

УДК 681.7

М.М. ХОЛОДНИЦЬКА, С.Є. ТУЖАНСЬКИЙ, В.С. ЛЕПІЛОВ

АНАЛІЗ ТЕПЛОВИХ ЕФЕКТІВ ПРИ ЛАЗЕРНІЙ КОАГУЛЯЦІЇ ТКАНИН ОКА

Вінницький національний технічний університет
21021, вул. Хмельницьке шосе 95, м. Вінниця, Україна,
E-mail: mkholodnitska@mail.ua

Анотація. Розглянуто моделі взаємодії лазерного випромінювання із тканинами ока для отримання ефекту коагуляції на робочих довжинах хвиль сучасних лазерних офтальмокоагуляторів. Використання результатів моделювання дозволить оптимізувати параметри лазерного випромінювання в зоні ураженої ділянки ока та мінімізувати тепловий вплив на прилеглі до ураженої ділянки області.

Ключові слова: коагулятор, тканини ока, коагуляція, око, термічна дія, лазерне випромінювання, моделювання.

Аннотация. Рассмотрены модели взаимодействия лазерного излучения с тканями глаза для получения эффекта коагуляции на рабочих длинах волн современных лазерных офтальмокоагуляторов. Использование результатов моделирования позволит оптимизировать параметры лазерного излучения в зоне пораженного участка глаза и минимизировать тепловое воздействие на прилегающие к пораженному участку области.

Ключевые слова: коагулятор, ткани глаза, коагуляция, глаз, термическое воздействие, лазерное излучение, моделирование.

Abstract. The models of the interaction of laser eye tissue for coagulation effect on the working laser wavelengths modern oftalmokoahulyatoriv. Using the simulation results will optimize the parameters of laser radiation in the area affected area of the eye and to minimize thermal effects on surrounding areas the affected area.

Key words: coagulator, eye tissue, coagulation, eye, thermal action, laser radiation, modeling.

ВСТУП

Температура є головним параметром у всіх теплових взаємодіях лазерного випромінювання з біотканиною. Для передбачення термічної реакції тканини необхідно побудувати адекватну і ефективну модель розподілу температури всередині неї. Для опису поширення тепла в тканині важливими також є такі теплові характеристики тканини, як теплоємність і теплопровідність, крім того, чималу роль відіграє і щільність тканини [3].

При моделюванні процесу взаємодії високоінтенсивного лазера з біотканиною, сфокусованого на малій ділянці її поверхні особливе значення надається глибині, розмірам, швидкості та часу утворення випаровуємої лунки. Це дозволяє точно розрахувати потужність та тривалість імпульсів лазера, необхідні для досягнення конкретного біологічного ефекту (випаровування, коагуляція, розтин та ін.) з мінімальним значенням пошкодження навколишніх шарів біологічної тканини.

Вплив лазерного випромінювання на біологічний матеріал або реакція живої тканини на це випромінювання, обумовлено взаємодією фотонів і молекул або з'єднань молекул тканини. Атомарні і молекулярні процеси і наступні біологічні реакції виявлені ще не цілком. Відомі процеси можуть бути підрозділені на фотохімічну взаємодію, термічну взаємодію і нелінійні процеси.

У залежності від довжини хвилі, густоти енергії і часу впливу лазерного випромінювання ефект визначається в основному двома внутрішніми параметрами тканини: з одного боку, оптичними властивостями тканини, що опромінюється і, з іншого боку, її термічними властивостями [1].

1. МОДЕЛІ ВЗАЄМОДІЇ ЛАЗЕРНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ ІЗ ТКАНИНАМИ ОКА

Оптико-електронні медичні технології використовуються при аналізі багатьох об'єктів різної природи: фізичної, хімічної та біологічної. У застосуванні до біологічних систем ці технології представляють велику практичну цікавість для медицини. Проблема розвитку діагностичної апаратури з використанням оптико-електронних перетворювачів сьогодні є дуже актуальною.

Визначення тканинних оптичних характеристик є дійсно важливим завданням з обох сторін: лазерного лікування та діагностики, що базується на різниці в оптичних особливостях здорових та патологічних тканин. В таблиці 1 представлено основні оптичні і теплові характеристики ока.

