

АВТОМАТИКА ТА ІНФОРМАЦІЙНО-ВІМІРЮВАЛЬНА ТЕХНІКА

УДК 681.7:635.8

Г. Л. Лисенко, к. т. н., доц.;

С. Є. Тужанський

ВІДЕОПОЛЯРИМЕТРИЧНА СИСТЕМА ОКО-ПРОЦЕСОРНОГО ТИПУ ДЛЯ ДІАГНОСТУВАННЯ ПАТОЛОГІЙ БІОТКАНИН

Запропоновано методику вимірювання поляризаційних характеристик біотканин та схему двохвилової око-процесорної відеополяриметричної системи для їх аналізу. Подано результати експериментальних досліджень просторових розподілів параметрів анізотропії тонких зразків шкіри із ділянками, ураженими меланомою.

Вступ

На сьогоднішній день у поляриметрії біотканин відбувається перехід від локальних методів вимірювання поляризаційних характеристик до методів аналізу цілого кадру зображення об'єкта. Разом з тим під час формування зображень елементів матриці Мюллера та інших поляризаційних параметрів зростає кількість необхідних розрахунків. Використання сучасних алгоритмів оброблення, а також новітніх оптико-електронних, комп'ютерних та мікропроцесорних засобів дозволяє зменшити час дослідження, хоча проведення багатократного усереднення результатів у відеорежимі зменшує оперативність вимірювань [1].

Для вимірювань поляризаційних характеристик неоднорідних багатократно розсіювальних біотканин (БТ) все частіше застосовують спеціальний тип пристроїв — відеополяриметри [2, 3]. Відеополяриметричні прилади і системи мають високу інформативність та здатні представляти інформацію у вигляді просторового розподілу елементів вектора Стокса, матриці Мюллера, а також поляризаційних параметрів анізотропії.

Метод вимірювання просторових розподілів поляризаційних характеристик біотканин

Повнішу інформацію щодо поляризаційних та анізотропних властивостей БТ можна отримати з повної (4×4) матриці Мюллера зразка [4]. Разом з тим для більшості анізотропних БТ (шкіра, м'язові, кісткові тканини та ін.) вимірювання всіх елементів матриці Мюллера не є обов'язковим внаслідок відсутності проявів циркулярної фазової анізотропії [1, 5]. З метою виявлення патології або дистрофічних змін у структурі БТ пропонується методика, яка базується на вимірюванні елементів 3×3 матриць Мюллера зразка:

$$\mathbf{M}_{3 \times 3} = \begin{bmatrix} m_{00} & m_{01} & m_{02} \\ m_{10} & m_{11} & m_{12} \\ m_{20} & m_{21} & m_{22} \end{bmatrix}. \quad (1)$$

При цьому матриця (1) є головним мінором повної (4×4) матриці Мюллера об'єкта [4].

Зручною та досить ефективною може бути відеополяриметрична система для аналізу патологій БТ, яка базується на формуванні трьох лінійних станів поляризації у приймальному (θ_2) та зондувальному (θ_1) каналах та вимірюванні дев'яти значень інтенсивності оптичного випромінювання [5]. Узагальнену оптичну схему відеополяриметра із мінімальним набором поляризаційних елементів, яка дозволяє проводити вимірювання елементів 3×3 матриці Мюллера тонких зразків БТ та аналізувати їх просторовий розподіл в межах кадру зображення, подано на рис. 1.

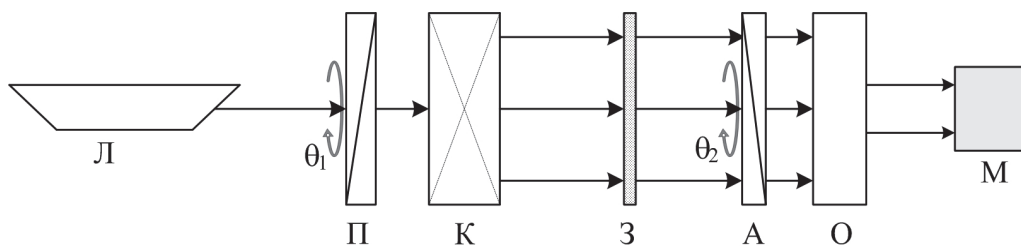


Рис. 1. Узагальнена оптична схема відеополариметра: Л — лазер, П — лінійний поляризатор, К — коліратор, А — лінійний аналізатор, З — зразок БТ, О — об’єктив, М — матриця фотодетектора

