

УДК 519.6, 536.12

МОДЕЛИРОВАНИЕ ТЕПЛООВОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ НА БИОЛОГИЧЕСКИЕ ТКАНИ

¹Куликова И.В., ¹Малюков С.П., ²Бростилов С.А.¹ФГАОУ ВПО «Южный федеральный университет», Ростов-на-Дону, e-mail: cuttlefish99mail.ru;²ФГБОУ ВПО «Пензенский государственный университет», Пенза, e-mail: brostilov@yandex.ru

Освещены вопросы разработки математической модели и алгоритма расчета распределения температуры в сложных многослойных биологических тканях под действием лазерного излучения. Модель основана на конечно-разностном методе и учитывает анизотропию оптических и тепловых параметров биологических структур. Модель является двумерной и нестационарной и позволяет моделировать взаимодействие различных типов лазера с биологическими тканями. Разработано программное обеспечение на основе полученных моделей с интерфейсом. Разработанное программное обеспечение было использовано для расчета воздействия лазерного излучения на биологические структуры. Результаты моделирования хорошо согласуются с экспериментальными данными. Приводятся результаты моделирования воздействия двух типов лазеров эрбиевого ($\lambda = 2,94$ мкм) и CO_2 ($\lambda = 10,6$ мкм) на биологическую структуру, состоящую из эмали и дентина.

Ключевые слова: лазерные биотехнологии, численное моделирование, температурное поле

MODELLING OF THERMAL EFFECT OF LASER RADIATION ON BIOLOGICAL TISSUE

¹Kulikova I.V., ¹Malukov S.P., ²Brostilov S.A.¹Southern Federal University, Rostov-on-Don, e-mail: cuttlefish99mail.ru;²Penza State University, Penza, e-mail: brostilov@yandex.ru

The mathematical model and algorithm of calculation of temperatures distribution in multilayered biological tissue under the influence of various laser radiation is described. The model is based on numerical method and considered anisotropy of optical and thermal parameters of biological tissue. The model is two-dimensional and non-stationary and allows to model interaction various laser types with biological tissue. The software on the basis of the received models with the interface is developed. The developed software was used for calculation of impact of laser radiation on biological structures. Results of modeling id accommodated with experimental data. Results of modeling of influence of two lasers erbium ($\lambda = 2,94$ mcm) and CO_2 ($\lambda = 10,6$ microns) on the biological structure consisting of enamel and a dentine presented.

Keywords: laser biotechnologies, numerical method, temperature field

На сегодняшний день невозможно представить жизнь современного человека без лазерных технологий, которые применяются в различных областях, таких, как медицина, машиностроение, электроника, связь и т.д. Лазерное излучение обладает рядом уникальных характеристик – монохромность, высокая степень временной и пространственной когерентности, малая расходимость луча, большая плотность мощности, а также возможность управлять ими. Использование лазерных технологий в медицине открывает новые возможности, начиная от эстетической медицины до сложного медицинского вмешательства, позволяет реализовать принципиально новые решения и использовать новые материалы, повышающие качество лечения. Лазерные биотехнологии можно разделить в зависимости от плотности мощности лазерного излучения на лазерную диагностику, лазерную терапию, лазерную хирургию или деструкцию биотканей, в основе которой лежит термический фактор. Кроме того, лазерные технологии имеют дело с живой материей, которая представляет собой многослойные сложные структуры, с различными тепловыми и оптическими свойствами, что

приводит к необходимости учитывать анизотропию физических параметров тканей и гомеостаз живого объекта [2].

Разработка модели

Важнейшими параметрами, определяющими взаимодействие лазерного излучения с биотканями, являются: режим облучения (непрерывный или импульсный), время и мощность, а также длина волны, которая определяет интенсивность поглощения излучения тканью.

Распределение температуры является одним из основных параметров в лазерных биотехнологиях. Термические свойства биотканей определяются ее многослойной структурой, теплопроводностью и теплоемкостью. Поглощенная энергия лазерного излучения вызывает в облученном участке локальное повышение температуры. При этом часть тепла отводится из зоны обработки за счет кондукции в окружающие области, вызывая зачастую нежелательный нагрев. Расчет режима обработки позволяет минимизировать нагрев окружающих тканей.

В настоящее время все более широко используются системы инженерного анализа для постановки численных экспери-

ментов и нахождения оптимальных параметров в исследуемой области. Это позволяет значительно сократить время и стоимость разработки и исследования, рассчитать оптимальные технологические параметры. Разработка модели позволит найти оптимальные режимы лазерной обработки биологических тканей вплоть до расчета индивидуального режима для каждого слоя и минимизировать тепловое воздействие на окружающие ткани.

