

# Математическое моделирование лазерного воздействия на глазное дно для оценки безопасных параметров лазерной коагуляции при лечении диабетической ретинопатии

А.С. Широканев<sup>1,2</sup>, Н.А. Андриянов<sup>3</sup>, Н.Ю. Ильясова<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Институт систем обработки изображений РАН - филиал ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН, Молодогвардейская 151, Самара, Россия, 443001

<sup>2</sup>Самарский национальный исследовательский университет им. академика С.П. Королева, Московское шоссе 34а, Самара, Россия, 443086

<sup>3</sup>Финансовый университет при Правительстве Российской Федерации, Ленинградский проспект 49, Москва, Россия, 125167

## Аннотация

В работе моделируется распространение тепла от лазерной коагуляции при различных параметрах лазерного воздействия и оцениваются безопасные задержки между выстрелами и расстояния между коагулятами.

## Ключевые слова

Диабетическая ретинопатия, математическое моделирование, лазерная коагуляция

## 1. Введение

Лечение диабетической ретинопатии происходит в настоящее время с помощью лазерной коагуляции [1,2]. Одними из важнейших факторов, обуславливающих безопасность лечения, являются расстояние между коагулятами и задержка между выстрелами лазера. При этом одним из вариантов оценивания безопасных параметров является математическое моделирование. Действительно, имитация распространения тепла при различных значениях отмеченных параметров позволит оценить, будет ли лечение эффективным и безопасным.

## 2. Математическое моделирование

Показано [3], что при моделировании распространения тепла можно использовать интенсивность светового воздействия, которое связано с тепловым распределением с помощью выражения (1).

$$\psi(x, y, z) = \frac{e^{-\int_0^z \beta(x, y, \xi) d\xi}}{C_{об}} \beta I(r) \Delta t + T_c, \quad (1)$$

где  $I(r) = \frac{P}{\pi a^2} e^{-\left(\frac{r}{a}\right)^2}$  – интенсивность;  $a$  – радиус пятна;  $P$  – мощность лазера;  $T_c$  – температура, сформированная в результате предыдущих выстрелов;  $\beta = \beta(x, y, z)$  – функция поглощения среды;  $C_{об} = C_{об}(x, y, z)$  – функция объёмной теплоёмкости среды в зафиксированный момент времени;  $r = \sqrt{(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 + (z - z_0)^2}$  – удаление от точки, куда был произведен выстрел, имеющей координаты  $(x_0, y_0, z_0)$ .

Перебирая различные параметры лазерного воздействия, можно получать различные многомерные поля распределения температуры на основе решения задачи (2), например, с использованием эффективных методов конечных разностей и расщепления [3].

Тогда итоговая задача математического моделирования принимает вид (2)

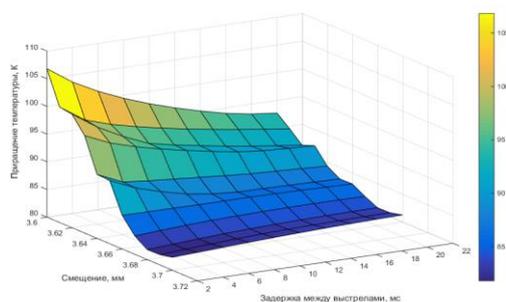
$$C_{об} \frac{\partial T}{\partial t} = \text{div}(k \cdot \text{grad}_{xyz}(T)) \quad (2)$$

с граничными условиями (3)

$$T|_{t=0} = \psi(x, y, z), T|_{\Gamma} = 0, \quad (3)$$

где  $T = T(x, y, z, t)$  – распределение температуры;  $k = k(x, y, z, T)$  – функция температуропроводности среды;  $C_{об} = C_{об}(x, y, z, T)$  – функция объёмной теплоёмкости среды, зависящая также от температуры;  $\Gamma$  – граница воздействия лазера;  $\text{div}$  – дивергенция векторного поля;  $\text{grad}_{xyz}$  – градиент функции по пространственным координатам;  $T_0$  – температура на границах.

Для решения поставленной задачи оценки безопасных параметров было проведено математическое моделирование. Результаты представлены на Рисунке 1. При этом распространения тепла моделировалось при различных смещениях между двумя выстрелами, а также при разном времени задержки. Анализ показывает, что безопасным расстоянием между коагулятами является 80 мкм. Другим вариантом обеспечения безопасного лечения является увеличение времени задержки между выстрелами до 15 мс.



**Рисунок 1:** Зависимость максимальной температуры на слое эпителия при реализации двух выстрелов от задержки между выстрелами и координатами выстрелов

### 3. Заключение

На основе математического моделирования выполнена оценка безопасных параметров лечения для двух выстрелов с учетом расстояния и времени задержки между ними. Такой алгоритм может быть использован на предварительном этапе лечения при подборе параметров воздействия.

### 4. Благодарности

Результаты исследования были получены в рамках выполнения государственного задания Минобрнауки России (Проект № 0777-2020-0017), при частичной финансовой поддержке РФФИ в рамках научных проектов № 19-31-90160, № 19-29-01135.

### 5. Литература

- [1] Гафуров, С.Д. Особенности применения лазеров в медицине / С.Д. Гафуров, Ш.М. Катахонов, М.М. Холмонов // European science. – 2019. – № 3(45). – С. 92-95.
- [2] Коцур, Т.В. Эффективность лазерной коагуляции в макуле и микрофотокоагуляции высокой плотности в лечении диабетической макулопатии / Т.В. Коцур, А.С. Измайлов // Офтальмологические ведомости. – 2016. – Т. 9, № 4. – С. 43-45.
- [3] Широканев, А.С. Методы математического моделирования лазерного воздействия на глазное дно для оценки терапевтического эффекта / А.С. Широканев, А.С. Кибиткина, Н.Ю. Ильясова, А.А. Дегтярев // Компьютерная оптика. – 2020. – Т. 44, № 5. – С. 809-820. DOI:10.18287/2412-6179-CO-760.