

УДК 615.47:616.073

Н. І. ЗАБОЛОНА

## **ПОХИБКИ ВИМІРЮВАНЬ РЕФЕРЕНТНИХ МАТРИЦЬ МЮЛЛЕРА В СИСТЕМІ МЮЛЛЕР-МАТРИЧНОГО КАРТОГРАФУВАННЯ БІОЛОГІЧНИХ ШАРІВ**

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

**Анотація.** В статті подано аналіз похибок експериментального визначення значень елементів референтної матриці Мюллера шару структури з лінійним двопронезаломленням в системі двовимірного Мюллер-матричного картографування у межах статистичного, кореляційного і фрактального підходів.

**Аннотация.** В статье представлен анализ погрешностей экспериментального определения значений элементов матрицы Мюллера слоя структуры с линейным двулучепреломлением в системе двумерного Мюллер-матричного картографирования в пределах статистического, корреляционного и фрактального подходов.

**Abstract.** Analysis of errors experimental determination values of the elements of the Mueller matrix layer structures with linear birefringence in the two-dimensional mapping Mueller-matrix system within the statistics, correlation and fractal approaches was presented in this article.

**Ключові слова:** елементи матриці Мюллера, референтна матриця, система двовимірного Мюллер-матричного картографування, фазозсуваюча пластинка з лінійним двопронезаломленням, похибки, статистичний, кореляційний, фрактальний аналіз.

### **ВСТУП**

Результати теоретичних і експериментальних досліджень розповсюдження поляризованого випромінювання в неоднорідних середовищах, зокрема, в біологічних тканинах, отримані за останнє десятиріччя [1—4], створили умови для розробки ефективних поляризаційних методів і систем оптичної діагностики біологічних тканин. Однією із таких систем є система поляризаційного Мюллер-матричного картографування і відтворення параметрів оптичної анізотропії біологічних тканин [5], в якій поряд із багатофункціональністю запроваджено комплексний статистичний, кореляційний і спектральний аналіз отриманих двовимірних розподілів поляризаційних параметрів розсіяного об'єктного поля чи параметрів анізотропії досліджуваного біологічного шару. В результаті визначення наборів статистичних, кореляційних та спектральних моментів 1-го — 4-го порядків зазначених двовимірних розподілів та їх подальшого дослідження можна сформулювати критерії оптичної діагностики стану біологічних тканин з достатнім та високим рівнем достовірності [6].

Оцінювання похибок вимірювань та джерел їх виникнення у розглянутій системі стимулює додаткові шляхи удосконалення системи для отримання її покращених технічних характеристик. В роботі [7] було використано відому методику оцінювання теоретичної інтегральної та індивідуальної похибок вимірювань значень елементів матриці Мюллера біологічного шару (з лінійним двопронезаломленням, зокрема) в системі двовимірного Мюллер-матричного картографування на основі числа обумовленості характеристичної матриці системи. Показано, що зазначені похибки можуть бути обумовлені похибкою встановлення азимуту площини пропускання поляризатора, похибкою фазового зсуву чвертьхвильової фазової пластинки, похибкою встановлення азимуту швидкої осі фазової

пластинки, випадковим шумом, який обумовлений нестабільністю інтенсивності лазерного джерела випромінювання.

Актуально провести комплекс експериментальних досліджень по визначенню похибок вимірювань для об'єктів дослідження з відомими теоретичними (референтними) матрицями.

Метою даної роботи є аналіз похибок експериментального вимірювання значень референтних матриць Мюллера об'єкту з лінійним двопронезаломленням у системі Мюллер-матричного картографування із застосуванням статистичного, кореляційного та фрактального аналізу отриманих розподілів індивідуальних похибок.

### СИСТЕМА ДВОВИМІРНОГО МЮЛЛЕР-МАТРИЧНОГО КАРТОГРАФУВАННЯ БІОЛОГІЧНИХ ШАРІВ ТА ЇЇ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНА УСТАНОВКА

Архітектура системи Мюллер-матричного картографування наведена на рис. 1 [5] і складається із таких елементів: блоку випромінювання 1; колімаційного блоку 2; блоку 3 поляризаційного опромінювання, який містить фазовозсуваючі  $\lambda/4$  пластинки  $4_1, 4_2$  і лінійний поляризатор  $5_1$ ; об'єктний блок 6; проєкційний блок 7; блок поляризаційної фільтрації 8, який містить фазовозсуваючу  $\lambda/4$  пластинку  $4_3$  і лінійний поляризатор — аналізатор  $5_2$ , блок цифрової матриці фотодетекторів (світлочутлива цифрова камера) 9; комп'ютер 10 для запису, зберігання, обробки та аналізу отриманих зображень; блок мікроконтролерного керування 11; драйвери двигунів  $12_1 - 12_5$ ; двигуни  $13_1 - 13_5$ ; позиційні датчики  $14_1 - 14_5$ .

