

DOI: 10.20535/1970.67(1).2024.306876

УДК 615.849.19

МОДЕЛЮВАННЯ ВПЛИВУ ЛАЗЕРНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ НА ЗМІНУ  
ТЕМПЕРАТУР У БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИНАХ

Пащенко Г. А., Терещенко М. Ф.

Національний технічний університет України

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

E-mail: [hlebpash@gmail.com](mailto:hlebpash@gmail.com), [agfarkpi@i.ua](mailto:agfarkpi@i.ua)

Моделювання впливу лазерного випромінювання на біологічні тканини грає ключову роль, з огляду на дослідження та розвиток лазерних технологій в біології та медицині, надає можливість визначити, як лазерне випромінювання (ЛВ) взаємодіє з різними типами тканин та органів, а також визначити оптимальні параметри ЛВ для досягнення потрібного результату. Моделі можуть враховувати різні фізичні процеси, що відбуваються під час опромінення: поглинання енергії, розповсюдження тепла, зміни в структурі та функціях тканин, та прогнозувати реакцію біологічних тканин на різні режими лазерного впливу, зокрема інтенсивність, довжину хвилі, час опромінення. У медицині моделювання використовують для визначення оптимальних параметрів лазерного впливу для конкретних захворювань або процедур. Наприклад, моделювання надає можливість визначити оптимальну дозу опромінення під час проведення лазерної терапії або хірургічних втручань, дозволяє оцінити можливі ризики, пов'язані зі впливом ЛВ, наприклад, перегрівання тканин або прояви побічних ефектів. Це поліпшує розробку безпечних та ефективних методів застосування ЛВ. Крім того, оптимізація параметрів лазерного випромінювання актуальна для мінімізації ризику ураження навколишніх тканин. Моделювання впливу ЛВ може бути використане для розробки нових лазерних технологій та пристроїв, що спрямовані на покращення результатів застосування ЛВ у медицині. Отже, моделювання впливу лазерного випромінювання на зміну температури в біологічних тканинах відіграє важливу роль у покращенні розуміння процесів у біологічній тканині та сприятиме розвитку нових методів та технологій, а також оптимізації застосування ЛВ для досягнення ефективних результатів лікування та безпеки пацієнтів.

**Ключові слова:** лазерне випромінювання, тепломасообмін; теплопровідність; біологічна тканина; моделі змін температурного градієнту в біологічній тканині.

**Вступ**

В сучасному світі лазерне випромінювання (ЛВ) широко використовується в медицині для різноманітних процедур: від діагностики та лікування захворювань до хірургічних втручань [1, 2]. Проте, разом з потужними можливостями застосування ЛВ в хірургії для зупинення кровотечі коагуляцією, видалення пухлин за допомогою ЛВ, а також в офтальмології для лікування захворювань очей, виникають і питання щодо безпеки його застосування, особливо, коли йдеться про вплив на біологічні тканини (БТ) [3]. Моделювання реакції БТ і параметрів ЛВ цього впливу є важливою складовою для розуміння та прогнозування наслідків взаємодії ЛВ з живими організмами [4].

ЛВ має низку основних параметрів, серед яких потужність, довжина хвилі, а також частота лазерного випромінювання.

Зміна інтенсивності випромінювання  $I(z)$  в глибині  $z$  БТ розраховується за законом Бугера [5, 1]:

$$I(z) = I_0 e^{-a(\lambda)z}, \quad (1)$$

де  $I_0$  – початкова інтенсивність світла на поверхні тканини;  $I(z)$  – інтенсивність світла після проходження відстані  $z$  в глибину біологічної тканини;

$\alpha(\lambda)$  – коефіцієнт абсорбції, що залежить від довжини хвилі  $\lambda$  випромінювання.

У цьому напрямку велике значення має розуміння механізмів біотепломасообміну, а також оцінка ступеня деструкції тканин під впливом лазерного випромінювання [5].

Оцінка процесу тепломасообміну є важливим критерієм в дослідженнях фізіології та медицині [6]. Аналізуючи цей процес, виникає можливість краще зрозуміти терморегуляцію організму, його взаємодію з навколишнім середовищем та процес розвитку патологічних станів. Для оцінки теплообміну слід враховувати вимірні значення теплового випромінювання, а також аналіз процесів теплообміну через шкіру чи всередині судини. Отже, для оцінки тепломасообміну досить часто використовують функціональне рівняння залежності параметрів [7]:

$$\rho_t c_t \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla(k \nabla T) - \rho_b c_b \omega_b (T - T_a) + q_m, \quad (2)$$

де  $T$  – температура тканини,  $t$  – час,  $\rho_t$  – щільність тканини,  $c_t$  – питома теплоємність тканини,  $k$  – теплопровідність тканини,  $\rho_b$  – густина крові,  $c_b$  – питома теплоємність крові,  $\omega_b$  – швидкість

перфузії крові,  $T_a$  – температура тіла,  $q_m$  – об'єм-на метаболічна швидкість теплоутворення.

