

УДК 681.518.3: 535.243.2

**В. Г. Петрук, д. т. н., проф.; С. М. Кватернюк; І. В. Васильківський, к. т. н.;  
А. П. Іванов, д. ф.-м. н., проф.; В. В. Барун**

## **НЕІНВАЗІЙНИЙ СПЕКТРОПОЛЯРИМЕТР ЗОБРАЖЕНЬ ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ БІОТКАНИН ТА ГУМОРАЛЬНИХ СЕРЕДОВИЩ**

*Запропоновано системи автоматизованого контролю біотканин in vivo та оптично м'яких частинок гуморальних середовищ in vitro на основі методу спектрополяриметричних зображень.*

### **Вступ**

Останнім часом у зв'язку з бурхливим розвитком оптичних технологій спостерігається їх активне проникнення і застосування в медицині. З'являються і розвиваються нові засоби, що досліджують різні оптичні характеристики біотканин і гуморальних середовищ. З позицій раннього діагностування ракових захворювань слизових оболонок основний інтерес мають зміни, що протікають у поверхневому (епітеліальному) шарі біотканини та оптично м'яких частинках гуморальних рідин. Для аналізу цих змін можливо використувати спектри коефіцієнта дифузного відбивання епітелію та спектри коефіцієнта затухання гуморальних рідин [1, 2]. Суттєвою проблемою в даному випадку є виділення розсіювання при значному дифузному фоні, яке виникає від інших шарів шкіри.

### **Постановка задачі**

*Метою дослідження є розроблення нових засобів контролю спектрополяризаційних характеристик біотканин та гуморальних середовищ для забезпечення можливості підвищення достовірності діагностики їх стану. Гуморальні рідини є складними природними полідисперсними системами, що містять дисперсні частки різних розмірів і форми, різні речовини (колоїдні та істинні розчини), які знаходяться у складній взаємодії як між собою, так і із завислими у них дисперсними частками. Гуморальні рідини мають набір міжнародно стандартизованих параметрів, які необхідно контролювати, причому параметри для норми (умовно здорових реципієнтів) та різноманітних патологій визначені досить чітко.*

### **Математична модель формування спектрополяриметричних зображень біотканин та гуморальних середовищ**

У загальному вигляді досліджуване оптичне середовище характеризується квадратною матрицею з 16 елементів ( $4 \times 4$ ), названою матрицею Мюллера (ММ). Для отримання достовірної діагностичної інформації про стан біотканин і гуморальних середовищ при проведенні спектрополяризаційних досліджень необхідно отримати і дослідити елементи матриці Мюллера. Елементи ММ можуть бути експериментально визначені при вимірюванні повного набору параметрів Стокса (ПС), принаймні, для 4-х станів поляризації зондувального випромінювання.

Матричні рівняння, які описують перетворення початкового випромінювання з вектором Стокса  $\mathbf{S}_0$  в реєстроване випромінювання з вектором Стокса  $\mathbf{S}_p$ , відповідно оптичній схемі, що включає послідовно встановлені джерело лінійно поляризованого випромінювання, ФП1, досліджуваний розсіювальний об'єкт, ФП2, лінійний поляризатор (аналізатор) і фотоприймач, мають вигляд:

$$\mathbf{S} = \mathbf{M} \cdot \mathbf{F}_1 \cdot \mathbf{S}_0; \quad \mathbf{S}_p = \mathbf{A} \cdot \mathbf{F}_2 \cdot \mathbf{S}, \quad (1)$$

де  $\mathbf{S}$ ,  $\mathbf{S}_p$  — вектори Стокса випромінювання розсіяного об'єктом і реєстрованого фотоприймачем, відповідно;  $\mathbf{A}$ ,  $\mathbf{F}_1$ ,  $\mathbf{F}_2$ ,  $\mathbf{M}$  — матриці Мюллера аналізатора, ФП1, ФП2 і досліджуваного об'єкта, відповідно.

