

ИССЛЕДОВАНИЕ РАДИАЦИОННО-ТЕПЛОВЫХ ПОЛЕЙ В БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЯХ, ОБЛУЧАЕМЫХ ЛАЗЕРОМ, МЕТОДАМИ КОМПЬЮТЕРНОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ

Аникина А.С., Лаппа А.В.

Настоящая работа посвящена исследованию особенностей взаимодействия лазерного излучения с различными биологическими тканями с помощью созданного программного комплекса для расчета радиационных и тепловых характеристик лазерного излучения [1].

В программном комплексе реализованы: двумерная осесимметричная гетерогенная модель среды; метод Монте-Карло для расчета радиационных полей [2]; метод конечных элементов и метод Кранка-Николсона для расчета нестационарных тепловых полей [3]. Расчет радиационных полей лазерного излучения основан на решении уравнения переноса излучения методом Монте-Карло с известными оптическими характеристиками среды: коэффициентом поглощения μ_a , коэффициентом рассеяния μ_s , индикатрисой рассеяния (в нашем случае используется функция Хени-Гринштейна [4], параметром которой является средний косинус угла рассеяния g), показателем преломления n . Расчет температурных полей основан на решении нестационарного уравнения теплопроводности с известными источниками тепла, представляющими собой плотность поглощенной мощности лазерного излучения; известными теплофизическими параметрами ткани: коэффициентом теплопроводности k , удельной теплоемкостью c , плотностью ρ ; известными внешними граничными условиями, определяющими характер взаимодействия ткани и окружающей средой: заданная температура T_n на поверхности ткани, заданный тепловой поток q через границу раздела «ткань – окружающая среда» или теплообмен (коэффициент теплообмена h) с окружающей средой температуры T_c и известными значениями температуры T_0 в начальный момент времени.

С помощью данного комплекса было проведено исследование облучения ткани печени крысы Nd:YAG лазером (1064 нм).

Модель среды представляла собой однородный цилиндр размером 2×2 см (рис.1) с оптическими и теплофизическими параметрами, приведенными в таблице 1. Оптические параметры ткани

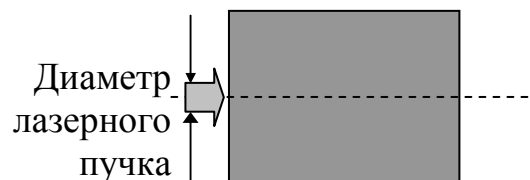


Рис.1. Модель ткани.

измерены экспериментально [5]. Теплофизические параметры приняты равными соответствующим параметрам крови [4], т.к. ткань печени пронизана большим количеством вен малого диаметра и капилляров, кровотоков в которых является основным способом переноса тепла.

Биологическая ткань	μ_a , см^{-1}	μ_{s_s} , см^{-1}	g	n	k , $\text{Вт/см}\cdot\text{К}$	c , $\text{Дж/г}\cdot\text{К}$	ρ (г/см^3)
Печень крысы (1064 нм)	8.0	255.0	0.92	1.5	$4.98 \cdot 10^{-3}$	3.2	1

Параметры лазерного излучения выбирались согласно условиям проводимого эксперимента резекции печени крысы лазером [6]: облучение осуществлялось с поверхности ткани, режим облучения – непрерывный, мощность Nd:YAG лазера – 10 Вт, диаметр световода – 0.04 см.

На рис. 2-3 приведены результаты моделирования радиационных полей в ткани печени крысы. Видно, что излучение мало проникает внутрь ткани: на глубине порядка 1 см плотность поглощенной мощности Q (Вт/см^3) уменьшается в 10^{10} раз (рис. 2), и на расстоянии 0.5 см в радиальном направлении уменьшается в 10^8 раз (рис. 3).

Таким образом, распределение плотности поглощенной мощности носит локальный характер и сконцентрировано вблизи источника излучения. Это позволяет предположить, что значительное увеличение температуры, вызванное лазерным облучением, будет локализовано вблизи источника, что позволяет принять следующие граничные условия для расчета тепловых полей: нижняя и боковая поверхности теплоизолированы, на верхней границе происходит теплообмен с окружающей средой температуры T_c с коэффициентом теплоотдачи h .

