

УДК 681.7: 616-71

Н. І. ЗАБОЛОТНА, В. В. ШОЛОТА

## ДВОХВИЛЬОВА ПОЛЯРИМЕТРИЧНА СИСТЕМА ВІДТВОРЕННЯ ТА ОЦІНЮВАННЯ АНІЗОТРОПІЇ ТА ДИХРОЇЗМУ ПЛІВОК ЖОВЧІ ПРИ ДІАГНОСТИЦІ ПАТОЛОГІЙ

*Вінницький національний технічний університет,  
21021, Хмельницьке шосе, 95, м. Вінниця, Україна  
E-mail: [Natalia.zabolotna@gmail.com](mailto:Natalia.zabolotna@gmail.com)*

**Анотація.** Розроблено систему двохвильового поляризаційного відтворення розподілів фазових та орієнтаційних параметрів анізотропії та коефіцієнтів лінійного та кругового дихроїзму плівок жовчі при діагностиці патологій. Виведено нечіткі моделі підтримки прийняття рішення та оцінено достовірність діагностики цукрового діабету другого типу за допомогою розробленої системи.

**Ключові слова:** анізотропія, дихроїзм, двохвильова поляриметрична система, діагностика патологій, підтримка прийняття рішень, біологічна тканина, нечіткі моделі.

**Abstract.** A system of two-wave polarization reproduction of distributions of phase and orientation parameters of anisotropy and coefficients of linear and circular dichroism of bile films in the diagnosis of pathologies has been developed. Fuzzy decision support models were derived and the reliability of the diagnosis of type 2 diabetes using the developed system was evaluated.

**Key words:** anisotropy, dichroism, two-wave polarimetric system, diagnosis of pathologies, decision support, biological tissue, fuzzy models.

**DOI: 10.31649/1681-7893-2023-46-2-93-99**

### ВСТУП

Серед новітніх методів дослідження морфологічної структури біологічних тканин (БТ) та біологічних рідин (БР) чільне місце займають поляризаційно-фазові методи відтворення структури біологічних шарів (БШ). Застосування оптичної оптико-анізотропної моделі БШ при його взаємодії з поляризованим світлом дозволило розробити групу методів та систем відтворення та оцінювання розподілів напрямів орієнтації оптичних осей та фазових зсувів досліджуваних БШ [1-3], які успішно застосовують при діагностиці онкопатологій та запальних процесів.

Використовуючи оптико-анізотропну модель шару жовчі людини [4] при діагностиці жовчокам'яної хвороби та цукрового діабету, в роботі [5] описано спосіб лазерної поляриметричної діагностики плівок жовчі, в якому проводять вимірювання на довжині хвилі 0,632 мкм. Система спектрально-селективного механічного стохастичного поляриметра [6] дозволяє відтворити параметри лінійного та циркулярного дихроїзму для плівок жовчі на двох довжинах хвиль 0,632 мкм та 0,405 мкм із проведенням статистичного оцінювання отриманих розподілів. Недосконалість системи обумовлена неавтоматизованим процесом вимірювань та відсутністю можливості класифікації розподілів виміряних параметрів. Це в свою чергу, звужує область її застосування при проведенні медичної діагностики, обмежуючи верхню оцінку достовірності діагностики в середньому на рівні 90% [6].

Відома автоматизована двохвильова система лазерної поляриметрії БТ [7], яка застосовується при проведенні діагностики гістологічних зрізів шийки матки, шляхом вимірювання та статистичного оцінювання розподілів параметрів фазової анізотропії БШ (фазові та орієнтаційні мюллер-матричні зображення) з достовірністю від 88% до 90%. Проте інформація про дослідження плівок жовчі за допомогою даної системи відсутня.

Таким чином, актуальним при діагностиці захворювань є розширення функціональних можливостей двохвильової поляриметричної системи із врахуванням відтворених параметрів як фазової, так і амплітудної анізотропії плівок жовчі та доповнення системи методами підтримки прийняття рішення (ППР).

