

ПРИЛАДИ І СИСТЕМИ БІОМЕДИЧНИХ ТЕХНОЛОГІЙ

УДК 681.2.082:615.849.19

МОДЕЛЮВАННЯ РОЗПОДІЛУ ТЕМПЕРАТУРНИХ ГРАДІЄНТІВ ПРИ ВЗАЄМОДІЇ ЛАЗЕРНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ З БІОЛОГІЧНОЮ ТКАНИНОЮ

Баталія Б. О., Терещенко М. Ф.

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Київ, Україна

E-mail: ggchameleon@gmail.com, agfarkpi@i.ua

Моделювання теплових градієнтів у біологічних тканинах, при взаємодії з лазерним випромінюванням допомагає зрозуміти, як теплові потоки розподіляються в організмі та відображають зони нагрівання. Основні аспекти моделювання включають в себе параметри лазерного джерела, такі як довжина хвилі та потужність, початкові температурні умови тканин, а також використання спеціальних чисельних методів, які допомагають оптимально вирішувати рівняння теплопровідності та візуалізувати отримані результати. Розподіл температури в тканинах грає важливу роль у визначенні ефективності та безпеки лазерного лікування. Це дозволяє підібрати ефективні параметри лазерного випромінювання та режими опромінення для досягнення бажаного результату без негативних наслідків для пацієнта. Однак важливо враховувати, що реальна поведінка тканин у відповідь на лазерне випромінювання може бути складнішою через фізіологічні особливості кожної людини. Тому всі моделі та розрахунки повинні враховувати цю особливість і різноманітність, а також норми безпеки. Лазерне лікування повинно проводитися під контролем кваліфікованих фахівців, зокрема лікарів, які мають відповідні знання і досвід у галузі медицини. Такий підхід допомагає забезпечити безпеку та ефективність лазерних процедур для пацієнтів. Моделювання розподілу теплових градієнтів тканин при взаємодії з лазерним випромінюванням грає важливу роль у розвитку сучасної медицини та наукових дослідженнях та забезпечує ефективність порівняно з отриманими експериментальними даними. Воно допомагає покращити розуміння теплових процесів у біологічних тканинах і забезпечити безпеку пацієнтів, що отримують лазерне лікування. В даній роботі проведено експерименти з впливу лазерного опромінення на біологічну тканину, а також моделювання змін температурних градієнтів при впливі лазерного опромінення на біологічну тканину, використовуючи різні моделі тепломасообміну, за допомогою програмного середовища Matlab. В результаті моделювання в даній роботі отримані картини змін градієнтів температур, які порівнюють з експериментально отриманими даними, а також проаналізовані похибки моделей Пеннеса та методів кінцевих елементів, кінцевих різниць.

Ключові слова: тепловий градієнт; лазерне випромінювання; моделювання процесу теплопередачі; теплові властивості біологічних тканин; теплопровідність; розподіл температури; моделі тепломасообміну Пеннеса; метод кінцевих елементів; метод кінцевих різниць; PDE Toolbox.

Вступ

Моделювання температурного градієнта лазерного випромінювання, що взаємодіє з біологічною тканиною (БТ), є важливою областю досліджень у біофізиці та практичній медицині [1, 2]. Ця тема має безліч застосувань та великий потенціал для покращення діагностики та лікування різних захворювань. У цій статті представлено результати моделювання тепломасообміну, теплового градієнту при впливі лазерного випромінювання на біологічну тканину. Розуміння розподілу значень температурного градієнта та особливостей взаємодії між лазерним випромінюванням та біологічною тканиною допомагає оптимізувати вихідні параметри лазерної терапії та хірургії для досягнення найкращих результатів лікування [1]. Моделювання змін температурних градіє-

нтів використовується для розробки нових методів діагностики. Зміна температури тканин може свідчити про наявність патологічних процесів або інших функціональних станів. Оцінка температурного впливу лазерного опромінення на живі тканини виявляє та попереджує потенційні ризики для здоров'я пацієнтів, дозволяє більш досконало розробити протоколи безпеки лазерних процедур та підвищити ефективність лікування та мінімізації побічних ефектів. Це дає можливість розробити нові технології - нові типи лазерів та оптичних систем.