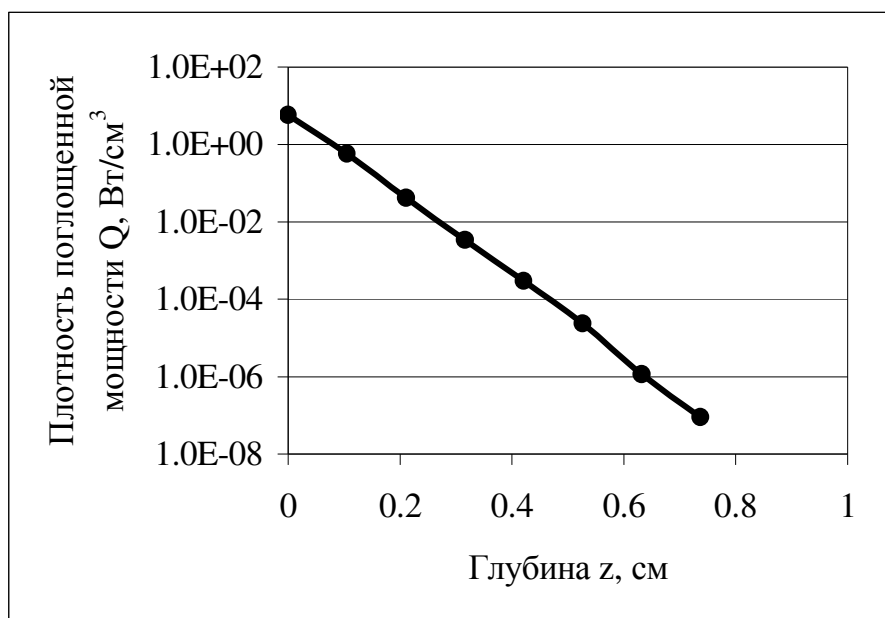


Рис. 2. Плотность поглощенной мощности лазерного излучения в однородной среде печени крысы на различной глубине на оси пучка. Лазерный пучок равномерной интенсивности диаметром $d=0.04$ см, мощностью 10 Вт. Параметры среды приведены в таблице 1.

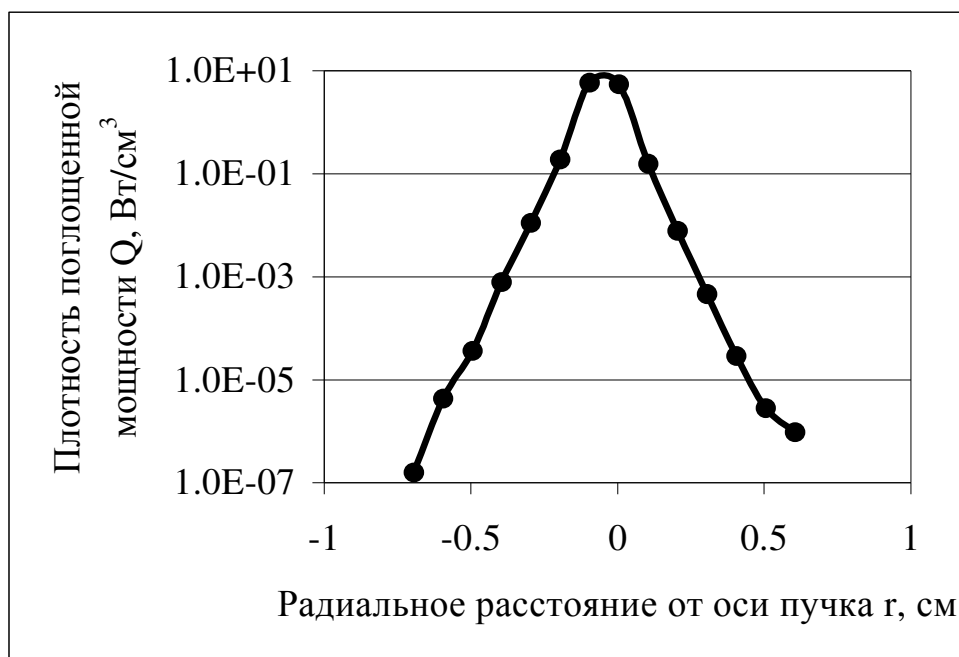


Рис.3. Плотность поглощенной мощности лазерного излучения в однородной среде печени крысы на поверхности ($z=0$ см) на различных расстояниях от оси пучка. Лазерный пучок равномерной интенсивности, диаметром $d=0.04$ см, мощностью 10 Вт. Параметры среды приведены в таблице 1.

На рис. 4 приведено сравнение температурных полей для различных параметров теплоотдачи на верхней границе раздела. Видно, что при увеличении коэффициента h температура на поверхности ткани уменьшается, но это не сказывается на более глубоких слоях. Это позволяет избежать значительного нагрева поверхностных слоев ткани надлежащим выбором условий теплоотвода с поверхности (охлаждение, обдув и т.д.).

