

О. С. Швидюк

АНАЛІЗ МОДЕЛЕЙ ВЗАЄМОДІЇ ФОТОНІВ З БАГАТОШАРОВОЮ БІОЛОГІЧНОЮ ТКАНИНОЮ В РІЗНИХ СПЕКТРАЛЬНИХ ДІАПАЗОНАХ

Стаття присвячена дослідженню сучасних підходів до моделювання взаємодії оптичного випромінювання з біологічними тканинами. Визнається, що складна архітектоніка багатошарових біологічних тканин та їхні гетерогенні оптичні властивості, включаючи спектральну варіабельність коефіцієнтів поглинання та розсіювання, створюють значні виклики для точного моделювання. Розглянуто традиційний метод Монте-Карло, який завдяки своїй здатності статистично відтворювати транспорт фотонів, є визнаним "золотим стандартом" для моделювання поширення інтенсивності світла. Однак, для повної характеристики взаємодії світла з біологічними тканинами, особливо під час дослідження анізотропних структур, необхідний аналіз зміни стану поляризації, що описується Мюллер-матричним формалізмом. В роботі обґрунтовано переваги модельного підходу, що базується на двокомпонентній репрезентації біологічної тканини як сукупності аморфної та кристалічної складових, який інтегрується з Мюллер-матричним аналізом. Ключовим аспектом, що підвищує інформативність моделювання, є обов'язкове врахування спектральної залежності оптичних властивостей компонентів тканини, зумовленої унікальними спектрами поглинання та розсіювання ключових хромофорів (гемоглобін, вода, меланін, ліпіди) та структурних елементів. Показано, що синергетичне використання інформації з декількох ретельно обраних спектральних каналів у поєднанні з двокомпонентною Мюллер-матричною моделлю дозволяє не тільки диференціювати відносні внески аморфної та кристалічної структур, але й глибше розуміти природу взаємодії випромінювання з різними компонентами тканини на різних довжинах хвиль. Такий підхід суттєво підвищує чутливість моделі до фізіологічних і патологічних змін та надає можливість більш повного та багатовимірного аналізу стану тканини порівняно з однохвильовими методами. Представлений аналіз демонструє значні теоретичні та практичні перспективи запропонованої інтеграції для розробки новітніх неінвазивних оптичних методів діагностики, що базуються на розширеному та кількісному розумінні оптичних біомаркерів структурних та функціональних станів біологічних тканин.

Ключові слова: метод Монте-Карло, модель Ковіна, матриця Мюллера, багатошарова біологічна тканина, моделювання взаємодії світла, мультиспектральний аналіз, аморфна та кристалічна компонента, двокомпонентна модель, оптичні властивості.

Вступ

Сучасна біомедична оптика активно розвивається в напрямку створення високоточних методів поляриметричної діагностики, які базуються на аналізі розсіювання, поглинання та поляризаційних властивостей світла при його взаємодії з біологічною тканиною (БТ) [1 – 5]. Ефективне моделювання взаємодії оптичного випромінювання з БТ має вирішальне значення для інтерпретації експериментальних даних та оптимізації діагностичних підходів. БТ є складними багатокомпонентними середовищами з вираженою оптичною неоднорідністю, спектральною варіабельністю властивостей та багаторівневою структурною організацією.

Одним із найпоширеніших та найточніших методів моделювання є метод Монте-Карло (МК), який дозволяє статистично достовірно описати транспорт фотонів у розсіювальних середовищах. Його універсальність і здатність працювати з довільними геометріями роблять його "золотим стандартом" у задачах моделювання в оптиці тканин [6]. Проте використання цього методу вимагає значних обчислювальних ресурсів, особливо у випадках мультиспектрального аналізу або необхідності вирішення оберненої задачі. Крім того, однохвильовий підхід не враховує спектральну залежність оптичних властивостей, що призводить до зниження точності діагностичних висновків.

Для аналізу поляризаційних характеристик, використовують модельний підхід, заснований на представленні БТ як двокомпонентної структури. Як описано в роботах [7 – 10], все різноманіття БТ людини за цим підходом умовно поділяється на чотири основних типи: сполучна, м'язова, епітеліальна та нервова. Морфологічна будова будь-якого з цих типів тканин розглядається у вигляді двокомпонентної структури: аморфної (ізотропної) та кристалічної (оптико-анізотропної). Кристалічна компонента або позаклітинна матриця формує архітектонічну сітку, що складається з коаксіальних циліндричних протеїнових фібрил, таких як колаген, міозин, еластин. З оптичної точки зору, ці протеїнові фібрили проявляють властивості одноосних двопротенезаломлюючих кристалів.