Основними завданнями теплофізики при лазерному нагріві матеріалу є визначення динамічних характеристик температурного поля на поверхні і в глибині матеріалу з метою отримання інформації про таких найважливіших параметрах будь-якого технологічного процесу, як глибина прогрітого фронту, критичні щільності потоку лазерного випромінювання, швидкості нагрівання та охолодження поверхні, градієнт температури та ін. Для знаходження значення температури в будь-якій точці опромінюється матеріалу в будь-який момент часу необхідно знайти рішення $T(x,t)$ рівняння теплопровідності, яке в загальному випадку для напів-нескінченного тіла і нерухомого джерела тепла має вид [2,3]:

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho c T) = \text{div}(\chi \cdot \nabla T) + q_v, \quad (1)$$

де ρ , c , χ – теплофізичні коефіцієнти (щільність, теплоємність і теплопровідність), що є загальному випадку функціями температури, просторових координаті часу; q_v – щільність потужності об'ємного джерела тепла.

Таблиця 1.

Основні характеристики ока при товщині зразка склери ока 1 мм

Параметри	Значення	
	Довжина хвилі $\lambda = 532 \text{ нм}$	Довжина хвилі $\lambda = 810 \text{ нм}$
Відбиття R	0,4	0,5
Пропускання T	0,75	0,4
Поглинання, см^{-1}	3	2
Розсіювання, см^{-1}	60	40
Радіус плями лазерного випромін., мкм	25	120
Щільність, г/см^2	1	
Теплоємність, Дж/(кг·град)	3700	
Температуропровідність, $\text{см}^2/\text{с}$	0,01	
Теплопровідність, Вт/(м·град)	0,5	
Фотодинамічна реакція (коагуляція тканин ока), $^{\circ}\text{C}$	60 – 100	

На практиці найбільший інтерес представляють ізотропні системи, у яких властивості однакові в усіх напрямках, а теплофізичні коефіцієнти не залежить від температури. У цьому випадку рівняння (1) приймає вигляд [3,4]:

$$\frac{\partial T}{\partial t} = a \Delta T = \frac{q_v}{\rho c}, \quad (2)$$

де $a = \chi/\rho c$ – коефіцієнт температуропровідності, Δ – оператор Лапласа.

Для простоти аналізу при виборі граничних умов вважається, що температура обмежена при великих r і x так, що $T|_{x, r \rightarrow \infty} = 0$, а початкова температура у всіх точках тіла дорівнює нулю, тобто $T|_{t=0} = 0$. Для квазістаціонарного режиму ($q = q_0$) при $t < \tau$, рішення одновимірної задачі ($r_s \gg \sqrt{at}$) має вигляд:

$$T(x, t) = \frac{2Aq_0\sqrt{at}}{\chi} \text{ierfc}\left(\frac{x}{2\sqrt{at}}\right), \quad (3)$$

$$T(0, t) = \frac{2Aq_0\sqrt{at}}{\sqrt{\pi\chi}}, \quad (4)$$

де $\text{erfc}(u) = \frac{2}{\sqrt{\pi}} \int_u^{\infty} \exp(-\xi^2) d\xi$ та $\text{ierfc}(u) = \int_u^{\infty} \text{erfc}(\xi) d\xi = \frac{1}{\sqrt{\pi}} e^{-u^2} - u \cdot \text{erfc}(u)$ – додаткова функція інтегралу ймовірності і інтегралу від неї.

Для гострого фокусування лазерного випромінювання ($r_s \ll \sqrt{at}$) розв'язок приймає вид:

$$T(x, t) = \frac{2Aq_0\sqrt{at}}{\kappa} \left[\operatorname{ierfc} \left(\frac{x}{2\sqrt{at}} \right) - \operatorname{ierfc} \left(\frac{\sqrt{x^2+r_s^2}}{2\sqrt{at}} \right) \right]. \quad (5)$$

Для об'ємного поглинання ($\sqrt{at} \ll \delta$) справедливі формули [2]:

$$T(x, t) = \frac{Aq_0at}{\rho c} \exp(-ax), \quad (6)$$

$$T(0, t) = \frac{Aq_0at}{\rho c}. \quad (7)$$

Побудуємо в системі Mathcad графіки залежності температури від часу і глибини проникнення за формулою (6) для тканин ока, а саме для склери і для рогівки, так як на цих частинах ока часто проводиться процедура коагуляції.