Для більш поглибленого опису змін параметрів тепломасообміну використовуються математичні моделі та методи, що враховують ті чи інші параметри та початкові умови взаємодії. Серед яких важливе місце належить моделям Пеннеса, Каттанео-Вернота, частково Монте-Карло, інтегралу Арреніуса, а також моделі двофазного запізнення (МДЗ).

Модель (рівняння) Пеннеса полягає в тому, що теплообміном між кров'ю і тканиною нехтують, та використовується для опису процесів теплообміну в неоднорідних (пористих) середовищах з урахуванням відомої термічної інерції рідини [8, 9]. Дана модель ґрунтується на рівнянні теплопровідності з додатковим членом, що враховує теплообмін між рідиною і твердим тілом, а також, при звуженому інтервалі початкових умов має задовільні результати.

Модель Каттанео-Вернота є узагальненням моделі Пеннеса, з розширеними початковими умовами та врахуванням процесів релаксації в біологічних тканинах [10]. Особливість даної моделі полягає в тому, що вона враховує нелокальні ефекти в теплообміні, а також використовує модифіковане рівняння теплопровідності різнорідних середовищ [11].

Модель Монте-Карло використовується для статистичного моделювання тепло масообміну. Модель ґрунтується на методі генерування випадкових траєкторій частинок для опису їхнього руху в системі, а також враховує складну геометрію системи і неоднорідність середовища [12].

Рівняння інтегралу Арреніуса основане на тому, що при моделюванні загально враховуються характеристики БТ (наприклад, швидкість метаболізму) і використовується для опису температурної залежності швидкісних хімічних реакцій біологічних середовищ. Ці закономірності надають можливість розрахувати константу швидкості реакції як функцію температури, а також використовуються в інтегральних моделях тепломасообміну, які описують швидкоплинні хімічні реакції, що відбуваються всередині системи, без врахування взаємодії з навколишнім середовищем [13].

Модель двофазного запізнення базується на тому, що у випадку зміни температурного градієнту та теплового потоку виникає часова затримка, тобто модель використовується для опису тепломасообміну в системах з двома фазними переходами (наприклад, газ-рідина). Отже, ця модель враховує різницю запізнення в теплообміні між фазами, що виникає через скінченну швидкість теплопередачі на межі розділу фаз. Крім того, модель надає більш точні результати, ніж більш традиційні моделі, для систем з двома фазами, де запізнення в теплообміні є найбільш суттєвим [14].

Поглиблена оцінка даних моделей дозволяє не лише краще зрозуміти характер протікання фізичних процесів, що відбуваються в біологічній тканині, системі та організмі в цілому, під час впливу

лазерного випромінювання, але й забезпечує підґрунтя для розробки нових удосконалених методів діагностики та лікування в медичній практиці.

Таким чином, дослідження впливу лазерного випромінювання на біологічні тканини є актуальним та перспективним напрямом, який спрямований на забезпечення ефективності та безпеки медичних процедур, що базуються на використанні сучасних високоточних лазерних технологій.

**Метою роботи** є поглиблене моделювання параметрів і реальних процесів теплового та енергетичного розподілу в біологічних тканинах різних типів під впливом дії та змін значень енергетичних, теплових та часових параметрів лазерного випромінювання; дослідження характеру взаємодії лазерного випромінювання з поверхнею біологічних тканин та внутрішнім середовищем судин; вивчення теплоенергетичних ефектів під час впливу лазерного випромінювання на судинну систему та навколишнє біосередовище.

### Сучасні методи моделювання

Одним із перших загальноприйнятих рівнянь біотеплообміну, що описує характер та зміни розподілу температури в живих тканинах, є *рівняння Пеннеса*. Його сенс полягає в тому, що процес тепломасообміну в тканинах залежить від їхньої теплопровідності  $\lambda$ , теплоємності  $c$  та поглинання енергії  $E$  за незмінних початкових умов. У спрощеному вигляді це рівняння можна записати в наступному вигляді

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \lambda \nabla^2 T + Q, \quad (3)$$

де  $c$  – питома теплоємність тканини [Дж/(кг·К)],  $\rho$  – щільність [кг/м<sup>3</sup>],  $\lambda$  – теплопровідність [Вт/(м·К)],  $\nabla^2 T$  – квадрат градієнта температури;  $T = T(x, t)$  – температура тканини ( $x$  – просторові координати,  $t$  – час [с]);  $Q$  – потужність внутрішніх джерел тепла [Вт/м<sup>3</sup>].