Цей модельний підхід, зокрема у наближенні одноразового розсіювання, виявився ефективним у виявленні взаємозв'язків між орієнтаційно-фазовою будовою сіток протеїнових фібрил (що характеризується розподілами напрямів ρ оптичних осей та фазових зсувів δ) та відповідними статистичними моментами двовимірних розподілів параметрів поляризації, таких як азимут α і еліптичність β поляризаційно-неоднорідних зображень [7–10].

У цьому контексті все більшої актуальності набувають альтернативні моделі, які поєднують спектральну селективність з урахуванням поляризаційних характеристик розсіяного світла. Зокрема, модель Ковіна, що розглядає БТ як двокомпонентну систему, дозволяє роздільно аналізувати внесок аморфної та кристалічної компонент [11]. Такий підхід не лише дає змогу глибше зрозуміти оптичну відповідь тканини, а й значно підвищує чутливість до структурних змін, що супроводжують різні фізіологічні або патологічні стани.

Метою роботи є аналіз сучасних моделей взаємодії фотонів з багатошаровою БТ в різних спектральних діапазонах із урахуванням їх структурно-оптичної організації на основі двокомпонентного підходу та Мюллер-матричного формалізму.

Загальні підходи до моделювання взаємодії оптичного випромінювання з біологічними тканинами

Моделювання взаємодії оптичного випромінювання з БТ є фундаментальною задачею біомедицинської оптики та має вирішальне значення для розробки та оптимізації діагностичних і терапевтичних методів. Складність оптичних властивостей тканин, зумовлена їхньою багатошаровою структурою, каламутністю та варіабельністю компонентного складу, вимагає застосування потужних обчислювальних підходів. Одним з найбільш визнаних та гнучких інструментів для такого детального аналізу є метод МК, який завдяки своїй здатності відтворювати стохастичну природу поширення фотонів зарекомендував себе як "золотий стандарт" у розсіювальних середовищах [6]. Розглянемо детальніше принципи та ключові етапи цього методу.

Метод МК – це широкий клас обчислювальних алгоритмів, що покладаються на повторну випадкову вибірку для отримання числових результатів. В контексті транспорту випромінювання, метод МК полягає у статистичному моделюванні траєкторій великої кількості індивідуальних фотонів (або фотонних пакетів) під час їхнього поширення в середовищі. Кожна взаємодія фотона з середовищем (поглинання, розсіяння, проходження через межу розділу) розглядається як імовірнісний процес, що описується відповідними функціями розподілу ймовірностей. Життєвий цикл кожного фотонного пакету в симуляції МК включає декілька ключових етапів[6].

Спочатку відбувається запуск фотона: фотонному пакету присвоюється початкова вага (зазвичай одинична), координати та напрямок поширення, що відповідають параметрам джерела випромінювання. Для симуляції вузькоколімованого пучка фотон запускається ортогонально до поверхні тканини. За наявності невідповідності показників заломлення на межі середовища враховується дзеркальне відбиття, і вага фотона відповідно зменшується згідно з формулами Френеля.

Після того, як фотон запущений у середовище, наступним кроком є визначення довжини його вільного пробігу (крок фотона) s – відстань, яку фотон проходить між двома послідовними взаємодіями. Ця величина є випадковою і генерується з експоненційного розподілу, що визначається повним коефіцієнтом взаємодії середовища $\mu_t = \mu_a + \mu_s$ (де μ_a – коефіцієнт поглинання, μ_s – коефіцієнт розсіювання):

$$s = -\frac{\ln(\xi)}{\mu_t}, \quad (1)$$

де ξ – випадкове число, рівномірно розподілене в інтервалі $(0, 1)$. У багатошарових середовищах враховується можливість проходження фотоном декількох шарів до взаємодії.

Маючи визначену довжину кроку, фотон здійснює переміщення в середовищі. Координати фотона оновлюються відповідно до обраної довжини кроку s та поточного напрямку його поширення, що задається напрямними косинусами (μ_x, μ_y, μ_z):

$$\begin{aligned} x_{new} &= x_{old} + \mu_x \cdot s \\ y_{new} &= y_{old} + \mu_y \cdot s \\ z_{new} &= z_{old} + \mu_z \cdot s \end{aligned} \quad (2)$$