Для вивчення цієї проблеми та порівняння результатів моделювання з експериментальними даними використовуються чисельні методи, включаючи методи кінцевих елементів, кінцевих різниць та моделювання методами Пеннеса та Монте-Карло.

Для вимірювання значень температурних градієнтів у процесі взаємодії лазерного випромінювання з біологічною тканиною використовуються високоточні дискретні тепловізори з високою роздільною здатністю [2, 3].

Метою дослідження є моделювання та аналіз розподілу значень температурного градієнту, що фіксується під час взаємодії лазерного випромінювання з біологічною тканиною. Основні завдання в роботі:

- провести об'ємне моделювання, порівняти відомі математичні моделі для чисельного моделювання впливу лазера на біологічну тканину та визначити розподіл значень температурного градієнту за різних потужностей опромінення;
- порівняти результати моделювання з отриманими експериментальними даними;
- оцінити точність та достовірність моделей Пеннеса та методів кінцевих елементів і кінцевих різниць.

Визначення температурного градієнту

Температурний градієнт визначається як зміна значень температури ($^{\circ}\text{C}$) у просторі на одиницю відстані (м):

$$\nabla(T) = m = n_0 \frac{dT}{dn}, \quad (1)$$

де n – нормаль; n_0 – одиничний вектор.

У контексті біологічних досліджень температурний градієнт показує, наскільки швидко змінюється значення температура в біологічній системі чи тканині залежно від її розташування. Важливість змін температурних градієнтів у біологічних дослідженнях дає можливість оцінити біологічні процеси та реакції в організмі. Більшість біологічних систем оптимально функціонують за певної температури. Визначення та контроль температурних градієнтів важливі для вивчення впливу температури на живі організми та їх функціональні реакції [4].

Проведені раніше дослідження у цій галузі охоплюють широкий спектр тем, пов'язаних з температурним градієнтом та його впливом на біологічні системи. До найважливіших напрямів досліджень відноситься: гіпертермія при лікуванні онкологічних пухлин, запалень та інфекцій з використанням методів термографії [5].

Моделювання взаємодії

Математичні моделі взаємодії лазерного випромінювання з тканиною можуть бути різними залежно від обраного підходу та рівнів складності. Однак основними компонентами будь-якої моделі будуть врахування тепломасообміну – переносу тепла та абсорбції світла тканиною. Так рівняння переносу тепла можна записати в наступному вигляді [6]:

$$\rho c \frac{dT}{dt} = \nabla(k\nabla T) + Q, \quad (2)$$

де T – температура в тканині; ρ – густина тканини; c – теплоємність тканини; k – коефіцієнт теплопровідності; Q – джерела тепла, включаючи абсорбцію лазерного випромінювання.

Тоді для визначення, яка частина лазерного випромінювання абсорбується тканиною, можна використати вираз інтенсивності випромінювання за законом Бугера [7]:

$$I(z) = I_0 e^{-\alpha(\lambda)z}, \quad (3)$$

де $I(z)$ – інтенсивність світла після проходження відстані z в тканині; I_0 – початкова інтенсивність світла; $\alpha(\lambda)$ – коефіцієнт абсорбції, який залежить від довжини хвилі λ .

Основні граничні умови для рівняння переносу тепла (1) визначають тепловий обмін між тканиною і навколишнім середовищем. Це початкові умови, що вказують на розподіл температури в тканині в початковий момент часу та фізичні властивості тканини [8].

Для достовірного використання математичної моделі (1) потрібно знати фізичні властивості тканини, такі як густина, теплоємність та реальний коефіцієнт теплопровідності. Також важливо врахувати властивості абсорбції світла для конкретної біологічної тканини.

