

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В результате был разработан и протестирован алгоритм посадки беспилотного летательного аппарата, основанного на технологии радиочастотной идентификации. Он позволяет осуществлять посадку БПЛА в автоматическом режиме, точность позиционирования при этом составляет 1 метр на расстоянии до 50-100 метров. Разработанный алгоритм протестирован на экспериментальном модуле БПЛА.

Литература

1. *Галушкин А.И.*, Нейрокомпьютеры в авиации (самолеты). Кн. 14.-М.: Радиотехника, 2003. 496 с.
2. *J. Na*, "The blind interactive guide system using RFID-based indoor positioning system," *Lecture Notes in Computer Science*, Springer Publications, vol. 4061, pp. 1298-1305, 2006.
3. *Kaplan N.*, *Understanding GPS Principles and Application* / N. Kaplan, M. Hegarty // Artech House, 2006. – 703 p.
4. *Titterton David H., Weston John L.*, *Strapdown Inertial Navigation Technology*, 2nd Edition. – 2004. –581 с.

МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССОВ РАСПРОСТРАНЕНИЯ НИЗКОИНТЕНСИВНОГО ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ В ОБЛАСТИ БИОЛОГИЧЕСКИ АКТИВНЫХ ТОЧЕК

Е. С. Гусаков, А. М. Лисенкова

ВВЕДЕНИЕ

В настоящее время во всех промышленно развитых странах мира внедряются инновационные технологии увеличения биодоступности лекарственных препаратов. Разрабатываются методики и создается аппаратура эффективного введения лекарственных препаратов для оптимизации лечебного воздействия. Интенсивно разрабатываются теория и практика неинвазивных методов введения лекарственных препаратов. Проведенные нами ранее 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 противовоспалительный эффект, вызывая расширение сосудов и увеличение их проницаемости, запускает метаболические процессы [3-6].

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 лазеротерапии.

МОДЕЛИРОВАНИЕ ПЕРЕНОСА ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ В ОБЛАСТЯХ БИОЛОГИЧЕСКИ АКТИВНЫХ ТОЧЕК

Биомедицинские исследования показали, что БАТ представляют собой рецепторно-гуморальные образования до 2мм, залегающие на различной глубине в покровах тела от 2 до 40 мм и служащие для связи внутренней среды организма с внешним миром.[3-6].

Для исследования сред с высоким параметром анизотропии используют различные методы: метод малоуглового приближения, модифицированные методы рассеяния на броуновских 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 [7,8]. С его помощью проводилось моделирование переноса излучения в биологических тканях в областях БАТ.

Размеры и количество поверхностных сосудов, входящих в БАТ, характеризуются большим разнообразием. В своем составе точки акупунктуры часто имеют несколько крупных и до 10 мелких кровеносных сосудов [4, 5]

Для моделирования предложена трехслойная модель (рис.1), состоящая из эпидермиса, дермы и области биологически активной точки, представленной как рецепторно-гуморальное образование, содержащее сплетение из волокон коллагена и кровеносных сосудов, расположенное на нижней границе дермы.

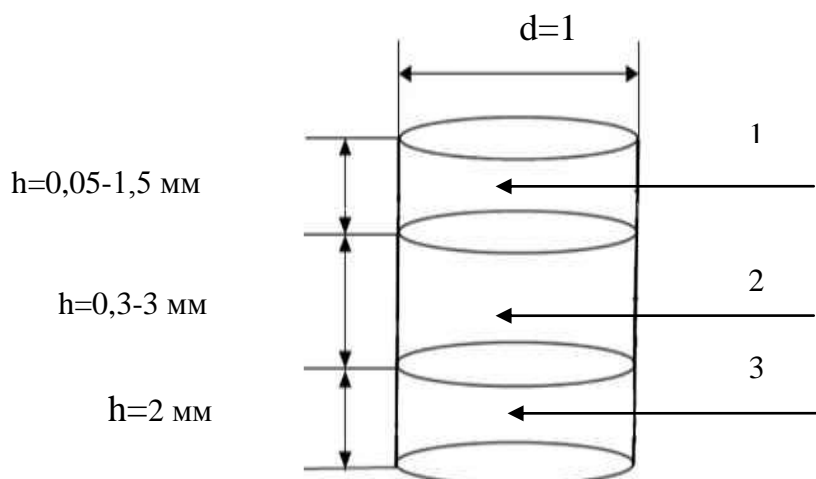


Рис. 1. Модель биологического объекта: 1- эпидермис, 2- дерма, 3 - БАТ

Рассматривались лазерные пучки диаметром 1 мм интенсивностью 75 мВт/см², 50 мВт/см², 25 мВт/см².

