

## ПРИБОРЫ, ИЗГОТОВЛЕННЫЕ В ЛАБОРАТОРИЯХ

УДК 535+617

### УСТАНОВКА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ОПТИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК ОБРАЗЦОВ БИОТКАНЕЙ

© 2023 г. А. В. Лычагин<sup>а</sup>, В. В. Сурин<sup>а</sup>, П. И. Петров<sup>а</sup>, Т. К. Маликова<sup>б</sup>, Н. В. Коваленко<sup>б</sup>,  
Е. Д. Шевелкина<sup>б</sup>, О. И. Байцаева<sup>с</sup>, С. В. Иванников<sup>а</sup>, В. И. Юсупов<sup>д</sup>

Поступила в редакцию 30.08.2022 г.

После доработки 30.09.2022 г.

Принята к публикации 22.10.2022 г.

DOI: 10.31857/S0032816223020076, EDN: PXOVZI

В последнее время быстро развиваются лазерные биотехнологии и медицина, основанные на воздействии лазерного излучения на различные биообъекты и человеческий организм. Эффективность воздействия на биоткань существенным образом зависит от интенсивности лазерного света как на поверхности, так и в объеме биоткани. От распределения интенсивности будут зависеть формирующиеся температурные поля, определяющие степень деградации биоткани в лазерной хирургии [1]. При воздействии низкоинтенсивного света результат фотобиомодуляции клеток также во многом определяется его интенсивностью.

Оценки распределения интенсивности лазерного света в объеме биоткани могут быть получены путем численного расчета с привлечением информации об экспериментально найденных эффективных оптических параметрах конкретной ткани: показателе преломления, коэффициентах поглощения и рассеяния, а также фазовой функции рассеяния и среднем косинусе угла рассеяния (фактор анизотропии). Для получения этих характеристик обычно используется метод интегрирующих сфер [2–4].

Оптические параметры биоткани были получены нами с использованием установки, представленной на рис. 1. Основу установки составляют лазерный источник 1 и две интегрирующие сферы 2 и 3. В качестве источника непрерывного коллимированного, одномодового, поляризованного излучения с длинами волн  $\lambda = 970$  нм и 1550 нм использован лазер FiberLase CR (НТО

“ИРЭ-Полус”, Россия). Применялись сферы Thorlabs IS200-4 диаметром 8 см с входными портами 12.5 мм. Излучение от источника попадает на клин 4, который ослабляет и перенаправляет излучение на диафрагму 5, а затем на чоппер 6, который модулирует попадающее излучение. Применение чоппера – механического модулятора излучения – позволяет уменьшить влияние внешней засветки и повысить точность измерений. После чоппера излучение через вторую диафрагму и зеркало 7 перенаправляется во входной порт нижней интегрирующей сферы 2. Пройдя через образец 8, часть излучения попадает в верхнюю сферу 3. Каждая сфера оснащена фотодетектором (9 и 10), соединенным с управляющим компьютером (PC) через мультиплексор 11.

Важной особенностью установки является размещение образца биоткани на подвижной платформе 16. В процессе измерения образец передвигается в пространстве между сферами, и фотодетекторами интегрирующих сфер регистрируются зависимости мощности от расстояния. Полученные значения мощности нормируются на значения мощности, регистрируемой в отсутствие образца каждой сферой в отдельности. Оптические свойства биологических тканей определяются при сравнении этих результатов с результатами математического моделирования с использованием численного метода Монте-Карло [5].