Мета роботи – підвищення достовірності діагностики патологій в двохвильовій поляриметричній системі відтворення параметрів анізотропії плівок жовчі шляхом комплексного вимірювання та оцінювання розподілів параметрів фазової анізотропії та дихроїзму плівок жовчі у поєднанні з методами автоматизованої підтримки прийняття рішення.

### **МЕТОД ТА СИСТЕМА ДВОХВИЛЬОВОГО ВІДТВОРЕННЯ ТА ОЦІНЮВАННЯ МАП ПАРАМЕТРІВ ФАЗОВОЇ АНІЗОТРОПІЇ ТА ДИХРОЇЗМУ ПЛІВОК ЖОВЧІ**

Опираючись на оптичну модель жовчі [4], отримаємо три основних механізми трансформації параметрів поляризованого лазерного пучка, яким опромінують шар плівки жовчі: ослаблення; двоприменезаломлення; дихроїзм. Ослаблення амплітуди трансформованого пучка пояснюється наявністю оптико-ізотропної складової в оптичній моделі жовчі. Механізм двоприменезаломлення плівок жовчі пояснює трансформацію лінійно поляризованого випромінювання, яким опромінують шар плівки жовчі, у еліптично поляризоване випромінювання на виході. Механізмом дихроїзму, обумовленим наявністю кристалічної фракції в жовчі, пояснюється обертання площини поляризації випромінювання після зондування шару жовчі.

Отже, за інформативні показники системи відтворення анізотропії плівки жовчі доцільно обрати показники фазової анізотропії кристалів жовчі (фазові  $\varphi(x, y)$  мапи та орієнтаційні  $\rho(x, y)$  мапи), а також показники дихроїзму кристалів жовчі (лінійного  $\gamma(x, y)$  та циркулярного  $\eta(x, y)$ ), виміряні на двох довжинах хвиль, наприклад, 632 нм і 405 нм.

Метод двохвильового відтворення параметрів фазової анізотропії та дихроїзму плівок жовчі на основі мюллер-матричних зображень (ММЗ) реалізують до допомогою системи, наведеної на рисунку 1.

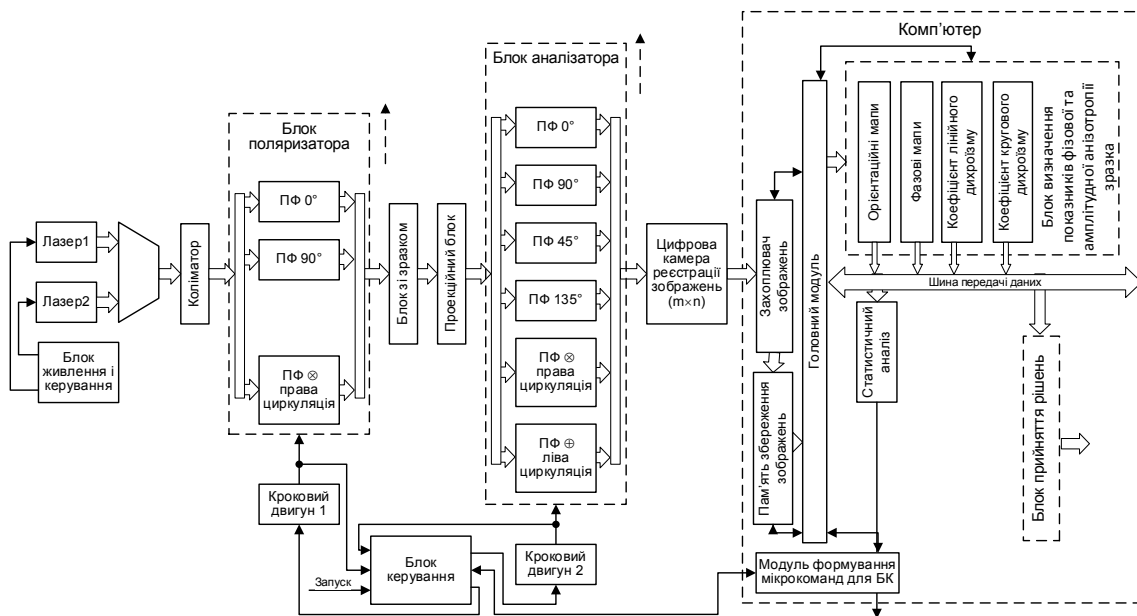


Рисунок 1 - Архітектура двохвильової поляриметричної системи відтворення та оцінювання анізотропії та дихроїзму плівок жовчі

Основними елементами системи є традиційний двохвильовий автоматизований вимірювальний канал з блоком керування, побудований за принципом зображувального мюллер-поляриметра, та комп'ютер із спеціально розробленим алгоритмічно-програмним забезпеченням.