Така модель може бути розвинутою далі для включення більшої кількості фізичних процесів, таких як конвекція, теплове випромінювання та фізіологічні відповіді організму на температурні зміни [9, 10].

Методи чисельного моделювання взаємодії лазерного випромінювання з біологічною тканиною включають різні підходи для аналізу теплового процесу та передачі тепла в тканині. Один із найбільш відомих методів – це метод Пеннеса (Pennes' Bioheat Equation), а також інші подібні підходи [11].

Вибір моделі

При виборі моделі для дослідження впливу лазерного випромінювання на біологічну тканину важливими є наступні критерії:

- спеціалізація для моделювання теплопередачі в біологічних тканинах,
- достатня точність,
- можливість перенести модель до площинного виду,
- відносно невелика складність розрахунків.

В результаті аналізу та досліджень обрано методи Пеннеса та кінцевих різниць.

Метод Пеннеса за відносно невеликої складності; можливості врахувати тепловий вплив на клітини, тканини, органи та організми; застосування в практичній медицині для розрахунку, проектування гіпертермічних процедур має обмежене застосування до біологічних систем і тканин, значні та складні граничні умови і обмеження у властивостях тканин [12].

Метод кінцевих різниць (FDM) легко використовувати для рівнянь в частинних похідних; добре

підходить для рівнянь на координатній сітці; при цьому характеризується обмеженою точністю за граничних умов, потребує застосування сітки з дрібною коміркою для отримання точних результатів.

Метод Пеннеса є одним із найпоширеніших підходів до початкового чисельного моделювання теплових процесів у біологічних тканинах, що піддається реальному лазерному впливу. Основна ідея методу полягає в тому, що тепло в тканині генерується за рахунок поглинання лазерного випромінювання та теплопровідності тканини.

Рівняння основного теплового балансу набуває виду [13]:

$$\rho c \frac{dT}{dt} = \nabla(k\nabla T) + Q_m - w_b c_b (T - T_a), \quad (4)$$

де Q_m – джерела тепла від лазерного випромінювання; ∇ – оператор Градієнта, що представляє градієнт температури, тобто зміну температури в просторі; w_b – кровопотік; c_b – теплоємність крові; T_a – температура артеріальної крові.

Метод кінцевих різниць (Finite Difference Method, FDM) базується на заміні похідних різнице-вими схемами. Цей метод дозволяє дискретизувати простір і час, і розв'язувати рівняння переносу тепла на координатній сітці. FDM також може бути використаний для більш точного моделювання теплового процесу в біологічних тканинах [14].

Експериментальні дані

Моделювання виконувалось з використанням лазерного випромінювання з довжиною хвиль λ : (1060, 940, 810) нм та потужністю 3 Вт. Проводився вплив лазерним опроміненням протягом 10 секунд на біологічному зразку курячої м'язової тканини (грудки) [15] для симуляції біологічної тканини, подібної для м'язової людської структури. Експериментальна установка зображена на рис. 1.



Рис. 1. Експериментальна установка 1 – лазер хірургічний діодний Lika-surgeon, 2 – пірметр, 3 – затискач, 4 – біологічний зразок

Для проведення вимірювань температури спочатку використовувався пірметр Venetech GM320 з метрологічними характеристиками:

- діапазон вимірюваних температур: (-50...400) °C або (-58...752) °F;
- точність виміру: 1,5 °C; роздільна здатність вимірювання: 0,1 °C / 0,1 °F;
- довжина хвилі: (5...14) нм; оптична чутливість: 12:1.

Результати його використання описані у роботі [16].

Для отримання більш точних результатів використовувався тепловізор uni-t uti165K [17] з наступними характеристиками: час відгуку 0.5 с; діапазон вимірювань температури від 30 °C до 45 °C; мінімальна відстань виміру 15 см; автовимикання дисплея, акумулятор, матриця 160x120 пікс.

Отримані температурні дані відображені на рис. 2 – рис. 4.

