

## МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССОВ РАСПРОСТРАНЕНИЯ НИЗКОИНТЕНСИВНОГО ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ В ОБЛАСТИ БИОЛОГИЧЕСКИ АКТИВНЫХ ТОЧЕК

*Е.С. Гусаков, А.М. Лисенкова, Т.А. Железнякова, Н.М. Орёл*

*Белорусский государственный университет, пр. Независимости, 4, БГУ, каф. КРиОЭ,  
220030, Минск, Беларусь, тел. +375 17 2121016  
E-mail: lisenkova@bsu.by, zhelez@bsu.by*

Abstract. The model is offered and computer modeling of transfer of laser radiation of therapeutic range in areas of biologically active points is carried out. Finding results can be used for development of regulation technology of metabolism processes in biotissues and improvement of ways of biological active points activation by means of low intensity laser radiation of red and infrared wavelength ranges.

Проведенные нами экспериментальные исследования показали, что воздействие низкоинтенсивным лазерным излучением (НИЛИ) на область биологически активных точек (БАТ) при введении некоторых лекарственных средств увеличивает эффективность их действия и, как следствие, позволяет снизить их дозировку, что особенно важно при лечении детей и пациентов с индивидуальными особенностями и ослабленным иммунитетом [1, 2]. Воздействие на БАТ оказывает многофакторное действие, вызывая расширение сосудов и увеличение их проницаемости, запускает метаболические процессы [3, 4].

Перспективным является создание лазерных технологий контролируемого введения лекарственных средств в область биологически активных точек, для чего необходимо создание математических моделей БАТ, моделирование процессов распространения НИЛИ в области БАТ для выбора оптимальных параметров излучения при проведении медико-биологических исследований.

Биомедицинские исследования показали, что БАТ представляют собой рецепторно-гуморальные образования до 2 мм, залегающие на различной глубине в покровах тела от 2 до 40 мм и служащие для связи внутренней среды организма с внешним миром [3].

Для исследования сред с высоким параметром анизотропии используют различные методы: метод малоуглового приближения, модифицированные методы рассеяния на брουνовских частицах и на потоках частиц. Перечисленные методы не являются универсальными, поскольку они основаны на теоретических результатах, полученных при различных допущениях. Для проведения моделирования был выбран стохастический метод Монте-Карло, который применим ко всем классам сред и позволяет описывать распространение света в случайно-неоднородной биологической среде с учетом явлений поглощения и рассеяния на всем оптическом пути [5, 6]. С его помощью проводилось моделирование переноса излучения в биологических тканях в областях БАТ.

Для моделирования предложена трехслойная модель (рис. 1), состоящая из эпидермиса, дермы и биологически активной точки, представленной как рецепторно-гуморальное образование, содержащее сплетение из волокон коллагена и кровеносных сосудов, расположенное на нижней границе дермы. В своем составе БАТ часто имеют несколько крупных и до 10 мелких кровеносных сосудов [4]. Пусть в предлагаемой нами модели БАТ содержит  $N_{big} = 2$  крупных сосудов с диаметром  $d_{big} = 0,5$  мм и  $N_{sm} = 10$  мелких с диаметром  $d_{sm} = 0,25$  мм.

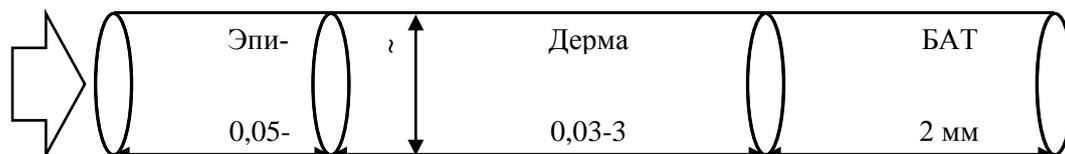


Рисунок 1 – Модель биологического объекта

Поскольку в литературе мы не смогли найти экспериментальные значения оптических коэффициентов для БАТ, то мы вынуждены были произвести расчёт этих коэффициентов на основании литературных данных [5-7], приведённых в таблице 1.