Метод відтворення параметрів анізотропії та дихроїзму містить таку послідовність дій.

1. Проводимо опромінення зразка плівки жовчі, що розташований в блоці зразку схеми, лазерною поляризованою хвилею з довжиною хвилі  $\lambda = 632$  нм.
2. На довжині хвилі  $\lambda$  лазера формуємо за допомогою блоку поляризатора тип поляризації опромінюючого пучка послідовно із величиною азимутів  $\alpha = 0; 90; \otimes$ , в той час як в межах обраного азимута  $\alpha$  поляризатора азимут  $\beta$  в блоці аналізатора задаємо по черзі із ряду значень  $\beta = 0; 90; 45; 135; \otimes; \oplus$ .
3. За допомогою камери на обраній довжині хвилі реєструємо поляризаційно відфільтровані інтенсивності  $I_{\beta}^{\alpha} = \{I_{\beta=0}^{\alpha}, I_{\beta=90}^{\alpha}, I_{\beta=45}^{\alpha}, I_{\beta=135}^{\alpha}, I_{\beta=\otimes}^{\alpha}, I_{\beta=\oplus}^{\alpha}\}$  для кожного  $\alpha = 0; 90; \otimes$ .
4. Обчислюємо елементи векторів Стокса  $S_2^{\alpha}, S_3^{\alpha}, S_4^{\alpha}$  за формулами:

$$\begin{aligned} S_2^{\alpha} &= I_0^{\alpha} - I_{90}^{\alpha}, \\ S_3^{\alpha} &= I_{45}^{\alpha} - I_{135}^{\alpha}, \\ S_4^{\alpha} &= I_{\otimes}^{\alpha} - I_{\oplus}^{\alpha}. \end{aligned} \quad (1)$$

5. За визначеними елементами вектора Стокса перетвореного зразком випромінювання обчислюємо розподіли ММЗ типу  $M_{21}, M_{31}, M_{41}, M_{24}, M_{34}, M_{44}$  на обраній довжині хвилі  $\lambda$

$$\begin{aligned} M_{24} &= S_2^{\otimes} - M_{21}, \\ M_{34} &= S_3^{\otimes} - M_{31}, \\ M_{21} &= 0,5(S_2^0 + S_2^{90}), \\ M_{31} &= 0,5(S_3^0 + S_3^{90}), \\ M_{44} &= S_4^{\otimes} - M_{41}, \\ M_{41} &= 0,5(S_4^0 + S_4^{90}). \end{aligned} \quad (2)$$

6. Проводимо опромінення зразка плівки жовчі, що розташований в схемі традиційного мюллер-матричного поляриметра, лазерною поляризованою хвилею з довжиною хвилі  $\lambda = \lambda_2 = 405$  нм.
7. Повторюємо кроки, описані в пунктах 2-6 і знаходимо ММЗ за формулами (2) на другій довжині хвилі  $\lambda = 405$  нм.
8. Обчислюємо мапи фазового зсуву  $\varphi_{\lambda=\lambda_1; \lambda_2}(x, y)$  та орієнтаційні мапи  $\rho_{\lambda=\lambda_1; \lambda_2}$  на двох довжинах хвиль відповідно за формулами:

$$\begin{aligned} \varphi(x, y) &= 0,5 \arccos(M_{44}(x, y)), \\ \rho(x, y) &= 0,5 \arctg(M_{34}(x, y) / M_{24}(x, y)). \end{aligned} \quad (3)$$