Задача моделі визначити глибину проникнення і час експозиції, які потрібні для досягнення відповідної температури, при якій відбувається коагуляція сітківки і склери (55-60 град.). Основна ідея роботи полягає в тому, що потрібно зменшити час експозиції для мінімізації теплового ушкодження прилеглих ділянок.

Спочатку зробимо відповідні графіки для склери, що представлені на рис.1.

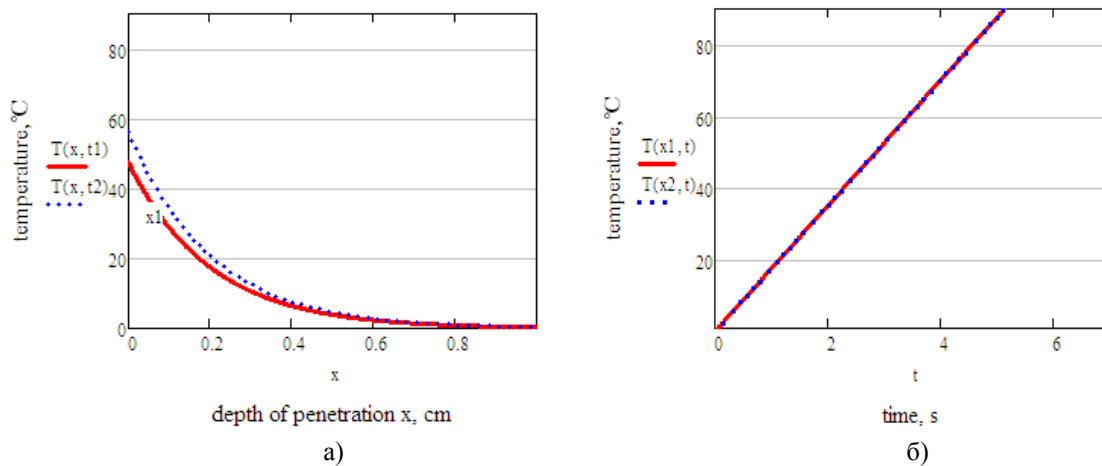


Рис. 1. Графіки залежності $T(x,t)$ для склери при $t_1 = 2,7$ с і $t_2 = 3.2$ с (а) і при $x_1 = 0.06$ см і $x_2 = 0.08$ (б)

Як можна почути з поданих графіків було обрано підходящий час і глибуну проникнення для настання процесу коагуляції.

Аналогічно побудуємо графіки залежності для сітківки, представлені на рис.2.

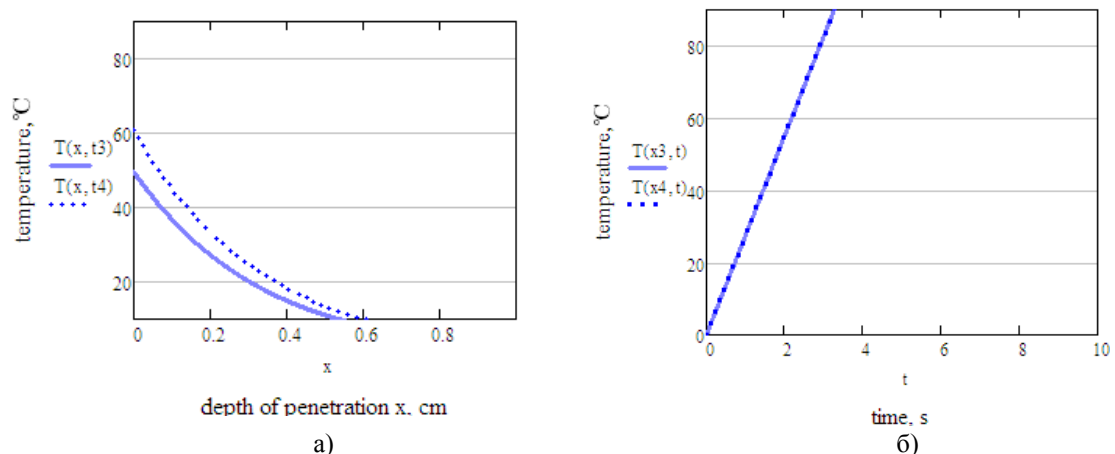


Рис. 2. Графіки залежності $T(x,t)$ для сітківки при $t_3 = 2,7$ с і $t_4 = 3.2$ с (а) і при $x_3 = 0.06$ см і $x_4 = 0.08$ (б)