Після завершення цього кроку, відбувається взаємодія фотона з середовищем, першим аспектом якої є поглинання: частина ваги фотонного пакету ΔW поглинається середовищем, що визначається як:

$$\Delta W = W \cdot \left(\frac{\mu_a}{\mu_t}\right). \quad (3)$$

Ця поглинута вага додається до відповідного елементу сітки, що представляє розподіл поглинутої енергії в тканині, а поточна вага фотона оновлюється:

$$W_{new} = W_{old} - \Delta W. \quad (4)$$

Якщо після поглинання фотонний пакет зберіг частину своєї ваги, він зазнає розсіювання, що змінює напрямок його подальшого руху. Новий напрямок визначається кутом відхилення θ (зазвичай згідно з функцією фазового розсіювання Хені-Грінштейна, що характеризується фактором анізотропії g) та азимутальним кутом ψ (рівномірно з діапазону $[0, 2\pi]$). У процесі свого поширення, фотон може досягти межі розділу між різними шарами тканини або межі тканини з навколишнім середовищем, в такому випадку його подальша доля (відбиття чи проходження) визначається імовірно на основі кута падіння та показників заломлення середовищ (закон Снеліуса та формули Френеля). При відбитті напрямок фотона змінюється, а при проходженні в інший шар оптичні властивості для розрахунку наступного кроку змінюються, і залишковий шлях фотона масштабується. Незалежно від типу взаємодії, трасування кожного окремого фотона завершується, якщо він виходить за межі модельованого середовища або його вага падає нижче певного порогового значення (W_{th}). В останньому випадку застосовується метод стохастичного виживання, за якого фотон має шанс залишитися зі збільшеною вагою W/m або бути виключеним із моделі. Таким чином, послідовне виконання цих етапів для великої кількості фотонних пакетів дозволяє статистично достовірно відтворити процес транспорту випромінювання.

В роботі [12] для дослідження поляризаційних властивостей БТ методом комп'ютерного моделювання було розглянуто три типи модельних об'єктів: система впорядкованих прямолінійних двопротенезаломлюючих циліндрів (кількість $N=55$, $\Delta n=1,5 \times 10^{-3}$, діаметр $\otimes=50\mu m$), система криволінійних (колоподібних, $R=500\mu m$) оптико-анізотропних циліндрів з аналогічними параметрами, та двошарова система, що є послідовним розташуванням сіток "прямолінійних" та "криволінійних" циліндрів. Такий вибір об'єктів дозволив адекватно описати та проаналізувати поляризаційні властивості реальних біологічних кристалів, що формують фібрилярну структуру позаклітинної матриці різних типів тканин людини, таких як м'язова, кісткова та сполучна тканини. Також у роботі представлені теоретично обчислені

координатні розподіли матричних елементів сіток циліндричних одноосних кристалів для цих трьох типів.

Обчислення елементів матриці Мюллера x_{ik} та y_{ik} для одношарових систем проводилося на основі співвідношення (5):

$$f_{ik}(\rho, \delta) = \begin{cases} f_{22} = \cos^2 2\rho + \sin^2 2\rho \cos \delta; \\ f_{23;32} = \cos 2\rho \sin 2\rho (1 - \cos \delta); \\ f_{33} = \sin^2 2\rho + \cos^2 2\rho \cos \delta; \\ f_{34;43} = \pm \cos 2\rho \sin \delta; \\ f_{24;42} = \pm \sin 2\rho \sin \delta; \\ f_{44} = \cos \delta. \end{cases} \quad (5)$$

де ρ – напрям орієнтації оптичної осі двопронезаломлюючої фібрили; $\delta = 2\pi/\lambda \Delta n d$ – фазовий зсув, що виникає між взаємно перпендикулярними компонентами амплітуди лазерного випромінювання з довжиною хвилі λ , яке проходить через фібрилу товщиною d з показником двопронезаломлення Δn .

Сукупність елементів матриці Мюллера (f_{ik}) для парціального шару біологічних кристалів визначається підсумовуванням внесків від окремих двопронезаломлюючих кристалів, причому головні відмінності між оптичними властивостями окремих шарів полягають у різному двопронезаломленні та розподілах орієнтаційних (ρ) і фазових (δ) параметрів. Виходячи з цього, поляризаційні властивості таких оптично анізотропних об'єктів, як багатошарова тканина, описуються як добуток матриць Мюллера окремих парціальних шарів, що дозволяє моделювати широкий спектр реальних біологічних структур. Представлення елементів матричного оператора у розгорнутому вигляді наведено нижче (6).

