

КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ РАДИАЦИОННО-ТЕПЛОВЫХ ПОЛЕЙ В БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЯХ, ОБЛУЧАЕМЫХ ЛАЗЕРОМ

А.С. Аникина, А.В. Лаппа

Введение

Информация о возбуждаемых лазерным излучением радиационных и тепловых полях в биологических тканях имеет большую клиническую значимость при проведении лазерных операций. Подобную информацию можно получить с помощью компьютерного моделирования процесса переноса лазерного излучения в биологической ткани и последующего моделирования тепловых процессов, происходящих при взаимодействии с биотканью.

К настоящему времени в мире создано несколько программ для расчета радиационных и тепловых полей лазерного излучения в биологических тканях [1-4], но они практически недоступны для стороннего пользователя. Кроме того, предлагаемые в этих программах модели не дают полного решения поставленных проблем. Это связано, в первую очередь, со сложной структурой биологической ткани, а также с большим многообразием физических явлений, происходящих внутри ткани при взаимодействии с лазерным излучением: нагрев, тепломассоперенос, теплообмен с окружающей средой, фазовые изменения в структуре ткани и т.д.

Нами разработана двумерная осесимметричная нестационарная модель расчета радиационных и тепловых полей в биологических тканях, облучаемых лазером, которая учитывает гетерогенность ткани, отражение и преломление излучения на границах раздела зон, а также позволяет проследить тепловые эволюционные изменения ткани. Моделирование осуществляется в два этапа: первый представляет собой расчет характеристик радиационного поля, второй – моделирование тепловых полей с известными источниками тепла, вычисленными на предыдущем этапе. Модель реализована в виде программного комплекса, снабженного интеллектуальным интерфейсом для ввода и хранения информации, а также для графического представления получаемых результатов. Ниже следует описание моделей и некоторые результаты компьютерного моделирования. Часть настоящей работы докладывалась на международном симпозиуме по биомедицинской оптике “BIOS’2000” (Сан-Хосе, США) и опубликована в [5].

Модель среды

В настоящей работе принята двумерная осесимметричная модель ткани, представляющая собой набор однородных кольцевых зон прямоугольного сечения (рис.1) со своими оптическими и теплофизическими параметрами. Принятая геометрия согласуется с цилиндрической симметрией лазерных пучков и позволяет достаточно точно моделировать большое количество реальных тканей в области действия излучения.

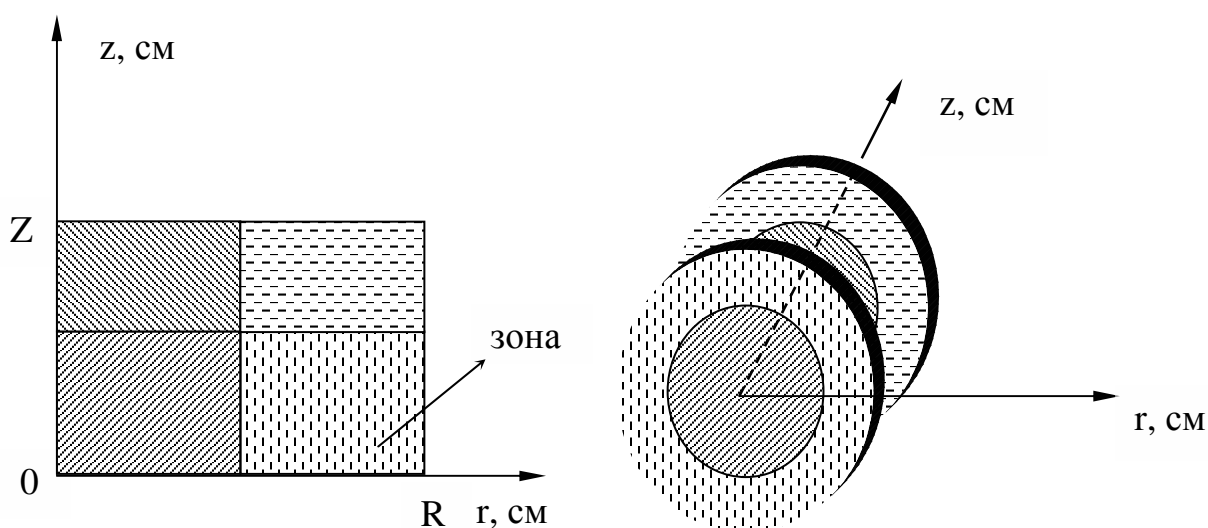


Рис. 1. Модель гетерогенной биологической ткани.

