

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ УСТАНОВКА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ОПТИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ССD-КАМЕРЫ

Ю.К. Рогальский, А.В. Лаппа, М. В. Евневич*

1. ВВЕДЕНИЕ

При использовании лазера перед практикующим врачом встает вопрос о выборе оптимального режима воздействия, т.е. длины волны, мощности, режима и продолжительности облучения. Один из способов решения этой задачи - моделирование воздействия лазерного излучения на биологический объект, и первый этап такого моделирования - расчет характеристик поля излучения. Для такого расчета, обычно, используется либо уравнение диффузии (диффузионная модель), либо стационарное односкоростное кинетическое уравнение переноса излучения (кинетическая модель) [1,2]:

$$\mathbf{\Omega} \cdot \nabla I(\mathbf{r}, \mathbf{\Omega}) + \mu(\mathbf{r})I(\mathbf{r}, \mathbf{\Omega}) - \mu_s(\mathbf{r}) \int P(\mathbf{\Omega}' \cdot \mathbf{\Omega}) I(\mathbf{r}, \mathbf{\Omega}') d\mathbf{\Omega}' = S(\mathbf{r}, \mathbf{\Omega})', \quad (1)$$

где $I(\mathbf{r}, \mathbf{\Omega})$ - дифференциальная плотность потока энергии излучения (лучевая интенсивность) в точке \mathbf{r} в направлении $\mathbf{\Omega}$; $\mu_s, \mu = \mu_s + \mu_a$ - макроскопические сечения (коэффициенты) рассеяния и взаимодействия, μ_a - коэффициент поглощения, $P(\cos(\theta))$ - индикатриса рассеяния фотонов, θ - угол рассеяния, S - интенсивность источников излучения. Индикатриса обычно аппроксимируется некоторой функцией, содержащей в качестве параметра средний косинус угла рассеяния g . Если это единственный параметр, то оптические свойства среды

* Челябинский государственный университет

в рамках кинетической модели определяются тремя зависящими от длины волны излучения коэффициентами: μ_s , μ_a и g .

В диффузионной модели оптические свойства описываются коэффициентами поглощения μ_a и диффузионным коэффициентом μ_d . Р₁-приближение кинетической теории устанавливает следующую приближенную связь коэффициентов:

$$\mu_d = [3\mu_a (\mu_a + \mu_s(1-g))]^{0.5}, \quad (2)$$

Диффузионная модель часто используется в биооптике для экспрессных расчетов, хотя условия ее применимости (малая анизотропия индикатрисы и источника) не характерны для биологических сред и проводимых экспериментов. Более сложная кинетическая модель представляется более адекватной.

Экспериментальное определение оптических коэффициентов основывается на сопоставлении измеряемых характеристик поля излучения с результатами расчетов, производимых с тем или иным набором коэффициентов. В качестве экспериментально определяемых величин обычно используются: данные по ослаблению узкого (коллимированное ослабление) и широкого пучка [3,2], мощность излучения прошедшего через образец и (или) обратно рассеянного им [4]. Довольно часто экспериментально исследуются: временной отклик ткани на короткий лазерный импульс [5], пространственное и угловое распределения излучения прошедшего через образец [7]. В последнее время для определения коэффициентов широко применяется модулированное излучение, при этом сопоставляются параметры модуляции падающего и рассеянного света [6].

Предлагаемая нами экспериментальная установка позволяет измерить пространственное и угловое распределения прошед-

шего через образец излучения в геометриях широкого и узкого пучка.

2. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ УСТАНОВКА

Схема экспериментальной установки приведена на рис.1. Коллимированный лазерный пучок направляется нормально на стеклянную кювету с образцом (3). Прошедшая часть излучения детектируется CCD - камерой (5). Объектив (4) формирует изображение пространственного распределения плотности тока энергии излучения, выходящего с задней поверхности образца, на чувствительной матрице камеры. При измерении коллимированного ослабления вместо объектива устанавливается еще один коллиматор. Сигнал CCD-камеры подается на компьютер, оцифровывается и визуализируется. Яркость каждой точки изображения (в градации серого) пропорциональна энергии, поглощаемой соответствующим элементом матрицы CCD-камеры. Полученная информация записывается в файл. Для обработки записанных файлов разработан пакет программ, который обеспечивает визуализацию изображения, вычитание фонового сигнала, определение суммарной детектируемой энергии (полного пропускания), масштабирование. Кроме того, находится центр пятна (как “центр тяжести”), пятно разбивается на кольца в пределах которых производится усреднение. По полученной таким образом гистограмме строится радиальное распределение плотности тока энергии и рассчитываются его характеристики.