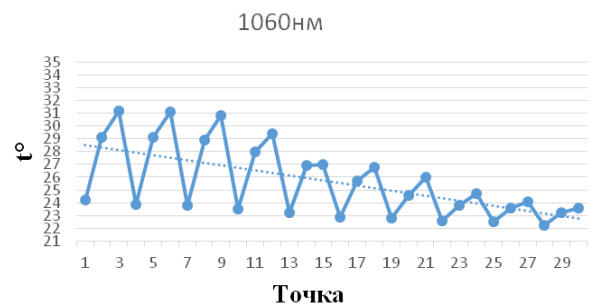


Рис. 2. Значення температури для довжини хвилі 1060 нм

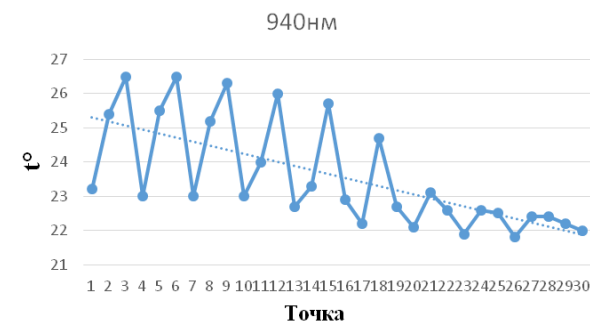


Рис. 3. Значення температури для довжини хвилі 940 нм

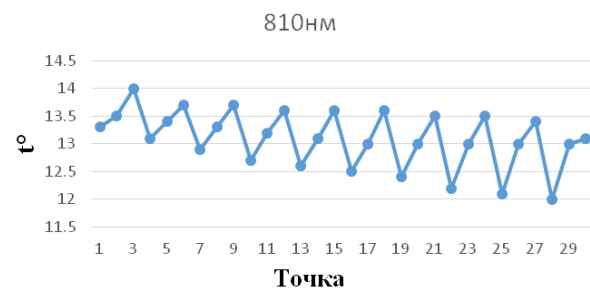


Рис. 4. Значення температури для довжини хвилі 810 нм

Моделювання та порівняння

Для моделювання теплового градієнту при впливі лазера на біологічну тканину використовувався пакет прикладних програм MATLAB. Перша симуляція базується на рівнянні біотепла Пеннеса.

Для розрахунку підвищення температури в тканині при 10-секундному лазерному впливі з радіусом лазерної плями 0,5 мм ми можемо використати рівняння тепломасопереносу біотепла Пеннеса у наступному вигляді:

$$q_{met} = \omega \cdot b \cdot (T_{bf} - T_t) + Q_{laser}, \quad (5)$$

де q_{met} – швидкість метаболічного теплоутворення; ω – швидкість перфузії крові; b – питома теплоємність крові; T_{bf} – температура артеріальної крові; T_t – температура тканини; Q_{laser} – швидкість лазерного теплоутворення.

Припускаючи циліндричну симетрію, ми можемо розв'язати рівняння біотепла Пеннеса за допомогою наступного рівняння

$$\Delta T = \left(\frac{Q}{4\pi k r} \right) \cdot \left[\operatorname{erf} \left(\frac{r}{2\sqrt{kt}} \right) \right] -$$

$$- \operatorname{erf} \left(r \frac{r}{(2\sqrt{k(t+\Delta t)})} \right), \quad (6)$$

де ΔT – градієнт зміни (підвищення) температури, r – відстань від центру лазерної плями, t – початковий час і Δt – час експозиції.

Визначимо теплову енергію, яка передається біологічній тканині, використовуючи наступне рівняння [13]:

$$Q = \frac{(\pi \cdot r^2 \cdot P \cdot \alpha)}{(1 - \exp(-\alpha \cdot d))}, \quad (7)$$

де P – потужність лазера, d – товщина тканини.

Отримані результати

Реалізуємо ці розрахунки та побудуємо тепловий градієнт в середовищі Matlab (рис. 5).