До переваг даної моделі можна віднести те, що рівняння Пеннеса досить просте для опису та може частково враховувати фізіологічні властивості тканин, такі як теплопровідність  $\lambda$  та теплоємність  $c$ , що наближує достовірність результатів моделювання до реальності за незмінних початкових умов. Модель Пеннеса також дозволяє спрогнозувати локальні температурні зміни з урахуванням підвищення температури зони БТ або локального прогрівання при лікуванні пухлин і стабільних параметрах середовища.

До недоліків застосування рівняння Пеннеса слід віднести можливість отримання хибних результатів через недостатнє врахування таких факторів, як просторова масштабність структур у різнорідних тканинах, присутність та кровонаповненість кровеносних судин із реальним характером кровотоку.

Наступний метод моделювання базується на *рівнянні Каттанео-Вернота*. З огляду на процеси взаємодії з біологічними тканинами воно викорис-

товується для більш точного моделювання процесів, що пов'язані з локальним розподілом тепла в БТ під час гіпертермічного лікування, тобто за допомогою підвищення температури з частковим врахуванням часу дії та релаксації біологічного середовища [15].

Дане рівняння має вигляд:

$$c\rho\left(\frac{\partial T}{\partial t} + \frac{\partial^2 T}{\partial t^2}\right) = \lambda\nabla^2 T + Q + \tau_q, \quad (4)$$

де  $\tau_q$  – час релаксації.

Метод моделювання на основі рівняння Катанео-Вернота має низку переваг:

- враховуються часові зміни значень температури, що в свою чергу покращує результати відтворення реальних процесів тепломасообміну біологічних тканин у просторових координатах;
- врахування часу релаксації дозволяє зменшити чисельні похибки, що можуть виникнути при моделюванні теплопереносу в біосистемах в умовах змінних високих температур.

Серед недоліків даного методу можна виділити необхідність у додатковій інформації про параметри теплопровідності тканин та їхню реакцію на зміни температури; складність обчислень у випадках моделювання великих масштабів площин чи об'єму БТ.

Ще одним підходом до об'єктивної оцінки параметрів тепло масообміну є використання модельної схеми Арреніуса, що базується на моделюванні процесів загибелі клітин біологічного середовища [16]. Цей метод застосовується для оцінки впливу температури на біологічні процеси, зокрема при швидкісних біохімічних реакціях, а також швидкоплинних біологічних процесах у тканинах. Особливістю даного методу є використання підсумкових дій, як обмежуючого інтегралу процесу протікання деструкції біологічної тканини в межах інтервалу часу від 0 до  $t'$  та має наступний вигляд:

$$\Theta(x) = P \int_0^{t'} \exp\left(-\frac{E}{R_g T(x,t)}\right) dt, \quad (5)$$

де  $P$  – множник, що враховує швидкість метаболізму, чутливість та швидкість реагування на дію ЛВ та його локалізацію;  $E$  – енергія активації ЛВ;  $R_g$  – універсальна газова стала;  $T(x,t)$  – температура тканини в координаті простору  $x$  та часу  $t$ .

Переваги методу моделювання за схемою Арреніуса полягають у тому, що він може бути застосованим до різних типів біотканин та біореакцій, що, в свою чергу, дозволяє використовувати його в різних дослідженнях з урахуванням напрямку та часу. Також метод базується на фізичних принципах та динаміці процесів, що забезпечує обґрунтованість в локальних зонах. А недоліками методу моделювання є те, що він підходить для умовно однорідних тканин, які однаково реагують на зміни температури, що збільшує ймовірність недостовірних результатів у випадку взаємодії складних біологічних систем.

Досить часто застосовують метод Монте-Карло, що має поширене використання для моделювання впливу ЛВ на біологічні тканини [17]. Основою цього методу є використання випадкових чисел для апроксимації систем або фізичних процесів. У випадку моделювання процесів змін температури в біологічних тканинах метод Монте-Карло може використовуватися для моделювання розсіювання тепла у тканинах при впливі зовнішніх джерел тепла.

Основні етапи методу Монте-Карло полягають у створенні геометричної моделі, генерації випадкових подій та розрахунку взаємодії з тканиною, а також симуляції впливу та аналізу результатів. У свою чергу, взаємодія з тканиною визначається за допомогою використання фізичних моделей, які надають можливість визначити ймовірність взаємодії фотонів з процесами тканин (розсіювання, поглинання тощо).

Метод Монте-Карло має низку переваг, зокрема він може бути застосований для моделювання і невеликих об'єктів, і великих систем, які дозволяють досліджувати температурні характеристики тканин на різних рівнях. Проте він також вимагає значних обчислювальних ресурсів, що характерно для складних систем або при значній дії енергії випромінювання. Крім того, даний метод має обмежену точність через характер вхідних величин та застосування.

