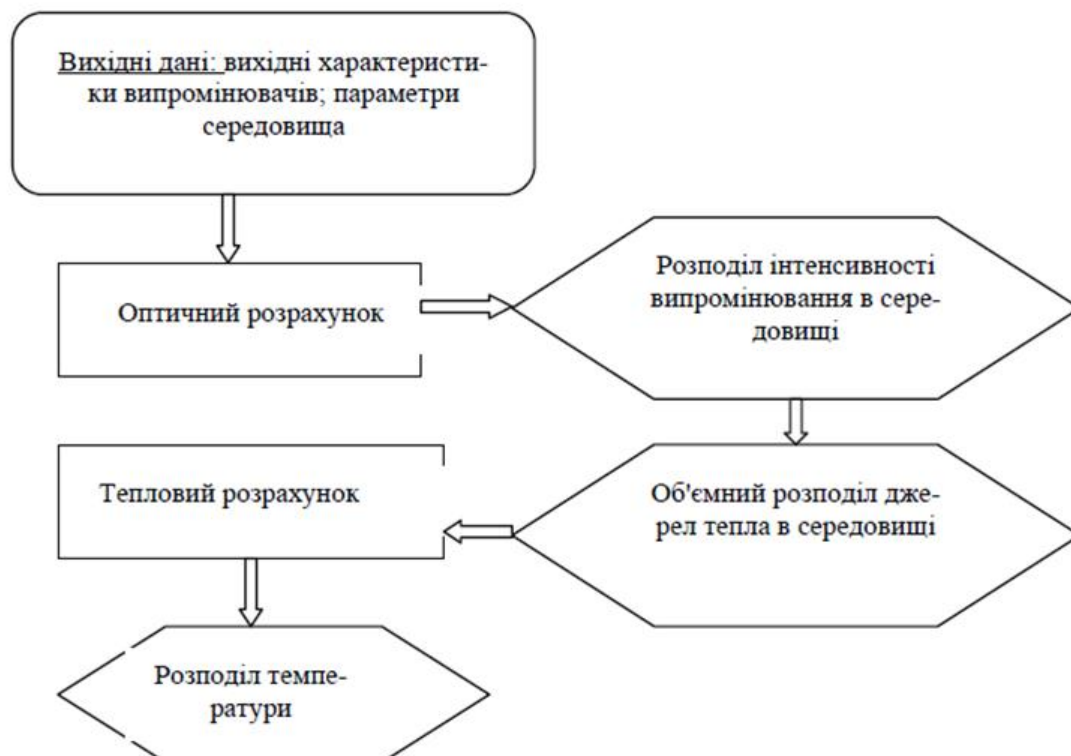


**ФІЗИКО-МАТЕМАТИЧНІ НАУКИ****Мазуренко В.В.***студентка;***Думенко В.П.***кандидат технічних наук,**Вінницький державний педагогічний університет  
імені Михайла Коцюбинського***МОДЕЛЮВАННЯ БІОЛОГІЧНИХ ОБ'ЄКТІВ  
ПРИ ВЗАЄМОДІЇ З ЛАЗЕРНИМ ВИПРОМІНЮВАННЯМ**

Для дослідження біологічних об'єктів досить широко застосовуються лазерні методи. Їх перевага в тому, що вони неінвазивні, дають можливість досліджувати характеристики в реальному часі, не вносячи змін до функціонування біотканини. Разом з тим виражені характеристики біологічних об'єктів не завжди можливо провести реальний експеримент. Тому застосовують фізичне та математичне моделювання. Універсальну модель, яка відображала всі властивості об'єкта, створити неможливо. Кожна створена модель дає можливість лише дати наближений опис певного явища, окремий об'єкт, вирішити якусь конкретну задачу.

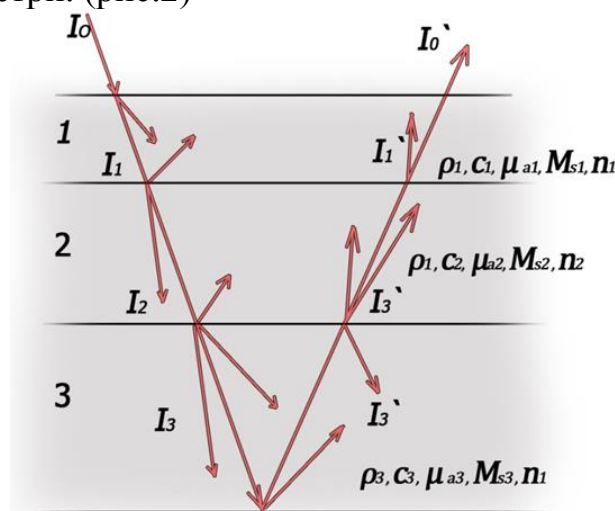
Практично всі моделі будуються за однаковою схемою (рис. 1).