Для аналізу поляризаційних властивостей методом 3×3 матриці Мюллера використовуємо модифіковану модель розкладення [6], в якій об’єкт зображається послідовністю «елементарних» матриць з певним типом анізотропії (лінійною фазовою, круговою фазовою або лінійною амплітудною). Такі послідовності утворюються одним з добутків матриць Мюллера (Джонса) [6, 7]:

$$\mathbf{M}_{3 \times 3} = \mathbf{M}_{\text{CP}} \cdot \mathbf{M}_{\text{LP}} \cdot \mathbf{M}_{\text{LA}} \quad (2)$$

Вигляд відповідних матриць Мюллера (Джонса) із певним типом анізотропії подано у [7].

Можна довести, що нормована на елемент m_{00} 3×3 матриця Мюллера (2) плоского тонкого зрізу БТ має вигляд

$$\mathbf{M}_{3 \times 3} = \frac{1}{(1+P)} \times \begin{bmatrix} 1 & c_\theta(1-P) & s_\theta(1-P) \\ (1-P)(Ac_\theta + Bs_\theta) & A(c_\theta^2(1+P) + 2s_\theta^2\sqrt{P}) + B(1-\sqrt{P})c_\theta s_\theta & A(1-\sqrt{P})c_\theta s_\theta + B(s_\theta^2(1+P) + 2c_\theta^2\sqrt{P}) \\ (1-P)(Dc_\theta + Es_\theta) & D(c_\theta^2(1+P) + 2s_\theta^2\sqrt{P}) + E(1-\sqrt{P})c_\theta s_\theta & D(1-\sqrt{P})c_\theta s_\theta + E(s_\theta^2(1+P) + 2c_\theta^2\sqrt{P}) \end{bmatrix} \quad (3)$$

де P — параметр відносної лінійної амплітудної анізотропії; $c_\theta = \cos(2\theta)$, $s_\theta = \sin(2\theta)$, θ — азимут орієнтації вісі максимального пропускання, $c_\delta = \cos \delta$, $s_\delta = \sin \delta$, δ — параметр лінійної фазової анізотропії; ϕ — величина кругової фазової анізотропії ($\phi \in [0 ; \pi]$); $c_\alpha = \cos(2\alpha)$, $s_\alpha = \sin(2\alpha)$; α — орієнтація швидкої вісі; $c_\phi = \cos(2\phi)$, $s_\phi = \sin(2\phi)$.

Коефіцієнти фазової анізотропії A, B, D, E у виразі (3) визначаються з системи рівнянь

$$\begin{bmatrix} A \\ B \end{bmatrix} = (1+P) \begin{bmatrix} \cos^2(2\theta)(1+P) + 2\sin^2(2\theta)\sqrt{P} & (1-\sqrt{P})\cos(2\theta)\sin(2\theta) \\ (1-\sqrt{P})\cos(2\theta)\sin(2\theta) & \sin^2(2\theta)(1+P) + 2\cos^2(2\theta)\sqrt{P} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} m_{11} \\ m_{12} \end{bmatrix};$$

$$\begin{bmatrix} D \\ E \end{bmatrix} = (1+P) \begin{bmatrix} \cos^2(2\theta)(1+P) + 2\sin^2(2\theta)\sqrt{P} & (1-\sqrt{P})\cos(2\theta)\sin(2\theta) \\ (1-\sqrt{P})\cos(2\theta)\sin(2\theta) & \sin^2(2\theta)(1+P) + 2\cos^2(2\theta)\sqrt{P} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} m_{21} \\ m_{22} \end{bmatrix}. \quad (4)$$

Для діагностування патологій БТ визначальними є розраховані на основі елементів експериментальної матриці Мюллера (3) анізотропні характеристики об’єкта, вираз яких наведений нижче. Так, орієнтація лінійної амплітудної анізотропії

$$\theta = 0,5 \arctg \left(\frac{m_{02}}{m_{01}} \right). \quad (5)$$

Параметр лінійної амплітудної анізотропії

$$P = \frac{1 - \sqrt{m_{01}^2 + m_{02}^2}}{1 + \sqrt{m_{01}^2 + m_{02}^2}}. \quad (6)$$