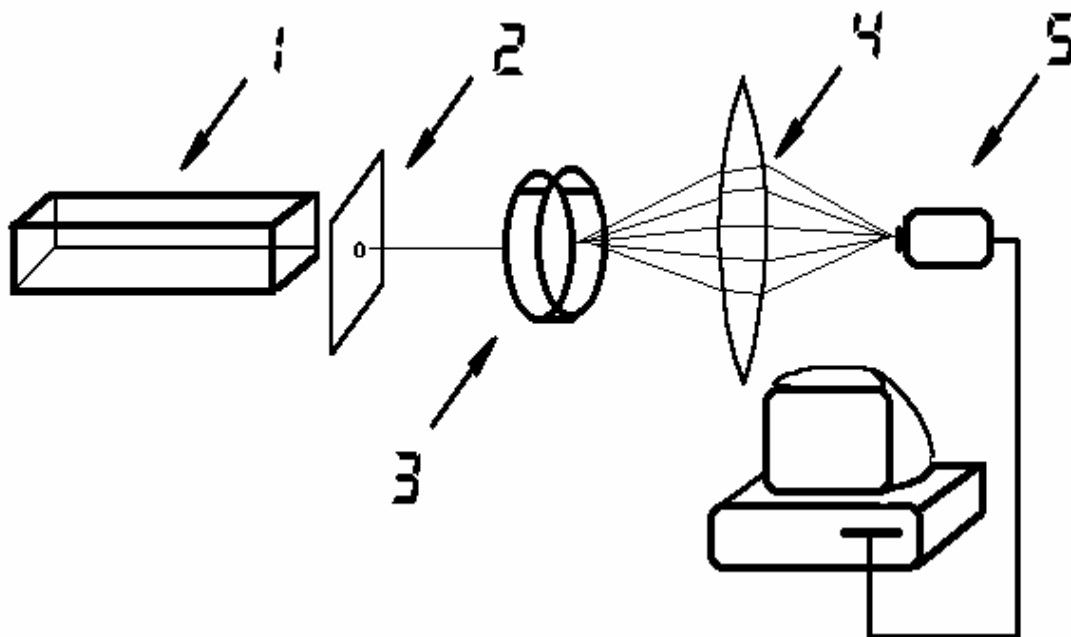


Рис1. Схема установки: 1-лазер, 2-коллиматор, 3-кювета с образцом, 4-объектив, 5-CCD камера.

3.ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Эксперименты проводились с использованием Nd:YAG лазера с длиной волны 1,064мкм и 480×640 CCD-камеры KSB-270С (КОСОМ). В качестве исследуемого вещества использовалось коровье молоко (4% жира). Толщина образцов варьировалась от 0,02 до 1,5мм.

На рис. 2 воспроизведено визуализированное компьютером изображение коллимированного лазерного пучка, прошедшего через образец толщиной $d=1,1$ мм. На рис.3 приведены нормированные зависимости плотности тока энергии от расстояния до оси для падающего пучка ($d=0$) и пучка, прошедшего образец толщиной $d=1,1$ мм.

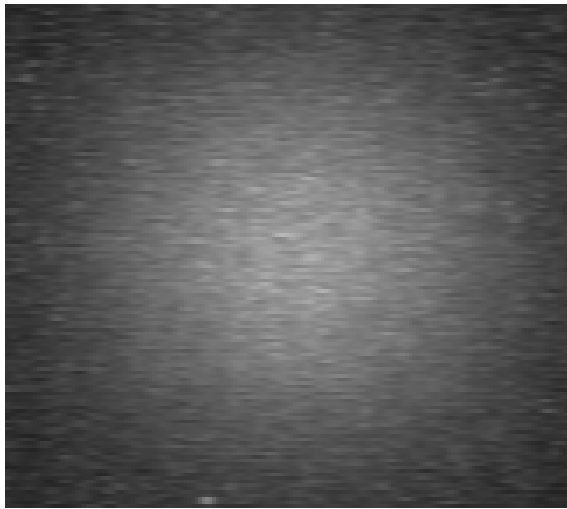


Рис.2 Визуализированное компьютером изображение пучка излучения, прошедшего через образец.