$$f_{ik}(\rho_x, \rho_y, \delta_x, \delta_y) = \begin{cases} f_{22} = y_{22}x_{22} + y_{23}x_{23} + y_{24}x_{24}; \\ f_{23} = y_{22}x_{23} + y_{23}x_{33} + y_{24}x_{43}; \\ f_{32} = y_{32}x_{22} + y_{33}x_{32} + y_{34}x_{42}; \\ f_{33} = y_{32}x_{23} + y_{33}x_{33} + y_{34}x_{43}; \\ f_{34} = y_{32}x_{24} + y_{33}x_{34} + y_{34}x_{44}; \\ f_{43} = y_{42}x_{23} + y_{43}x_{33} + y_{44}x_{43}; \\ f_{24} = y_{22}x_{24} + y_{23}x_{34} + y_{24}x_{44}; \\ f_{42} = y_{42}x_{22} + y_{43}x_{32} + y_{44}x_{42}; \\ f_{44} = y_{42}x_{24} + y_{43}x_{34} + y_{44}x_{44}. \end{cases} \quad (6)$$

Аналіз Мюллер-матричних зображень (ММЗ) модельних сіток оптично одноосних циліндричних кристалів виявив, що сукупність ММЗ елементів $f_{ik}(X, Y)$ всіх типів характеризується індивідуальними координатними розподілами власних значень. При цьому координатна структура ММЗ для парціальних шарів кристалічних сіток (x_{ik} та y_{ik}) є симетричною відносно ортогональних напрямів ОХ, ОУ, тоді як для ММЗ двошарової сітки (f_{ik}) характерна асиметрична структура.

Сукупність елементів матриці Мюллера $f_{ik}(X, Y)$ двопронезаломлюючої складової БТ було умовно розділено на дві групи: "орієнтаційні" ($f_{22,23,32,33}$), що переважно характеризують вплив напрямів оптичних осей біологічних кристалів на зміну азимута поляризації опромінюючої хвилі, та "фазові" ($f_{24,42,34,44}$), які описують взаємні перетворення

лінійних станів поляризації в еліптичні і навпаки. Цей підхід розділення елементів ММ було розроблено в [5]. Аналіз показав, що переважний вплив орієнтацій оптичних осей $\rho_y(X, Y)$ сукупності криволінійних циліндрів на поляризаційні властивості двошарової системи виявляється у координатних розподілах її "орієнтаційних" матричних елементів. Водночас для оптико-анізотропних властивостей двошарової кристалічної сітки, що визначаються сукупністю ММЗ "фазових" елементів, характерна "перевага" поляризаційних властивостей, що описуються сукупністю елементів матриці Мюллера $x_{ik} [\rho_x(X, Y) = const; \delta_x(X, Y)]$ сітки прямолінійних циліндричних кристалів.

В роботі [13] аналіз отриманих поляризаційних карт, що відображають просторові розподіли азимутів та еліптичностей, для мереж, сформованих оптично одноосними циліндрами, виявив наступні ключові закономірності. Незалежно від кількості шарів, карти завжди демонстрували координатну неоднорідність з повним діапазоном зміни параметрів поляризації. Однак, за невеликої кількості шарів, наприклад трьох, лінії однакових значень азимутів та еліптичностей поляризації утворювали незамкнені, відкриті структури. Зі збільшенням кількості шарів, зокрема до п'яти, ці лінії трансформувалися у замкнені контури, що були витягнуті вздовж геометричних осей модельних циліндрів. Подальше збільшення числа шарів, наприклад до п'ятнадцяти, призводило до чіткого формування так званих поляризаційних доменів – областей з практично постійними значеннями параметрів поляризації. Для цих доменів було характерне збільшення ексцентриситету, тобто витягнутості форми, та поява двох переважних масштабів геометричних розмірів, що вказує на укрупнення та впорядкування поляризаційної структури зі зростанням глибини зондування модельної тканини.

У контексті моделювання взаємодії випромінювання з тканиною система рівнянь (6) допускає однозначний розв'язок "прямої" задачі яка полягає у розрахунку макроскопічних вимірюваних величин на основі відомих мікроскопічних оптичних властивостей тканини (геометрія, кількість шарів, товщина, $\mu_a(\lambda)$, $\mu_s(\lambda)$, $g(\lambda)$, $n(\lambda)$ для кожної довжини хвилі λ) та параметрів джерела випромінювання (тип пучка, розміри, початкова потужність/енергія, довжина хвилі). Виконується трасування великої кількості фотонних пакетів, і в результаті розраховуються такі величини, як дифузне відбиття (Reflectance, R_d), пропускання (Transmittance, T_t) та розподіл поглинутої енергії (Absorption, A) або флюенсу (Fluence, Φ) всередині тканини, де $\Phi(x, y, z) = A(x, y, z) / \mu_a(x, y, z)$. Ці величини можуть бути просторово-та/або кутово-розподіленими і є критично важливими для дозиметрії та діагностики [14]. Однак, у багатьох практичних застосуваннях, особливо в діагностиці, стоїть протилежне завдання: визначити невідомі внутрішні оптичні властивості тканини на основі експериментально виміряних макроскопічних оптичних сигналів. Це завдання відоме як обернена задача в оптиці тканин.