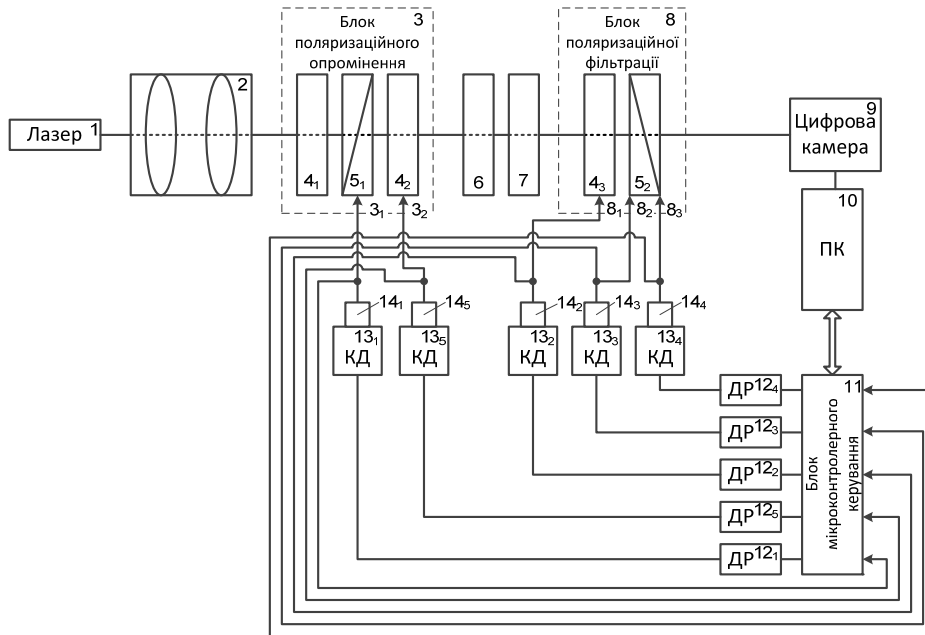


Рис. 1. Архітектура системи Мюллер-матричного картографування за методом чотирьох зондуючих поляризацій [5]

Опромінювання проводять паралельним лазерним пучком, сформованим блоками 1 і 2, послідовно пропускають його крізь чотири канали блоку 3 поляризаційного опромінювача, що формує послідовно серію зондуючих пучків з азимутами поляризації « $0^0$ »; « $90^0$ »; « $45^0$ »; і «права циркуляція». В межах кожного каналу зондування за допомогою проєкційного блоку 7, кутова апертура якого узгоджена із індикатрисою розсіяння лазерного пучка, формують зображення оптико-анізотропного біологічного шару 6 в площині цифрової світлочутливої камери 9. Для кожного типу поляризації зондуючого пучка вимірюємо шість координатних розподілів інтенсивності лазерного зображення анізотропного шару шляхом проведення поляризаційної фільтрації блоком 8 (« $0^0$ »; « $90^0$ »; « $45^0$ »; « $135^0$ »; «права циркуляція» і «ліва циркуляція»). Одержуємо сукупність із 24 — х зображень, на основі за допомогою аналітичних обчислень комп'ютера 10 по черзі визначаємо координатні розподіли 4 параметрів вектора Стокса для серії відповідних зондуючих лазерних зображень. На їх основі формуємо елементи матриці Мюллера за співвідношеннями [5]

$$\begin{aligned}
 z_{11} &= 0,5(S_1^0 + S_1^{90}); & z_{21} &= 0,5(S_2^0 + S_2^{90}); & z_{31} &= 0,5(S_3^0 + S_3^{90}); & z_{41} &= 0,5(S_4^0 + S_4^{90}); \\
 z_{12} &= 0,5(S_1^0 - S_1^{90}); & z_{22} &= 0,5(S_2^0 - S_2^{90}); & z_{32} &= 0,5(S_3^0 - S_3^{90}); & z_{42} &= 0,5(S_4^0 - S_4^{90}); \\
 z_{13} &= S_1^{45} - z_{11}; & z_{23} &= S_2^{45} - z_{21}; & z_{33} &= S_3^{45} - z_{31}; & z_{43} &= S_4^{45} - z_{41}; \\
 z_{14} &= S_1^{\otimes} - z_{11}; & z_{24} &= S_2^{\otimes} - z_{21}; & z_{34} &= S_3^{\otimes} - z_{31}; & z_{44} &= S_4^{\otimes} - z_{41}.
 \end{aligned} \tag{1}$$