9. Обчислюємо мапи лінійного дихроїзму  $\gamma(x, y)$  та кругового дихроїзму  $\eta(x, y)$  за формулами

$$\gamma(x, y) = 0,25 \frac{\lambda_2}{\lambda_1} \times \frac{M_{44}^{\lambda_2}(x, y)}{M_{44}^{\lambda_1}(x, y)}. \quad (4)$$

$$\eta(x, y) = 1 + (1 - M_{41}^{\lambda_2}(x, y))^{0,5}. \quad (5)$$

Таким чином, сформовані на двох довжинах хвиль фазові мапи, орієнтаційні мапи, мапа лінійного дихроїзму та мапа кругового дихроїзму плівки жовчі далі оцінюють шляхом програмного визначення оцінок статистичних моментів 1-го -4-го порядку.

В результаті отримуємо два вектори статистичних моментів 1-го -4-го порядку розподілів для досліджуваної плівки жовчі:

$$V(\lambda_1) = \{MS_1^{\lambda_1}(\varphi), MS_2^{\lambda_1}(\varphi), MS_3^{\lambda_1}(\varphi), MS_4^{\lambda_1}(\varphi), MS_1^{\lambda_1}(\rho), MS_2^{\lambda_1}(\rho), MS_3^{\lambda_1}(\rho), MS_4^{\lambda_1}(\rho), MS_1^{\lambda_1}(\gamma), MS_2^{\lambda_1}(\gamma), MS_3^{\lambda_1}(\gamma), MS_4^{\lambda_1}(\gamma), MS_1^{\lambda_1}(\eta), MS_2^{\lambda_1}(\eta), MS_3^{\lambda_1}(\eta), MS_4^{\lambda_1}(\eta)\} \quad (6)$$

$$V(\lambda_2) = \{MS_1^{\lambda_2}(\varphi), MS_2^{\lambda_2}(\varphi), MS_3^{\lambda_2}(\varphi), MS_4^{\lambda_2}(\varphi), MS_1^{\lambda_2}(\rho), MS_2^{\lambda_2}(\rho), MS_3^{\lambda_2}(\rho), MS_4^{\lambda_2}(\rho), MS_1^{\lambda_2}(\gamma), MS_2^{\lambda_2}(\gamma), MS_3^{\lambda_2}(\gamma), MS_4^{\lambda_2}(\gamma), MS_1^{\lambda_2}(\eta), MS_2^{\lambda_2}(\eta), MS_3^{\lambda_2}(\eta), MS_4^{\lambda_2}(\eta)\} \quad (7)$$

Наступний етап аналізу отриманих векторів  $V(\lambda_1); V(\lambda_2)$  полягає в проведенні їх класифікації на основі принципів «нечіткої» логіки [8-11] із використанням «нечітких» моделей, розроблених для діагностики конкретного захворювання. Обираючи відповідні максимальні значення серед обрахованих значень функцій належності для вимірних векторів типу (6), (7), формуємо рекомендований діагноз за допомогою підсистеми підтримки прийняття рішення.

### **НЕЧІТКІ МОДЕЛІ ПІДТРИМКИ ПРИЙНЯТТЯ РІШЕННЯ ПРИ ДІАГНОСТИЦІ ДІАБЕТУ В СИСТЕМІ**

Для проведення експерименту були підготовлені дві групи досліджуваних матеріалів висушених плівок жовчі. До групи 1 віднесено зразки плівок жовчі людей (21 зразок), які не хворіють на діабет, тобто клас «норма»; до групи 2 віднесено зразки плівок жовчі хворих із діагнозом «діабет другого типу» (21 зразок).

За допомогою вимірювань в системі, наведеній на рисунку 1, на довжинах хвиль 632 нм і 405 нм, для 42 зразків плівок жовчі обох груп виміряно мапи фазових зсувів  $\varphi(x, y)$ , орієнтаційні мапи  $\rho(x, y)$ , мапи коефіцієнтів лінійного дихроїзму  $\gamma(x, y)$  та кругового дихроїзму  $\eta(x, y)$ . Після проведення статистичного оцінювання вимірних розподілів та усереднення оцінок в межах своїх груп обирались лише ті з них для побудови моделі ППР, відмінності яких для станів «норма» та «діабет 2-го типу» були найбільш суттєвими. При цьому враховувалась довжина хвилі, на якій проводилось вимірювання.