Аналогічно застосуємо модель тепломасопереносу (рис. 6). Основними чисельними методами, що застосовуються у кодї, є метод кінцевих різниць (FDM) та метод явного інтегрування [18].

Значення температури в центрі дії лазера на біологічну тканину через 10 секунд впливу лазером наведені у табл. 1.

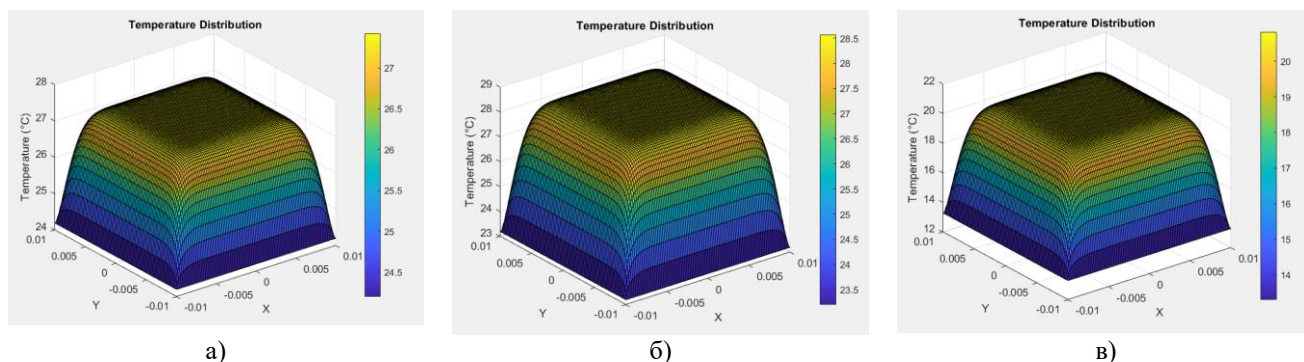


Рис. 5. Тепловий розподіл для довжини хвилі: а) 1060 нм; б) 940 нм; в) 810 нм; де, за віссю Y – температура тканини, °C; по площині X/Z площинна сітка з кроком в 0,005 см. За методом Пеннеса

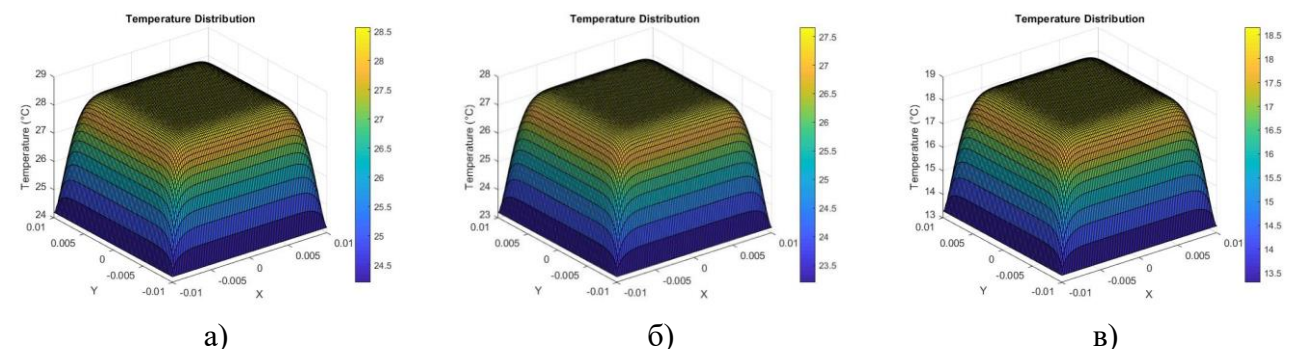


Рис. 6. Тепловий розподіл для довжини хвилі: а) 1060 нм; б) 940 нм; в) 810 нм; де, за віссю Y – температура тканини, °C; по площині X/Z площинна сітка з кроком в 0,005 см. За методом кінцевих різниць

Порівняння результатів з експериментальними даними

Отримано дані з використанням двох моделей тепломасопереносу. Для оцінки точності результа-

тів визначимо відносну похибку між експериментально отриманими даними та даними, отриманими за моделлю Пеннеса:

$$\varepsilon = \left| 1 - \frac{t_{\text{виміряне}}}{t_{\text{змодельоване}}} \right| \cdot 100\%. \quad (8)$$

Для оцінки другої моделі (FDM) визначимо відносну похибку за рівнянням (8).