Блок поляризаційног опромінення 3 формує серію зондуєчих пучків: із азимутами поляризації « $0^{\circ}$ »; « $90^{\circ}$ »; « $45^{\circ}$ » шляхом обертання площини пропускання лінійного поляризатора  $5_1$  у межах  $0^{\circ} \leq \Theta \leq 180^{\circ}$  при усуненні із шляху розповсюдження відфільтрованого випромінювання чвертьхвильової пластинки  $4_2$ ; за наявності чвертьхвильової пластинки  $4_2$  — маємо циркулярну поляризацію лазерного пучка «права циркуляція». Обертальні рухи лінійного поляризатора  $5_1$  та чвертьхвильової пластинки  $4_2$  відносно їх осей здійснюються за допомогою приводів від прецизійних крокових двигунів  $13_1, 13_5$  через драйвери двигунів  $14_1, 14_5$ , зв'язаних із блоком мікроконтролерного керування 11. За аналогічним принципом із використанням двигунів  $13_2 - 13_4$  організовано управління відповідно обертанням фазозсуваючою пластинкою  $4_3$  та її усуненням із шляху розповсюдження розсіяного об'єктом променя, а також управління обертанням аналізатора  $5_2$ .

Для перевірки теоретичних результатів побудовано експериментальну установку системи двовимірного Мюллер-матричного картографування (рис. 2), яка дозволяла вимірювати елементи вектора Стокса випромінювання та на їх основі в подальшому розраховувати значення елементів матриці Мюллера досліджуваного середовища.



Рис. 2. Зовнішній вигляд експериментальної установки системи Мюллер-матричного картографування

Освітлення проводилось паралельним ( $\varnothing = 10^4$  мкм) пучком напівпровідникового низько когерентного лазера 1 ( $\lambda = 0.64$  мкм) з потужністю 5 мВт із лінійним типом поляризації. Для формування більш широкого за перерізом паралельного лазерного пучка використовують коліматор 2, який складається з двох лінз, фокуси яких співпадають. Коліматор використовують з метою одержання паралельного пучка такого перерізу, який дозволяє одночасно проводити опромінення сотень оптичних неоднорідностей. Принципово він необхідний при використанні напівпровідникового лазера.

У якості чвертьхвильових пластинок  $4_1 - 4_3$  використовувались ахроматичні фазові пластинки АРАУ [8], побудовані з використанням скла двоприменезаломлюючих пластин полімера, який закріплений між двома скельцями, кожне з яких просвічується ширококутовим покриттям. Для реалізації поляризаційних фільтрів необхідно обрати такі, що мають високу лінійність, не менше 98,5 %, тобто інструментальна похибка лінійного поляризаційного фільтра має не перевищувати 1,5 %—2 %. Для експериментальної реалізації було обрано поляризатор та аналізатор НРТ CIR-PL UV — НОУА, діаметром 52 мм, розмістивши його в режимі лінійної поляризації. Для формування зображення біологічного шару в системі, що розташовується на об'єктному мікроскопічному столику 6, здатному

рухатись в 3 основних напрямках, необхідно застосовувати мікрооб'єктив 7, кутова апертура якого становитиме  $\Delta\omega = 20^\circ$  і має узгоджуватись з кутовими характеристиками індикатриси розсіяння світла зразками біологічних тканин ( $\Omega_{BT} \approx 16^0$ ). В експериментальній системі використовувався мікрооб'єктив Nikon CFI 60 Achromat (4x) N.A. 0.1, W.D. 30 mm, який забезпечує 4-кратне збільшення, тобто забезпечує роздільну здатність у межах одного пікселя, рівну роздільній здатності світлочутливої камери 9. В якості пристрою для реєстрації координатних розподілів інтенсивностей поляризаційно-відфільтрофаних зображень необхідно використовувати чорно-білу цифрову камеру для наукових і лабораторних досліджень, яка забезпечує діапазон вимірювання структурних елементів зображення біологічних тканин для розмірів 2 мкм — 2000 мкм.

В якості фотореєструючого пристрою використовувалася цифрова камера з наступними параметрами:

— The Imaging Source DMK 41AU02.AS monochrome 1/2" CCD, Sony ICX205AL (progressive scan);

- роздільна здатність — 1280 x 960;
- розмір світлочутливої площадки — 7600x6200 мкм;
- чутливість — 0,05 lx;
- динамічний діапазон — 8 bit

Експеримент по дослідженню лінійності світлочутливої характеристики даної цифрової камери здійснювався шляхом вивчення залежності пропускання лінійно поляризованого лазерного випромінювання, що пройшло крізь поляризатор-аналізатор (лінійність поляризатора 99,5%), від кута обертання його площини пропускання. В результаті визначено, що відхилення експериментальних та теоретичних даних не перевищують 3% у всьому лінійному діапазоні зміни інтенсивності пропущеного випромінювання. Величина такого діапазону складає п'ять порядків зміни величини інтенсивності — від 0,03 до 102.