Кількісним методом розрахунку і моделювання є використання закону Бугера, що застосовують для оцінки змін температури в біологічних тканинах, спричинених зовнішнім впливом, у нашому випадку, – лазерним випромінюванням [18]. Загальний вигляд даного закону в формульному виразі представлено залежністю (1).

Перевагою методу Бугера є відносна простота для кількісних розрахунків та застосування, що дозволяє швидко розраховувати вплив ЛВ на біологічну тканину для уникнення небажаних наслідків під час хірургічних втручань. Проте у випадку складних систем, що мають декілька джерел тепла чи складні схеми взаємодії, точне застосування закону Бугера ускладнюється.

Отже, проаналізувавши існуючі та найчастіше використовувані методи моделювання процесів тепломасообміну, було встановлено переваги та недоліки кожного з методів з точки зору застосування сучасних лазерних систем та їх впливом на біологічні тканини. Крім того, постає завдання моделювання впливу лазерного випромінювання для уникнення негативних наслідків під час планування хірургічних операцій та косметологічних процедур.

З розглянутих методів найбільш високу точність та перспективні можливості має модель двофазного запізнення [19]. Проведемо поглиблені дослідження та можливості використання цього методу.

#### Модель двофазного запізнення

Модель двофазного запізнення (МДЗ) має значний потенціал у поглибленому вивченні змін

температурного розподілу в біологічних тканинах під час впливу лазерного випромінювання. Дана модель надає можливість досліджувати теплові процеси, що відбуваються в БТ, з врахуванням фізичних властивостей та умов, характерних для реальних біологічних тканин та кровообігу.

Польськими науковцями з Сілезького університету були проведені теоретичні дослідження в області модифікації моделі двофазного запізнення та в результаті отримано наступну залежність з врахуванням пористості  $\varepsilon$ , фазових відставань  $\tau_q$  теплового потоку та температурного градієнту  $\tau_T$  [13]:

$$C_e \left( \frac{\partial T_b}{\partial t} + \tau_q \frac{\partial^2 T_b}{\partial t^2} \right) + \varepsilon \rho_b c_b u \cdot \nabla T_b = \Delta_e \nabla^2 T_b + \Delta_e \tau_T \frac{\partial}{\partial t} \left( \nabla^2 T_b \right) + \varepsilon Q_{mb} + (1 - \varepsilon) Q_{mt} + Q_{laser}, \quad (6)$$

де  $\nabla T_b$  – температурний градієнт в біологічному середовищі,  $\Delta_e$  – ефективна теплопровідність,  $C_e$  – ефективна теплоємність,  $\varepsilon$  – пористість,  $\rho_b$  – густина крові,  $c_b$  – питома теплоємність крові,  $c_t$  – питома теплоємність тканини,  $u$  – швидкість крові,  $\tau_q$  – фазове відставання теплового потоку,  $\tau_T$  – фазове відставання температурного градієнту,  $Q_{laser}$  – кількість теплоти зовнішніх джерел тепла,  $Q_{mb}$  – метаболічне джерело тепла крові,  $Q_{mt}$  – метаболічне джерело тепла тканини.

Однією з ключових особливостей моделі (6) є врахування впливу зовнішніх джерел тепла, що діють на біологічні тканини. МДЗ представляє собою рівняння, що враховує зміни температурного градієнту від метаболічних джерел тепла у вигляді об'ємного кров'яного потоку  $Q_{mb}$  і БТ  $Q_{mt}$  та зовнішніх джерел, які впливають на температурне поле тканин. В нашому випадку лазерного випромінювання  $Q_{laser}$ . Крім того, основою МДЗ є застосування функцій фазових запізньень, які відображають поширення теплового потоку  $\tau_q$  та температурного градієнту  $\tau_T$ . Дані параметри надають можливість врахувати динаміку нагріву та охолодження тканин від зовнішніх впливів, що збільшує точність промодельованих систем та даних.

Проте ця модель має і свої недоліки. Зокрема не враховується в повному об'ємі коефіцієнт поглинання лазерного випромінювання біологічним середовищем, що зменшує достовірність результатів моделювання. Таким чином нами запропоновано вдосконалення методу МДЗ, введенням та врахуванням в розрахунках параметру  $\mu_{env}$ , що враховує коефіцієнт поглинання біологічного середовища і в результаті отримано рівняння вдосконаленої моделі двофазного запізнення (ВМДЗ):

$$C_e \left( \frac{\partial T_b}{\partial t} + \tau_q \frac{\partial^2 T_b}{\partial t^2} \right) + \varepsilon \rho_b c_b u \cdot \nabla T_b = \Delta_e \nabla^2 T_b + \mu_{env} \Delta_e \tau_T \frac{\partial}{\partial t} \left( \nabla^2 T_b \right) + \varepsilon Q_{mb} + (1 - \varepsilon) Q_{mt} + Q_{laser}, \quad (7)$$

де  $\mu_{env}$  – коефіцієнт поглинання біологічного середовища.