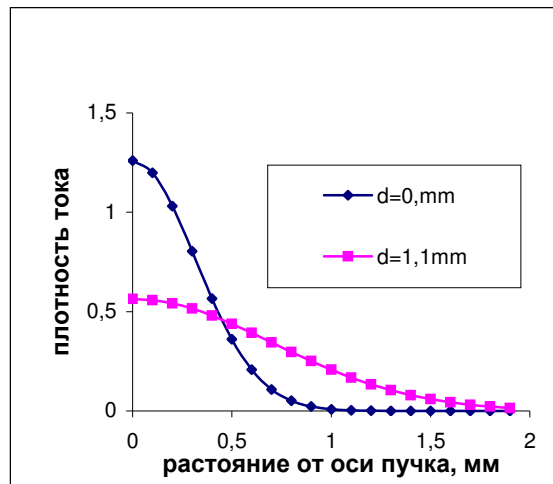


Рис. 3 Нормированные радиальные распределения плотности тока энергии излучения, прошедшего через образцы толщиной d .

Зависимость радиального распределения плотности тока энергии от толщины образца позволяет использовать либо само распределение, либо его параметры (второй момент, например) как экспериментальную величину для определения оптических коэффициентов.

На рис.4 приведена зависимость тока энергии излучения, выходящего с задней поверхности образца в пределах малого телесного угла $d\Omega$ в прямом направлении, от толщины образца. Ослабление происходит по экспоненциальному закону с коэффициентом ослабления $(330 \pm 5) \text{ см}^{-1}$. Согласно кинетической модели этот коэффициент при уменьшении $d\Omega$ стремится к коэффициенту взаимодействия μ . Использование камеры дает возможность программно изменять угловые размеры детектора и тем самым легко контролировать погрешность определения μ .

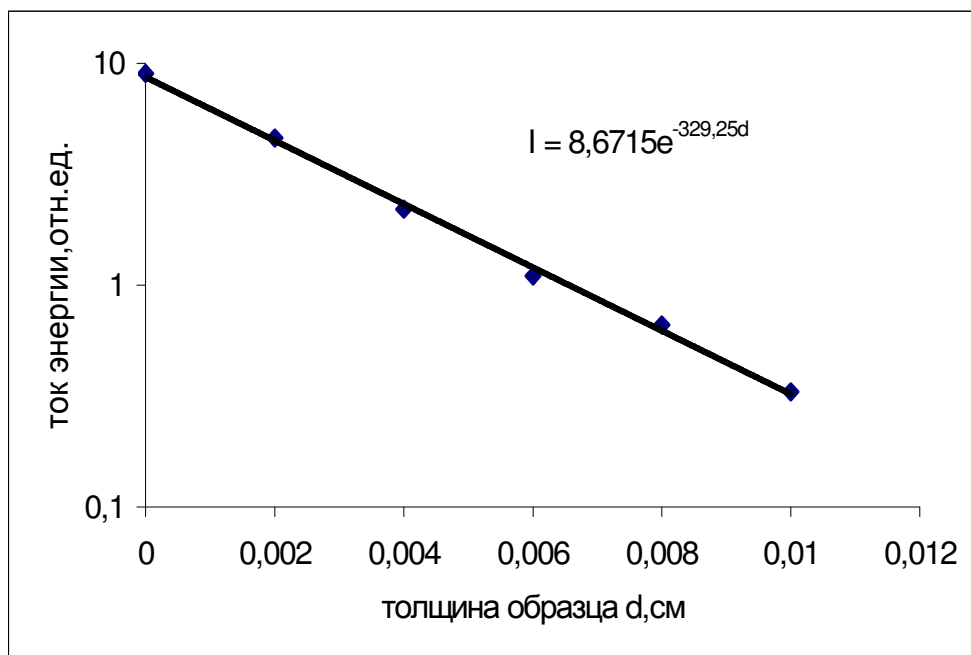


Рис. 4. Ослабление тока энергии излучения в геометрии узкого пучка (раствор $d\Omega=0,3^0$). Точки – эксперимент, линия – экспоненциальная аппроксимация.

На рис.5 приведена зависимость интегрального тока энергии излучения выходящего с задней поверхности образца, от толщины образца. Для достаточно толстых образцов ($d>0,7\text{мм}$) ослабление тока хорошо аппроксимируется экспоненциальным законом с коэффициентом $(10\pm 1)\text{см}^{-1}$. В диффузионной модели он равен диффузионному коэффициенту μ_d .