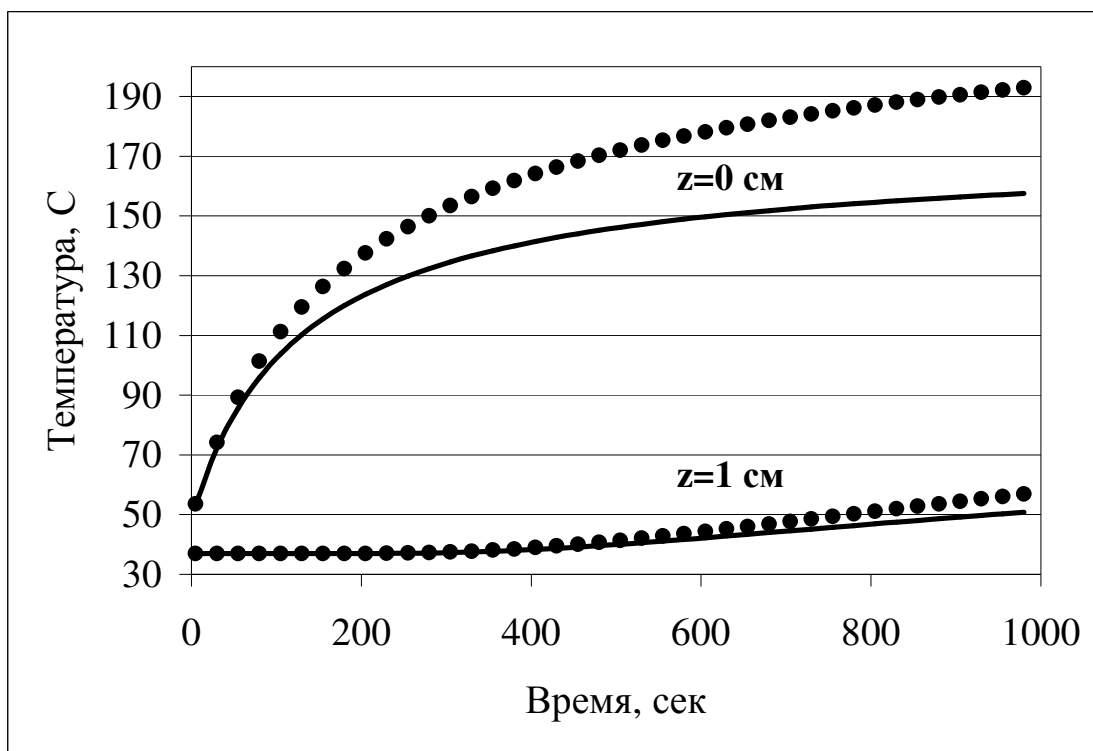


Рис. 4. Температура в различные моменты времени внутри ограниченного однородного цилиндра в центре пучка ($r = 0$ см), облучаемого цилиндрическим мононаправленным лазерным пучком равномерной интенсивности. Режим облучения – непрерывный, диаметр пучка $d=0.04$ см, мощность 10 Вт. Верхний торец цилиндра ($z=0$) контактирует со средой, температура которой постоянна и равна 20 °С; коэффициент теплоотдачи равен 0.005 Вт/см²·К (точки) и 0.01 Вт/см²·К (сплошная линия), нижняя поверхность поддерживается при температуре 37 °С, боковая поверхность теплоизолирована (нет теплообмена). В начальный момент времени $t=0$ температура цилиндра постоянна и равна 37 °С. Параметры среды представлены в таблице 1.

На рис.5-6 представлено сравнение двух режимов облучения – импульсно-периодического и непрерывного с одинаковой средней мощностью. Видно, что при импульсно-периодическом режиме облучения получен локальный нагрев ткани до более высоких температур (выше 100 °С), причем объем ткани, нагретой, например, выше 50 °С практически одинаков для обоих режимов облучения.

Характер температурного распределения меняется, если источник излучения находится внутри ткани (рис.7). Следует отметить, что объем ткани нагретой свыше 100 °С значительно увеличился в связи с отсутствием отвода тепла за счет теплообмена вблизи источника.