Обернена задача в оптиці тканин полягає у визначенні невідомих внутрішніх оптичних властивостей тканини (μ_a , μ_s , g) на основі експериментально виміряних макроскопічних оптичних сигналів [14]. Це значно складніша задача, що часто є математично некоректним та фізично неоднозначним. Метод МК безпосередньо не розв'язує обернену задачу, але відіграє ключову роль у ітераційних алгоритмах її розв'язання. Цей процес включає побудову бази даних або моделі за допомогою симуляцій МК (пряма задача), ітераційне порівняння експериментальних даних з результатами моделювання, та застосування алгоритмів оптимізації для мінімізації розбіжності шляхом зміни оцінок оптичних властивостей. На кожному кроці ітерації може виконуватися нова симуляція МК з оновленими параметрами до досягнення задовільного збігу. Отже, незважаючи на те, що метод МК безпосередньо не розв'язує обернену задачу, він є незамінним інструментом для її реалізації.

На підставі наведеного можна стверджувати, що метод МК є одним із найточніших підходів для моделювання транспорту світла в складних середовищах. Він добре адаптується до різноманітних геометричних конфігурацій і умов, забезпечує високий рівень деталізації

розподілу світла та часто застосовується як еталон для перевірки наближених аналітичних моделей. Водночас, для отримання статистично значущих результатів необхідно трасувати велику кількість фотонів, що зумовлює високі обчислювальні витрати та тривалий час обробки. Крім того, результати такого моделювання неминуче містять певний рівень статистичного шуму.

Попри високу ефективність методу МК як інструмента для моделювання, адекватний опис взаємодії фотонів із БТ, які є оптично складними та гетерогенними середовищами, вимагає обов'язкового врахування спектральної залежності їхніх оптичних властивостей. У роботі [15] продемонстровано переваги такого підходу, зокрема ефективність мультиспектрального аналізу порівняно з традиційним однохвильовим, що значно підвищує точність і діагностичну інформативність моделювання. Фундаментальним обґрунтуванням мультиспектрального моделювання є те, що основні компоненти біологічної нешкірної м'якої тканини, такі як гемоглобін (в його окси- та дезоксиформах), вода, меланін та ліпіди, характеризуються унікальними та суттєво відмінними спектрами поглинання та розсіювання у видимому та ближньому інфрачервоному діапазонах [16].

Це означає, що випромінювання різних довжин хвиль взаємодіє з тканиною по-різному: одні довжини хвиль сильніше поглинаються певними хромофорами, інші – менше, що призводить до різної глибини проникнення та різного просторового розподілу світла (флюенсу) всередині тканини. Наприклад, як ілюструє рис. 1, спектри поглинання ключових хромофорів БТ демонструють значну варіативність, виділяючи так зване "діагностичне вікно" або "вікно прозорості" в ближньому інфрачервоному діапазоні, де сукупне поглинання є мінімальним, що дозволяє світлу проникати на більшу глибину. Ігнорування цієї спектральної варіативності призводить до втрати значної частини інформації та потенційно неточних або неповних висновків про стан тканини.