Поляризаційні характеристики випромінювання розглядаються в декартовій системі

координат, де світло поширюється уздовж осі  $z$ . Використано вертикально лінійно поляризоване випромінювання і лінійний аналізатор з горизонтальним розміщенням його осі пропускання. Азимути швидких осей ФП1 і ФП2 відраховуються від осі  $x$  і позначаються відповідно  $\vartheta_1$  і  $\vartheta_2$ , а різниці фаз, що задаються ними,  $\delta_1$  і  $\delta_2$ . Елементи ММ об'єкта позначаються  $m_{ij}$  ( $i, j = 1 \dots 4$ ). У цих умовах вирази для ПС, що нормовані на інтенсивність зондувального випромінювання  $I_0$ , яке потрапляє на об'єкт, записуються у вигляді:

$$\begin{cases} p_1^0 = -(\cos^2 2\vartheta_1 + \sin^2 2\vartheta_1 \cos \delta_1); \\ p_2^0 = -\cos 2\vartheta_1 \sin 2\vartheta_1 (1 - \cos \delta_1); \\ p_3^0 = -\sin \delta_1 \sin 2\vartheta_1. \end{cases} \quad (2)$$

Виконавши перше матричне множення (1), отримуємо вираз для ПС розсіяного об'єктом випромінювання через початкову інтенсивність  $I_0$ , нормовані ПС зондувального випромінювання і елементи ММ об'єкта:

$$\begin{cases} I = I_0 (m_{11} + p_1^0 m_{12} + p_2^0 m_{13} + p_3^0 m_{14}); \\ P_1 = I_0 (m_{21} + p_1^0 m_{22} + p_2^0 m_{23} + p_3^0 m_{24}); \\ P_2 = I_0 (m_{31} + p_1^0 m_{32} + p_2^0 m_{33} + p_3^0 m_{34}); \\ P_3 = I_0 (m_{41} + p_1^0 m_{42} + p_2^0 m_{43} + p_3^0 m_{44}). \end{cases} \quad (3)$$

При фіксованих положеннях ФП1 і обертанні ФП2 реєстрована інтенсивність випромінювання подається рядом Фур'є, що містить постійний член і складові, які включають тригонометричні функції кутів  $\vartheta_2$  положень ФП2

$$I = a_0 + b_2 \sin 2\vartheta_2 + a_4 \sin 4\vartheta_2 + b_4 \sin 4\vartheta_2.$$

Коефіцієнти Фур'є  $a_0$ ,  $b_2$ ,  $a_4$ ,  $b_4$  обчислюються за результатами вимірювання інтенсивності реєстрованого випромінювання при обертанні ФП2, а за ними, у свою чергу, можна розрахувати параметри Стокса  $I$ ,  $P_1$ ,  $P_2$ ,  $P_3$  розсіяного випромінювання за формулами [5]. Вирази, що зв'язують вимірювані коефіцієнти Фур'є з елементами ММ

$$\begin{cases} a_0 = (m_{11} + p_1^0 m_{12} + p_2^0 m_{13} + p_3^0 m_{14}) \frac{I_0}{2} + \frac{1 + \cos \delta_2}{1 - \cos \delta_2} a_4 = A_0 \frac{I_0}{2} + \frac{1 + \cos \delta_2}{1 - \cos \delta_2} a_4; \\ a_4 = \frac{I_0}{2} \frac{1 - \cos \delta_2}{2} (m_{21} + p_1^0 m_{22} + p_2^0 m_{23} + p_3^0 m_{24}) = \frac{I_0}{2} \frac{1 - \cos \delta_2}{2} A_4; \\ b_4 = \frac{I_0}{2} \frac{1 - \cos \delta_2}{2} (m_{31} + p_1^0 m_{32} + p_2^0 m_{33} + p_3^0 m_{34}) = \frac{I_0}{2} \frac{1 - \cos \delta_2}{2} B_4; \\ b_2 = -\frac{I_0}{2} \sin \delta_2 (m_{41} + p_1^0 m_{42} + p_2^0 m_{43} + p_3^0 m_{44}) = -\frac{I_0}{2} \sin \delta_2 B_2, \end{cases} \quad (4)$$

де  $A_0$ ,  $A_4$ ,  $B_4$ ,  $B_2$  – нормалізовані коефіцієнти Фур'є.

Додамо до виміряних і нормалізованих коефіцієнтів Фур'є зліва верхні індекси  $q$ , що позначають номер положення ФП1, і, виразивши нормовані ПС падаючого випромінювання через різницю фаз ФП1 та значення відповідних тригонометричних функцій кутів її швидкої осі при вибраних положеннях, отримуємо систему з 16 рівнянь, розв'язок якої дозволяє знайти елементи ММ.