Біологічні тканини мають різні коефіцієнти поглинання ЛВ залежно від типу БТ, що впливає на зміну значення температурного градієнту. Отже, врахування коефіцієнту поглинання лазерного опромінення біологічним середовищем  $\mu_{env}$  при моделюванні створює можливість отримання більш точних показників температурного градієнту при використанні вдосконаленої ВМДЗ, яка дозволяє аналізувати вплив різних фізичних та біологічних факторів на зміну температур в біологічних тканинах під впливом лазерного випромінювання, а також може використовуватись в таких сферах як медицина, біологія та фізіологія.

### Моделювання процесів

Для процесу моделювання зміни температурного градієнту в біологічній тканині з використанням вдосконаленої моделі двофазного запізнення (7) використаємо програмне забезпечення MATLAB, для аналізу, обчислення та моделювання даних.

Розрахунок змін показників температурного режиму виконаємо в досліджуваній області площею  $2 \times 2 \text{ см}^2$  під час дії лазерного випромінювання на БТ протягом 10 секунд.

Початкові характеристики лазерного випромінювача:

- довжина хвилі  $\lambda = 1064 \text{ нм}$ , потужність  $P_{laser} = 12 \text{ Вт}$ , радіус лазерної плями  $r_{laser} = 0.2 \text{ мм}$ .

Для розрахунку дії лазерного випромінювання на БТ, а саме – кількості теплової енергії лазера  $Q_{laser}$ , використаємо наступне рівняння [20]:

$$Q_{laser} = \frac{P \cdot \lambda \cdot \Delta t}{\pi \cdot r^2}, \quad (8)$$

де  $P$  – потужність лазерного випромінювача,  $\lambda$  – довжина хвилі лазерного випромінювання.

В результаті моделювання впливу ЛВ на жирову тканину отримано зміну температурного градієнту (рис. 1) від  $T_{min} = 31.41^\circ\text{C}$  до  $T_{max} = 35.81^\circ\text{C}$ .

Аналогічним чином виконаємо моделювання температурного градієнту для м'язової, м'якої однорідної та кісткової тканин.

На рисунку 2 представлено результат моделювання впливу ЛВ на м'язову тканину. Отримано зміну температурного градієнту від  $T_{min} = 31.19^\circ\text{C}$  до  $T_{max} = 34.95^\circ\text{C}$ .

В результаті моделювання впливу ЛВ на м'яку однорідну тканину отримано зміну температурного градієнту (рис. 3) від  $T_{min} = 30.73^\circ\text{C}$  до  $T_{max} = 34.57^\circ\text{C}$ .

На рисунку 4 представлено результати моделювання впливу ЛВ на кісткову тканину. Отримано зміну температурного градієнту від  $T_{min} = 29.75^\circ\text{C}$  до  $T_{max} = 33.46^\circ\text{C}$ .