Для гострого фокусування ($r_s \ll \sqrt{at}$) при досягненні мінімальної плями $r_s \approx \lambda$ (де λ – довжина хвилі випромінювання) легко отримати оціночну формулу,

$$P \approx \pi \frac{\kappa T \lambda}{A}, \quad (8)$$

яка дозволяє приблизно визначити необхідну потужність P лазера для досягнення на поверхні конкретної температури T , представлена на (рис.3).

Знання температурного поля в матеріалі при дії лазерного випромінювання дозволяє визначити критичні щільності потоку. Випромінювання, необхідні для досягнення в деякій точці поверхні або об'єму матеріалу заданої температури. Використовуючи рішення рівняння теплопровідності для одновимірної задачі нагріву напівнескінченного тіла, одержуємо співвідношення для розрахунку інтенсивності, необхідної для досягнення на поверхні температури плавлення T_m (рис.4):

$$q_c^{(1)} = \frac{\sqrt{\pi}}{2} \frac{T_m \kappa}{A \sqrt{a \tau_i}}, \quad (9)$$

де τ_i – тривалість лазерного імпульсу [2].

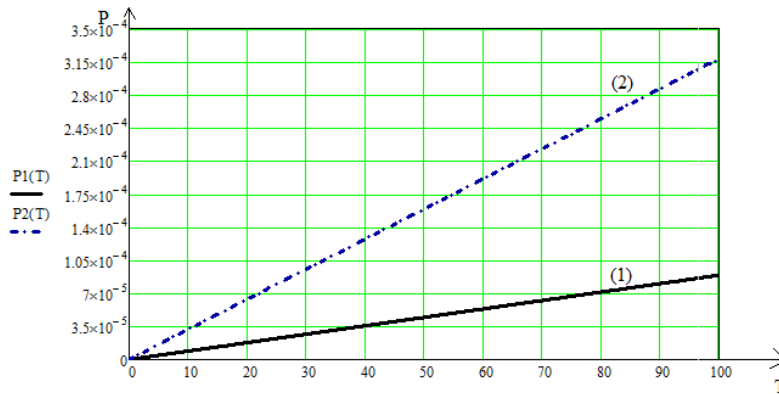


Рис. 3. Залежність температури T лазера від потужності P :

1 – при довжині хвилі $\lambda = 532$ нм, 2 – при довжині хвилі $\lambda = 810$ нм

Із (9) слідує, що критична щільність потоку $q_c^{(1)}$ збільшується зі збільшенням температури плавлення, його теплопровідність зменшується зі збільшенням тривалості імпульсу випромінювання.

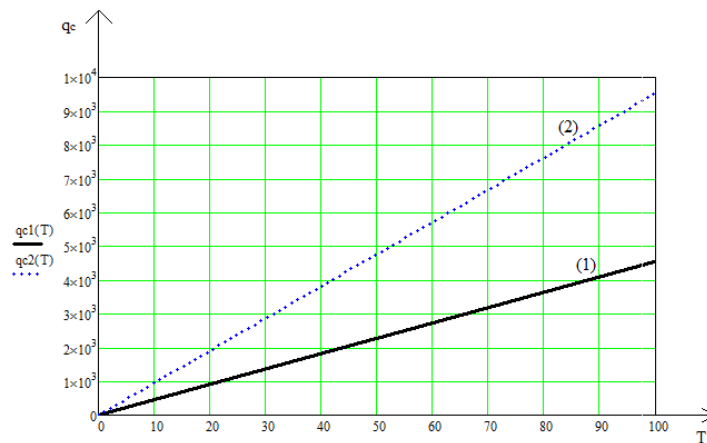


Рис. 4. Залежність температури T від інтенсивності q_c :