Отримані характеристики вимірних параметрів наведено в таблиці 1. Інформативними оцінками виявились такі: оцінки статистичних моментів  $MS_1(\varphi) - MS_4(\varphi)$  фазових мап на довжині хвилі 632 нм; оцінки статистичних моментів  $MS_1(\rho) - MS_4(\rho)$  орієнтаційних мап на довжині хвилі 632 нм; оцінки статистичних моментів мапи коефіцієнтів лінійного дихроїзму  $MS_1(\gamma), MS_2(\gamma)$ ; оцінки статистичних моментів мапи коефіцієнтів кругового дихроїзму  $MS_1(\eta), MS_2(\eta)$ .

За відомою методикою побудови «нечітких» вирішальних правил підсистеми ППР здійснювалось розбиття діапазону змінювання кожного із інформативних параметрів на 5 піддіапазонів. Кожен з п'яти піддіапазонів відповідає таким нечітким термам як: низький (Н), нижче середнього (НС), середній (С), вище середнього (ВС), високий (В) [8-11]. По кожному вимірному параметру експертами було надано базу даних, яка характеризувала класи «норма» та «діабет» за нечіткими термами «Н», «НС», «С», «ВС», «В». Зауважимо, що функції приналежності  $\mu^H(r), \mu^{HC}(r), \mu^C(r), \mu^{BC}(r), \mu^B(r)$  на інтервалі [0;1] визначають кожен з п'яти термів. Їх вибір може бути реалізований, наприклад, за графічно представленими залежностями, що наведені на рисунку 2 в роботі [10].

За розробленою експертами базою знань та функціями приналежності нечітких термів було розроблено моделі вирішальних правил ППР за аналізом мап кожного із чотирьох параметрів фазової анізотропії та дихроїзму плівок жовчі.

Так, наприклад, модель вирішального правила для визначення класу «норма» за статистичними моментами мап лінійного дихроїзму плівок жовчі має вигляд

## БІОМЕДИЧНІ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННІ СИСТЕМИ ТА ПРИЛАДИ

$$\begin{aligned} \mu_{\text{норма}}(MS_{1+2}(\gamma)) = & (\mu^H(MS_1(\gamma)) \wedge \mu^H(MS_2(\gamma)) \vee (\mu^{HC}(MS_1(\gamma)) \wedge \mu^{HC}(MS_2(\gamma)) \vee \\ & \vee (\mu^H(MS_1(\gamma)) \wedge \mu^{HC}(MS_2(\gamma)) \vee (\mu^{HC}(MS_1(\gamma)) \wedge \mu^H(MS_2(\gamma))). \end{aligned} \quad (8)$$

**Таблиця 1**

**Середнє та стандартне оцінок розподілів елементів фазових та орієнтаційних мап і мап лінійного та кругового дихроїзму плівок жовчі при діагностиці діабету 2-го типу для ДВОХ ДОВЖИН ХВИЛЬ**

Вид розподілу	$MS_1 \pm \sigma_1$		$MS_2 \pm \sigma_2$		$MS_3 \pm \sigma_3$		$MS_4 \pm \sigma_4$	
	норма	діабет	норма	діабет	норма	діабет	норма	діабет
Фазовий зсув $\varphi(x, y)$ при $\lambda_1$	$0,31 \pm 0,027$	$0,50 \pm 0,035$	$0,15 \pm 0,014$	$0,25 \pm 0,017$	$0,55 \pm 0,049$	$0,43 \pm 0,039$	$0,45 \pm 0,030$	$0,39 \pm 0,025$
Напрями орієнтації оптичних осей $\rho(x, y)$ при $\lambda_1$	$0,19 \pm 0,018$	$0,29 \pm 0,019$	$0,16 \pm 0,015$	$0,21 \pm 0,017$	$0,69 \pm 0,046$	$0,56 \pm 0,052$	$0,63 \pm 0,043$	$0,47 \pm 0,037$
Коефіцієнт лінійного дихроїзму $\gamma(x, y)$ при $\lambda_2$	$0,32 \pm 0,027$	$0,44 \pm 0,036$	$0,21 \pm 0,017$	$0,30 \pm 0,024$	$0,41 \pm 0,038$	$0,32 \pm 0,025$	$0,33 \pm 0,028$	$0,26 \pm 0,023$
Коефіцієнт кругового дихроїзму $\eta(x, y)$ при $\lambda_2$	$0,21 \pm 0,018$	$0,28 \pm 0,019$	$0,15 \pm 0,012$	$0,23 \pm 0,017$	$0,71 \pm 0,068$	$0,65 \pm 0,052$	$0,61 \pm 0,053$	$0,55 \pm 0,048$