Функцію блоку мікроконтролерного керування виконує 8-бітний AVR RISC-мікроконтролер ATmega 16 фірми Atmel з тактовою частотою 16 МГц, який має 16 кБайт внутрішньосистемної програмуємої Flash-пам'яті. У якості драйверів крокових двигунів були обрані здвоєні мостові драйвери L298N фірми STMicroelectronics. Зв'язок між блоком керування та персональним комп'ютером (з якого відбувається програмування мікроконтролера та подальші команди керування) забезпечується завдяки інтерфейсу EIA/TIA-232-E, більш відомому як «COM — порт».

У наведеній на рис. 1 системі керування оптичними елементами схеми, поляризаційне відтворення структури матриць Мюллера двопроренезаломлюючих шарів та їх комплексний аналіз здійснюється за допомогою спеціалізованої комп'ютерної програми «Polycontrol».

Узагальнена блок-схема взаємодії модулів програми «Polycontrol» системи двовимірного Мюллер-матричного картографування наведена на рис. 3.

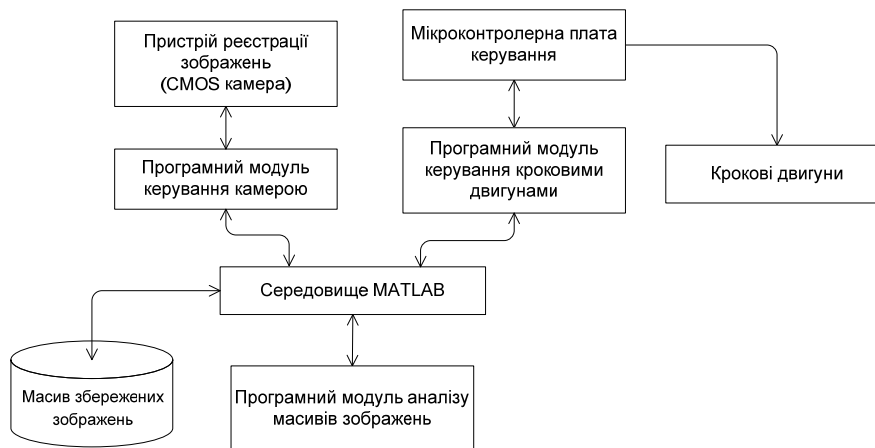


Рис. 3. Блок-схема програми «Polycontrol» системи Мюллер-матричного картографування

За основу для функціонування модулів керування камерою, кроковими двигунами і аналізу отриманих зображень обрано програмне середовище MatLab. Аналіз отриманих зображень проводиться на основі статистичного, кореляційного і фрактального підходів [3—7] і реалізується засобами MatLab.

**ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ОЦІНЮВАННЯ ПОХИБОК  
ВИМІРЮВАННЯ РЕФЕРЕНТНИХ МАТРИЦЬ МЮЛЛЕРА**

За об'єкт дослідження необхідно обирати типи оптично неоднорідних шарів структур, для яких відомі теоретичні матриці Мюллера, так звані референтні матриці. Тому за допомогою розглянутої системи Мюллер-матричного картографування проведемо ряд вимірювань з таким тестовим об'єктом як фазозсуваюча пластинка  $\lambda / 2$  — оптично анізотропний шар з лінійним двопронезаломленням.

Даний фазозсуваючий поляризаційний елемент має параметри величини повороту  $\zeta$  осі найбільшої швидкості кристалічної пластинки, що вносить фазовий зсув  $\varphi$  між лінійно поляризованими ортогональними складовими амплітуди пропущеного випромінювання ( $\zeta = 0^0; \varphi = 180^0$ ), та у відповідності з цим характеризується такою матрицею Мюллера:

$$\{Z\} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -1 \end{pmatrix}. \quad (2)$$

Далі наведено результати дослідження:

1. Координатних розподілів та гістограм  $G(z_{ik})$  розподілів похибок вимірювання значень елементів матриці Мюллера  $z_{ik}$ , отриманих за допомогою системи Мюллер-матричного картографування:

$\{Z\}_{1;k=1;2;3;4} = \{z_{11}; z_{12}; z_{13}; z_{14}\}$  — (рис. 4);  $\{Z\}_{2;k=1;2;3;4} = \{z_{21}; z_{22}; z_{23}; z_{24}\}$  — (рис. 5);  
 $\{Z\}_{3;k=1;2;3;4} = \{z_{31}; z_{32}; z_{33}; z_{34}\}$  — (рис. 6);  $\{Z\}_{4;k=1;2;3;4} = \{z_{41}; z_{42}; z_{43}; z_{44}\}$  — (рис. 7).