1 – при довжині хвилі $\lambda = 532$ нм, 2 – при довжині хвилі $\lambda = 810$ нм

ВИСНОВКИ

У даній роботі наведено схема моделювання теплової взаємодії лазерного випромінювання з тканинами ока для досягнення мінімального впливу на прилеглі тканини до ураженої області. Для передбачення термічної дії на тканини було побудовано модель розподілу температури всередині неї. Основним завданням моделі було визначити глибину проникнення і час експозиції, які потрібні для досягнення відповідної температури, при якій відбувається коагуляція сітківки і склери. Відповідно були змодельовані процеси з урахуванням зазначеної потужності лазера та здійснений розрахунок основних параметрів і характеристик офтальмокоагулятора для покращення діагностики і лікування. Використання

даних результатів дозволить оптимізувати параметри лазерного випромінювання в зоні ураженої ділянки ока, що дозволить вибирати конкретні значення параметрів офтальмокоагулятора для різних ефектів та тканин ока.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Моделювання процесу взаємодії лазерного випромінювання з біотканиною [Електронний ресурс] / Режим доступу до ресурсу: <http://opticstoday.com/katalog-statej/stati-na-ukrainskom/biomedichna-optika/modelyuvannya-procesu-vzayemodii-lazernogo-viprominyuvannya-z-biotkaninoyu.html>.
2. Менушенков А. П. Физический основы лазерной технологии / А. П. Менушенков, В. Н. Неволин, В. Н. Петровський. / Учебное пособие – М.: НИЯУ МИФИ, 2010. – 212 с.
3. Пушкарева А.Е. Методы математического моделирования в оптике биоткани / А.Е. Пушкарева/ Учебное пособие. СПб: СПбГУ ИТМО, 2008. – 103 с.
4. Тужанський С. Є. Математична модель процесу розповсюдження високоенергетичного лазерного випромінювання у біотканині / С. Є. Тужанський, Є. О. Терентьев // Оптикоелектронні інформаційні технології «Фотоніка–ОДС 2002»: II міжнар. наук.-техн. конф., 23–25 квітня 2002 р. : тези допов. — Вінниця, 2002. — С. 60.

REFERENCES

1. Modelyuvannya protsessa vzayemodiyi lazernoho vyprominyuvannya z biotkaninoyu [Elektronnyy resurs] / Rezhym dostupu do resursu: <http://opticstoday.com/katalog-statej/stati-na-ukrainskom/biomedichna-optika/modelyuvannya-procesu-vzayemodii-lazernogo-viprominyuvannya-z-biotkaninoyu.html>.
2. Menushenkov A. P. Fizychnyy osnovy lazernoyi tekhnolohiyi / A. P. Menushenkov, V. N. Nevolin, V. N. Petrovs'kyu. / Navchal'nyy posibnyk - Moskva: NIYAU MIFI, 2010. - 212 s.
3. Pushkar'ova A.YE. Metody matematychnoho modelyuvannya v optytsi byotkany / A.YE. Pushkar'ova / Navchal'nyy posibnyk. SPb: SPbHU ITMO, 2008. - 103 s.
4. Tuzhans'kiy S. YE. Matematychna model' protsessa rozpovsyudzhennya vysokoenerhetychnykh lazernoho vyprominyuvannya u biotkanini / S. YE. Tuzhans'kiy, YE. O. Terent'yev // Optoelektronni informatsiyi "Fotonika-ODS 2002»: II mizhnar. nauk.-tekhn. konf., 23-25 kvitnya 2002 r. : Tezy dopov. - Vinnytsya, 2002. - S. 60.

Надійшла до редакції 20.06.2017 р.

ХОЛОДНИЦЬКА МАРІЯ МИКОЛАЇВНА – магістрант кафедри лазерної та оптикоелектронної техніки, Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця, Україна.

ТУЖАНСЬКИЙ СТАНІСЛАВ ЄВГЕНОВИЧ – к.т.н., доцент, доцент кафедри лазерної та оптикоелектронної техніки, Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця, Україна.

ЛЕПЛОВ ВЛАДИСЛАВ СЕРГІЙОВИЧ – магістрант кафедри лазерної та оптикоелектронної техніки, Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця, Україна.