Нечітка модель вирішального правила ППР для визначення класу «діабет 2-го типу» за статистичними моментами мап лінійного дихроїзму плівок жовчі має вигляд

$$\begin{aligned} \mu_{\text{діабет}}(MS_{1+2}(\gamma)) = & (\mu^{BC}(MS_1(\gamma)) \wedge \mu^C(MS_2(\gamma)) \vee (\mu^{BC}(MS_1(\gamma)) \wedge \mu^{BC}(MS_2(\gamma)) \vee \\ & \vee (\mu^B(MS_1(\gamma)) \wedge \mu^C(MS_2(\gamma)) \vee (\mu^{BC}(MS_1(\gamma)) \wedge \mu^B(MS_2(\gamma)) \vee (\mu^{BC}(MS_1(\gamma)) \wedge \mu^B(MS_2(\gamma))). \end{aligned} \quad (9)$$

Якщо виконується умова

$$\mu_{\text{норма}}(MS_{i=1+4}(\gamma)) > \mu_{\text{діабет}}(MS_{i=1+4}(\gamma)), \quad (10)$$

то рекомендований клас досліджуваного зразка – «норма», при невиконанні умови (10) рекомендований клас досліджуваного зразка – «діабет 2-го типу».

Нечіткі моделі вирішальних правил ППР із визначенням приналежності досліджуваного зразка плівки жовчі БШ міокарда до груп «норма» та «діабет 2-го типу» за аналізом мап фазових зсувів, орієнтаційних мап та мап кругового дихроїзму отримано за аналогією та в статті не наводяться.

Програмні модулі, які реалізують розроблені нечіткі моделі ППР, додано до раніше розробленої на мові Java архітектури підсистеми ППР, описаної детально в роботі [10].

Шляхом статистичного опрацювання результатів діагностики захворювання на цукровий діабет 2-го типу за вказаним в роботі методом, реалізованим системою відтворення та оцінювання анізотропії та дихроїзму плівок жовчі, оцінено достовірність методу діагностики по кожному із вимірюваних параметрів окремо (таблиця 2). В таблиці використовують класичні позначення :

- TP, TN – істинно позитивні та негативні результати;
- FN, FP – хибно позитивні та негативні результати.

**Таблиця 2**

**Достовірність діагностики цукрового діабету в системі відтворення та оцінювання анізотропії та дихроїзму плівок жовчі при роботі на довжинах хвиль 632 нм та 405 нм**

N з/п	Назва виміряного розподілу	Категорія та кількість рішень				Оцінка достовірності, %
		TP	FP	TN	FN	
1	Фазові мапи $\varphi(x, y)$ при $\lambda_1 = 632\text{нм}$	20	2	19	1	92.8
2	Орієнтаційні мапи $\rho(x, y)$ при $\lambda_1 = 632\text{нм}$	19	2	19	2	90.5
3	Мапи коефіцієнта лінійного дихроїзму $\gamma(x, y)$ при $\lambda_2 = 405\text{нм}$	19	1	20	2	92.8
4	Мапи коефіцієнта кругового дихроїзму $\eta(x, y)$ при $\lambda_2 = 405\text{нм}$	19	1	20	2	92.8

Аналіз таблиці 2 демонструє підвищення достовірності діагностики (на прикладі цукрового діабету 2-го типу) у порівнянні з аналогом [6] за допомогою двохвильової поляриметричної системи відповідно на 2.8% при оцінюванні окремо виміряних розподілів фазових мап, мап коефіцієнтів лінійного та кругового дихроїзму та на 0.5% при вимірюванні та оцінюванні орієнтаційних мап.