Таблица 1 – Значения коэффициентов поглощения  $\mu_a$  и рассеяния  $\mu_s$  [7], используемые для расчетов

Компонента	Длина волны, нм	$\mu_a$ , мм <sup>-1</sup>	$\mu_s$ , мм <sup>-1</sup>
Коллаген	585	0,22	19,6
	633	0,22	18,7
	800	0,17	17,5
Кровь	535	19,1	46,7
	633	2,5	46,4
	800	0,5	32,5

Наши расчёты коэффициентов поглощения  $\mu_a$  и рассеяния  $\mu_s$  БАТ состояли из следующих этапов.

1) Вычисление объёма БАТ:

$$V_{BAP} = \pi R_{BAP}^2 H_{BAP}, \quad (1)$$

где  $R_{BAP} = 0,5$  мм,  $H_{BAP} = 2$  мм – характерные размеры БАТ.

2) Расчёт объёма крови, находящейся в крупных и мелких кровеносных сосудах в БАТ, по формуле

$$V_{Bl} = (\pi d_1^2 / 4) L_{big} N_{big} + (\pi d_2^2 / 4) L_{sm} N_{sm}, \quad (2)$$

где  $L_{big} = 1$  мм и  $L_{sm} = 0,5$  мм – длины крупных и мелких сосудов соответственно.

3) Вычисление объёмного содержания крови  $\eta^{Bl}$  и коллагена  $\eta^{Col}$  в БАТ:

$$\eta^{Bl} = V_{Bl} / V_{BAP}; \quad \eta^{Col} = 1 - \eta^{Bl}. \quad (3)$$

4) Расчёт коэффициентов поглощения  $\mu_a^{BAP}$  и рассеяния  $\mu_s^{BAP}$  БАТ. Вклад оптических коэффициентов коллагена и крови в значение соответствующих коэффициентов для БАТ определяется пропорционально объёмному содержанию этих компонент в БАТ:

$$\mu_a^{BAP}(\lambda) = \eta^{Bl} \mu_a^{Bl}(\lambda) + \eta^{Col} \mu_a^{Col}(\lambda); \quad \mu_s^{BAP}(\lambda) = \eta^{Bl} \mu_s^{Bl}(\lambda) + \eta^{Col} \mu_s^{Col}(\lambda). \quad (4)$$

Рассчитанные нами значения коэффициентов поглощения и рассеяния для БАТ приведены в таблице 2.

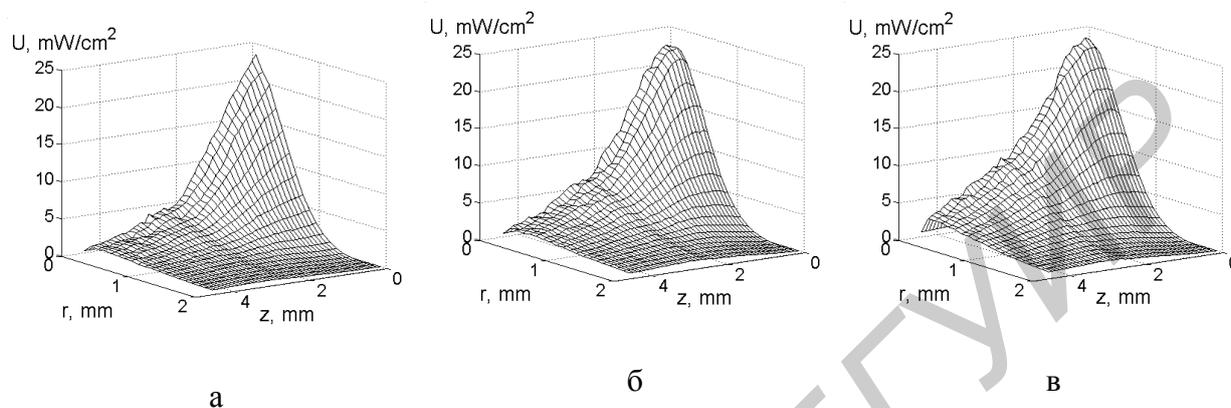
Таблица 2 – Коэффициенты поглощения  $\mu_a$  и рассеяния  $\mu_s$  для эпидермиса, дермы и БАТ на разных длинах волн