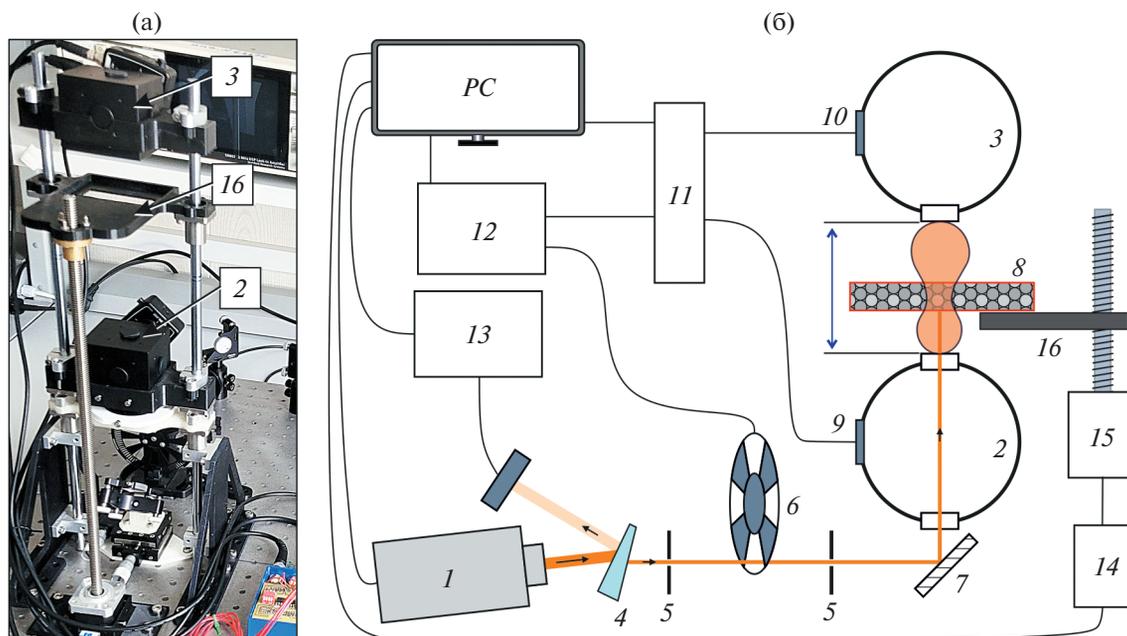
Метод подвижных интегрирующих сфер, представленный в данной работе, позволяет значительно повысить точность определения оптических характеристик. По сравнению с классическим методом, в котором сферы фиксируются вплотную к образцу [2–4], данный метод обеспечивает возможность проведения измерений при различных положениях образца, что позволяет увеличить объем экспериментальных данных, а следовательно, повысить точность измерений [6].

<sup>а</sup>Кафедра травматологии, ортопедии и хирургии катастроф Первого МГМУ им. И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский университет), Москва, Россия.

<sup>б</sup>НТО “ИРЭ-Полус”, Москва, Россия.

<sup>с</sup>Кафедра лазерной физики Национального исследовательского ядерного университета “МИФИ”, Москва, Россия.

<sup>д</sup>Институт фотонных технологий ФНИЦ “Кристаллография и фотоника” РАН, Москва, Россия.



**Рис. 1.** Установка для определения оптических характеристик образцов биоткани: **а** – фрагмент общего вида; **б** – схема установки. 1 – лазерный источник; 2, 3 – интегрирующие сферы; 4 – клин; 5 – диафрагмы; 6 – чоппер; 7 – зеркало; 8 – образец биоткани; 9, 10 – фотодетекторы; 11 – мультиплексор; 12 – синхронный детектор; 13 – измеритель мощности; 14 – плата управления; 15 – шаговый двигатель; 16 – платформа.

#### ФИНАНСИРОВАНИЕ РАБОТЫ

Работа выполнена при поддержке Министерства науки и высшего образования в рамках исполнения работ по государственному заданию ФНИЦ “Кристаллография и фотоника” РАН.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Yusupov V.I., Vorobyeva N.N., Chailakhyan R.K., Sviridov A.P. // *Laser in Medical Science*. 2022. V. 37. № 2. P. 1245.  
<https://doi.org/10.1007/s10103-021-03380-4>
2. Pickering J.W., Prahl S.A., Van Wieringen N., Beek J.F., Sterenborg H.J., Van Gemert M.J. // *Applied optics*. 1993. V. 32. № 4. P. 399.  
<https://doi.org/10.1364/AO.32.000399>
3. Юсупов В.И., Минаев Н.В., Свиридов А.П. // ПТЭ. 2019. № 6. С. 130.  
<https://doi.org/10.1134/S0032816219050276>

4. Свиридов А.П., Жигарьков В.С., Шубный А.Г., Юсупов В.И. // *Квантовая электроника*. 2020. Т. 50. № 1. С. 81.  
<https://doi.org/10.1070/QEL17236>

5. Yaroslavsky I.V., Yaroslavsky A.N., Goldbach T., Schwarzmaier H.J. // *Applied Optics*. 1996. V. 35. № 34. P. 6797.  
<https://doi.org/10.1364/AO.35.006797>

6. Karpova T.K., Kovalenko N.V., Aloian G.A., Ryabushkin O.A. // *In Journal of Physics: Conference Series*. 2021. V. 209. № 1. P. 012026.  
<https://doi.org/10.1088/1742-6596/2090/1/012026>

Адрес для справок: Россия, 108840, Москва, Троицк, ул. Пионерская, 2, Институт фотонных технологий ФНИЦ “Кристаллография и фотоника” РАН. Тел. +79151862495. E-mail: iouss@yandex.ru (Юсупов В.И.)