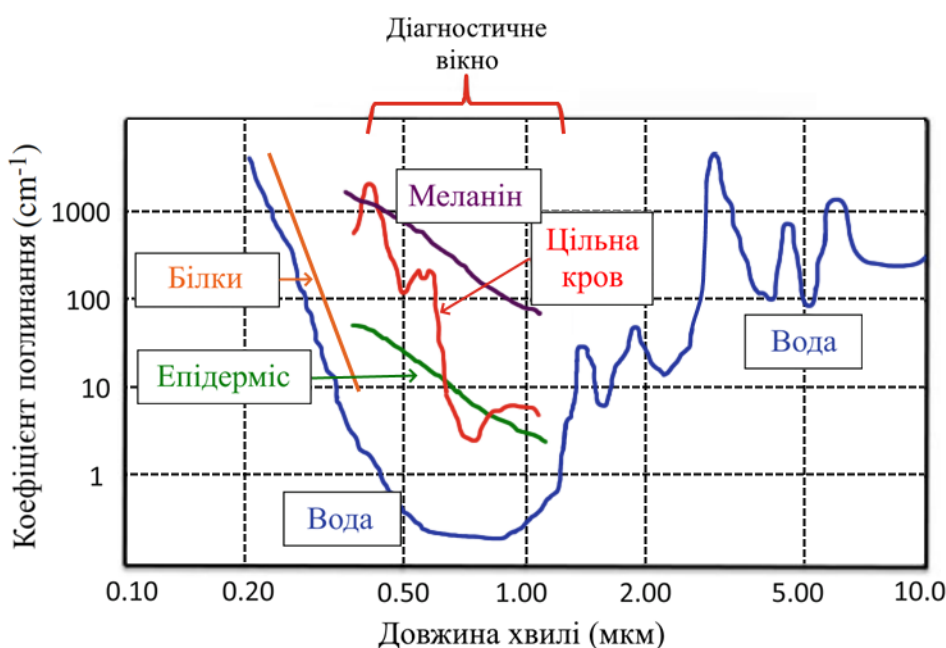


Рис. 1. Коефіцієнти поглинання основних компонентів біологічних тканин, джерело: Keiser G. BiophotonicsConceptsto Applications. Springer. 2016.345 p.

Дослідження [15] зосереджується на кількісній оцінці оптичних властивостей двошарових моделей тканин за допомогою гіперспектральної візуалізації та моделювання МК. Ключовим результатом роботи є демонстрація того, що одночасний аналіз спектрів дифузного відбиття, отриманих на декількох довжинах хвиль та з різних просторових позицій джерела випромінювання та детектора, значно підвищує точність визначення оптичних параметрів ($\mu_a(\lambda)$, $\mu_s'(\lambda)$) та структурних характеристик (наприклад, товщини шару) порівняно з

підходами, що використовують обмежений набір даних. Це дозволяє не тільки врахувати спектральну залежність μ_a та μ_s' , але й отримати інформацію про розподіл світла на різних глибинах, що є критично важливим для характеристики багатошарових структур. Застосування декількох (двох чи трьох) ретельно обраних довжин хвиль для моделювання є мінімальною вимогою для того, щоб почати використовувати переваги мультиспектрального підходу. Вибір цих довжин хвиль має бути обґрунтований спектральними особливостями цільових хромофорів та діапазоном "вікна прозорості" тканини, щоб забезпечити достатню глибину проникнення та чутливість до досліджуваних змін. Результат, представлений у роботі [15], підкреслює важливість мультиспектрального підходу. Аналогічно, необхідність врахування інформації з декількох спектральних каналів для підвищення достовірності діагностики була продемонстрована і в інших дослідженнях, зокрема під час розробки поляризаційних методів.

Вибір декількох спектральних діапазонів для моделювання взаємодії фотонів з БТ є стратегічно важливим кроком, що дозволяє отримати більш повну та диференційовану інформацію про її оптико-структурні властивості. Обґрунтованість такого підходу підтверджується дослідженнями, спрямованими на підвищення достовірності оптичної діагностики. Зокрема, в роботі [17] було розроблено та успішно апробовано метод поляризаційної діагностики, що базується на вимірюванні орієнтаційних параметрів фібрил БТ на двох різних довжинах хвиль – 632 нм та 450 нм. Автори продемонстрували, що використання саме двох спектральних каналів, з подальшим інтелектуальним аналізом отриманих орієнтаційних зображень, дозволяє суттєво підвищити достовірність диференціації стану тканини (наприклад, "норма" – "патологія") порівняно з однохвильовими методами. Таке підвищення точності (з 83,7% до понад 90%) досягається за рахунок отримання додаткової інформації про взаємодію світла з тканиною.

Таким чином, досвід, представлений у роботах [15] та [17], свідчить, що мультиспектральний підхід у моделюванні взаємодії фотонів з БТ не просто бажаний, а є необхідним для отримання повної та точної інформації. Він дозволяє перейти від усереднених характеристик до більш детального розуміння того, як різні компоненти тканини взаємодіють зі світлом на різних довжинах хвиль, що є фундаментальною основою для розробки ефективних методів оптичної діагностики та терапії. Це, у свою чергу, є вагомим аргументом для використання мультиспектральних даних як вхідних для будь-якого методу моделювання, включно з методом Ковіна, оскільки багатство та різноманітність інформації, отриманої на декількох довжинах хвиль, забезпечать більш надійну основу для подальшого аналізу статистичних та кореляційних властивостей розсіяного світла. Отже, мультиспектральний аналіз є ключем до отримання більш повної та точної інформації про стан БТ. У той час як метод МК є визнаним стандартом для моделювання транспорту світла, існують і альтернативні підходи, що фокусуються на аналізі специфічних характеристик розсіяного світла, як-от поляризаційні властивості. Одним з таких підходів є метод, розроблений Стівеном Ковіном, який розглядає БТ як двокомпонентну систему, що складається з аморфної та кристалічної фаз. Детальний розгляд принципів цього методу та його адаптації для мультиспектрального аналізу представлено в наступному розділі.