Тоді формули розрахунку елементів ММ при виборі положень ФП1, що задаються кутами  ${}^q\vartheta_1 = 0, 30, 60, 90, 120, 150^\circ$ , відповідно для  $q = 0, 1, 2, 3, 4, 5$ :

$$\left\{ \begin{array}{l} m_{i1} = \frac{2({}^1F_i + {}^2F_i + {}^4F_i + {}^5F_i) - (1 + 3 \cos \delta_1)({}^0F_i + {}^3F_i)}{6(1 - \cos \delta_1)}; \\ m_{i2} = \frac{{}^1F_i + {}^2F_i + {}^4F_i + {}^5F_i - 2({}^0F_i + {}^3F_i)}{3(1 - \cos \delta_1)}; \\ m_{i3} = \frac{{}^2F_i - {}^1F_i - {}^4F_i + {}^5F_i}{\sqrt{3}(1 - \cos \delta_1)}; \\ m_{i4} = \frac{{}^5F_i + {}^4F_i - {}^2F_i + {}^1F_i}{2\sqrt{3} \sin \delta_1}. \end{array} \right. \quad (5)$$

де  ${}^1F_i$  залежно від номера рядка  $i$  слід замінити нормалізованими коефіцієнтами Фур'є:  ${}^qF_1 = {}^qA_0$ ,  ${}^qF_2 = {}^qA_4$ ,  ${}^qF_3 = {}^qB_4$ ,  ${}^qF_4 = {}^qB_2$ .

У випадку спектрополяриметрії зображень отримується масив з 16 зображень, що відповідають матрицям Мюллера для кожної довжини хвилі. Для використання у подальшій медичній діагностиці обираються ті зображення, що дозволяють з максимальною достовірністю діагностувати онкозахворювання слизових оболонок.

### Аналіз засобів спектрополяриметрії зображень біотканин і гуморальних середовищ

Проаналізуємо структуру відомого поляриметра зображення [3]. Він містить джерело випромінювання з розширювачем пучка, поляризатор, досліджуваний зразок, аналізатор, двомірний фотоприймач, комп'ютер. Як джерело випромінювання використаний гелій-неоновий лазер ( $\lambda = 633$  нм,  $P = 3$  мВт), після якого розташовані поворотний пристрій регулятора інтенсивності випромінювання з розміщеними в ньому лінійним поляризатором і  $\lambda/4$ -пластинкою і додатково введений перемішувач когерентності. У випадку використання лазерних джерел випромінювання для зображення є характерною спекл-структура (плямистість), що виникає за рахунок інтерференції випромінювання, дифрагованого на елементах оптичної схеми. Це усувається перемішувачем когерентності, шліфованим скляним диском, що постійно обертається за допомогою електродвигуна. В наслідок цього плями швидко рухаються по зображенню, і при усередненні за деякий досить великий у порівнянні з періодом обертання диску час їх дія зменшується. Поляризатор складений з першого лінійного поляризатора і  $\lambda/4$ -пластинки, розміщених у поворотному пристрої. Вхід комп'ютера через інтерфейс зв'язаний з відеокамерою, яка реєструє зображення зразка. Поворотні пристрої приводяться у дію кроковими двигунами, які керуються з комп'ютера. Положення поляризатора визначається позиційним сенсором та передається у комп'ютер.

Недоліком цього пристрою є його обмеження для роботи на одній довжині хвилі, на яку налаштований лазер та  $\lambda/4$ -пластинки компенсаторів. Розміри досліджуваного зразка обмежуються діаметром променя поляризатора 20 мм, що дає можливість аналізувати лише зразки біотканин і гуморальних рідин у кюветній камері. Поворотний пристрій повинен рухатись з кроком  $0,001^\circ$ , що вимагає прецизійних механічних вузлів.

Для виділення нормальних та патологічних біотканин необхідно отримати якомога контрастніше зображення відмінностей завдяки різній оптичній анізотропії. Крім того, необхідно, щоб зображення пошкодженої ділянки давало якомога більше інформації для її діагностування.

Цього можна досягнути, отримавши ряд зображень пошкодженої ділянки при різних довжинах хвиль ( $\lambda_{\min} \dots \lambda_{\max}$ ) та різних кутах обертання азимуту поляризатора і аналізатора з кроком  $45^\circ$ . Отримані зображення комплексно обробляються на комп'ютері із спеціалізованим програмним забезпеченням та проблемно-орієнтованою системою прийняття діагностичних рішень на основі нечіткої логіки. Сигнал з кожної точки зображення впливає на прийняття діагностичного рішення із відповідним ваговим коефіцієнтом.

Запропонований неінвазійний спектрополяриметр зображень (рис. 1) розроблений науковцями кафедри екології та екологічної безпеки ВНТУ та лабораторії оптики світлорозсі-

ювальних середовищ Інституту фізики ім. Степанова НАН Республіки Беларусь [4].