Расчет радиационных полей

Перенос лазерного излучения в биологических тканях рассматривается в рамках квазистационарной кинетической модели переноса излучения. Распространение излучения в ней трактуется как многократное рассеяние фотонов на случайных неоднородностях среды. Определение характеристик радиационного поля лазерного излучения основывается на решении уравнения переноса излучения методом Монте-Карло [6], т.е. моделируются траектории фотонов, начиная с их рождения источником и заканчивая поглощением их средой. При этом используются действительные оптические параметры среды: коэффициент поглощения μ_a (см^{-1}), коэффициент рассеяния μ_s (см^{-1}) и индикатриса рассеяния, единственным параметром которой является средний косинус угла рассеяния g . При пересечении фотоном границы раздела зон с разными показателями преломления n происходит отражение или преломление в соответствии с законами Френеля.

Таким образом, для моделирования радиационных полей необходимо задать следующие параметры: функцию источника, определяющую характер облучения, и оптические параметры среды для каждой зоны, определяющиеся экспериментально для каждого вида ткани: μ_a , μ_s , g , n .

Расчет тепловых полей

Основными способами переноса тепла внутри любого объекта являются теплопроводность, конвекция и лучистый теплообмен. В диапазоне температур, рассматриваемых в данной работе, перенос тепла вследствие лучистого теплообмена пренебрежимо мал, поэтому в качестве основного способа переноса тепла рассматривается теплопроводность, конвективные процессы учитываются в граничных условиях. Эта модель приближенно описывает тепловые процессы в тканях с капиллярным кровотоком, учитываемым в коэффициентах переноса.

Перенос тепла за счет теплопроводности в каждой зоне описывается нестационарным уравнением теплопроводности с начальными и граничными условиями, учитывающими взаимодействие биоткани с окружающей средой, и источниками тепла, генерируемого лазерным излучением, рассчитанными на предыдущем этапе.

Численное решение нестационарного уравнения теплопроводности осуществляется методом конечных элементов для пространственной части уравнения в сочетании с методом Галеркина для решения временной части [7].

Для моделирования тепловых полей необходимо задать следующие параметры для каждой зоны среды, которые определяются экспериментально для каждого вида ткани: k (Вт/см·К) – коэффициент теплопроводности, c (Дж/г·К) – удельная теплоемкость, ρ (г/см³) – плотность.

Результаты

Программный комплекс для расчета радиационных и тепловых полей лазерного излучения прошел ряд тестовых расчетов, включающих сравнение с известными аналитическими решениями, с результатами других программ, а также с результатами экспериментов.

На рис. 2 представлено распределение основной характеристики поля лазерного излучения (плотности поглощенной мощности) для типичной лазерной геометрии, вычисленное с помощью нашего комплекса и MCML кода [8].

Рис. 3 демонстрирует полное согласие результатов расчетов нашего комплекса с аналитическими значениями температуры для простой нестационарной тепловой задачи.

Также получено хорошее согласие для более сложной задачи, включающей нестационарный двумерный перенос лазерного излучения и тепла (рис. 4). Полученные результаты были сравнены с данными моделирования, выполненного с помощью LITG кода [9]. Данные любезно предоставлены авторами этого кода.

На рис. 5 сравнены наши численные результаты, аналитические и экспериментальные значения температуры для задачи о нагреве бесконечной однородной среды точечным источником тепла.

Измерения были выполнены с помощью собственной оригинальной установки для определения теплофизических параметров ткани: удельной теплоемкости c и коэффициента теплопроводности k ткани. В качестве объекта для исследования был выбран картофель размером около 10 см. Электрический тепловой источник размером около 1 мм был помещен в центр картофеля, температура измерялась с помощью термопар размером 0.3 мм.

Подобные сравнения позволяют определить характерные расстояния «источник-детектор» и временные интервалы, где ограниченность среды и источника не существенны, и возможно применение аналитического решения для обратной задачи теплопроводности (т.е. определения удельной теплоемкости и коэффициента теплопроводности). На рис. 6 представлены расчеты температуры в различные моменты времени для данной задачи.

Некоторые возможности нашего комплекса демонстрируются на рис. 7-8, где приведены результаты моделирования теплового воздействия He-Ne лазера на кожу в двух режимах облучения (непрерывный и импульсный). Моделирование такого рода позволяют не только найти предварительные параметры поля лазерного излучения, но и изучать, выявлять эффекты лазерного воздействия на различные биологические ткани. В частности, представленные расчеты демонстрируют эффект тепловой локализации для импульсного режима облучения в сравнении с непрерывным. Необходимо также отметить, что локализация не сопровождается увеличением температуры (рис. 8).

