 2014. Vol. 1, № 1. P. 011002—011002.

33. Kim T. et al. Injectable, cellular-scale optoelectronics with applications for wireless optogenetics // *Science*. 2013. Vol. 340, № 6129. P. 211—216.

34. Lee S. D. *Injectable; Cellular-Scale Optoelectronics*. Illinois, 2013.

35. Lee S. T. et al. A miniature, fiber-coupled, wireless, deep-brain optogenetic stimulator // *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2015. Vol. 23, № 4. P. 655—664.

36. Anikeeva P., Jia X. Remote-Controlled Mice // *Cell systems*. 2015. Vol. 1, № 2. P. 104—105.

37. Anikeeva P. Optogenetics unleashed // *Nature biotechnology*. 2016. Vol. 34, № 1. P. 43—44.

38. McCall J. G. et al. Fabrication and application of flexible, multimodal light-emitting devices for wireless optogenetics // *Nature protocols*. 2013. Vol. 8, № 12. P. 2413—2428.

39. Fenno L., Yizhar O., Deisseroth K. The development and application of optogenetics // *Annual review of neuroscience*. 2011. Vol. 34. P. 389—412.

40. *Kim D. H. et al.* Dissolvable films of silk fibroin for ultrathin conformal bio-integrated electronics // *Nature materials*. 2010. Vol. 9, № 6. P. 511—517.

41. *Cao H. et al.* An integrated μ LED optrode for optogenetic stimulation and electrical recording // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2013. Vol. 60, № 1. P. 225—229.

42. *Kim T. et al.* Injectable, cellular-scale optoelectronics with applications for wireless optogenetics // *Science*. 2013. Vol. 340, № 6129. P. 211—216.

43. *McCall J. G. et al.* Fabrication and application of flexible, multimodal light-emitting devices for wireless optogenetics // *Nature protocols*. 2013. Vol. 8, № 12. P. 2413—2428.

44. *Kim T. et al.* High-Efficiency, Microscale GaN Light-Emitting Diodes and Their Thermal Properties on Unusual Substrates // *Small*. 2012. Vol. 8, № 11. P. 1643—1649.

45. *Hart J. A., Lenway S. A., Murtha T.* A history of electroluminescent displays / Indiana University, 1999. P. 1—18.

46. *Holonyak Jr. N., Bevacqua S. F.* Coherent (visible) light emission from Ga (As_{1-x}P_x) junctions // *Applied Physics Letters*. 1962. Vol. 1, № 4. P. 82—83.

47. *Maruska H. P.* Gallium nitride light-emitting diodes / Dept. of Materials Science and Engineering, Stanford University. 1973.

48. *Nakamura S., Mukai T., Senoh M.* Candela-class high-brightness InGaN/AlGaIn double heterostructure blue-light-emitting diodes // *Applied Physics Letters*. 1994. Vol. 64, № 13. P. 1687—1689.

49. *Shockley W.* The Theory of p-n Junctions in Semiconductors and p-n Junction Transistors // *Bell System Technical Journal*. 1949. Vol. 28, № 3. P. 435—489.

50. *Held G.* Introduction to light emitting diode technology and applications. CRC Press, 2016.

51. *Yeh H. J. J., Smith J. S.* Fluidic self-assembly for the integration of GaAs light-emitting diodes on Si substrates // *IEEE Photonics Technology Letters*. 1994. Vol. 6, № 6. P. 706—708.

52. *Sugawara H., Ishikawa M., Hatakoshi G.* High-efficiency InGaAlP/GaAs visible light-emitting diodes // *Applied physics letters*. 1991. Vol. 58, № 10. P. 1010—1012.

53. *Karpov S. Y. et al.* Multi-color monolithic III-nitride light-emitting diodes: Factors controlling emission spectra and efficiency // *Physica Status Solidi*. 2016. Vol. 213, № 1. P. 19—29.

54. *Gong Z. et al.* Size-dependent light output, spectral shift, and self-heating of 400 nm InGaN light-emitting diodes // *Journal of Applied Physics*. 2010. Vol. 107, № 1. P. 013103.