Результати розрахунків наведено у табл. 2.

В результаті обчислень встановлено, що має місце похибка між розрахованими значеннями та

значеннями, отриманими в результаті дослідів, причому для кожної довжини хвилі похибка різна, різниця в моделях для різних довжин хвиль може пояснюватися початковими граничними умовами, різницею у впливі випромінювань на біологічну тканину, і як наслідок одні і ті ж параметри мають різну вагу для розрахунку при використанні різних довжин хвиль.

Таблиця 1. Температура в центрі дії лазера на біологічну тканину, °C

| Метод | Довжина хвилі, нм | | |
|------------------|-------------------|---------|---------|
| | 1060 | 940 | 810 |
| Пеннеса | 27.4221 | 28.5701 | 20.8182 |
| Кінцевих різниць | 28.5717 | 27.6623 | 18.6597 |

Таблиця 2. Відносна похибка, %

| Метод | Довжина хвилі, нм | | |
|------------------|-------------------|--------|-------|
| | 1060 | 940 | 810 |
| Пеннеса | 13,7768 | 7,2456 | 32,75 |
| Кінцевих різниць | 10,85 | 4,202 | 24,97 |

Може бути кілька причин, чому результати реальних експериментів відрізняються від прогнозів, заснованих на рівнянні біологічного тепла Пеннеса. Ось кілька можливих варіантів:

Рівняння біотепла Пеннеса передбачає, що тканина є однорідною та ізотропною, а потік крові є постійним і однорідним по всій тканині. Однак у реальних біологічних тканинах розподіл кровоносних судин і швидкість їх кровотоку можуть бути досить складними, що призводить до варіацій температури, які не враховуються моделлю. В нашому випадку використовувалась куряча м'язова тканина без кровотоку, тому це мало значний вплив на отримані результати.

Властивості тканини: Значення властивостей тканин, таких як щільність/густина, питома теплоємність і теплопровідність, можуть відрізнятися у різних видів, тканин і навіть у різних ділянках однієї тканини.

Параметри лазерного випромінювання: Навіть невеликі зміни значень потужності лазера, часу експозиції або розміру плями можуть мати значний вплив на результуючу температуру.

Експериментальні умови: Можуть бути й інші фактори, які можуть впливати на температуру у експериментах, наприклад, умови навколишнього середовища, наявність інших матеріалів або взаємодія між лазером і поверхнею тканини. Ці фактори можуть бути не враховані в рівнянні біотепла Пеннеса.

При застосуванні обох моделей найменша похибка спостерігається при використанні лазерного випромінювання з довжиною хвилі 940 нм, а найбільша – за довжини хвилі 810 нм.

Для всіх досліджуваних значень довжини хвилі чисельний метод FDM виявився більш точним.

Висновки

Проведено дослідження із застосуванням математичних моделей тепломасопереносу, які ґрунтуються на рівнянні Пеннеса та на методі кінцевих різниць, що дозволило зробити наступні висновки:

- 1) в результаті порівнянь значень теплового градієнту отриманих експериментально та змодельованих присутня похибка, в межах 4,202 - 32,75%;
- 2) похибка відрізняється для різних довжин хвиль;
- 3) за результатами моделювання чисельний метод FDM демонструє кращу точність

Відмінності в точності та похибки можуть бути викликані складною взаємодією безлічі факторів, і для повного розуміння причин відмінностей між довжинами хвиль потрібні більш глибокий аналіз та експериментальні дослідження. Отримані дані допоможуть в оптимізації режимів роботи лазерохірургічного комплексу.