На рис. 9-11 приведены результаты моделирования радиационных и тепловых полей в белом веществе головного мозга человека для различных длин волн лазерного излучения: 1064 нм (Nd:YAG лазер) и 805 нм (диодный лазер). Полученные оценки позволяют определить параметры лазерного излучения для достижения необходимых значений температуры для проведения нейрохирургических лазерных операций.

Заключение

Созданный программный комплекс может быть использован для разработки и оптимизации лазерных хирургических операций, методов лазерной термотерапии и биостимуляции, может служить основой математического обеспечения экспериментального определения оптических и теплофизических параметров биотканей.

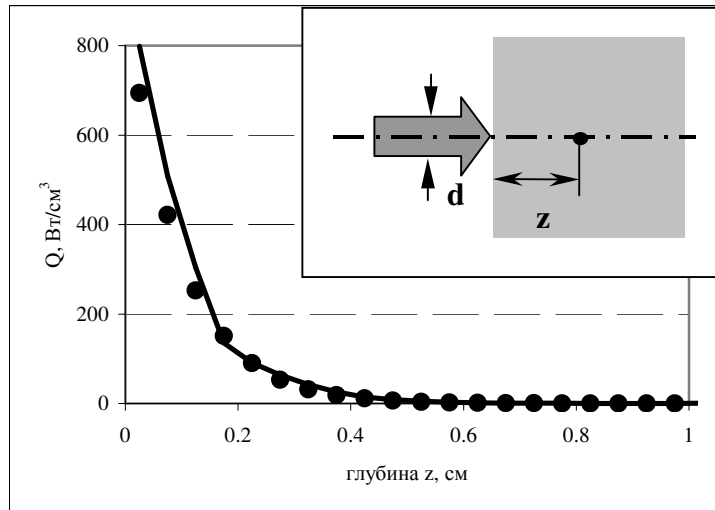


Рис.2. Плотность поглощенной мощности лазерного излучения в полубесконечной однородной среде на различной глубине на оси пучка. Лазерный пучок цилиндрического профиля диаметром $d=0.1$ см, мощностью 1 Вт. Параметры среды: $\mu_a=10.0 \text{ см}^{-1}$, $\mu_s=1.0 \text{ см}^{-1}$, $g=0.9$, $n=1.5$. Сплошная линия – собственные расчеты, точки – результаты MCML кода [8].

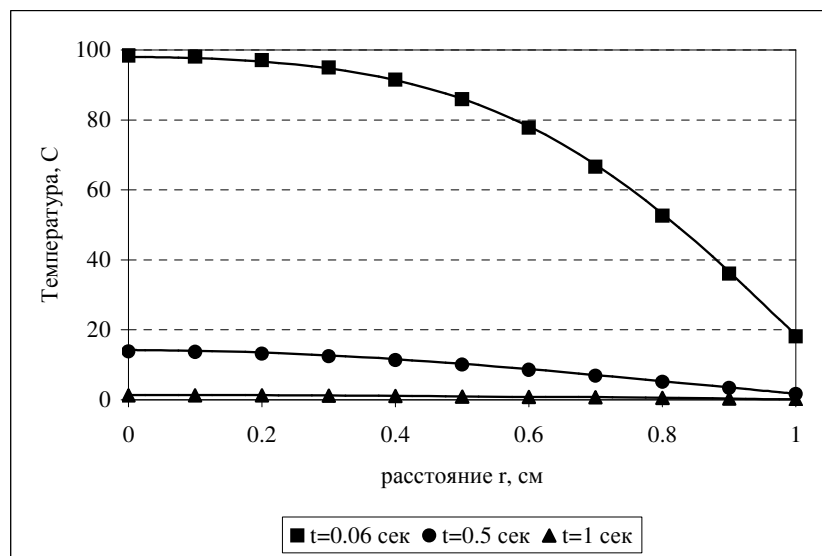


Рис.3. Температура в различные моменты времени внутри бесконечного однородного цилиндра радиусом 1 см, помещенного в среду с фиксированной температурой равной 0°C . Коэффициент теплообмена равен $10 \text{ Вт/см}^2\cdot\text{К}$. Параметры среды: $\rho=1\text{г/см}^3$, $k=1 \text{ Вт/см}\cdot\text{К}$, $c=1 \text{ Дж/г}\cdot\text{К}$. Сплошная линия – собственные расчеты, точки – аналитические значения.