**Рис. 1. Схема побудови моделі**

Спочатку вибирають об'єкт дослідження, його геометрію. Потім визначають оптичні і фізичні параметри всіх його компонентів. Далі відбувається розрахунок розподілу випромінювання, для деяких моделей, в середовищі температурних полів [1].

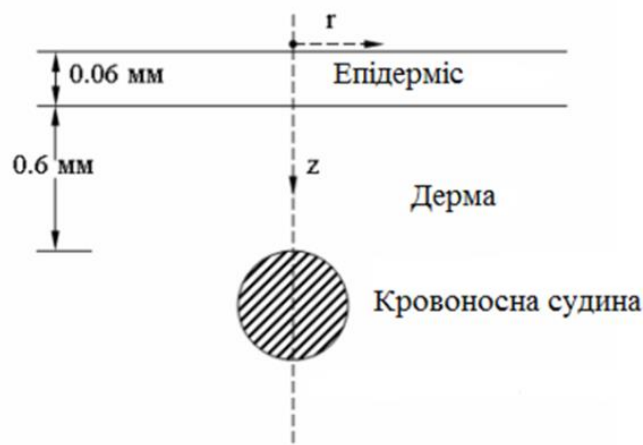
Реальна біотканина являє собою неоднорідне середовища в якому присутнє як поглинання, так і розсіювання лазерного випромінювання. Тому для дослідження і опису процесів, які в ній відбуваються, практично неможливо.

Одним із прикладів біотканини є шкіра людини. Але шкіра людини може мати різну кількість шарів в залежності від поставленого завдання. Найпростіша геометрія включає тільки дерму. Для дослідження фізичних механізмів взаємодії лазерного випромінювання з шкірою можна запропонувати таку фізичну модель шкіри, яка буде складатися із 3 шарів: епідерміс, верхня дерма, нижня дерма. Для кожного шару задаються оптичні і теплофізичні параметри. (рис.2)



**Рис. 2. Тришарова модель шкіри.  
1-епідерміс, 2-верхня дерма, 3- нижня дерма**

Для опису розподілу інтенсивності і температури всередині венозних судин може бути запропонована модель представлена на рис. 3.



**Рис. 3. Модель, що враховує розміщення кровоносної судини в підшкірній речовині**

Біотканини оптично неоднорідні, тому при поширенні випромінювання в них істотну роль відіграють процеси світлорозсіювання.

Розсіяне випромінювання несе інформацію про формуючі біотканину фактори, такі як розміри й форма структурних елементів, їх орієнтація, оптичні постійні та інші параметри. Для того щоб мати можливість отримати цю інформацію та інтерпретувати результати експериментів за світлорозсіюванням, необхідно побудувати адекватну оптичну модель відповідної біотканини і на її основі розв'язати завдання поширення випромінювання в даному середовищі.

Точна теорія про поглинання й розсіювання світла біологічними тканинами і частинками довільних розмірів і структур відсутня, однак важливу інформацію про їхні оптичні властивості можна отримати на основі дослідження взаємодії випромінювання з відповідними модельними об'єктами [2].

Математичне моделювання базується на двох основних підходах. Представлення біотканини середовищем з безперервним випадковим просторовим розподілом оптичних параметрів і представлення, у вигляді дискретних розсіювачів. Вибір того або іншого підходу диктується як особливостями досліджуваної біотканини, так і типом характеристик світлорозсіювання, які необхідно одержати в результаті моделювання. Другий підхід до моделювання біотканин полягає в представленні їх як системи дискретних часток, що розсіюють. Цю модель доцільно використовувати для опису кутової залежності поляризаційних характеристик розсіяного випромінювання. Прикладом найважливішої біологічної дисперсної системи, що повністю відповідає моделі дискретних розсіювачів, є кров.

