

существенно различаются; максимальные различия отмечены в интенсивности полосы  $1450\text{ см}^{-1}$  и не превышают 5%. Различия в спектрах кожи спины для волонтеров со II фенотипом кожи и всех волонтеров (II, III, IV) более ярко выражены во всех полосах, в полосах  $1450, 1660\text{ см}^{-1}$  достигают соответственно 10% и 7%. Различия интенсивностей КР полос для нормальной кожи свидетельствует о различных биохимических особенностях кожи на различных анатомических участках тела и о влиянии особенностей фенотипов.

#### Список использованных источников

1. Cordero, E. In-vivo Raman spectroscopy: from basics to applications / E. Cordero, I. Latka, C. Matthäus et al // Journal of biomedical optics. – 2018. – Vol. 23(7). – P. 071210.
2. Zhao J. et al. Quantitative analysis of skin chemicals using rapid near-infrared Raman spectroscopy // Photonic Therapeutics and Diagnostics IV. – SPIE, 2008. – Т. 6842. – P. 62-68.

Сорокина Елена Владимировна, студент группы 6269-120304D, e-mail: [hellitio15@gmail.com](mailto:hellitio15@gmail.com)  
Христофорова Юлия Александровна, старший преподаватель кафедры ЛБС, e-mail: [khristoforova.yua@ssau.ru](mailto:khristoforova.yua@ssau.ru)

УДК 53.535-1

## **РАЗРАБОТКА МОДУЛЯ КОНТРОЛЯ МОЩНОСТИ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ КОЖИ С ПОМОЩЬЮ СПЕКТРАЛЬНЫХ МЕТОДОВ**

Д. В. Гусарова, Ю. А. Христофорова

«Самарский национальный исследовательский университет  
имени академика С.П. Королева», г. Самара

**Ключевые слова:** модуль контроля мощности, комбинационное рассеяние.

В современном мире все чаще возникает потребность в минимизации инвазивных методов исследований компонентного состава и структуры объектов. К методам, которые позволяют осуществлять бесконтактный анализ, относятся оптические методы. Оптические методы анализа компонентного состава веществ можно характеризовать быстротой выполнения, возможностью автоматизации, унификацией, избирательностью и высокой чувствительностью. Поэтому оптические методы приобретает все большую значимость в мире, особенно в медицине для диагностики заболеваний.

Одним из самых информативных, но в тоже время сложных методов является спектроскопия комбинационного рассеяния (КР) – это спектральный метод изучения вещества, основанный на явлении комбинационного рассеяния монохроматического света [1]. Суть метода

заключается в регистрации спектральных линий излучения, рассеянного образцом (в твердой, жидкой или газообразной фазе). Эти спектральные линии, отсутствующие в спектре первичного (возбуждающего) излучения, соответствуют определенным колебаниям групп атомов в составе исследуемых объектов.

Главным ограничением комбинационного рассеяния является низкий уровень сигнала, что частично можно компенсировать увеличением мощности возбуждающего излучения. Однако в случае исследования биологических сред предельная плотность интенсивности возбуждающего излучения ограничена требованиями безопасности. Также биологические среды могут обладать сильной флуоресценцией, которая увеличивается с мощностью излучения и перекрывает слабый сигнал КР, что приводит к необходимости подбирать мощность излучения и параметры регистрации спектров в каждом отдельном эксперименте. В связи с чем в данной работе предложена схема системы модуля контроля мощности лазерного излучения, который автоматически будет подбирать мощность излучения в зависимости от уровня флуоресценции. Актуальность данной разработки заключается в экономии времени и минимизации ошибочных результатов. Так как в ходе эксперимента, при выставлении неправильной мощности высока вероятность получения неинформативного сигнала, что поведет за собой более длительное исследование.

Схему регистрации сигнала КР с модулем контроля мощности лазерного излучения можно представить следующим образом: узкополосный лазерный источник возбуждения, модуль контроля мощности лазерного излучения, возбуждающее и принимающее оптические волокна, зонд с системой линз и зеркал; спектрометр для оцифровки спектральных компонент выделяемого оптического сигнала; компьютер.

В соответствие с поставленной задачей была составлена структурная схема модуля.

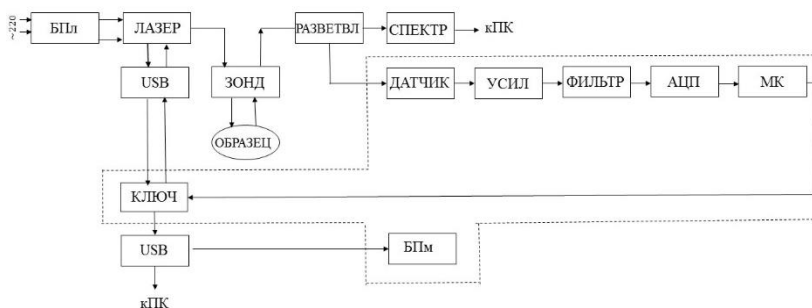


Рисунок 1 – Структурная схема модуля контроля мощности

Схема будет работать следующим образом. Возбуждающее излучение по оптоволокну поступает на оптический зонд и, в результате, освещает образец. Обратное рассеянное излучение с помощью того же зонда через собирающее волокно попадает на оптический разветвитель (99:1). Далее 1% сигнала попадает на наш модуль контроля, который регистрирует интегральную характеристику флуоресценции, усиливается, фильтруется, с помощью АЦП преобразуется в цифровой сигнал и микроконтроллер анализирует полученные данные. На микроконтроллере происходит сравнение интегральной характеристики флуоресценции с допустимым диапазоном значений; если данная характеристика соответствует установленному диапазону, мощность лазерного излучения сохраняется; если не соответствует – мощность меняется в соответствии с установленным шагом до тех пор, пока характеристика флуоресценции не станет допустимой для получения качественных данных. После установления оптимальной мощности на дисплее модуля контроля отображается сигнал, после которого пользователь начинает регистрацию рассеянного сигнала с помощью спектрометра с последующей передачей данных на ПК. На спектрометр через оптический разветвитель попадает 99% рассеянного излучения.

Выбор микроконтроллера является наиболее важной задачей при проектировании модуля контроля мощности излучения. Одним из главных требований к микроконтроллеру являются низкое потребление мощности, наличие USB порта, встроенный АЦП и малые габариты корпуса.

Выбор остановлен на микроконтроллере MSP430FG4250 фирмы Texas Instruments (Упит=1,8-3,6В; I<sub>max.потреб.</sub>= 1А). Данный микроконтроллер удовлетворяет выбранным параметрам, в ходе обучения данный микроконтроллер был хорошо изучен в рамках учебной программы.

Была предложена схема модуля контроля мощности лазерного излучения для готовой спектроскопической системы. Данный модуль позволит расширить функциональные возможности спектроскопической системы за счет автоматического подбора мощности лазерного излучения, что повысит быстродействие системы. Данная функциональность особенно важна для экспериментальных измерений в рамках диагностики новообразований в клинических условиях.

#### Список использованных источников

1. Cordero, E. In-vivo Raman spectroscopy: from basics to applications / E. Cordero, I. Latka, C. Matthäus et al // Journal of biomedical optics. – 2018. – Vol. 23(7). – P. 071210.

Христофорова Юлия Александровна, старший преподаватель кафедры ЛБС. E-mail: khristoforovajulia@gmail.ru.

Гусарова Дарья Владимировна, студент группы 6464-120304D. E-mail: dvgsaroval@gmail.ru.