Оптические коэффициенты для области БАТ были рассчитаны на основании литературных данных [5-9] с учётом предложенной модели БАТ, в которой она представляет собой область, содержащую 2 больших и 10 малых кровеносных сосудов в коллагеновом матриксе. Расчеты проводились по алгоритму, представленному на рис.2. Значения оптических коэффициентов рассеяния и поглощения в эпидермисе, дерме и области БАТ представлены в таблице 1.

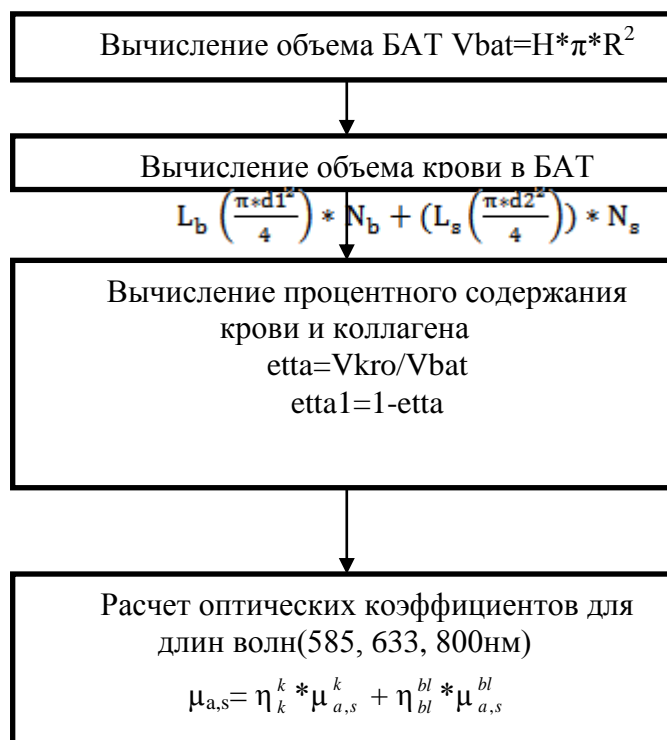


Рис.2. Алгоритм вычислений оптических коэффициентов для области БАТ

Табл. 1

Значения оптических коэффициентов, используемые для расчетов. [9]

Слои модели	Длина волны нм.	Коэффициент поглощения μ_a , мм^{-1}	Коэффициент рассеяния μ_s , мм^{-1}
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

Значения коэффициентов поглощения и рассеяния, взятые из литературы [9], и рассчитанные для БАТ по алгоритму, представленному на рисунке 2, приведены в таблице 2.

Табл. 2

Коэффициенты поглощения и рассеяния для эпидермиса, дермы и области БАТ

Слои модели	Длина волны	585нм	633нм	800нм
		Оптические коэффициенты		
Эпидермис	коэфф поглощения $\mu_a \text{мм}^{-1}$	3.6	3.5	4
	коэфф рассеяния $\mu_s \text{мм}^{-1}$	47	45	42
Дерма	коэфф поглощения $\mu_a \text{мм}^{-1}$	0.22	0.20	0.17
	коэфф рассеяния $\mu_s \text{мм}^{-1}$	19.6	18.7	17.5
БАТ	коэфф поглощения $\mu_a \text{мм}^{-1}$	7.9	1.14	0.3
	коэфф рассеяния $\mu_s \text{мм}^{-1}$	30.6	29.9	23.6

РЕЗУЛЬТАТЫ

Результаты моделирования распространения НИЛИ в области БАТ при выбранных параметрах лазерного пучка и толщин слоев эпидермиса и дермы на разных участках кожи приведены на рисунках 3 – 6. В спектральном диапазоне 585-800нм оптимальной для достижения смоделированной области БАТ (при заданных терапевтических плотностях мощности менее 100 мВт/см^2 , ($75, 50, 25 \text{ мВт/см}^2$), геометрии пучка (гауссов, 0,1 см) является длина волны 800 нм. При этом плотность мощности НИЛИ с длиной волны 800 нм, достигающая области БАТ на кисти руки в области ладони, в 7 раз больше, чем при длине волны 585нм, и в 2 раза больше, чем при длине волны 633нм.