Найденные коэффициенты μ_d и μ позволяют дать некоторую предварительную оценку коэффициентам поглощения и рассеяния. Из формулы (2) вытекает оценка: $\mu_a \leq \mu_d/\sqrt{3} \cong 6\text{см}^{-1}$ и соответствующий диапазон возможных значений коэффициента рассеяния $\mu_s=324\div 330\text{см}^{-1}$.

Результаты по ослаблению узкого пучка и зависимости радиального распределения плотности тока энергии от толщины образца были использованы нами для определения оптических ко-

эффициентов молока (сопоставлением с монте-карловскими расчетами по программе [8]): $\mu_a=0,2\text{см}^{-1}$, $\mu_s=330\text{см}^{-1}$, $g=0,97$.

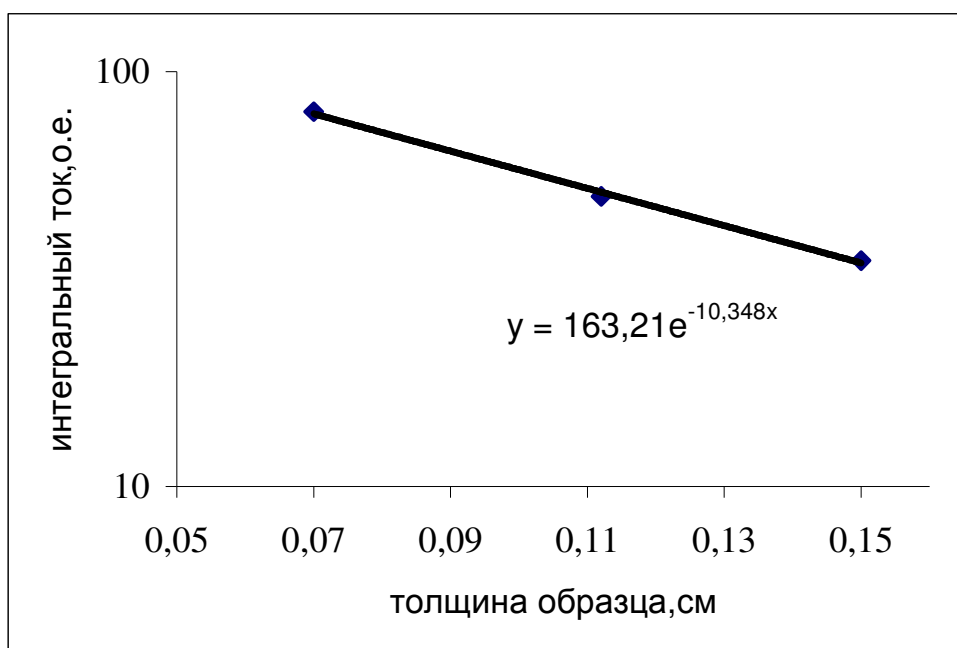


Рис.5 Зависимость интегрального тока энергии излучения выходящего с задней поверхности образца от толщины образца. Точки - эксперимент, линия - экспоненциальная аппроксимация.

5.ЛИТЕРАТУРА

1. Кольчужкин А.М., Учайкин В.В., "Введение в теорию прохождения частиц через вещество", М., Атомиздат,1978.
2. Исимару А., "Распространение и рассеяние волн в случайно-неоднородных средах", М., Мир, 1982.
3. Cheong W.F., Prahl S.A., Welch A.J. A review of the optical properties of biological tissues. //IEEE J.Quantum Electr.,1990.Vol.26. N.12. P.2166-2185.
4. Tuchin V.V., Uts S.R., Yaroslavsky I.V. Tissue optics, light distribution, and spectroscopy // Opt. Eng. 1994. Vol. 33. P. 3178-3188.

5. Das B.B., Liu F., Alfano R.R. Time-resolved fluorescence and photon migration studies in biomedical and random media //Rep.Prog. Phys, 1997. Vol.60. P.227-292.
6. Yodh A., Chans B. Spectroscopy and imaging with diffusing light //Physics Today.1995. March. P. 34-40
7. Bevilacqua F., Marquet P., Depeursinge C. Determination of biological tissues optical coefficients from the spatial or temporal scattered profile of a collimated pulsed light source // SPIE. 1995. Vol.2326. P.173-184.
8. Аникина А.С., Лаппа А.В., Камалов В.А. Программный комплекс для моделирования радиационно-тепловых полей в биологических тканях, облучаемых лазером. Настоящий сборник.