Распределение температуры в анизотропном твердом теле описывается уравнением теплопроводности, которое в операционной форме имеет вид [3]:

$$c\rho \frac{\partial T}{\partial t} - \nabla k \nabla T = q, \quad (1)$$

где c – удельная теплопроводность; ρ – плотность; T – температура в структуре; t – время; ∇ – оператор Набла; k – коэффициент теплопроводности; q – источник тепла.

Источником тепла является лазерное излучение, которое частично отражается от обрабатываемой поверхности, поглощается материалом и проникает в него. Затухание лазерного луча за счет поглощения его энергии телом описывается законом Ламберта [3]:

$$q_{laser}(y) = q_0(1 - R)e^{-\alpha y}, \quad (2)$$

где $q_{laser}(y)$ – плотность мощности лазерного луча с учетом затухания; q_0 – плотность мощности лазерного луча; R – коэффициент отражения; α – поглощательная способность среды; y – координата направленная в глубь материала от обрабатываемой поверхности.

Излучательный и конвекционный процессы отвода тепла с обрабатываемой поверхности будут описываться следующими выражениями [3]:

$$q_{rad} = \varepsilon \sigma (T^4 - T_0^4); \quad (3)$$

$$c(x, y)\rho(x, y) \frac{\partial T(x, y, t)}{\partial t} - \left(\frac{\partial}{\partial x} k(x, y) \frac{\partial}{\partial x} T(x, y, t) + \frac{\partial}{\partial y} k(x, y) \frac{\partial}{\partial y} T(x, y, t) \right) = q(x, y, t). \quad (6)$$

Граничные условия с учетом уравнения Фурье [2] будут следующими:

$$k \frac{\partial T}{\partial x} = h_{comb} (T - T_0), \quad (7)$$

для верхней грани, параллельной оси y ;

$$T = T_{body}, \quad (8)$$

$$q_{conv} = h(T - T_0), \quad (4)$$

где ε – коэффициент излучения; σ – постоянная Стефана-Больцмана; h – конвективный коэффициент; q_{rad} , q_{conv} – плотность теплового потока за счет излучения и конвекции соответственно; T_0 – температура окружающей среды.

Суммарный тепловой поток q_{comb} с поверхности будет описываться выражением:

$$q_{comb} = h_{comb} (T - T_0), \quad (5)$$

где $h_{comb} = h + \varepsilon \sigma (T + T_0)(T^2 + T_0^2)$ – суммарный коэффициент теплопередачи.

В модели лазерной обработки биотканей учтены следующие тепловые потоки: поглощенная телом энергия лазерного луча, конвективный отвод тепла и излучение с поверхности. На рис. 1 схематично показаны потоки тепла, которые учитываются в разрабатываемой модели. Был взят двумерный случай, поскольку распределение температуры по z координате будет аналогично x , а уменьшение размерности позволит сократить время расчетов.

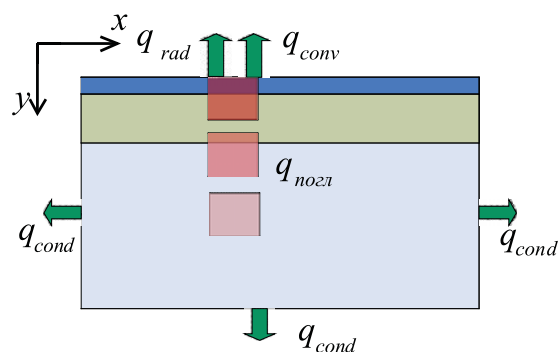


Рис. 1. Тепловые потоки в разработанной модели

Для двумерного нестационарного случая и анизотропной среды в частных производных уравнение (1) будет иметь следующий вид:

для нижней грани, параллельной оси y , и для граней, параллельных оси x .

Уравнение (6) с учетом граничных условий (7) и (8) не может быть решено аналитически. Поэтому для ее решения был использован численный метод [3].

Исходя из геометрии задачи (см. рис. 1), необходимо создать прямоугольную ко-

ординатную сетку, равномерную по оси x и неравномерную по оси y . При выборе шага по оси x необходимо учитывать ширину лазерного луча, чтобы минимальный шаг был меньше его ширины. По оси y необходима неравномерная сетка, поскольку обрабатываемые слои в биологических структурах имеют различную толщину от десятков микрон до сантиметров.