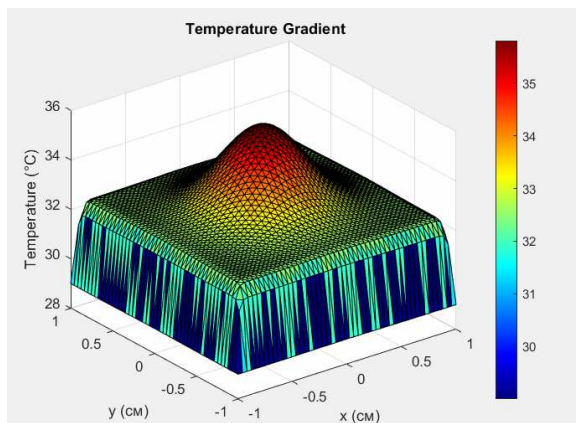


Рис. 1. Зміна температурного градієнту жирової тканині

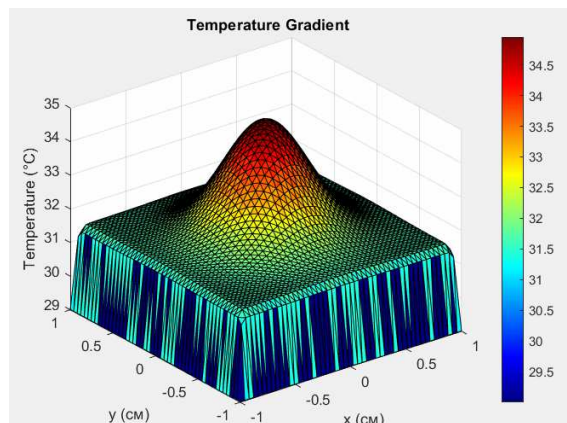


Рис. 2. Зміна температурного градієнту м'язової тканини

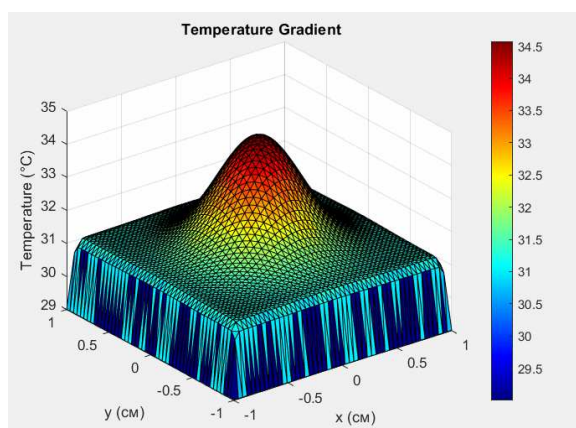


Рис. 3. Зміна температурного градієнту м'якої однорідної тканини

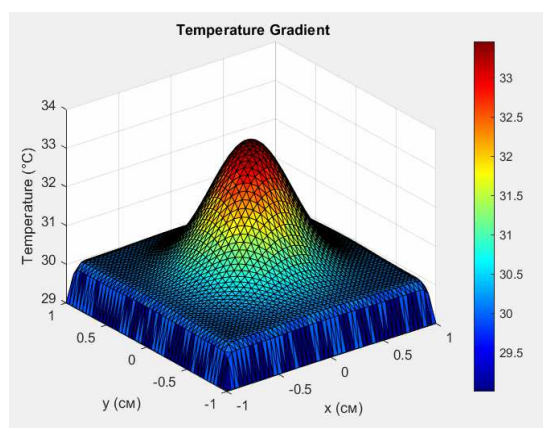


Рис. 4. Зміна температурного градієнту кісткової тканини

### Перевірка достовірності результатів

Для перевірки достовірності результатів моделювання, а саме оцінки адекватності та точності запропонованої вдосконаленої моделі двофазного запізнення, визначимо відносну похибку за формулою

$$\Delta = \left| 1 - \frac{T_{valid}}{T_{model}} \right| \cdot 100\%. \quad (9)$$

В ролі валідаційних даних використовуємо дані професорки Єви Майхрзак з Сілезького технологічного університету (Республіка Польща). В результаті моделювання впливу ЛВ методом двофазного запізнення протягом 70 секунд із значенням пористості  $\epsilon = 0,0041$  отримано  $T = 67.63^\circ\text{C}$  [21].

В цьому випадку проведемо додаткове моделювання температурного градієнту протягом 70 секунд зі схожою тканиною за пористістю у вигляді м'язової тканини зі значенням  $\epsilon = 0,00457$  (рис. 5).

В результаті моделювання отримано значення  $T = 52.56^\circ\text{C}$ . Таким чином встановлено, що відносна похибка становить  $\Delta = 28,6\%$ .

Можна виділити декілька причин щодо розбіжності моделювання за вдосконаленою моделлю двофазного запізнення (7) та вже існуючими да-

ними інших дослідників.

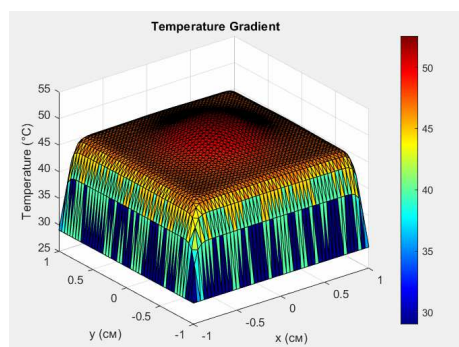


Рис. 5. Температурний градієнт м'язової тканини після 70 секунд дії ЛВ

Перш за все, одним із ключових аспектів виступає можлива відмінність початкових даних, таких як властивості біологічних тканин. Для прикладу коефіцієнти поглинання лазерного випромінювання або теплоємність. Адже тканини мають різну структуру, показники властивостей залежать від розташування ділянки досліджуваної тканини.

Крім того, недостатній обсяг даних або обмежений період досліджень також може призвести до недооцінки моделей.

Недостатня точність моделі прогнозування також може сприяти виникненню похибки. Біологічні тканини є доволі складними за своєю структурою та фізичними властивостями. Тому недостатня точність даних властивостей може призвести до неточного прогнозування температурного градієнту.

### Висновки

В результаті виконання моделювання впливу лазерного випромінювання на біологічні тканини був проведений аналіз існуючих моделей тепломаєобміну зі зміною температурного градієнту та встановлено, що найбільше застосовуються моделі Пеннеса, Каттанео-Вернота, частково Монте-Карло, інтегралу Арреніуса, а також моделі двофазного запізнення. Нами вдосконалено існуючу модель двофазного запізнення шляхом врахування коефіцієнту поглинання лазерного випромінювання біологічного середовища для підвищення достовірності результатів моделювання; виконано моделювання впливу лазерного випромінювання на різні види біологічних тканин (шкіра або м'яка однорідна тканина, жирова та м'язова тканина, кістка) за допомогою ВМДЗ та виконано перевірку достовірності отриманих результатів.