Література

- [1] A. Schindl, M. Schindl, H. Pernerstorfer-Schön, and L. Schindl, "Low intensity laser therapy in wound healing – a review with special respect to diabetic angiopathies", *Eur. Surgery*, vol. 33, is. 3, pp. 132–137, трав. 2001. DOI: 10.1007/bf02949466
- [2] F. Partovi et al., "A model for thermal ablation of biological tissue using laser radiation", *Lasers Surg. Med.*, vol. 7, is. 2, pp. 141–154, 1987. DOI: 10.1002/lsm.1900070202
- [3] M. G. Arend, T. Schäfer, "Statistical power in two-level models: A tutorial based on Monte Carlo simulation", *Psychological Methods*, 2019. vol. 24, no. 1, pp. 1–19, 2019. DOI: 10.1037/met0000195

- [4] Y. Wang, X. Lu, L. Hu, and D. Liu, "Bio-Thermal Response and Thermal Damage in Biological Tissues with Non-Equilibrium Effect and Temperature-Dependent Properties Induced by Pulse-Laser Irradiation", *SSRN Electron. J.*, 2022. DOI: 10.2139/ssrn.4140996
- [5] K. H. Hutting et al. "Infrared thermography for monitoring severity and treatment of diabetic foot infections", in *Vascular Biology*, vol. 2, no. 1. pp. 1–10, 2020. DOI: 10.1530/vb-20-0003
- [6] G. Tymchik, M. Tereshchenko, O. Lyashenko, O. Gnateyko, "Research of the influence of laser radiation on temperature processes in biological tissues", *Bull. Kyiv Polytech. Inst. Ser. Instrum. Mak.* is. 49(1), pp. 153-158, 2015. DOI: 10.20535/1970.49(1).2015.47092
- [7] Absorption spectra - the Beer-Lambert Law. chemguide: helping you to understand Chemistry. [Online]. Available: <https://www.chemguide.co.uk/analysis/uvvisible/beerlambert.html>
- [8] T. I. Kozlovska; P. F. Kolisnik; S. M. Zlepko; N. V. Titova; V. S. Pavlov; W. Wójcik; Zb. Omiotek; M. Kozhambardiyeva; A. Zhanpeisova; *Proc. SPIE 10445, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments 2017*, 104453G (7 August 2017); DOI: 10.1117/12.2280928
- [9] S. Matvienko, V. Shevchenko, M. Tereshchenko, A. Kravchenko, R. Ivanenko, "Determination of composition based on thermal conductivity by thermistor direct heating method", *Eastern-European Journal of Enterprise Technologies*, 1(5(103)), pp. 19–29, 2020. DOI: 10.15587/1729-4061.2020.193429.
- [10] G. Tymchik, M. Tereshchenko, M. Pechena, "Monitoring of temperature changes during laser therapy", *Bull. Kyiv Polytech. Inst. Ser. Instrum. Mak.*, is. 47(1), pp.156-162, 2014. DOI: 10.20535/1970.47(1).2014.35783
- [11] M. Jasiński, E. Majchrzak, and L. Turchan, "Numerical analysis of the interactions between laser and soft tissues using generalized dual-phase lag equation", *Appl. Math. Modelling*, vol. 40, is. 2, pp. 750–762, січ. 2016. DOI:10.1016/j.apm.2015.10.025
- [12] H. Bansu, S. Kumar, "Meshless Method for Numerical Solution of Fractional Pennes Bioheat Equation", in *17th International Conference on Biomedical Engineering. ICBME 2019*. C. T. Lim, H. L. Leo, R. Yeow, Eds. IFMBE Proceedings, vol 79, pp. 11-20, 2021. Springer, Cham. DOI: 10.1007/978-3-030-62045-5_2
- [13] T.-C. Shih, P. Yuan, W.-L. Lin, and H.-S. Kou, "Analytical analysis of the Pennes bioheat transfer equation with sinusoidal heat flux condition on skin surface", *Med. Eng. & Phys.*, vol. 29, is. 9, pp. 946–953, 2007. DOI: 10.1016/j.medengphy.2006.10.008
- [14] R. Bahadori, H. Gutierrez, S. Manikonda, and R. Meinke, "A mesh-free Monte-Carlo method for simulation of three-dimensional transient heat conduction in a composite layered material with temperature dependent thermal properties", *Int. J. Heat Mass Transfer*, vol. 119, pp. 533–541, April 2018. DOI: 10.1016/j.ijheatmasstransfer.2017.11.140
- [15] Б. О. Баталія та М. Ф. Терещенко, "Методика підготовки біологічного зразка для оптичного дослідження", у *Сучасні технології біомед. інженерії*, Одеса, 2023, с. 113-116.
- [16] Б. О. Баталія та М. Ф. Терещенко, "Пірометричне вимірювання температурного градієнту при дії лазерного випромінювання на біологічну тканину", на *XXII Міжнар. наук.-тех. конф. ПРИЛАДОБУДУВАННЯ: стан і перспективи*, Київ, 2023, с. 178-180.
- [17] G. Tymchik et al., "Investigation thermal conductivity of biological materials by direct heating thermistor method", in *Proc. IEEE 38th Int. Conf. Electronics and Nanotechnology (ELNANO)*, Kyiv, 2018, pp. 429-434. DOI: 10.1109/ELNANO.2018.8477460
- [18] W. Liu et al., "An explicit integration method with third-order accuracy for linear and nonlinear dynamic systems", *Engineering Structures*, vol. 274, 115013, 2023. DOI: 10.1016/j.engstruct.2022.115013