2. Приклад координатних розподілів значення фазового (рис. 8) елементу матриці Мюллера, гістограм розподілу похибок вимірювання його значень, автокореляційних функцій, логарифмічних залежностей спектрів потужності розподілів похибок.

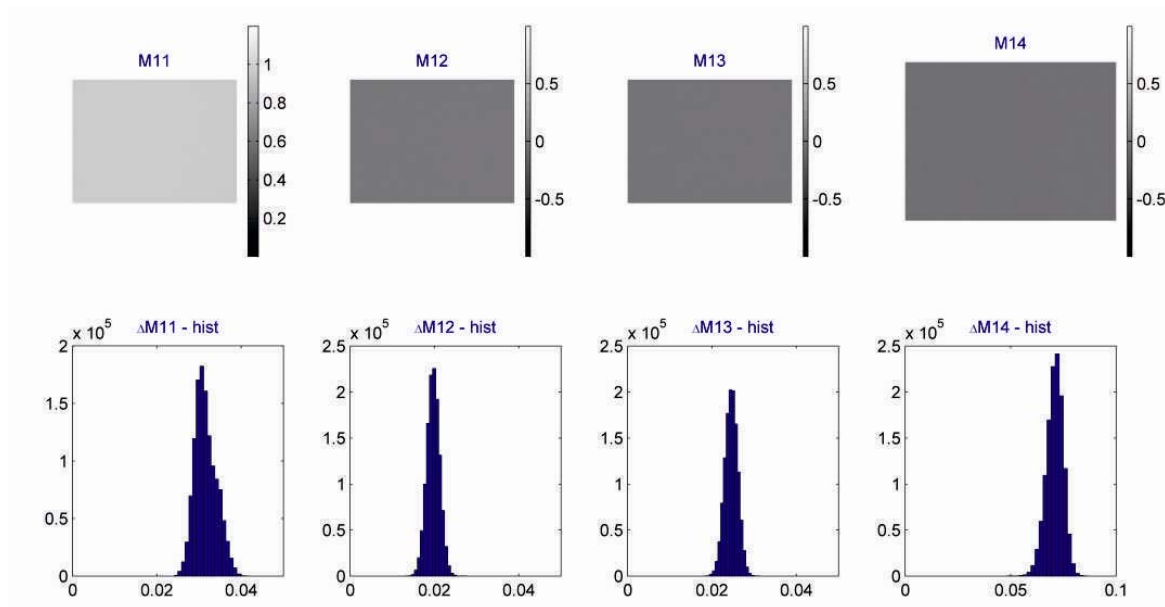


Рис. 4. Координатні множини, гістограми розподілів похибок вимірювання значень елементів матриці Мюллера  $\{Z\}_{1;k=1;2;3;4} = \{z_{11}; z_{12}; z_{13}; z_{14}\}$

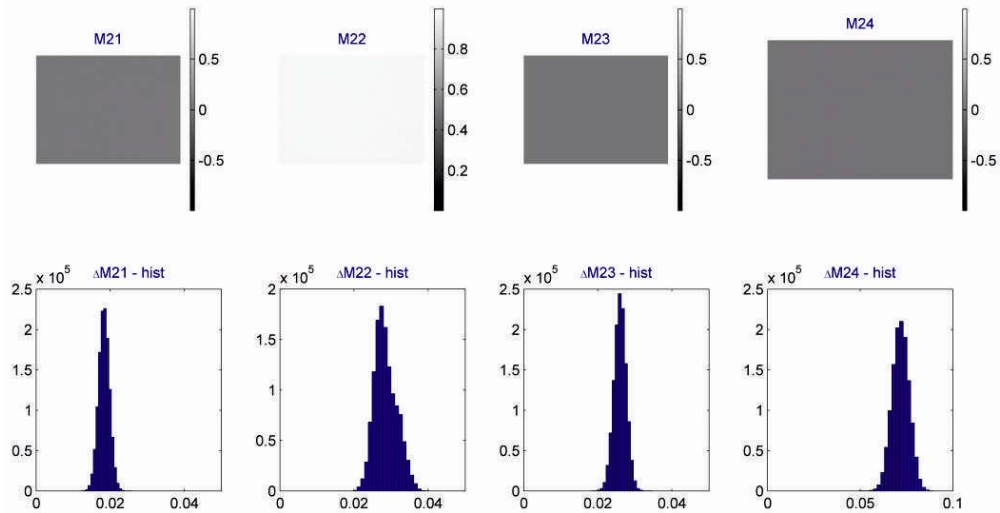


Рис. 5. Координатні множини, гістограми розподілів похибок вимірювання значень елементів матриці Мюллера  $\{Z\}_{2;k=1,2,3,4} = \{z_{21}; z_{22}; z_{23}; z_{24}\}$