Параметр кругової фазової анізотропії

$$\phi = 0,5 \operatorname{arctg} \left(\frac{B-D}{A+E} \right). \quad (7)$$

Параметри лінійної фазової анізотропії

$$\alpha = 0,25 \left(\operatorname{arctg} \left(\frac{B+D}{A-E} \right) + 2\phi \right). \quad (8)$$

$$\delta = \arccos \left(1 - \sqrt{(B+D)^2 + (A-E)^2} \right). \quad (9)$$

Основне матричне рівняння, яке пов'язує стани поляризації випромінювання, зображеного відповідними векторами Стокса до та після взаємодії з БТ, має вигляд [8]

$$\mathbf{S}^{\text{вих}} = \mathbf{M}_A \cdot \mathbf{M}_{3 \times 3}^3 \cdot \mathbf{M}_P \cdot \mathbf{S}^{\text{вх}}, \quad (10)$$

де $\mathbf{M}_{3 \times 3}^3$ — 3×3 матриця Мюллера зразка БТ вигляду (3), $\mathbf{S}^{\text{вих}}$, $\mathbf{S}^{\text{вх}}$ — відповідно вихідний та вхідний вектори Стокса випромінювання, \mathbf{M}_P (\mathbf{M}_A) — відповідно матриця Мюллера лінійного поляризатора (аналізатора) з орієнтацією θ_1 (θ_2)

$$\mathbf{M}_P = \begin{bmatrix} 1 & \cos(2\theta_1) & \sin(2\theta_1) \\ \cos(2\theta_1) & \cos^2(2\theta_1) & \cos(2\theta_1)\sin(2\theta_1) \\ \sin(2\theta_1) & \cos(2\theta_1)\sin(2\theta_1) & \sin^2(2\theta_1) \end{bmatrix};$$

$$\mathbf{M}_A = \begin{bmatrix} 1 & \cos(2\theta_2) & \sin(2\theta_2) \\ \cos(2\theta_2) & \cos^2(2\theta_2) & \cos(2\theta_2)\sin(2\theta_2) \\ \sin(2\theta_2) & \cos(2\theta_2)\sin(2\theta_2) & \sin^2(2\theta_2) \end{bmatrix}.$$

Система лінійних рівнянь для визначення невідомих елементів матриці $\mathbf{M}_{3 \times 3}$

$$\begin{bmatrix} I_M^1 \\ I_M^2 \\ I_M^3 \\ I_M^4 \\ I_M^5 \\ I_M^6 \\ I_M^7 \\ I_M^8 \\ I_M^9 \end{bmatrix} = I_0 \begin{bmatrix} 1 & c_{11} & s_{11} & c_{21} & c_{11}c_{21} & s_{11}c_{21} & s_{21} & c_{11}s_{21} & s_{11}s_{21} \\ 1 & c_{12} & s_{12} & c_{22} & c_{12}c_{22} & s_{12}c_{22} & s_{22} & c_{12}s_{22} & s_{12}s_{22} \\ 1 & c_{13} & s_{13} & c_{23} & c_{13}c_{23} & s_{13}c_{23} & s_{23} & c_{13}s_{23} & s_{13}s_{23} \\ 1 & c_{14} & s_{14} & c_{24} & c_{14}c_{24} & s_{14}c_{24} & s_{24} & c_{14}s_{24} & s_{14}s_{24} \\ 1 & c_{15} & s_{15} & c_{25} & c_{15}c_{25} & s_{15}c_{25} & s_{25} & c_{15}s_{25} & s_{15}s_{25} \\ 1 & c_{16} & s_{16} & c_{26} & c_{16}c_{26} & s_{16}c_{26} & s_{26} & c_{16}s_{26} & s_{16}s_{26} \\ 1 & c_{17} & s_{17} & c_{27} & c_{17}c_{27} & s_{17}c_{27} & s_{27} & c_{17}s_{27} & s_{17}s_{27} \\ 1 & c_{18} & s_{18} & c_{28} & c_{18}c_{28} & s_{18}c_{28} & s_{28} & c_{18}s_{28} & s_{18}s_{28} \\ 1 & c_{19} & s_{19} & c_{29} & c_{19}c_{29} & s_{19}c_{29} & s_{29} & c_{19}s_{29} & s_{19}s_{29} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} m_{00} \\ m_{01} \\ m_{02} \\ m_{10} \\ m_{11} \\ m_{12} \\ m_{20} \\ m_{21} \\ m_{22} \end{bmatrix}, \quad (11)$$

де $c_{1i} = \cos(2\theta_{1i})$, $s_{1i} = \sin(2\theta_{1i})$; $c_{2i} = \cos(2\theta_{2i})$, $s_{2i} = \sin(2\theta_{2i})$; $i = 1 \div 9$.