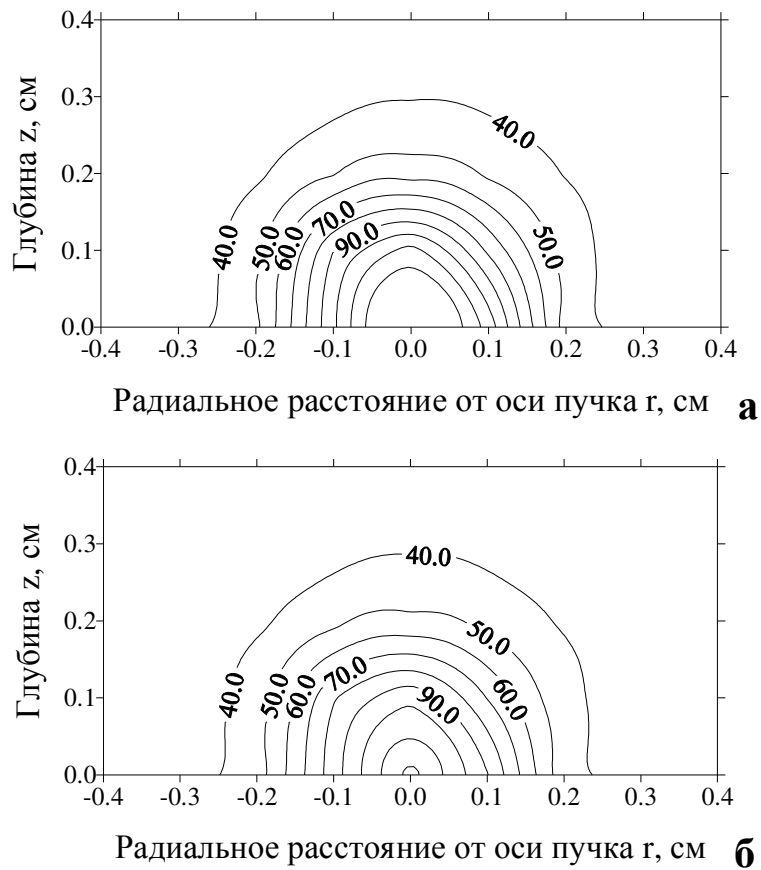


Рис. 5. Изотермы в ткани печени крысы, облучаемой мононаправленным лазерным пучком равномерной интенсивности в импульсном (а) и непрерывном (б) режимах в момент времени 10 сек после включения лазера. Диаметр пучка 0.04 см, средняя мощность – 10 Вт для обоих режимов, длительность импульса 0.5 сек, частота 1 Гц. Верхний торец цилиндра ($z=0$) контактируют со средой, температура которой постоянна и равна 20 °С; коэффициент теплоотдачи равен 0.005 Вт/см²·К, нижняя поверхность поддерживается при температуре 37 °С, боковая поверхность теплоизолирована (нет теплообмена). Начальная температура равна 37 °С. Параметры среды представлены в таблице 1.

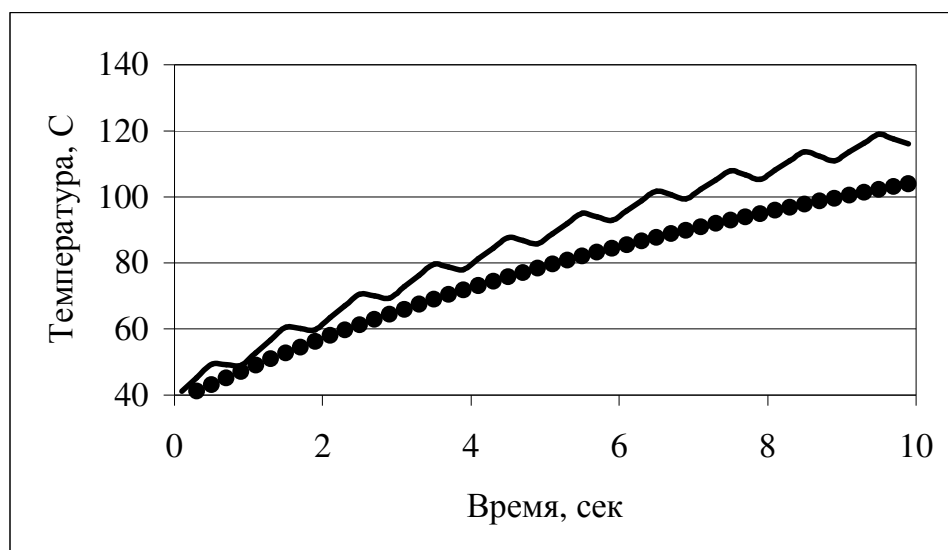


Рис. 6. Зависимость температуры от времени в точке на оси пучка ($r=0$ см) на глубине $z=0.1$ см. Сплошная линия – результаты расчетов для импульсного режима, точки – для непрерывного режима облучения.