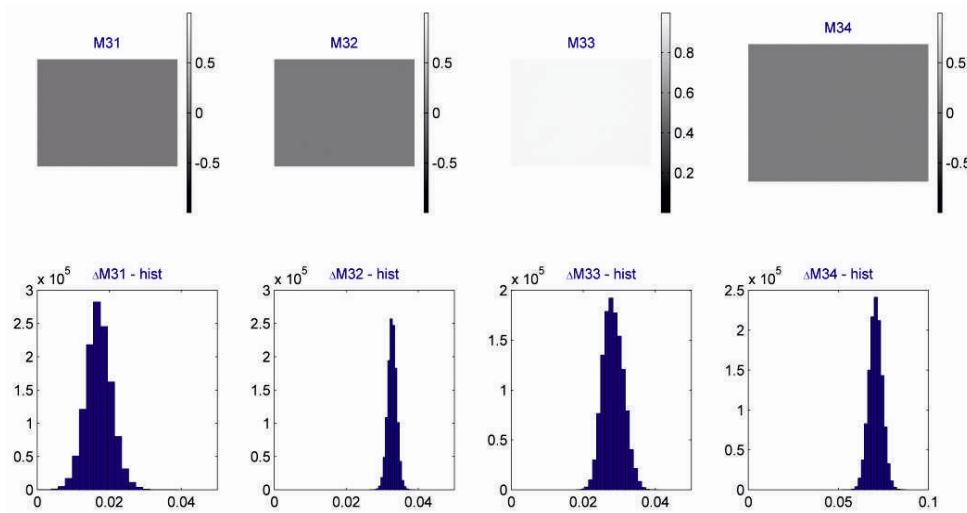


Рис. 6. Координатні множини, гістограми розподілів похибок вимірювання значень елементів матриці Мюллера  $\{Z\}_{3;k=1,2,3,4} = \{z_{31}; z_{32}; z_{33}; z_{34}\}$

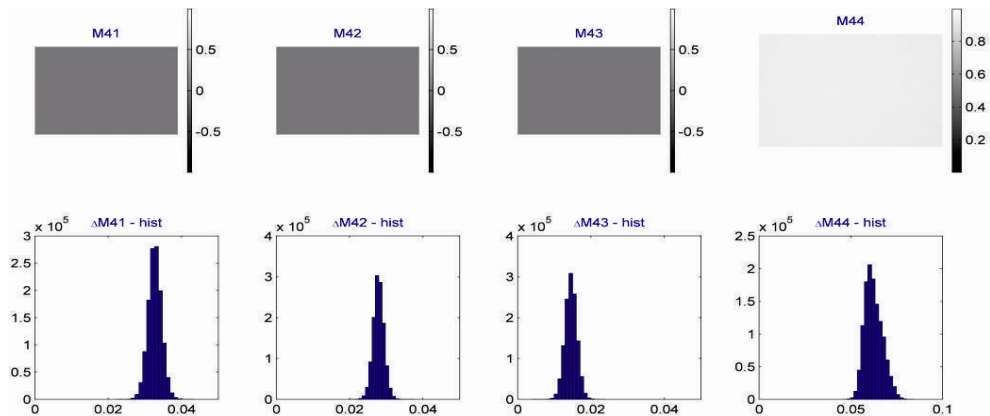


Рис. 7. Координатні множини, гістограми розподілів похибок вимірювання значень елементів матриці Мюллера  $\{Z\}_{4;k=1,2,3,4} = \{z_{41}; z_{42}; z_{43}; z_{44}\}$

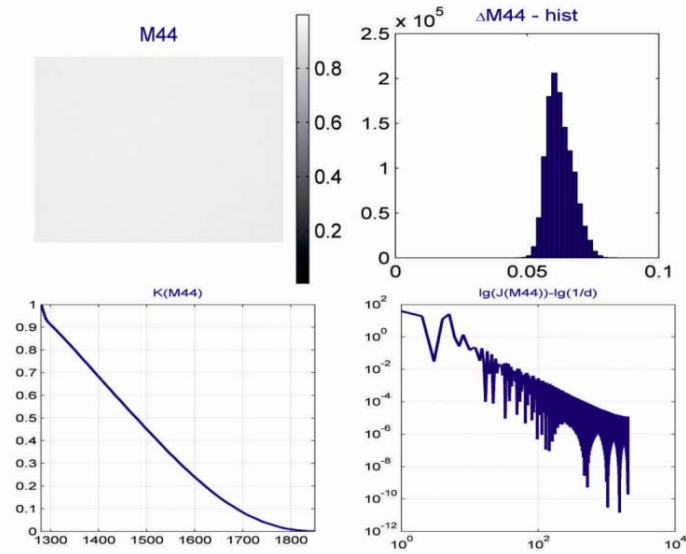


Рис. 8. Координатна множина, гістограма похибок, автокореляційна функція і логарифмічна залежність спектру потужності розподілів значень фазового елемента