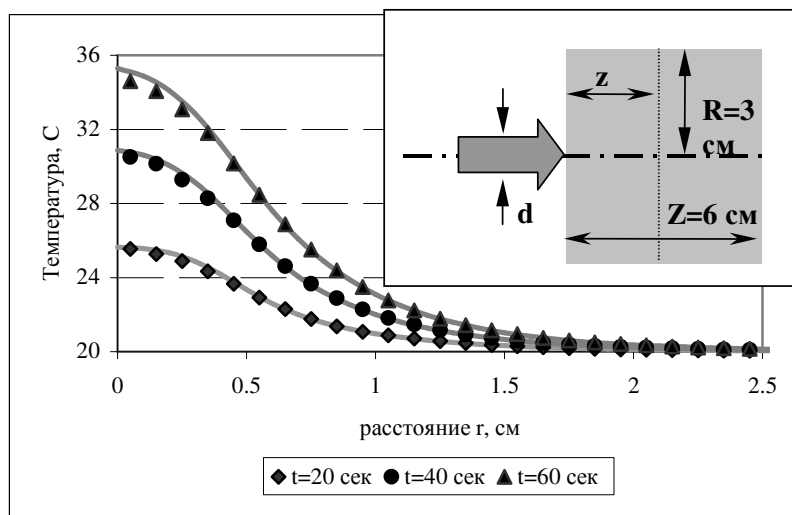


Рис.4. Температура в различные моменты времени внутри ограниченного однородного цилиндра на глубине $z=0.55$ см, облучаемого цилиндрическим мононаправленным лазерным пучком. Профиль пучка – прямоугольный, диаметр $d=1$ см, мощность 5 Вт. Верхний торец цилиндра ($z=0$) теплоизолирован (нет теплообмена), остальные поверхности контактируют со средой температура, которой постоянна и равна 20 °С; коэффициент теплообмена равен 1.0 Вт/см²·К. В начальный момент времени $t=0$ температура цилиндра постоянна и равна 20 °С. Параметры среды: $\mu_a=0.2$ см⁻¹, $\mu_s=50.0$ см⁻¹, $g=0.95$, $n=1.4$, $k=0.0048$ Вт/(см·К), $\rho=1.075$ г/см³, $c=3.4882$ Дж/(г·К). Сплошная линия – собственные расчеты, точки – результаты ЛИТТ кода [9].

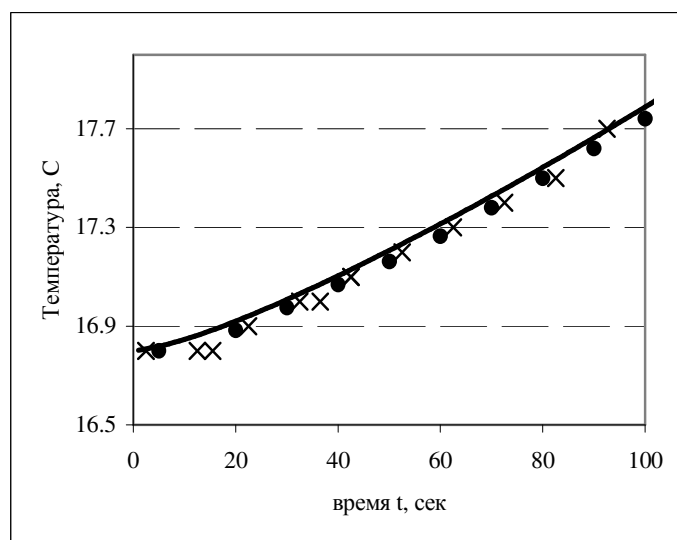
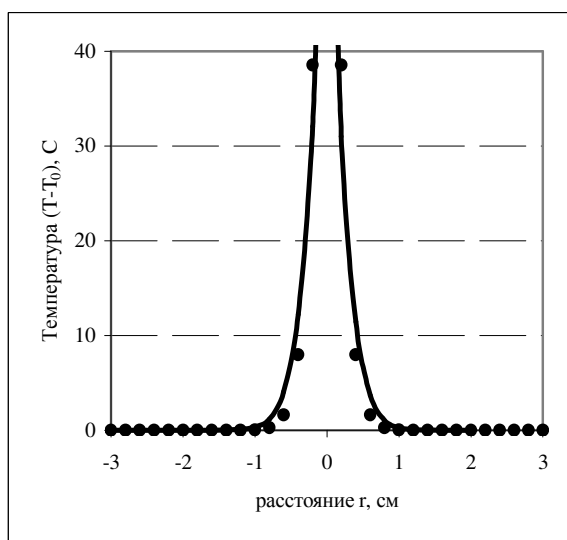


Рис.5. Температура в бесконечной однородной среде, нагреваемой точечным источником с фиксированной мощностью равной 0.5 Вт. Слева – зависимость температуры от расстояния до источника r в момент времени $t=15$ сек, справа – зависимость температуры от времени на расстоянии от источника равном $r=0.85$ см. В начальный момент времени $t=0$ температура среда постоянна и равна $T_0=16.8$ °С. В качестве среды выбран картофель со следующими теплофизическими параметрами: $\rho=1.1$ г/см³, $k=0.01$ Вт/(см·К), $c=4.4$ Дж/(г·К) (наши собственные измерения). Сплошная линия – собственные расчеты, точки – аналитическое решение, крестики – собственные экспериментальные данные (см. текст).