55. *Hu X. et al.* Stretchable Inorganic-Semiconductor Electronic Systems // *Advanced materials*. 2011. Vol. 23, № 26. P. 2933—2936.

56. *Lee K. J. et al.* A Printable Form of Single-Crystalline Gallium Nitride for Flexible Optoelectronic Systems // *Small*. 2005. Vol. 1, № 12. P. 1164—1168.

57. *Kim T. et al.* High-Efficiency, Microscale GaN Light-Emitting Diodes and Their Thermal Properties on Unusual Substrates // *Small*. 2012. Vol. 8, № 11. P. 1643—1649.

58. *Elwassif M. M. et al.* Bio-heat transfer model of deep brain stimulation-induced temperature changes // *Journal of neural engineering*. 2006. Vol. 3, № 4. P. 306.

59. *Schlotter P. et al.* Fabrication and characterization of GaN/InGaN/AlGaN double heterostructure LEDs and their application in luminescence conversion LEDs // *Materials Science and Engineering: B*. 1999. Vol. 59, № 1. P. 390—394.

60. *Chang C. L., Chuang Y. C., Liu C. Y.* Ag/Au Diffusion Wafer Bonding for Thin-GaN LED Fabrication // *Electrochemical and Solid-State Letters*. 2007. Vol. 10, № 11. P. H344—H346.

61. *Kim H. et al.* Unusual strategies for using indium gallium nitride grown on silicon (111) for solid-state lighting // *Proceedings of the National Academy of Sciences*. 2011. Vol. 108, № 25. P. 10072—10077.

62. *Chu C. F. et al.* Study of GaN light-emitting diodes fabricated by laser lift-off technique // *Journal of Applied Physics*. 2004. Vol. 95, № 8. P. 3916—3922.

63. *Xia Y., Whitesides G. M.* Soft lithography // *Annual review of materials science*. 1998. Vol. 28, № 1. P. 153—184.

64. *Qin D., Xia Y., Whitesides G. M.* Soft lithography for micro- and nanoscale patterning // *Nature protocols*. 2010. Vol. 5, № 3. P. 491—502.

65. *Jiao L. et al.* Creation of nanostructures with poly (methyl methacrylate)-mediated nanotransfer printing // *Journal of the American Chemical Society*. 2008. Vol. 130, № 38. P. 12612—12613.

66. *Cao T. et al.* Fabrication of thin, metallic films along the sidewalls of a topographically patterned stamp and their application in charge printing // *Small*. 2005. Vol. 1, № 12. P. 1191—1195.

67. *Lee C. Y., Lin C. H., Lo Y. M.* Fabrication of a flexible micro temperature sensor for micro reformer applications // *Sensors*. 2011. Vol. 11, № 4. P. 3706—3716.

68. *Stöckmann F.* Photodetectors, their performance and their limitations // *Applied physics*. 1975. Vol. 7, № 1. P. 1—5.

69. *Grinberg A. A., Luryi S.* Theory of the photon-drag effect in a two-dimensional electron gas // *Physical Review B*. 1988. Vol. 38, № 1. P. 87.

70. *Windhorst U., Johansson H. (ed.)*. Modern techniques in neuroscience research // Springer Science & Business Media. 2012.

Учебное издание

Демин Максим Викторович

**РАЗРАБОТКА МАКЕТА ТЕМПЕРАТУРНОГО МИКРОДАТЧИКА
В ПРИЛОЖЕНИИ ОПТОГЕНЕТИКИ**

Методическое пособие

Редактор *Л. Г. Ванцева*
Компьютерная верстка *Е. В. Денисенко*

Дата выхода в свет 20.04.2023
Подписано в печать 10.04.2023 г.
Формат 60 × 90 ¹/₁₆. Усл. печ. л. 5
Тираж 300 экз. (1-й завод 31 экз.). Заказ 40

Издательство Балтийского федерального университета им. Иммануила Канта
236041, г. Калининград, ул. Невского, 14