Одержані результати з вимірювання координатних розподілів значень елементів матриці Мюллера напівхвильової фазовозсуваючої пластинки та визначення статистичних, кореляційних і фрактальних характеристик координатних розподілів похибок [7] систематизовані у таблиці 1. В таблиці прийняті позначення  $\overline{\Delta z_{ik}}$  — середнє значення похибки визначення елемента  $z_{ij}$ ;  $\overline{\overline{\Delta z_{ij}}}$  — дисперсія похибки;  $\xi$  — коефіцієнт лінійності [7] автокореляційної залежності розподілів похибок;  $\mu$  — коефіцієнт фрактальності [7] розподілів похибок.

Таблиця 1.

**Об'єктивні параметри, що характеризують експериментальні похибки визначення розподілів  $\Delta z_{ik}$**

Параметри	$z_{11}$	$z_{12}$	$z_{13}$	$z_{14}$
$\overline{\Delta z_{ik}}$	0,049	0,053	0,067	0,084
$\overline{\overline{\Delta z_{ik}}}$	0,017	0,019	0,021	0,023
$\xi$	0,02	0,022	0,024	0,027
$\mu$	0,96	0,94	0,93	0,9
Параметри	$z_{21}$	$z_{22}$	$z_{23}$	$z_{24}$
$\overline{\Delta z_{ik}}$	0,062	0,047	0,061	0,092
$\overline{\overline{\Delta z_{ik}}}$	0,021	0,014	0,021	0,025
$\xi$	0,022	0,021	0,025	0,033
$\mu$	0,95	0,96	0,93	0,91
Параметри	$z_{31}$	$z_{32}$	$z_{33}$	$z_{34}$
$\overline{\Delta z_{ik}}$	0,041	0,045	0,052	0,092
$\overline{\overline{\Delta z_{ik}}}$	0,013	0,014	0,015	0,025

Продовження табл. 1

Параметри	$z_{11}$	$z_{12}$	$z_{13}$	$z_{14}$
$\xi$	0,021	0,022	0,024	0,031
$\mu$	0,95	0,94	0,92	0,91
Параметри	$z_{41}$	$z_{42}$	$z_{43}$	$z_{44}$
$\overline{\Delta z}_{ik}$	0,078	0,089	0,091	0,094
$\overline{\overline{\Delta z}}_{ik}$	0,022	0,023	0,024	0,025
$\xi$	0,022	0,024	0,026	0,028
$\mu$	0,94	0,92	0,905	0,895

З наведених даних видно, що величина інтегральної (у межах  $m \times n$ ) абсолютної похибки  $\Delta q$  вимірювань елементів  $f_{i=1+3,k=1+3}$  лежить у межах 0,03–0,042, а елементів  $f_{i=4,k=1+4}$ ,  $f_{i=1+4,k=4}$  — лежить у межах 0,056–0,087.

У межах сукупності пікселів цифрової камери реалізується високий ступень координатної ( $0,02 \leq \xi \leq 0,028$ ) та масштабно самоподібної ( $0,96 \leq \mu \leq 0,895$ ) однорідності реєстрації двомірних розподілів значень елементів матриці Мюллера фазовозсуваючого елементу  $\lambda/2$  з лінійним двопронезаломленням.

### ВИСНОВКИ

Здійснено експериментальне оцінювання похибок визначення значень елементів матриці Мюллера для оптично неоднорідного шару з теоретично відомою матрицею Мюллера з лінійним двопронезаломлення на експериментальній установці системи Мюллер-матричного картографування.

Величина експериментальної інтегральної абсолютної похибки лежить у межах від 3,2 % до 8,7 % , що є задовільним результатом. Вперше визначено комплекс об'єктивних параметрів, що характеризують похибки визначення координатних розподілів значень елементів матриці Мюллера шару з лінійним двопронезаломленням, у межах статистичного, кореляційного і фрактального підходів.

### СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Registration scheme suitable to Mueller matrix imaging for biomedical application / S. Guyot, M. Anastasiadou, E. Delechelle, A. De Martino // Opt. Express. — 2007. — № 15. — P. 7393—7400.
2. Shuliang Jiao Two-dimensional depth-resolved Mueller matrix of biological tissue measured with double-beam polarization-sensitive optical coherence tomography / Jiao Shuling, V. Lihong Wang // Opt. Lett/ — 2002. — № 27. — P. 101—103.
3. Основи лазерної поляриметрії. Ч. 1: Біологічні тканини людини / [Ушенко О. Г., Ушенко Ю. О., Томка Ю. Я. та ін.]; під ред. О. Г.Ушенко. — Чернівці : Чернів. нац. ун-т, 2010. — 588 с.
4. Основи лазерної поляриметрії. Біологічні рідини / [Ушенко О. Г., Бойчук Т. М., Заболотна Н. І. та ін.]; під ред. О. Г. Ушенка. — Чернівці : Чернівецький нац. ун-т, 2011. — 656 с.
5. Zabolotna N. I. A multifunctional automated system of 2D laser polarimetry of biological tissues / N. I. Zabolotna, K. O. Radchenko // Proc. SPIE. — Vol. 9205, 92050V. — 2014.—doi: 10.1117/12.2062140.
6. Zabolotna N. I. Diagnostic use of orientational and phase Mueller-matrix tomography in differentiation of hepatic pathology of rats / N.I. Zabolotna // Measuring and Computing Devices in Technological Processes. — 2015. — № 1. — С. 144—150.
7. Заболотна Н. І. Аналіз похибок визначення матриці Мюллера біологічного шару в системі



- двовимірного Мюллер-матричного картографування / Н. І. Заболотна, К. О. Радченко // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. — 2014. — № 2(28). — С. 62—70.
8. Свойства многокомпонентных ахроматических и суперхроматических волновых пластинок нулевого порядка / А. В. Самойлов, В. С. Самойлов, А. С. Климов, Е. А. Оберемок // Оптический журнал. — 2009. — Т. 76, № 5. — С. 80—84.

#### REFERENCES

1. Registration scheme suitable to Mueller matrix imaging for biomedical application / S. Guyot, M. Anastasiadou, E. Delechelle, A. De Martino // *Opt. Express*. — 2007. — № 15. — P. 7393—7400.
2. Shuliang Jiao Two-dimensional depth-resolved Mueller matrix of biological tissue measured with double-beam polarization-sensitive optical coherence tomography / Jiao Shuling, V. Lihong Wang // *Opt. Lett* / — 2002. — № 27. — P. 101—103.
3. *Osnovy lazernoї poliaryetrii. Ch.1: Biolohichni tkanyny liudyny* / [Ushenko O. H., Ushenko Yu. O., Tomka Yu. Ia. ta in.]; pid red. O.H.Ushenko. — Chernivtsi: Cherniv. nats. un-t, 2010. — 588 s.
4. *Osnovy lazernoї poliaryetrii. Biolohichni ridyny* / [Ushenko O. H., Boichuk T. M., Zabolotna N. I. ta in.]; pid red. O. H. Ushenka. — Chernivtsi : Chernivetskyi nats. un-t, 2011. — 656 s.
5. Zabolotna N. I. A multifunctional automated system of 2D laser polarimetry of biological tissues / N. I. Zabolotna, K. O. Radchenko // *Proc. SPIE*. — Vol. 9205, 92050V. — 2014. — doi: 10.1117/12.2062140.
6. Zabolotna N. I. Diagnostic use of orientational and phase Mueller-matrix tomography in differentiation of hepatic pathology of rats / N. I. Zabolotna // *Measuring and Computing Devices in Technological Processes*. — 2015. — № 1. — С. 144—150.
7. Zabolotna N. I. Analiz pokhybok vyznachennia matrytsi Miullera biolohichnoho sharu v systemi dvovymirnoho Miuller-matrychnoho kartohrafuvannia / N. I. Zabolotna, K. O. Radchenko // *Optyko-elektronni informatsiino-enerhetychni tekhnolohii*. — 2014. — № 2(28). — С. 62—70.
8. Svoistva mnogokomponentnykh akhromatycheskykh y superakhromatycheskykh volnovykh plastynok nulevoho poriadka / A. V. Samoilov, V. S. Samoilov, A. S. Klymov, E. A. Oberemok // *Optycheskyi zhurnal*. — 2009. — Т. 76, № 5. — С. 80—84.

Надійшла до редакції 02.06.2015 р.

**ЗАБОЛОТНА НАТАЛІЯ ІВАНІВНА** — к.т.н., доцент, доцент кафедри лазерної та оптико-електронної техніки, Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця, Україна, E-mail: [Natalia.zabolotna@gmail.com](mailto:Natalia.zabolotna@gmail.com)