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

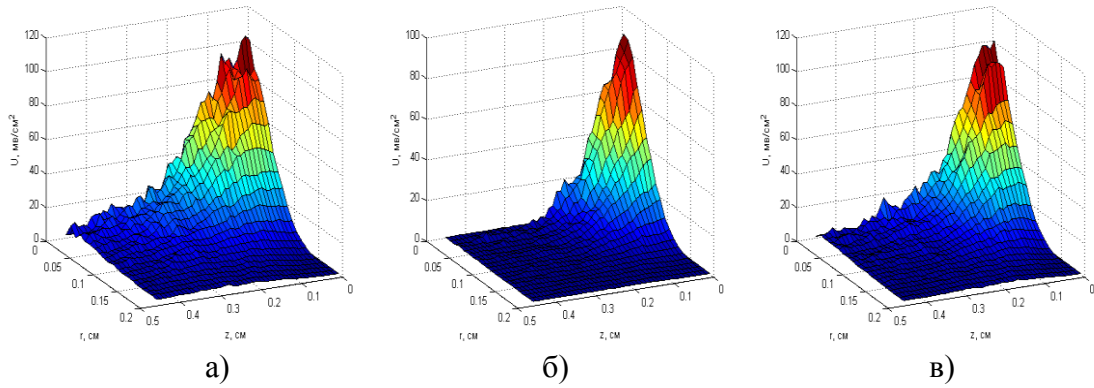


Рис. 3. Распределение интенсивности рассеянного излучения в области тыльной волосистой части головы на длинах волн 585 нм (а), 633 нм (б), 800 нм (в).

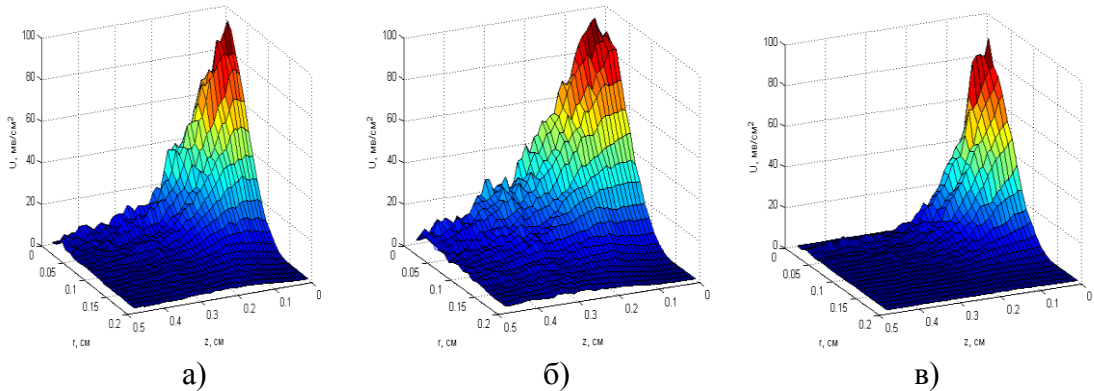


Рис. 4. Распределение интенсивности рассеянного излучения в области ладоней на длинах волн 585 нм (а), 633 нм (б), 800 нм (в).