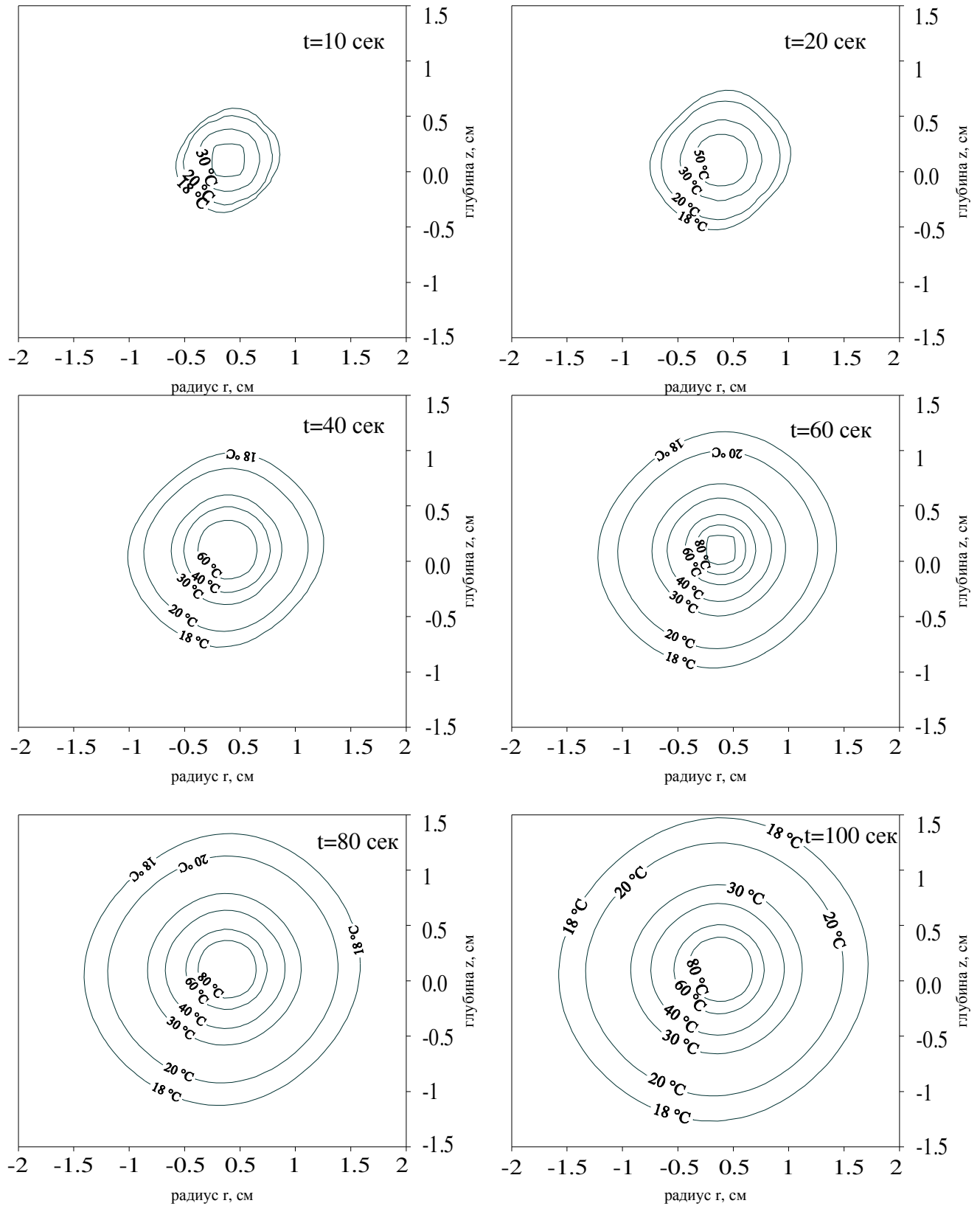


Рис.6. Изотермы в бесконечной однородной среде, нагреваемой точечным источником для задачи к рис.5.