Двокомпонентна модель біологічної тканини за Ковіном та перспективи її мультиспектрального застосування

Для адекватного опису взаємодії поляризованого оптичного випромінювання з БТ та розробки ефективних методів діагностики ключовим є розуміння їх структурно-оптичної організації. У цьому контексті, зокрема для вдосконалення методів оптичної діагностики, особливої уваги заслуговує концептуалізація БТ як двокомпонентної системи, що активно досліджувалася Ковіном та описана у роботах [11,18,19]. Згідно з цим підходом, БТ розглядається як сукупність аморфної та кристалічної складових. Поряд з аналізом інтенсивності світла, для повної характеристики взаємодії поляризованого випромінювання з

такими середовищами застосовується Мюллер-матричний формалізм, який описує перетворення вектора Стокса.

Аморфна компонента БТ, що включає жири, ліпіди та неструктуровані протеїни, характеризується оптичною ізотропією. Її взаємодія зі світлом не залежить від напрямку поляризації і полягає переважно в поглинанні та ізотропному розсіянні, що призводить до загального ослаблення інтенсивності. В рамках Мюллер-матричного підходу внесок аморфної складової у загальну матрицю тканини характеризує її атенуючі властивості без суттєвих поляризаційних змін.

Натомість кристалічна компонента, сформована переважно двопротенезаломлюючими протеїновими волокнами (такими як колаген, еластин, міозин) та неорганічними структурами, є головним джерелом оптичної анізотропії тканини. Кожне таке волокно може бути змодельоване як оптично одновісний кристал. Їхня просторова організація формує архітектонічну сітку БТ, що зумовлює її макроскопічні анізотропні та поляризаційні властивості. Дослідження Ковіна показали, що упорядковані структури сполучної тканини демонструють самоподібність у широкому діапазоні розмірів. Оптичні властивості цієї анізотропної компоненти моделюються властивостями оптично одновісних кристалів [18,19].

Таке двокомпонентне структурно-оптичне представлення БТ створює теоретичну основу для інтерпретації даних. Інтеграція цього підходу з мультиспектральним аналізом відкриває значні перспективи для поглибленого та більш диференційованого дослідження. Оскільки спектральні характеристики поглинання та розсіяння як аморфних, так і кристалічних компонент є унікальними, використання декількох ретельно обраних довжин хвиль у моделюванні за методом Ковіна дозволяє отримати низку переваг. По-перше, це дає можливість диференціювати відносні внески аморфної та кристалічної складових у загальний сигнал розсіяння, оскільки співвідношення їхніх оптичних параметрів буде варіювати зі зміною довжини хвилі. По-друге, такий підхід підвищує чутливість до специфічних фізіологічних та патологічних змін, оскільки різні довжини хвиль можуть бути селективно чутливими до змін концентрації конкретних хромофорів або структурних альтерацій в межах кожної з компонент. По-третє, це дозволяє отримати більш повну та багатовимірну характеристику стану тканини шляхом комбінування інформації, отриманої в різних спектральних діапазонах.

Таким чином, необхідність переходу до використання різних спектральних діапазонів у моделюванні взаємодії фотонів з БТ зумовлена фундаментальною спектральною залежністю оптичних властивостей її складових та прагненням отримати максимально повну та диференційовану діагностичну інформацію, що неможливо при однохвильовому аналізі. Одночасно, застосування моделювання за методом Ковіна, що ґрунтується на статистичному та поляризаційному аналізі розсіяного світла в межах двокомпонентної структурної моделі тканини, замість традиційного підходу МК, демонструє потенціал до підвищення чутливості виявлення мікроструктурних та поляризаційних змін у БТ. Крім того, такий підхід потенційно забезпечує вищу обчислювальну ефективність у вилученні специфічних діагностичних параметрів порівняно з методом МК, що орієнтований переважно на розрахунок флюенсу. Синергетичне поєднання мультиспектрального аналізу з моделюванням за методом Ковіна формує методологічну платформу для детальної та диференційованої характеристики оптико-структурних властивостей БТ, що є перспективним напрямом розвитку неінвазивних методів оптичної діагностики та сприяє глибшому розумінню оптичних біомаркерів різних фізіологічних і патологічних станів.