При проведенні моделювання впливу ЛВ з довжиною хвилі 1064 нм та потужністю 12 Вт протягом 10 секунд на біологічну тканину за допомогою ВМДЗ встановлено наступні діапазони температурного градієнту в біологічних тканинах. Для:

- жирова тканина: 31.41°C - 35.81 °C;
- м'язова тканина: 31.19°C - 34.95°C;
- м'яка однорідна тканина(шкіра): 30.73 °C - 34.57 °C;
- кісткова тканина: 29.75°C - 33.46°C.

При виконанні повірки ВМДЗ встановлено, що відносна похибка становить  $\Delta = 28,6\%$ . У свою чергу, виникнення похибки може бути спричинено відмінністю початкових даних (властивості біологічної тканини), недостатніми точністю моделі при моделюванні та обсягом початкових даних.

Використання отриманої вдосконаленої моделі двофазного запізнення дозволяє більш точно описати дію лазерного випромінювання з врахуванням коливання значень коефіцієнта поглинання біологічного середовища на зміну температури біологічних тканин. Моделювання за допомогою такого методу двофазного запізнення можуть бути корисними для розробки нових методів лазерної терапії, діагностики та контролю за процесами лікування. Застосування даної моделі надає можливість прогнозування змін температурного градієнту БТ, що значно зменшує кількість небажаних побічних ефектів під час дії лазерного випромінювання.

### Література

[1] В. В. Швидкий, М. Ф. Терещенко, "Динаміка змін параметрів лазерного випромінювання в

біологічних тканинах", *Bull. Kyiv Polytech. Inst. Ser. Instrum. Mak.*, Вип. 54(2), с. 111-117, 2017.

- [2] T. Mayerhöfer, S. Pahlow, and J. Popp, "The Bouguer-Beer-Lambert Law: Shining Light on the Obscure", *ChemPhysChem*, vol. 21, 2020, DOI: 10.1002/cphc.202000464
- [3] 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.
- [4] D. Mailet, "A review of the models using the Cattaneo and Vernotte hyperbolic heat equation and their experimental validation", *International Journal of Thermal Sciences*, vol. 139, pp. 424-432, 2019. DOI: 10.1016/j.ijthermalsci.2019.02.021.
- [5] С. В. Павлов, В. Вуйцік, Р. Л. Голяка, Н. В. Тітова, Л. Є. Никифорова, О. Д. Азаров, та О. С. Комарова, "Особливості проектування теплових сенсорів потоку біомедичного призначення", *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, т. 44, № 2, с. 66-81, 2022. DOI: 10.31649/1681-7893-2022-44-2-66-81
- [6] О. Комарова, В. Холін, М. Терещенко, С. Павлов, і др. "Експериментальне оцінювання однорідності вихідних потоків оптичного випромінювання прямокутної форми при різних варіантах виконання вихідних ділянок світловодних насадок до медичної лазерної апаратури", *Bull. Kyiv Polytech. Inst. Ser. Instrum. Mak.*, Вип. 65(1), с. 123 - 127, 2023. DOI: 10.20535/1970.65(1).2023.283458.
- [7] Б. Баталія і М. Терещенко, «Моделювання розподілу температурних градієнтів при взаємодії лазерного випромінювання з біологічною тканиною», *Bull. Kyiv Polytech. Inst. Ser. Instrum. Mak.*, Вип. 66(2), с. 93-99, Груд 2023.
- [8] 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.
- [9] T.-C. Shih, P. Yuan, W.-L. Lin, та H.-S. Kou, "Analytical analysis of the Pennes bioheat transfer equation with sinusoidal heat flux condition on skin surface", *Medical Engineering & Physics*, vol. 29, no. 9, pp. 946-953, 2007.
- [10] R. Kovács, P. Rogolino, "Numerical treatment of nonlinear Fourier and Maxwell-Cattaneo-Vernotte heat transport equations", *International Journal of Heat and Mass Transfer*, vol. 150, 2020, 119281, ISSN 0017-9310.
- [11] С. М. Матвієнко, Г. С. Тимчик, М. Ф. Терещенко, А. М. Матвієнко, "Вплив процесів конвекції в рідині на похибку вимірювання теплопровідності методом прямого підігріву термістора", *Наукові вісники НТУУ КПІ*, № 4, с. 121-130, 2017.
- [12] S. Banerjee, S. K. Sharma, "Use of Monte Carlo simulations for propagation flight in biomedical tissues", *Appl. Opt.*, 49(22), 4152-4159, 2010.