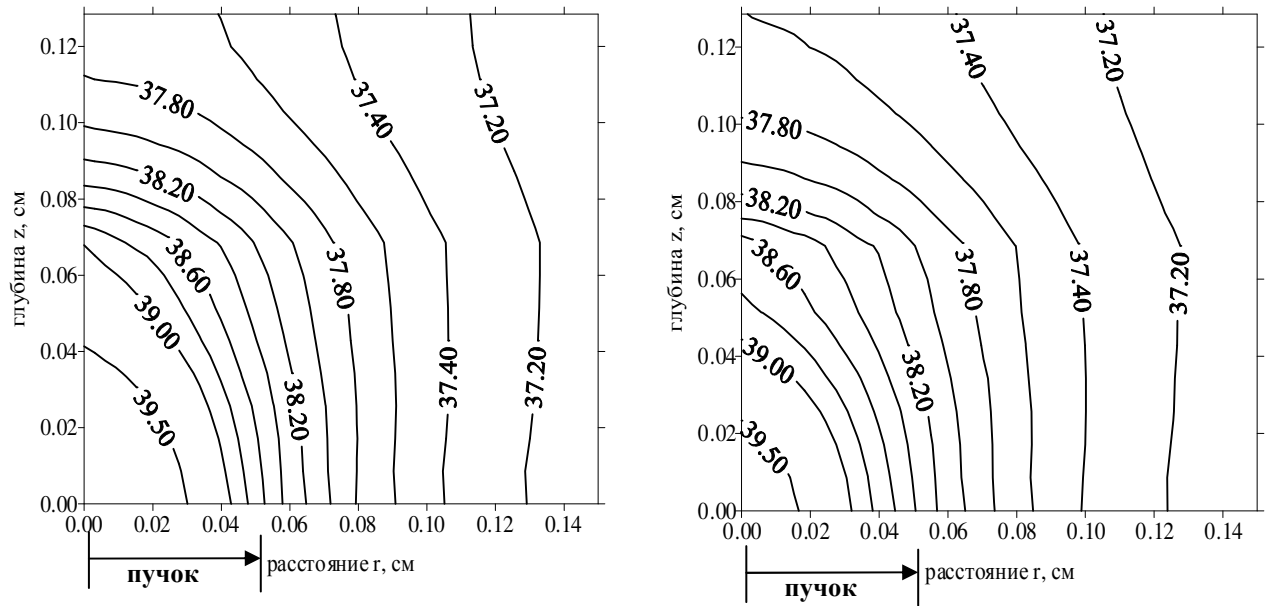


Рис.7. Изотермы в коже, облучаемой цилиндрическим мононаправленным пучком He-Ne лазера в непрерывном (слева) и импульсном (справа) режимах в момент времени 1.5 сек после включения лазера. Профиль лазерного пучка – прямоугольный, диаметр равен 0.1 см, средняя мощность равна 0.25 Вт для обоих режимов, длительность импульса 0.02 сек, частота 10 Гц. Начальная температура равна 37 °С. Теплообмен кожи с окружающей средой не учитывается. Параметры 4-слойной модели кожи приведены в таблице для каждого слоя [4]:

Слой	Толщина, мм	μ_a , 1/см	μ_s , 1/см	g	n	k , 10^{-3} Вт/см·К	ρ , г/см ³	c , Дж/(г·К)
1. Эпидермис	0.065	4.3	107.0	0.79	1.5	2.66	1.6	3.7
2. Дерма	0.565	2.7	187.0	0.82	1.4	4.98	1.0	3.2
3. Кровь	0.09	25.0	400.0	0.98	1.35	5.30	1.0	3.6
4. Дерма	0.565	2.7	187.0	0.82	1.4	4.98	1.0	3.2