Введение координатной сетки предполагает, что значения всех переменных и их производных рассматриваются только в уз-

лах этой сетки. Поэтому все переменные заменяются сеточными функциями, а все производные – конечными разностями.

На рис. 2 представлены сеточная модель и направление осей координат.

Исходная система дифференциальных уравнений в частных производных (6), с учетом граничных условий (7)–(8) и выражения для лазерного излучения (2) на сетке, представленной на рис. 2, преобразованная в систему алгебраических уравнений, имеет вид [1]:

$$c_{ij} \rho_{ij} \frac{T_{i,j,n} - T_{i,j,n-1}}{t_n - t_{n-1}} - \frac{2}{x_{i+1} - x_{i-1}} \left(k_{i+1,j} \frac{T_{i+1,j,n} - T_{i,j,n}}{x_{i+1} - x_i} - k_{i,j} \frac{T_{i,j,n} - T_{i-1,j,n}}{x_i - x_{i-1}} \right) - \frac{2}{y_{j+1} - y_{j-1}} \left(k_{i,j+1} \frac{T_{i,j+1,n} - T_{i,j,n}}{y_{j+1} - y_j} - k_{i,j} \frac{T_{i,j,n} - T_{i,j-1,n}}{y_j - y_{j-1}} \right) = q_{i,j,n}, \quad (9)$$

для внутренних точек области $i = 2 \dots I-1$, $j = 2 \dots J-1$, $n = 2 \dots N$,

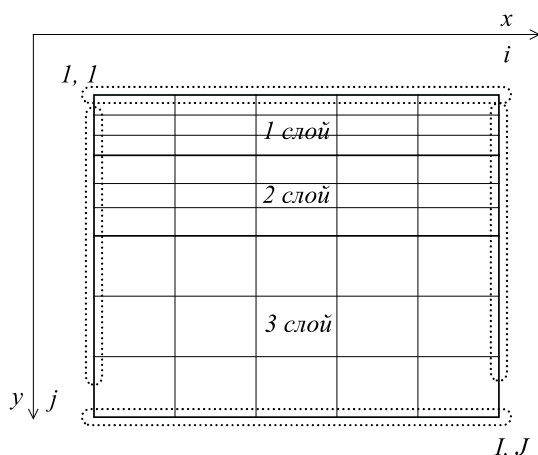


Рис. 2. Модель с направлением осей координат

Внутренний источник тепла равен поглощенному теплу и будет описываться следующим выражением [1]:

$$q_{i,j,n} = q_{laser,i,j+1,n} - q_{laser,i,j,n}, \quad (10)$$

где $q_{laser,i,j,n}$ – мощность лазерного луча в соответствующих точках координат и во времени, которая в конечно-разностном виде будет иметь вид:

$$q_{laser,i,j,n} = q_0 (1 - R) e^{-\alpha y_j}. \quad (11)$$

Граничные условия с учетом наложенной сетки будут следующими:

$$\kappa_{i,j,k} \frac{T_{i,j+1,k} - T_{i,j,k}}{y_{j+1} - y_j} = h_{comb,i,j,k} (T_{i,j,k} - T_0), \quad (12)$$

где $h_{comb,i,j,k} = h_{i,j} +$

$$+ \varepsilon_{i,j} \sigma (T_{i,j,k-1} + T_0) (T_{i,j,k-1}^2 + T_0^2),$$

при $i = 1 \dots I, j = 1, n = 2 \dots N$;

$$T_{i,j,k} = T_{body}, \quad (14)$$

при $i = 1 \dots I, j = J, n = 2 \dots N$;

при $i = 1, j = 2 \dots J-1, n = 2 \dots N$;

при $i = I, j = 2 \dots J-1, n = 2 \dots N$.

Начальные условия в конечно-разностном виде будут иметь вид:

$$T_{i,j,n} = T_{body} \quad (15)$$

при $i = 1 \dots I, j = 1 \dots J, k = 1$.

Выражения (9)–(15) представляют собой систему алгебраических уравнений, которая в общем виде будет следующей:

$$\mathbf{AT} = \mathbf{B}, \quad (16)$$

где $\mathbf{T}$ – вектор-столбец переменных длиной $M = I \cdot J \cdot N$; $\mathbf{A}$ – квадратная матрица коэффициентов системы линейных алгебраических уравнений (СЛАУ) размерностью $M \times M$; $\mathbf{B}$ – вектор-столбец свободных членов.

Для получения адекватного решения количество точек должно быть более тысячи ($I > 10, J > 10, N > 10$). Для решения СЛАУ такой размерности был использован метод Якоби [1]. Были разработаны программное обеспечение и интерфейс пользователя, окно которого представлено на рис. 3.