- [13] Bagh Ali, Yufeng Nie, Sajjad Hussain, Danial Habib, Sohaib Abdal, "Insight into the dynamics of fluid conveying tiny particles over a rotating surface subject to Cattaneo–Christov heat transfer, Coriolis force, and Arrhenius activation energy," *Computers & Mathematics with Applications*, vol. 93, pp. 130-143, 2021. ISSN 0898-1221.
- [14] Wenzhi Yang, Amin Pourasghar, Yi Cui, Liqun Wang, Zengtao Chen, "Transient heat transfer analysis of a cracked strip irradiated by ultrafast Gaussian laser beam using dual-phase-lag theory", *International Journal of Heat and Mass Transfer*, vol. 203, 2023, 123771. ISSN 0017-9310.
- [15] Hua Li, Zhoutian Fan, Qun Nan, Yanyan Cheng, "Numerical simulation of electromagnetic heating process of biological tissue via time-fractional Cattaneo transfer equation", *Journal of Thermal Biology*, vol. 94, 2020, 102789. ISSN 0306-4565
- [16] Amal Al-hanaya, Z.Z. Rashed, Sameh E. Ahmed, "Radiative flow of temperature-dependent viscosity power-law nanofluids over a truncated cone saturated heat generating, porous media: Impacts of Arrhenius energy", *Case Studies in Thermal Engineering*, vol. 53, 2024, 103874. ISSN 2214-157X
- [17] C. M. Gardner, S. L. Jacques, and A. J. Welch, "Light transport in tissue: accurate expressions for one-dimensional fluence rate and escape function based upon Monte Carlo simulation", *Lasers Surg. Med.*, vol. 18, pp. 129–138, 1996.
- [18] Thomas G. Mayerhöfer, Susanne Pahlow, та Jürg Popp, "The Bouguer-Beer-Lambert Law: Shining Light on the Obscure", *ChemPhysChem*, vol. 21, pp. 2029-2046, 2022.
- [19] Ajay Kumar, Sushil Kumar, V.K. Katiyar, Shirley Telles, "Dual phase lag bio-heat transfer during cryosurgery of lung cancer: Comparison of three heat transfer models", *Journal of Thermal Biology*, vol. 69, 2017, pp. 228-237. ISSN 0306-4565.
- [20] Qiao Zhang, Yuxin Sun, Jialing Yang, "Thermoelastic behavior of skin tissue induced by laser irradiation based on the generalized dual-phase lag model", *Journal of Thermal Biology*, vol. 100, 2021, 103038, ISSN 0306-4565
- [21] M. Jasiński, E. Majchrzak, L. Turchan, "Numerical analysis of the interactions between laser and soft tissues using generalized dual-phase lag equation", *Applied Mathematical Modelling*, vol. 40, is. 2, pp. 750-762, 2016. ISSN 0307-904X.

UDC 615.849.19

**H. A. Pashchenko, M. F. Tereshchenko***National Technical University of Ukraine "Ihor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute", Kyiv Ukraine***MODELING THE IMPACT OF LASER IRRADIATION ON TEMPERATURE CHANGES IN BIOLOGICAL TISSUES**

Modeling the impact of laser irradiation (MILI) on biological tissues plays a crucial role in research and the development of laser technologies in biology and medicine. MILI opens a wide spectrum of knowledge for scientists and medical professionals, providing insights into how laser radiation interacts with different types of tissues and organs and determining optimal parameters to achieve the desired outcome. Models can account for various physical processes occurring during irradiation, such as energy absorption, heat propagation, changes in tissue structure, and functions. This enables the prediction of tissue responses to different laser exposure regimes, including intensity, wavelength, and exposure time. In medicine, modeling is used to determine optimal laser exposure parameters for specific diseases or procedures. For example, MILI helps identify the optimal radiation dose during laser therapy or surgical interventions. Additionally, modeling allows for the assessment of potential risks associated with laser radiation, such as tissue overheating or side effects. This, in turn, enhances the development of safer and more effective laser application methods. Moreover, optimizing laser irradiation parameters is relevant for minimizing the risk of damage to surrounding tissues. MILI can be used to develop new laser technologies and devices aimed at improving the outcomes of laser applications in medicine. It also facilitates the faster and more efficient implementation of new methods and technologies into clinical practice. Thus, modeling the impact of laser irradiation on temperature changes in biological tissues plays a vital role in enhancing understanding of processes in biological tissues and contributes to the development of new methods and technologies, as well as the optimization of laser application for achieving effective treatment outcomes and patient safety.

**Key words:** laser irradiation; heat transfer; thermal conductivity; biological tissue; models of temperature gradient changes in biological tissue.

Надійшла до редакції  
20 квітня 2024 року

Рецензовано  
11 травня 2024 року



© 2024 Copyright for this paper by its authors.  
Use permitted under Creative Commons License Attribution 4.0 International (CC BY 4.0).