### ВИСНОВКИ

Удосконалено архітектуру двохвильової поляриметричної системи відтворення параметрів анізотропії плівок жовчі при діагностиці патологій шляхом організації комплексного вимірювання та оцінювання розподілів параметрів фазової анізотропії та дихроїзму плівок жовчі та додавання блоку автоматизованої підтримки прийняття рішення.

Розроблено нечіткі моделі ППР для проведення двохвильової поляризаційної діагностики цукрового діабету 2-го типу на основі виміряних параметрів анізотропії та дихроїзму плівок жовчі.

Проведено оцінку достовірності діагностики «діабет 2-го типу» та «норма» за допомогою розроблених нечітких моделей. При оцінюванні виміряних в системі розподілів фазових зсувів, коефіцієнтів лінійного та кругового дихроїзму плівок жовчі показано зростання достовірності діагностики у порівнянні з аналогом на 2,8% , при оцінюванні розподілів напрямів орієнтації показано зростання на 0,5%.

### ПОДЯКА

*Дослідження виконано за підтримки гранту Національного фонду досліджень України 2022.01/0135.*

### СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Wójcik, W., Pavlov, S., Kalimoldayev, M. (2019). Information Technology in Medical Diagnostics II. London: Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book. – 336 Pages, <https://doi.org/10.1201/9780429057618>. eBook ISBN 9780429057618.
2. Методи і засоби лазерної поляриметрії біологічних тканин. Т.1 / за ред. О.Г. Ушенка О.Г., Вінниця: Едельвейс, 2019. 269 с.
3. Заболотна Н.І., Шолога В.В., Окарський Г.Г. Зображальна система поляризаційного відтворення та аналізу орієнтаційно-фазових параметрів двошарових біологічних тканин. Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. 2019. №1 (37). С. 39-49.
4. Методи і системи лазерної поляриметрії оптичної анізотропії жовчі людини. Т. 2 / Ушенко О.Г., Павлов С.В., Заболотна Н.І. та ін. Вінниця: Едельвейс, 2019. 337 с.
5. Спосіб лазерної поляриметрії діагностики полікристалічних мереж плівок біологічних рідин: пат. 93346 Україна: МПК6 А61В 18/20, G01N 33/49; заявл.30.04.2014, опубл. 25.09.2014.
6. Ушенко В.О. Вектор-параметрична діагностика та диференціація проявів оптичної анізотропії біологічних полікристалічних мережб автореф. дис. ... канд. фіз.-мат. наук: 01.04.05. К. 2015. 20 с.

7. Заболотна Н.І., Окарський Г.Г. Система автоматизованої двохвилевої мюллер-поляриметрії для оцінювання анізотропної структури гістологічних зрізів. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2020. Т. 39, №1. С.27-37.
8. Zadeh Lotfi A. Fuzzy logic: principles, applications, and perspectives. *Proc. SPIE*. 1991. Vol.1468.
9. Perspectives of the application of medical information technologies for assessing the risk of anatomical lesion of the coronary arteries / Pavlov S. V., Mezhiievska I. A., Wójcik W. [et al.]. *Science, Technologies, Innovations*. 2023. №1(25), 44-55 p.
10. Заболотна Н. І., Бісикало О. В., Шолота В. В. Підтримка прийняття рішень в системі поляризаційної зображальної діагностики гістологічних зрізів за аналізом їх параметрів анізотропії, *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2021. № 2 (40). С. 29–40.
11. Заболотна Н.І., Шолота В.В., Масловський В.Ю., Жумагулова Ш. Нечіткі моделі прийняття рішення при лазерній поляризаційно інваріантній діагностиці ішемії міокарда. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2023. №1. С.97-105.