Пристрій містить монохроматор 1, поляризатор 2, поворотний пристрій поляризатора 3, об'єктив опромінювача 4, досліджуваний зразок 5, приймальний об'єктив 6, аналізатор 7, поворотний пристрій аналізатора 8, ПЗЗ-камеру 9, мікроконтролерний реєструвальний пристрій 10, комп'ютер 11, спеціалізоване програмне забезпечення для оброблення спектрополяризаційних зображень 12 та проблемно-орієнтовану експертну систему прийняття діагностичних рішень 13.

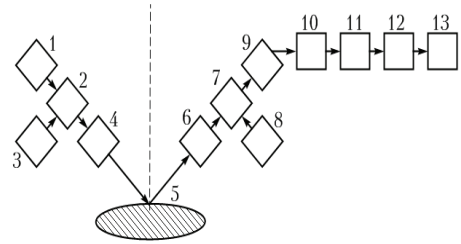


Рис. 1. Спектрополяриметр зображення

Пристрій працює таким чином. Випромінювання від перестроюваного монохроматора проходить через плівковий лінійний поляризатор, який розміщений на поворотному пристрої з фіксованими кутами обертання азимуту з кроком  $45^\circ$ . Один зі способів встановлення різної форми поляризації зондувального випромінювання здійснюється за допомогою фазової пластинки (ФП), встановленої перед досліджуваним об'єктом в падаючому на нього потоці лінійно поляризованого випромінювання в положення, що відрізняються орієнтацією своїх головних напрямів. Об'єктив спрямовує випромінювання на досліджуваний зразок біотканини. Приймальний об'єктив формує відбите зразком випромінювання. Далі світло проходить через плівковий лінійний аналізатор розміщений на поворотному пристрої з фіксованими кутами обертання азимуту з кроком  $45^\circ$  та потрапляє на ПЗЗ-камеру, підключену до комп'ютера через мікроконтролерний реєструвальний пристрій.

На рис. 2 показано запропоновану систему для автоматизованого контролю параметрів оптично м'яких частинок гуморальних середовищ. Випромінювання від перестроюваного монохроматора 2 проходить крізь волоконно-оптичних хвилевід 3 до поляриметричної системи. Монохроматор перестроюється з кроком  $0,625$  нм кроковим двигуном 1. Щілина монохроматора забезпечує смугу вихідного випромінювання  $20$  нм, та зміну робочої хвилі від  $400$  до  $1200$  нм. Далі випромінювання потрапляє на плівковий лінійний поляризатор, який розміщений на поворотному пристрої, що рухається з кроковим двигуном 2 з кроком  $0,5$ . Випромінювання проходить первинний вимірювальний перетворювач 6 – плоску кювету з тонким шаром досліджуваної гуморальної рідини. При дослідженні окремих часток шар рідини повинен складати порядку  $10-20$  мкм, при дослідженні сукупних параметрів часток (середнього розміру і форми) можливо збільшити товщину шару до  $1$  мм. Зображення, отримані при дослідженні шару гуморального середовища різної товщини, показані на рис. 3. Подальше збільшення шару призведе до значного впливу затухання та розсіювання у об'єкті контролю, що ускладнить адекватне трактування результатів вимірювань.

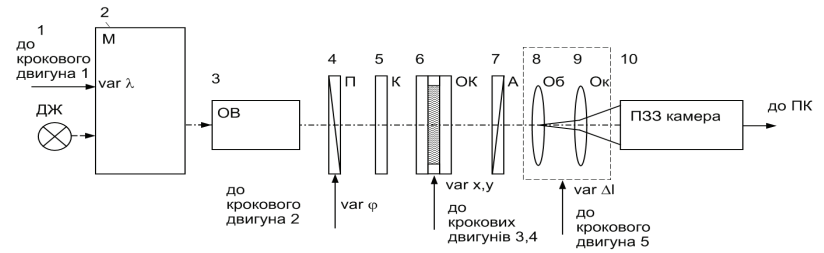
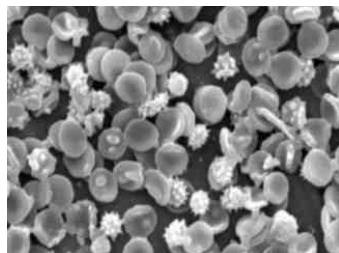
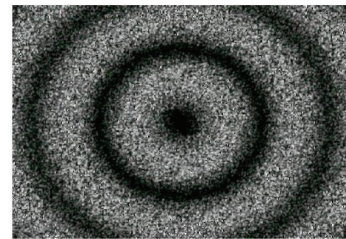


Рис. 2. Система автоматизованого контролю параметрів оптично м'яких частинок гуморальних середовищ



а)



б)

Рис. 3. Зображення отримані за умов: а – однократного та б – багатократного розсіювання при дослідженні шару гуморального середовища різної товщини

Оскільки параметри гуморальних середовищ суттєво залежать від температури у вимірювальному каналі, то на первинному вимірювальному перетворювачі встановлено цифровий сенсор температури, сигнал з якого подається до мікроконтролера і реєструється поряд з іншими даними експерименту.