Висновки

У результаті проведеного аналізу було встановлено, що поєднання мультиспектрального підходу з моделлю Ковіна, яка враховує двокомпонентну структурно-оптичну організацію біологічної тканини, створює ефективну теоретичну та практичну основу для вдосконалення

оптичної діагностики. Застосування декількох довжин хвиль дозволяє диференційовано оцінювати внески аморфної та кристалічної компонент, підвищуючи чутливість до мікроструктурних та поляризаційних змін. Порівняно з традиційним методом Монте-Карло, метод Ковіна забезпечує не лише обчислювальну ефективність, а й ширші можливості для виявлення діагностично релевантних біомаркерів, що робить його перспективним напрямом подальших досліджень у галузі біомедицинської оптики.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Xueding Wang, Gang Yao, Lihong V. Wang. Monte Carlo model and single-scattering approximation of the propagation of polarized light in turbid media containing glucose. *Applied Optics*. 2002. Vol. 41, № 1. P. 792–801.
2. Xueding Wang, Lihong V. Wang. Propagation of polarized light in birefringent turbid media: time-resolved simulations. *Optics Express*. 2001. Vol. 9, № 5. P. 254–259.
3. Shuliang Jiao, Lihong V. Wang. Two-dimensional depth-resolved Mueller matrix of biological tissue measured with double-beam polarization-sensitive optical coherence tomography. *Optics Letters*. 2002. Vol. 27, № 2. P. 101–103.
4. Ушенко О. Г. Лазерна поляриметрія світлорозсіюючих об'єктів і середовищ: автореф. дис. на здобуття наук. ступеня д-ра фіз.-мат. наук : 01.04.05. Чернівці, 2001. 334 с.
5. Statistical and Fractal Structure of Biological Tissue Mueller Matrix Images / O. V. Angelsky et al. *Optical Correlation Techniques and Applications*, SPIE, Bellingham. 2007. P. 213–266.
6. Wang L.-H., Jacques S. L. Monte Carlo Modeling of Light Transport in Multi-layered Tissues in Standard C : University of Texas, M. D. Anderson Cancer Center, 1992. 173 p.
7. Ушенко О. Г., Заболотна Н. І. Мюллер-матрична двовимірна томографія багатошарових полікристалічних мереж біологічних тканин і рідин. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2010. № 2. С. 156–162.
8. Evolution of Statistic Moments of 2D-Distributions of Biological Liquid Crystal Net Mueller Matrix Elements in the Process of Their Birefringent Structure Changes / A. G. Ushenko et al. *Advances in Optical Technologies*. 2010. №1. P. 1–8.
9. Ushenko A. G., Pishak V. P. Laser Polarimetry of Biological Tissues: Principles and Applications. *Coherent Domain Optical Methods*. Springer. New York, 2004. Vol. 1. P. 93–138.
10. Ushenko A. G. Polarization structure of laser scattering fields : *Optical Engineering*. 1995. Vol. 34, № 4. P. 1088–1093.
11. Cowin S. C. How is a tissue built? *Journal of Biomedical Engineering*. 2000. Vol. 122, № 6. P. 553–568.
12. Моделювання та аналіз Мюллер-матричних зображень багатошарових полікристалічних мереж з детермінованими розподілами орієнтаційних та фазових параметрів. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2011. № 1, т. 21. С. 82–92.
13. Заболотна Н. І. Аналітичні основи поляризаційного картографування багатошарових двопробне-заломлюючих полікристалічних мереж. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2011. № 2. С. 110–117.
14. Wang L. V., Wu H. I. Biomedical Optics: Principles and Imaging : John Wiley & Sons. 2012. 376 p.
15. Quantification of the optical properties of two-layered turbid media by simultaneously analyzing the spectral and spatial information of steady-state diffuse reflectance spectroscopy / Te-Yu Tseng et al. *Biomed. Opt. Express*. 2011. №2. P. 901–914.
16. Keiser G. Biophotonics Concepts to Applications. Springer. 2016. 345 p.
17. Заболотна Н. І., Окарський Г. Г., Орловський О. А.. Метод та автоматизована система двохвильової поляризаційної діагностики біологічних тканин за аналізом їх орієнтаційних зображень. Матеріали І науково-технічної конференції підрозділів ВНТУ, 10-12 березня 2021 р. Вінниця. 2021. 3 с.
18. Оптичні поляризаційні і кореляційні методи діагностики фазово-неоднорідних біологічних структур: навч.-метод. посіб. / Ушенко О. Г. та ін. Чернівці, 2021. 44 с.
19. Statistical, correlation, and topological approaches in diagnostics of the structure and physiological state of birefringent biological tissues / O. V. Angelsky et. al. *Handbook of Photonics for Biomedical Science*. 2010. P. 319–358.

Стаття надійшла до редакції 02.06.2025.

Стаття пройшла рецензування 09.06.2025.

Швидюк Олег Сергійович – аспірант, факультет інформаційних електронних систем,
e-mail: olehshvydiuk@gmail.com.

Вінницький національний технічний університет.