UDC 681.2.082:615.849.19

B. O. Bataliya, M. F. Tereshchenko**MODELING OF TEMPERATURE GRADIENTS DURING THE INTERACTION OF LASER RADIATION WITH BIOLOGICAL TISSUE***National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute", Kyiv Ukraine*

Modeling thermal gradients in biological tissues, when interacting with laser radiation, helps to understand how heat flows are distributed in the body and reflect heating zones. The main aspects of the simulation include the parameters of the laser source, such as the wavelength and power, the initial temperature conditions of the tissues, as well as the use of special numerical methods that help to optimally solve the heat conduction equations and visualize the obtained results. Temperature distribution in tissues plays an important role in determining the effectiveness and safety of laser treatment. This allows you to choose effective parameters of laser radiation and irradiation modes to achieve the desired

result without negative consequences for the patient. However, it is important to consider that the actual behavior of tissues in response to laser radiation may be more complex due to the physiological characteristics of each person. Therefore, all models and calculations must take into account this feature and diversity and take into account safety regulations. Laser treatment should be carried out under the supervision of qualified specialists, in particular doctors who have relevant knowledge and experience in the field of medicine. This approach helps ensure the safety and effectiveness of laser procedures for patients. Modeling the distribution of tissue thermal gradients when interacting with laser radiation plays an important role in the development of modern medicine and scientific research and provides efficiency compared to the obtained experimental data. It helps to improve the understanding of thermal processes in biological tissues and to ensure the safety of patients receiving laser treatment. In this work, experiments were conducted on the effect of laser irradiation on biological tissue, as well as modeling of changes in temperature gradients during the effect of laser irradiation on biological tissue, using various models of heat and mass transfer, using the Matlab software environment. As a result of the modeling in this work, the patterns of changes in temperature gradients were obtained, which were compared with the experimentally obtained data, the errors of Pennes models and finite element methods, finite differences were analyzed, and conclusions were drawn.

Keywords: thermal gradient; laser simulation; modeling of the heat transfer process; thermal power of biological tissues; thermal conductivity; temperature distribution; PDE Toolbox.

*Надійшла до редакції
19 жовтня 2023 року*

*Рецензовано
31 жовтня 2023 року*



© 2023 Copyright for this paper by its authors.
Use permitted under Creative Commons License Attribution 4.0 International (CC BY 4.0).