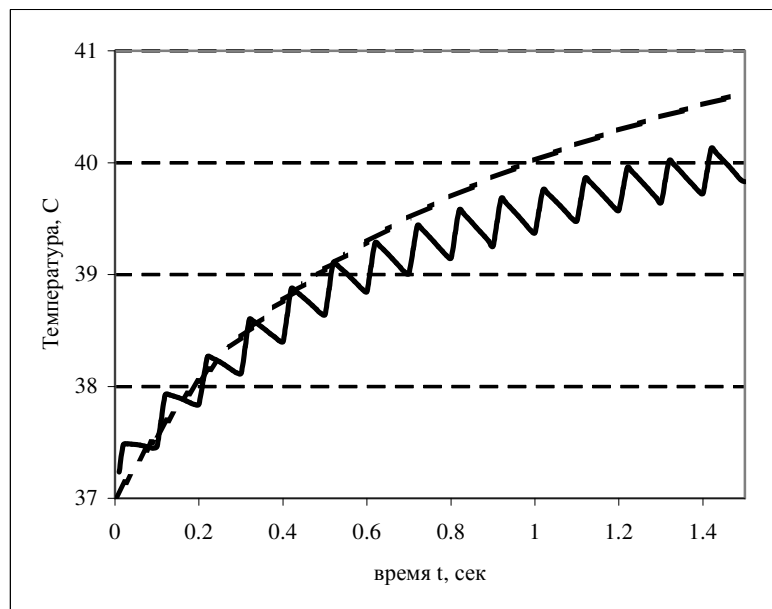


Рис.8. Зависимость температуры от времени в точке на торце поверхности кожи на оси пучка для задачи к рис. 6. Сплошная линия – результаты расчетов для импульсного режима, пунктирная – для непрерывного режима облучения.

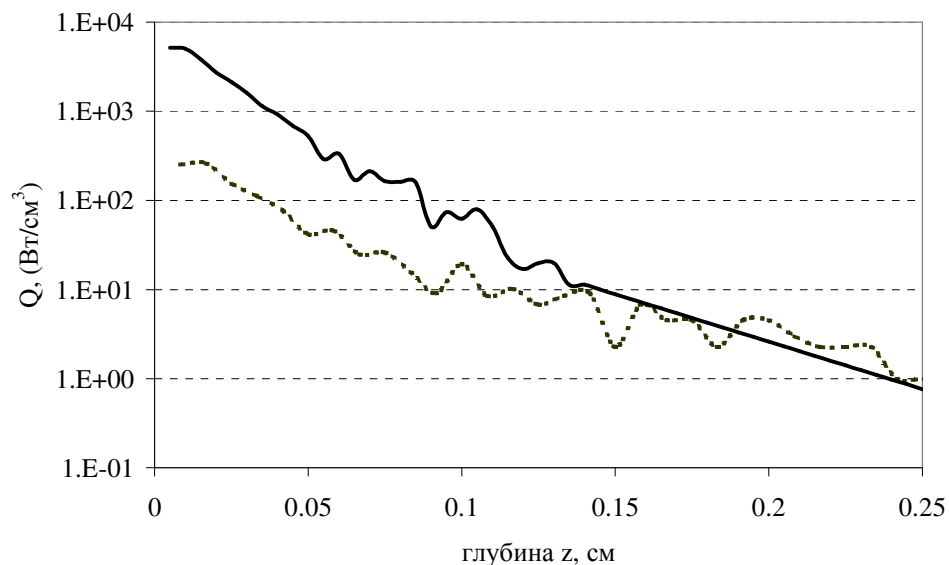


Рис. 9. Распределение плотности поглощенной мощности излучения двух лазеров с длинами волн $\lambda=805$ нм (пунктирная линия) $\lambda=1064$ нм (сплошная линия) в полубесконечной однородной среде на различной глубине на оси пучка. Лазерный пучок гауссовского профиля диаметром $d=0.02$ см, мощностью 1 Вт. Параметры среды для соответствующих длин волн приведены в таблице [10].

Биологическая ткань	μ_a , 1/см	μ_s , 1/см	g	n	k , 10^{-3} Вт/см·К	ρ , г/см ³	c , Дж/(г·К)
Белое вещество мозга человека (1064 нм)	3.2	469.0	0.87	1.45	6.48	10^{-6}	4.18
Белое вещество мозга человека (805 нм)	0.2	400.0	0.9	1.38	6.48	10^{-6}	4.18

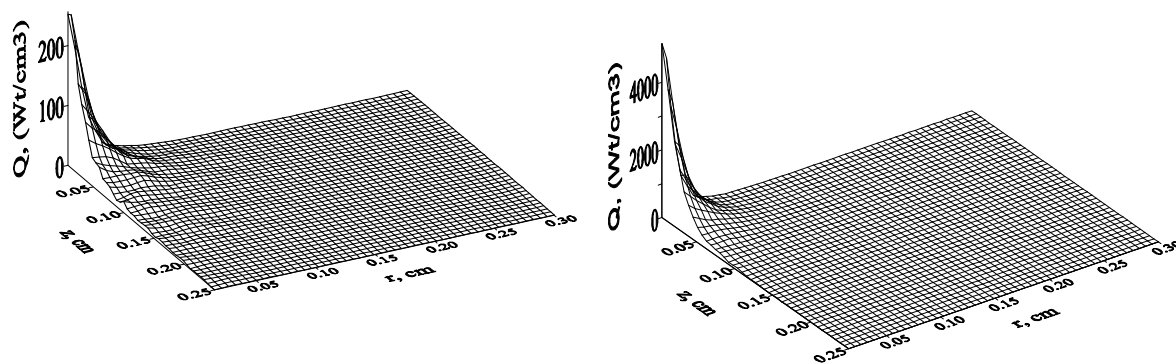


Рис. 10. Пространственное распределение плотности поглощенной мощности в белом веществе мозга человека, облучаемого лазером длины волны $\lambda=805$ нм (слева) и $\lambda=1064$ нм (справа) для задачи к рис.8.

