

ПРИБОРЫ, ИЗГОТОВЛЕННЫЕ В ЛАБОРАТОРИЯХ

УДК 542.07+53.06+53.07

УСТАНОВКА ДЛЯ ЛОКАЛЬНОГО ЗОНДИРОВАНИЯ МЯГКИХ ТКАНЕЙ (РОГОВИЦЫ ГЛАЗА) ПОЛЯРИЗОВАННЫМ СВЕТОМ

© 2019 г. Н. В. Минаев, А. Г. Шубный, А. П. Свиридов

Поступила в редакцию 18.12.2018 г.

После доработки 18.12.2018 г.

Принята к публикации 19.12.2018 г.

DOI: 10.1134/S0032816219040116

Изучение биологических тканей с помощью поляризованного света широко применяется в биомедицинской оптике. Изменения состояния поляризации в спектрах отраженного/фотолюминесцентного света могут содержать важную информацию о структуре и составе исследуемого образца [1].

При оптическом зондировании биологических тканей необходимо сконцентрировать зондирующий луч в области наблюдения и максимально собрать свет, поступающий именно из этой области. В противном случае могут возникнуть существенные искажения результатов зондирования, вызванные светом, поступающим из соседних областей. Такую задачу технически возможно решить с помощью конфокальной оптической схемы. Основным ее элементом является пространственный оптический фильтр, пропускающий излучение, приходящее из заданной локальной области [2].

Принципиальная схема и общий вид конкретной установки для локального зондирования биологических тканей с использованием конфокальной оптической системы представлены на рис. 1. Источником излучения служит диодный лазер 1 с длиной волны 405 нм. Излучение этого лазера линейно поляризовано после прохождения поляризатора 9. Дихроичное зеркало 3, отражающее свет с длиной волны <420 нм и прозрачное для света с большей длиной волны, направляет лазерный луч в микробъектив 2 ($NA = 0.3$), который фокусирует его в пятно диаметром примерно 20 мкм. Диаметр d пятна определяется в основном расходимостью α лазерного пучка и фокусным расстоянием f микробъектива: $d \approx f\alpha$. Длина перетяжки сфокусированного пучка при этом составляет приблизительно 50 мкм. В результате внутри образца создается локальная область высокой интенсивности излучения, возбуждающего люминесценцию (в качестве образца использовали роговицу глаз кролика). Далее часть излучения фотолюминесценции собирает-

ся тем же микробъективом 2, на выходе которого формируется слабо расходящийся пучок. Этот пучок проходит через зеркало 3, отсекая излучение с длиной волны <420 нм, и с помощью системы зеркал 4 направляется либо на камеру 8 с объективом, используемую для точной фокусировки в необходимую область, либо на волоконный спек-

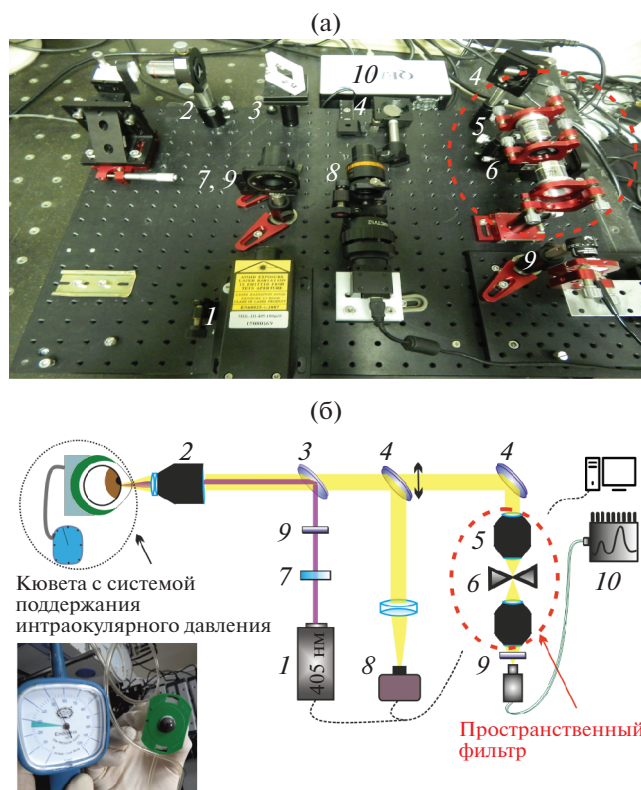


Рис. 1. Внешний вид (а) и принципиальная схема (б) установки. 1 — источник излучения с длиной волны 405 нм; 2 — объектив; 3 — дихроичное зеркало; 4 — система зеркал; 5 — объективы; 6 — диафрагма; 7 — аттенуатор; 8 — камера с объективом; 9 — поляризаторы; 10 — спектрометр. На вставке к рис. 1б показана кювета с системой поддержания заданного интраокулярного давления.

трометр 10 (Ocean Optics QE65000, США) через конфокальную систему. Система, состоящая из двух $10\times$ микроскопических объективов 5 ($NA=0.3$) и микроотверстия 6 (20 мкм), обеспечивает дополнительную пространственную фильтрацию по следующей схеме. Первый микрообъектив фокусирует на микроотверстии свет фотолюминесценции, идущий из локальной области зондирования (20×50 мкм) параллельно оптической оси, тогда как наклонные лучи виньетируются. Второй микрообъектив собирает лишь те лучи, которые прошли через микроотверстие и представляют собой сигнал из области перетяжки, обеспечивая тем самым локальное зондирование нужной области. Второй поляризатор 9 устанавливается перед спектрометром на поворотном столике и используется для измерения ко- и кроссполяризованных спектров фотолюминесценции и степени поляризации сигнала фотолюминесценции.

Данная система использовалась для исследований спектров фотолюминесценции роговицы глаза кролика *ex vivo* при различных интраокулярных давлениях [3]. Для поддержания заданного внутриглазного давления применялась специальная кювета, внешний вид которой показан на вставке к рис. 1б. Она состоит из двух отсеков, разделенных эластичной мембраной. Глазное яблоко кролика помещается во внешний отсек и прижимается к мембране фланцем с прорезью, при этом роговица глаза находится в прорези. Внутренний отсек герметично соединен с ручным насосом и манометром. При накачке давле-

ние воздуха из внутреннего отсека передается через мембрану на образец.

Были экспериментально измерены кросс- и кополяризованные спектры фотолюминесценции роговицы глаза при возбуждении линейно поляризованным светом с длиной волны 405 нм в зависимости от интраокулярного давления. Полученные результаты могут быть использованы при разработке оптических методов неинвазивного контроля глазных заболеваний.

Работа выполнена при поддержке Министерства науки и высшего образования в рамках Государственного задания ФНИЦ “Кристаллография и фотоника” РАН в части развития лазерных информационных технологий.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Tuchin V.V., Wang L.V., Zimnyakov D.A.* Optical polarization in Biomedical Applications. Berlin: Springer, 2006.
2. *Confocal microscopy* / Ed by *T. Wilson*. London: Academic Press, 1990.
3. *Петров С.Ю., Бубнова И.А., Новиков И.А., Пахомова Н.А., Волжанин А.В., Свиридов А.П., Шубный А.Г., Минаев Н.В.* // Национальный журнал глаукома. 2018. Т. 17. № 4. С. 16. <https://doi.org/10.25700/NJG.2018.04.02>

Адрес для справок: Россия, 108840, Москва, Троицк, ул. Пионерская, 2, Институт фотонных технологий ФНИЦ “Кристаллография и фотоника” РАН. Тел.: +7-915-053-21-03. E-mail: minaevn@gmail.com (Минаев Никита Владимирович)