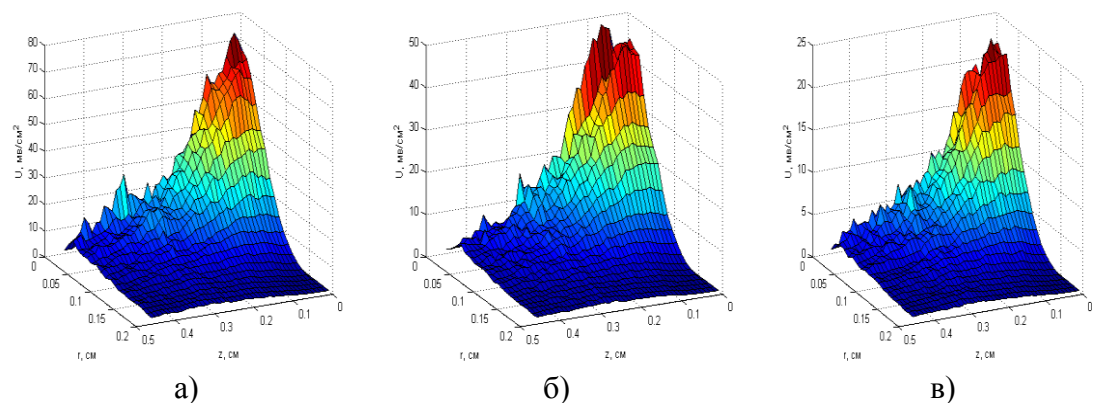


Рис. 5. Распределение интенсивности рассеянного излучения в области волосистой части головы на длине волны 800 нм при плотностях мощности 75 мВт/см² (а), 50 мВт/см² (б), 25 мВт/см² (в)

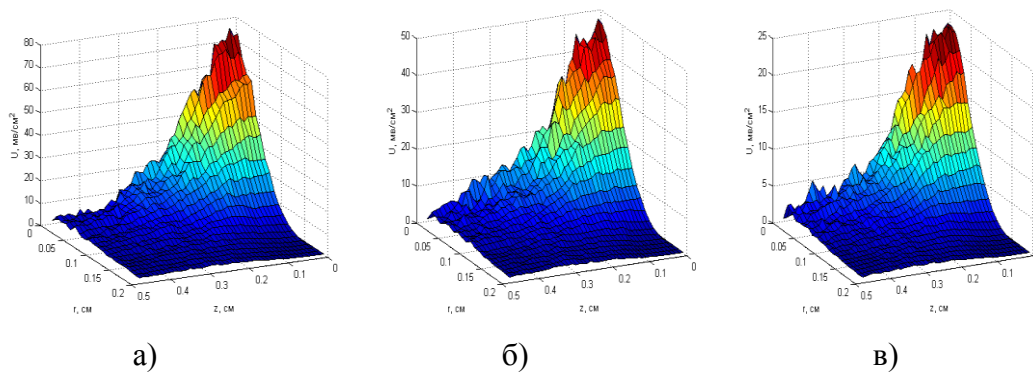


Рис.6. Распределение интенсивности рассеянного излучения в области ладоней на длине волны 800 нм при плотностях мощности 75 мВт/см² (а), 50 мВт/см² (б), 25 мВт/см² (в).

Литература

1. Орел Н.М., Пышко Е.С., Соколовский Д.Ю., Железнякова Т.А., Лисенкова А.М., Кобак И.А., Щербатюк В.А., Регуляция метаболизма в печени крыс с экспериментальным холестазом путем воздействия лазерным излучением на биологически активные точки // Лазерная физика и оптические технологии: Сб. науч. статей IX Междунар. науч. конф. (Гродно, 30 мая–2 июн. 2012 г.): в 2 ч. Гродно, 2012. Ч. 1. С. 118–120.
2. А.М. Лисенкова, Т.А. Железнякова, М.М. Кугейко., О возможностях применения технологии лазерофореза при лечении заболеваний у детей. Электроника инфо, 2014, № 2.С. 32-35.
3. П.Г. Елисеев, Фам Ван Хой., Применение полупроводниковых лазеров в медицинской технике / 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. / А.К. Подшибякин. – Киев, 1960.– 31с.
5. Е. Б Верещагина В.А. Петров., Акупунктура, восточная и западные концепции. Орловский государственный аграрный университет.–78 с.
6. Вогралик В.Г., Пунктурная рефлексотерапия (Чжэнь-цзю) / В.Г. Вогралик, М.В. Вогралик. – Горький, 1988. – 336 с.
7. А.Е. Пушкарева., Методы математического моделирования в оптике биоткани. Учебное пособие Санкт-Петербург 2008.– 103 с.
8. Воробьева Е.А., Гуров И.П., « Модели распространения и рассеяния оптического излучения в случайно неоднородных средах» /Под ред. И.П. Гурова и С.А. Козлова. СПб: СПбГУ ИТМО, 2004. С. 82-97.
9. Тучин В.В., Приезжев А.В., Шубочкин Л.П., Лазерная диагностика в биологии и медицине. М.: Наука, 1989.– 127с.