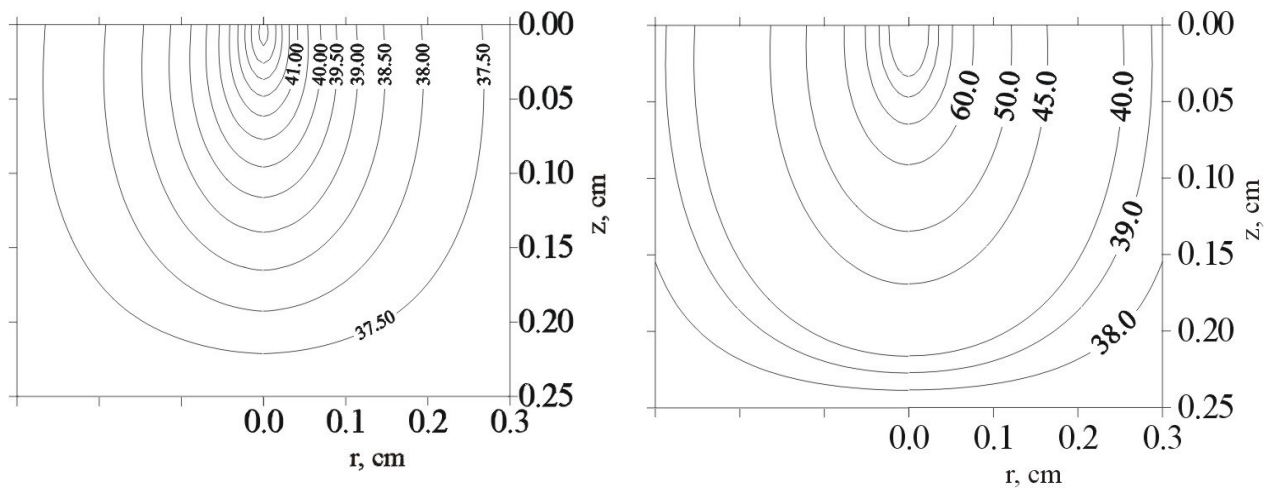


Рис. 11. Стационарные изотермы в белом веществе головного мозга человека, облучаемого лазерным пучком длиной волны (слева – $\lambda=805$ нм, справа – $\lambda=1064$ нм). Соответствующие теплофизические параметры приведены в таблице выше.

ЛИТЕРАТУРА

1. London R.A. Glinsky M.E. et. al. Laser tissue interaction modeling with the LATIS computer program.//UCRL-LR-105821-96-3.
2. Rossacci M.J., DiMarzio C.A. et. al. A 3-d model for laser heating of a heterogeneous turbid medium. //SPIE V.2970. 1997. P.144-155.
3. Yilbas B.S. 3-dimensional laser heating model including a moving heat source consideration and phase change process. //Heat and Mass Transfer. №33. 1998. P. 495-505.
4. Щербаков Ю.Н., Якунин А.Н. и др. Моделирование тепловых процессов при взаимодействии некоагулирующего лазерного излучения с многослойной тканью. //Оптика и спектроскопия. 1994. т.76. №5. С. 845-850.
5. Lappa A.V., Anikina A.S., Kamalov V.A., A new computer code for calculation of rsdiation and heat fields in laser-irradiated tissues. In: SPIE Proc., v.3911, 2000, p.502-511.
6. Ермаков С.М. Метод Монте-Карло и смежные вопросы. М. «Наука». 1971.
7. Segerlind L.J. Applied Finite Element Analysis, John Willey and Sons Inc., 1976.
8. Wang L. et al., Monte Carlo modelling of light transport in multi-layered tissues in standard C, University of Texas, M.D. Anderson Cancer Center, 1992.
9. Roggan A., Mueller G., “Dosimetry and computer based irradiation planning for laser-induced interstitial thermotherapy (LITT)”, Laser-induced interstitial thermotherapy, Mueller G., Roggan A., SPIE Press, Bellingham, 1995, pp. 114-156.
10. Тучин В.В. Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях. Саратов, 1998.