Слой модели	Длина волны	585 нм	633 нм	800 нм
Эпидермис	$\mu_a$ , мм <sup>-1</sup>	3,6	3,5	4
	$\mu_s$ , мм <sup>-1</sup>	47	45	42
Дерма	$\mu_a$ , мм <sup>-1</sup>	0,22	0,20	0,17
	$\mu_s$ , мм <sup>-1</sup>	19,6	18,7	17,5
БАТ	$\mu_a$ , мм <sup>-1</sup>	7,9	1,15	0,3
	$\mu_s$ , мм <sup>-1</sup>	30,6	30,0	23,6

## Результаты

Моделирование проводилось для лазерного пучка с интенсивностью, распределённой по закону Гаусса и равной в центре 25 мВт/см<sup>2</sup>, с характерным размером 1 мм. Графики зависимости освещённости биологической ткани  $U$  от расстояния до оси пучка  $r$  и глубины расположения  $z$  при распространении в области, содержащей БАТ, НИЛИ с длиной волны 585, 633 и 800 нм при выбранных параметрах лазерного пучка и толщин слоев эпидермиса (0,5 мм) и дермы (2 мм) на тыльной стороне ладоней приведены на рисунке 2.

Согласно результатам компьютерного эксперимента, среди трёх рассматриваемых длин волн 585 нм, 633 нм и 800 нм для достижения БАТ при заданной интенсивности излучения и геометрии пучка оптимальной является длина волны 800 нм. Освещённость БАТ, расположенной на тыльной стороне ладони, излучением с длиной волны 800 нм примерно в 1,4 раза выше, чем при длине волны 633 нм, и в 2,2 раза выше, чем при длине волны 585 нм.



**Рисунок 2** – Распределение интенсивности рассеянного излучения в области БАТ тыльной стороны ладоней на длине волны 585 (а), 633 (б) и 800 нм (в) при интенсивности пучка 25 мВт/см<sup>2</sup>

Результаты работы могут быть использованы для разработки технологии регуляции процессов обмена веществ в биологических тканях и совершенствования способов активации БАТ с помощью НИЛИ красного и ИК диапазонов длин волн.

#### Литература

1. **Орел, Н. М.** Регуляция метаболизма в печени крыс с экспериментальным холестазом путем воздействия лазерным излучением на биологически активные точки / Н.М. Орел, Е.С. Пышко, Д.Ю. Соколовский, Т.А. Железнякова, А.М. Лисенкова, И.А. Кобак, В.А. Щербатюк // Лазерная физика и оптические технологии: Сб. науч. статей IX Междунар. науч. конф. (Гродно, 30 мая–2 июня. 2012 г.): в 2 ч. – Гродно, 2012. Ч. 1. – С. 118–120.
2. **Лисенкова, А. М.** О возможностях применения технологии лазерофореза при лечении заболеваний у детей / А.М. Лисенкова, Т.А. Железнякова, М.М. Кугейко // Электроника инфо. – 2014. – № 2. – С. 32-35.
3. **Елисеев, П. Г.** Применение полупроводниковых лазеров в медицинской технике / П.Г. Елисеев, Фам Ван Хой // Труды ФИ РАН. Сер. физическая. – 1992. – Т. 216. – С. 186–192.
4. **Подшибякин, А. К.** Значение активных точек кожи для эксперимента и клиники: Автореф. дис. д-ра мед. наук. – Киев, 1960. – 31 с.
5. **Пушкарева, А. Е.** Методы математического моделирования в оптике биоткани. Учебное пособие. – Санкт-Петербург, 2008. – 103 с.
6. **Воробьева, Е. А.** Модели распространения и рассеяния оптического излучения в случайно неоднородных средах / Е.А. Воробьева, И.П. Гуров / Под ред. И.П. Гурова и С.А. Козлова. – СПб: СПбГУ ИТМО, 2004. – С. 82-97.
7. **Тучин, В. В.** Лазерная диагностика в биологии и медицине / В.В. Тучин, А.В. Приезжев, Л.П. Шубочкин. – М.: Наука, 1989. – 127 с.