Результаты моделирования

На рис. 4 приведены результаты моделирования распределения температуры

в биологической структуре, состоящей из эмали толщиной 20 мкм и дентина при прохождении эрбиевым ($\lambda = 2,94$ мкм) и CO_2

($\lambda = 10,6$ мкм) лазерами с оптическими и тепловыми параметрами, приведенными в таблице [4, 5].

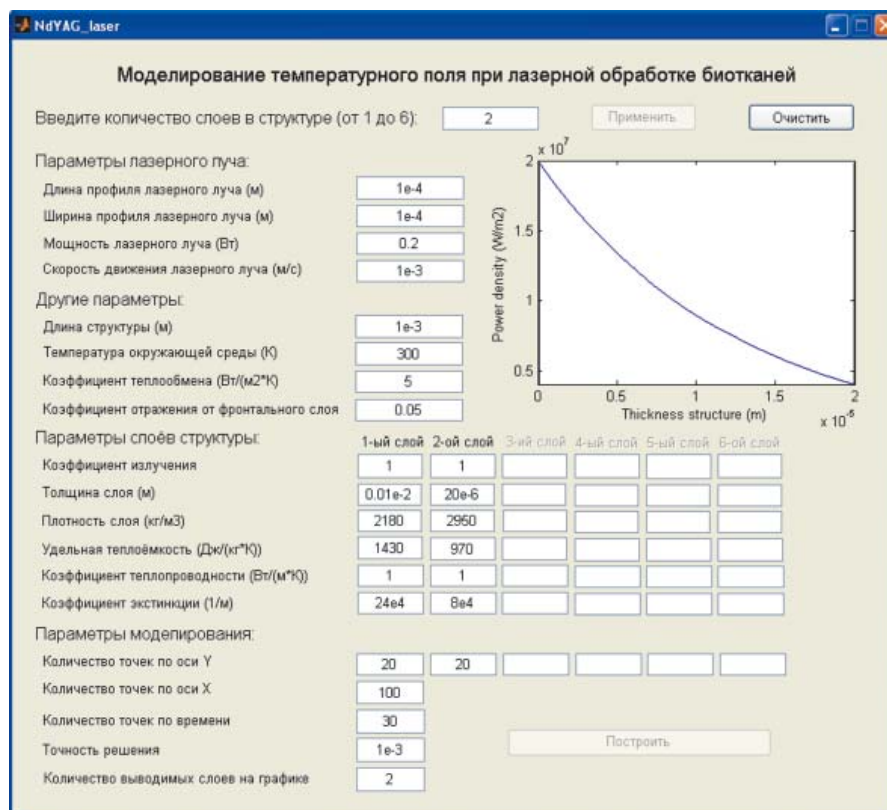


Рис. 3. Окно интерфейса программы для расчета распределения температуры в биологических структурах

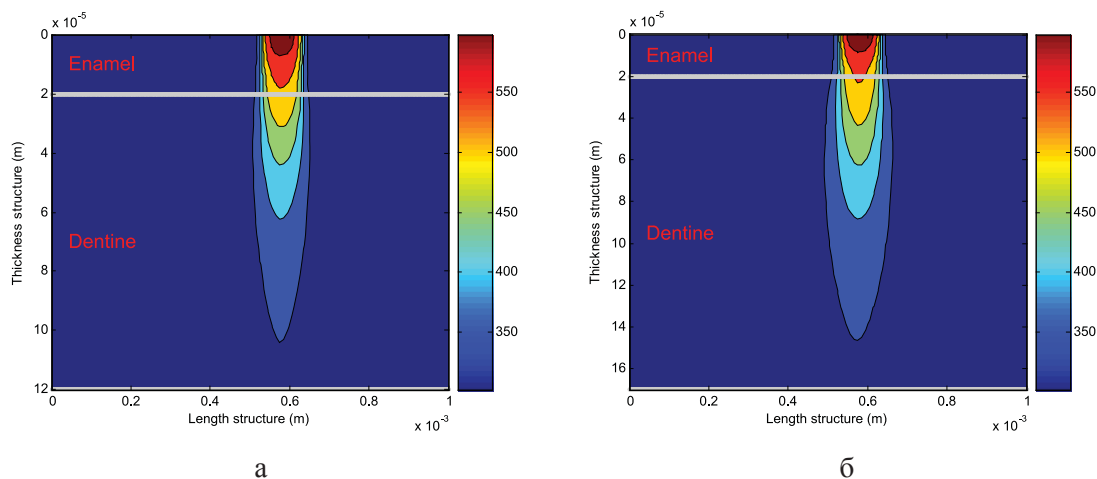


Рис. 4. Распределение температуры в структуре эмали дентин при обработке лазером с длиной волны $\lambda = 2,94$ мкм и $\lambda = 10,6$ мкм