#### REFERENCES

1. Wójcik, W., Pavlov, S., Kalimoldayev, M. (2019). Information Technology in Medical Diagnostics II. London: Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book. – 336 Pages, <https://doi.org/10.1201/9780429057618>. eBook ISBN 9780429057618.
2. Metody i zasoby lazernoї poliariometrii biolohichnykh tkanyn: monohrafiia / [Ushenko O.H., Pavlov S.V., Zabolotna N.I. ta in.]. Vinnytsia: Edelveis, 2019. 269 s.
3. Zabolotna N.I., Sholota V.V., Okarskyi H.H. Zobrazhalna sistema poliaryzatsiinoho vidtvorennia ta analizu oriientsatsiino-fazovykh parametriv dvosharovykh biolohichnykh tkanyn. *Optyko-elektronni informatsiino-enerhetychni tekhnolohii*. 2019. №1 (37). S. 39-49.
4. Metody i systemy lazernoї poliariometrii optychnoi anizotropii zhovchi liudyny. T. 2 / Ushenko O.H., Pavlov S.V., Zabolotna N.I. ta in. Vinnytsia: Edelveis, 2019. 337 s.
5. Sposib lazernoї poliariometrii diahnostryky polikrystalichnykh merezh plivok biolohichnykh ridyn: pat. 93346 Ukraina: MPK6 A61V 18/20, G01N 33/49; zaiavl.30.04.2014, opubl. 25.09.2014.
6. Ushenko V.O. Vektor-parametrychna diahnostryka ta dyferentsiatsiia proiaviv optychnoi anizotropii biolohichnykh polikrystalichnykh merezh6 avtoref. dys....kand .fiz.-mat. nauk: 01.04.05. K. 2015. 20 s.
7. Zabolotna N.I., Okarskyi H.H. Systema avtomatyzovanoi dvokhvylevoi miuller-poliariometrii dlia otsiniuvannia anizotropnoi struktury histolohichnykh zriziv. *Optyko-elektronni informatsiino-enerhetychni tekhnolohii*. 2020. Т. 39, №1. S.27-37.
8. Zadeh Lotfi A. Fuzzy logic: principles, applications, and perspectives. *Proc. SPIE*. 1991. Vol.1468.
9. Perspectives of the application of medical information technologies for assessing the risk of anatomical lesion of the coronary arteries / Pavlov S. V., Mezhiievska I. A., Wójcik W. [et al.]. *Science, Technologies, Innovations*. 2023. №1(25), 44-55 p.
10. Zabolotna N. I., Bisikalo O. V., Sholota V. V. Pidtrymka pryiniattia rishen v systemi poliaryzatsiinoї zobrazhalnoi diahnostryky histolohichnykh zriziv za analizom yikh parametriv anizotropii, *Optyko-elektronni informatsiino-enerhetychni tekhnolohii*. 2021. № 2 (40). С. 29–40.
11. Zabolotna N. I., Sholota V. V., Satymbekov M., Komada P. Azimuthally invariant system of Mueller-matrix polarization diagnosis of biological layers with fuzzy logical methods of decision-making. *Proc. SPIE*. 2022. Vol. 12476, 1247608.

Надійшла до редакції 10.11.2023р.

**ЗАБОЛОТНА НАТАЛІЯ ІВАНІВНА** – д.т.н., доцент, професор кафедри біомедичної інженерії та оптико-електронних систем, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна,

**e-mail: [Natalia.zabolotna@gmail.com](mailto:Natalia.zabolotna@gmail.com)**

**ШОЛОТА ВЛАДИСЛАВА ВЛАДИСЛАВІВНА**– асистент кафедри комп'ютерних наук, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна, **e-mail: [vladislava.sholota@gmail.com](mailto:vladislava.sholota@gmail.com)**

N.I. ZABOLOTNA, V.V. SHOLOTA

**TWO-WAVE POLARIMETRIC SYSTEM REPRODUCTION AND EVALUATION OF ANISOTROPY AND DICHROISM OF BILE FILMS IN THE DIAGNOSTICS OF PATHOLOGIES**

Vinnytsia National Technical University