При вимірюванні параметрів оптично м'яких частинок нативної крові термостатом підтримується стабільна температура  $+30 \pm 0,1^\circ\text{C}$ . Предметний столик з розміщеним об'єктом контролю може рухатись у двох напрямках за допомогою відповідних крокових двигунів 3 та 4. Далі світло проходить через плівковий лінійний аналізатор 7. Збільшення зображення до прийнятних розмірів здійснюється за допомогою оптичної системи мікроскопа 8, 9. Контрастне зображення при цьому виставляється автоматично за допомогою крокового двигуна 5. У результаті випромінювання реєструється на ПЗЗ-камерою 10.

### Висновки

Розроблена структура неінвазійного спектрополяриметра зображення дозволяє отримати велику кількість діагностичної інформації про досліджуваний об'єкт (біотканину чи гуморальне середовище) порівняно із традиційними засобами. Розроблено систему автоматизованого контролю параметрів оптично м'яких частинок гуморальних середовищ на основі методу спектрополяриметричних зображень *in vitro*. Подальше оброблення зображень за допомогою спеціалізованого програмного забезпечення та проблемно-орієнтованої експертної системи прийняття діагностичних рішень на основі нечіткої логіки забезпечує високу достовірність медичної діагностики та оперативне прийняття об'єктивно обґрунтованих рішень.

Відповідно до умов досліджень біотканин та гуморальних середовищ система первинних вимірювальних перетворювачів та об'єктивів може видозмінюватись — для неінвазійних досліджень біотканин можливе застосування інтегрованої сфери, що дозволяє отримувати деполаризоване світло і аналізувати поляризаційні характеристики випромінювання, які визначаються виключно анізотропією об'єкта контролю; для досліджень зразків гуморальних середовищ у кюветній камері при багатократному збільшенні за допомогою мікроскопа; у хірургії за допомогою мікросонда — пучка оптичних поляризаційно збережних волокон.

### СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Петрук В. Г. Контрольно-вимірювальна система для дослідження оптичних параметрів біотканин / В. Г. Петрук, Г. О. Черноволік, С. М. Кватернюк, А. П. Іванов, В. В. Барун // Вісник Вінницького політехнічного інституту. — 2006. — № 5. — С. 18—21.
2. Тучин В. В. Исследование биотканей методами светорассеивания / В. В. Тучин // Успехи физических наук. — 1997. — Т. 165. — Вып. 5. — С. 517—539.
3. Патент 58696: МПК (2006): G01N 21/21. Поляриметр зображення [текст] / Крунич О. М., Бережний І. В., Влох О. Г., Влох Р. О.; власник патенту Інститут фізичної оптики Міністерства освіти і науки України. — № 2002075690; заявл. 10.07.02; опубл. 15.08.03, Бюл. № 8. — 5 с. : іл.
4. Патент 35499: МПК (2006): G01N 21/21. Поляриметр зображення [текст] / Петрук В. Г., Кватернюк С. М., Іванов А. П., Барун В. В.; власник патенту Вінницький національний технічний університет. — № 200804100; заявл. 01.04.08; опубл. 25.09.08, Бюл. № 18 (кн. 2). — 2 с. : іл.
5. Снопко В. Н. Поляризационные характеристики оптического излучения и методы их измерения / В. Н. Снопко. — Минск : Наука і техника, 1992. — 336 с.

Рекомендована кафедрою екології та екологічної безпеки

Надійшла до редакції 21.09.09  
Рекомендована до друку 2.10.09

**Петрук Василь Григорович** — завідувач кафедри, **Кватернюк Сергій Михайлович** — науковий співробітник; **Васильківський Ігор Володимирович** — доцент.

Кафедра екології та екологічної безпеки, Вінницький національний технічний університет

**Іванов Аркадій Петрович** — професор, **Володимир Володимирович Барун** — науковий співробітник.

Лабораторія оптики розсіювальних середовищ, Інститут фізики ім. Степанова НАН Білорусі, м. Мінськ