Для правильного вибору теоретичного методу й наближень для розрахунку характеристик розсіювання системи частинок необхідно враховувати основні особливості будови біотканин, а саме форму та діапазон розмірів окремих частинок, їх показники заломлення і концентрацію.

Досить строгий математичний опис процесу поширення немодульованого світла в середовищі, що розсіює, може бути зроблено за допомогою стаціонарної теорії переносу випромінювання. Теорія переносу справедлива для ансамблю досить віддалених один від одного розсіювачів і з успіхом застосовується при розв'язанні ряду практичних завдань із оптики біотканин. Основне стаціонарне рівняння для монохроматичного світла має вигляд:

$$\hat{s} \cdot \nabla L(\vec{r}, \hat{s}) + \mu_t(\vec{r}) \cdot L(\vec{r}, \hat{s}) = \mu_s \int_{4\pi} p(\hat{s}, \hat{s}') L(\vec{r}, \hat{s}') d\omega' + S(\vec{r}, \hat{s}); \quad (1)$$

або

$$\frac{dL(\vec{r}, \hat{s})}{ds} = -\mu_t(\vec{r}) \cdot L(\vec{r}, \hat{s}) + \mu_s \int_{4\pi} p(\hat{s}, \hat{s}') L(\vec{r}, \hat{s}') d\omega' + S(\vec{r}, \hat{s}). \quad (2)$$

де  $\mu_t = \mu_a + \mu_s$  – повний коефіцієнт згасання,  $\mu_a$  – коефіцієнт поглинання,  $\mu_s$  – коефіцієнт розсіювання,  $p(\hat{s}, \hat{s}')$  – фазова функція або функція розсіювання,  $S(\vec{r}, \hat{s})$  – функція джерел,  $d\omega'$  – елемент тілесного кута уздовж напрямку одиничного вектора  $s$ .

Розповсюдженим методом розв'язання рівняння (1) є метод, який запропонували Кубелк і Мунк. Сутність його полягає в тому, що інтенсивність світла в елементарному об'ємі середовища  $I(\vec{r}, z)$  розглядається, як сума інтенсивностей двох потоків, що розповсюджуються в протилежних напрямках.

Вхідне диференціальне рівняння може бути записане в вигляді

$$\frac{dI(\vec{r}, z)}{dz} = A_k \cdot I(\vec{r}, z) + S_k \cdot (\vec{r}, z), \quad (3)$$

де  $A_k$  і  $S_k$  – коефіцієнти, що характеризують оптичні властивості середовища (не рівні  $\mu_a$  і  $\mu_s$ ).

Для розв'язування рівняння переносу також застосовується метод Монте-Карло. Суть методу полягає в тому, що по черзі простежуються «історії» кожного фотона, що влучає в середовище до тих пір, доки він або не буде поглинутий, або покине кордони об'єкта середовища, що досліджується.

Розподіл імовірностей подій визначається, виходячи з значень  $\mu_a$ ,  $\mu_s$  і  $g$ , одержуваних експериментальним шляхом [3].

З розвитком науки і техніки удосконалювалось і комп'ютерне моделювання, яке дало змогу абстрагуватися від конкретних природних явищ або об'єктів і створювати спочатку якісні, а потім кількісні моделі. Для математичного моделювання розроблені системи комп'ютерної математики, наприклад, Maple, Mathematica, Mathcad, MATLAB, VisSim та ін. Вони дозволяють створювати моделі як простих, так і складних процесів та легко змінювати параметри моделей у ході моделювання.

Отже, для дослідження фізичних характеристик біологічних об'єктів необхідним є використання фізичного, математичного і комп'ютерного моделювання. Розробка моделей біотканин є актуальною проблемою сучасних біомедичних досліджень.

### Список використаних джерел:

1. Павлов С. В. Фізичні основи біомедичної оптики: монографія / С. В. Павлов, В. П. Кожем'яко, П. Ф. Колісник та ін.. – Вінниця : ВНТУ, 2010. – 152 с.
2. Павлов С. В. Оптико-електронні засоби діагностування патології людини, пов'язаних із периферичним кровообігом: монографія / С. В. Павлов, Т. І. Козловська, В. Б. Василенко. – Вінниця: ВНТУ, 2014. – 140 с.
3. Пушкарева А. Е. Методы математического моделирования в оптике биоткани: учебное пособие [для студ. высш. учебн. зав.] / А. Е. Пушкарева, – СПб.: СПбГУ ИТМО, 2008. – 103 с.