Оптические и тепловые параметры дентина и эмали

	C , Дж/(кг·К)	k , Вт/(м·К)	ρ , кг/м³	Коэффициент отражения		Коэффициент экстинкции, см⁻¹	
				$\lambda = 2,94$ мкм	$\lambda = 10,6$ мкм	$\lambda = 2,94$ мкм	$\lambda = 10,6$ мкм
Эмаль	970	1	2950	0,05	0,49	800	800
Дентин	1430	1	2180	0,05	0,49	2400	540

Результаты моделирования совпадают с экспериментальными данными [5, 6] и показывают, что длина волны лазера существенно влияет на режим обработки биотканей, так для CO₂ лазера глубина теплового проникновения в 1,5 раза больше (рис. 4), чем для эрбиевого лазера, который зачастую еще называют холодным лазером.

Заключение

Разработанная модель, описывает процесс взаимодействия лазерного излучения с биологическими тканями и позволяет моделировать процессы лазерной обработки для различных типов лазера.

Разработанная модель на основе конечно-разностного метода и программное обеспечение на ее основе учитывает следующие особенности взаимодействия лазерного излучения с биотканями:

- сложную многослойную структуру биологических тканей;
- отражение лазерного излучения от поверхности;
- затухание лазерного луча в структуре;
- конвективную и излучательную составляющие при процессе охлаждения поверхности;
- зависимость оптических и тепловых свойств от типа ткани, входящего в структуру.

Программное обеспечение с разработанным интуитивно понятным интерфейсом позволяет проводить численные эксперименты и рассчитывать оптимальные режимы лазерной обработки биологических структур.

Работа выполнена при финансовой поддержке Министерства образования и науки Российской Федерации (Гос. соглашение № 14.А18.21.0126) в рамках ФЦП «Науч-

ные и научно-педагогические кадры инновационной России» на 2009–2013 годы.

Список литературы

1. Маликов С.П., Куликова И.В., Калашников Г.В. Моделирование процесса лазерного отжига структуры «кремний-стекловидный диэлектрик» // Известия ЮФУ. Технические науки. Тематический выпуск «Интеллектуальные САПР». – 2011. – № 7. – С. 182–188.
2. Плетнев С.Д. Лазеры в клинической медицине. – М.: Медицина, 1996.
3. Самарский А.А., Вабищевич П.Н. Вычислительная теплопередача. – М.: Едиториал УРСС, 2003. – 784 с.
4. John D.B. Featherstone, Peter Rechmann, Daniel Fried. IR laser ablation of dental enamel // SPIE. – 2000. – Vol. 3910. – P. 136–148.
5. Fried D., Shori R., Duhn C. Backspallation due to ablative recoil generated during Q-switched Er: YAG ablation of dental hard tissue // SPIE. – 1998. – Vol. 3248. – P. 78–84.

References

1. Malyukov S.P., Kulikov I.V., Kalashnikov G.V. Modelirovanie processa lazernogo otzhiga strukturi «kremniy-steklovidnyy dielektrik» (Simulation of laser annealing structures «silicon-dielectric vitreous») // News of SFU. Technical science. 2011. no.7. pp. 182–188.
2. Pletnev S.D. Lazeryv klinicheskoy medicine (Lasers in clinical medicine). M.: Medicine, 1996.
3. Samara A.A., Vabishchevich P.N. Vichislitel'nay teploperedacha (Computing heat transfer). M.: Editorial of URSS, 2003. 784 p.
4. John D.B. Featherstone, Peter Rechmann, Daniel Fried. IR laser ablation of dental enamel // SPIE. 2000. Vol. 3910, pp. 136–148.
5. Fried D., Shori R., Duhn C. Backspallation due to ablative recoil generated during Q-switched Er: YAG ablation of dental hard tissue // SPIE. 1998. Vol. 3248, pp. 78–84.

Рецензенты:

Рындин Е.А., д.т.н., профессор, ведущий научный сотрудник ЮНЦ РАН, г. Ростов-на-Дону;
Жорник А.И., д.ф.-м.н., профессор кафедры теоретической, общей физики и технологии ФГБОУ ВПО ТГПИ, г. Таганрог.

Работа поступила в редакцию 16.10.2012.