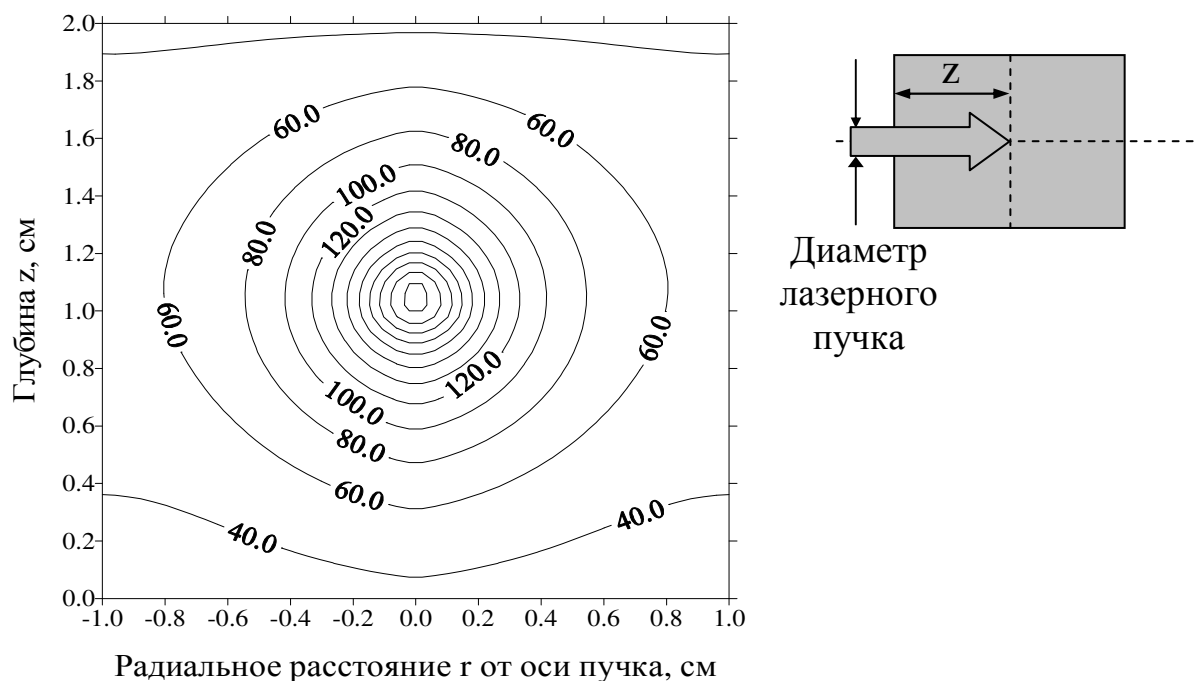


Рис. 7. Изотермы в ткани печени крысы, облучаемой мононаправленным лазерным пучком равномерной интенсивности. Режим облучения – непрерывный, диаметр пучка – 0.04 см, мощность – 10 Вт. Верхний торец цилиндра ($z=0$) контактируют со средой, температура которой постоянна и равна 20 °С; коэффициент теплоотдачи равен 0.005 Вт/см²·К, нижняя поверхность поддерживается при температуре 37 °С, боковая поверхность теплоизолирована (нет теплообмена). Начальная температура равна 37 °С. Параметры среды представлены в таблице 1.

Таким образом, результаты моделирования радиационных и тепловых полей лазерного излучения подобного рода могут быть использованы для оценки тепловых эффектов воздействия лазерного излучения на различные биологические ткани, что послужит основой для разработки и оптимизации лазерных хирургических операций, методов лазерной термотерапии и биостимуляции.

ЛИТЕРАТУРА

1. Lappa A.V., Anikina A.S., Kamalov V.A. A new computer code for calculation of radiation and heat fields in laser-irradiated tissues. In: SPIE Proceedings, v.3911, 2000, p.502-511.
2. Ермаков С.М. Метод Монте-Карло и смежные вопросы. М. «Наука», 1971.
3. Сегерлинд Л. Применение метода конечных элементов. М. «Мир», 1979.
4. Тучин В.В. Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях. Саратов, 1998.
5. Рогальский Ю.К. Настоящий сборник.
6. Бондаревский И.Я., Бордуновский В.Н., Астахова Л.В. Опыт применения высокоинтенсивного лазерного излучения при операциях на печени (экспериментальное исследование). В сб. «Лазерные технологии в медицине», Челябинск, 1999, стр. 114-121.