Таким чином, для визначення елементів матриці $\mathbf{M}_{3 \times 3}$ потрібно для дев'яти комбінацій різних положень (θ_1^i, θ_2^j) поляризатора (аналізатора) відеополяриметра послідовно виміряти дев'ять відповідних інтенсивностей на вході матричного фотоприймача (I_M^i ; $i = 1 \div 9$).

Введемо у (11) такі позначення: \mathbf{I}_M — вектор інтенсивностей на вході матриці фотодетектора, \mathbf{M}^9 — вектор-стовпець елементів матриці $\mathbf{M}_{3 \times 3}$, \mathbf{A} — характеристична матриця поляриметра (формується азимутами орієнтації поляризаційних елементів схеми). Тоді шукані елементи вектора-стовпця 3×3 матриці Мюллера можуть бути визначені з матричного рівняння:

$$\mathbf{I}_i = \mathbf{A} \cdot \mathbf{M}^9 \Rightarrow \mathbf{M}^9 = \mathbf{A}^{-1} \cdot \mathbf{I}_i, \quad (12)$$

де кути орієнтації поляризаторів θ_{1i}, θ_{2i} (рис. 1) задовольняють умові $\det \mathbf{A} \neq 0$.

У роботі [9] доведено, що оптимальним (з точки зору мінімізації невизначеності елементів) є вимірювання параметрів Стокса, при якому поляризатор у приймальному каналі поляриметра займає послідовно три положення із азимутами, що відрізняються на 60° . Оптимізована характеристична матриця поляриметричного пристрою із кутами орієнтації поляризатора та аналізатора у зондувальному $\theta_{11} = \theta_{12} = \theta_{13} = 0^\circ$, $\theta_{14} = \theta_{15} = \theta_{16} = 60^\circ$, $\theta_{17} = \theta_{18} = \theta_{19} = 120^\circ$ та відповідно $\theta_{21} = 0^\circ$, $\theta_{22} = 60^\circ$, $\theta_{23} = 120^\circ$, $\theta_{24} = 0^\circ$, $\theta_{25} = 60^\circ$, $\theta_{26} = 120^\circ$, $\theta_{27} = 0^\circ$, $\theta_{28} = 60^\circ$, $\theta_{29} = 120^\circ$ у приймальному каналах поляриметра має чисельний вигляд

$$\mathbf{A}_{\text{опт}} = I_0 \begin{bmatrix} 1 & 1 & 0 & 1 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 0 & -0,5 & -0,5 & 0 & 0,866 & 0,866 & 0 \\ 1 & 1 & 0 & -0,5 & -0,5 & 0 & -0,866 & -0,866 & 0 \\ 1 & -0,5 & 0,866 & 1 & -0,5 & 0,866 & 0 & 0 & 0 \\ 1 & -0,5 & 0,866 & -0,5 & 0,25 & -0,433 & 0,866 & -0,433 & 0,75 \\ 1 & -0,5 & 0,866 & -0,5 & 0,25 & -0,433 & -0,866 & 0,433 & -0,75 \\ 1 & -0,5 & -0,866 & 1 & -0,5 & -0,866 & 0 & 0 & 0 \\ 1 & -0,5 & -0,866 & -0,5 & 0,25 & 0,433 & 0,866 & -0,433 & -0,75 \\ 1 & -0,5 & -0,866 & -0,5 & 0,25 & 0,433 & -0,866 & 0,433 & 0,75 \end{bmatrix}. \quad (13)$$

Застосування матриці такого вигляду при поляриметричних дослідженнях дозволяє зменшити невизначеність елементів матриці Мюллера та відповідну похибку визначення параметрів анізотропії (5)—(9) за рахунок зменшення числа обумовленості [9].

Таким чином, на основі (11)—(13) визначаємо елементи локальної 3×3 матриці Мюллера відповідної ділянки кадру (піксела зображення).

Ціле оптичне поле кадру зображення розмірністю $k \times l$ зразка БТ зображаємо матрицею Мюллера

$$\mathbf{M}_\Sigma(k, l) = \begin{bmatrix} \mathbf{M}_{11} & \mathbf{M}_{12} & \cdot & \cdot & \cdot & \mathbf{M}_{1l} \\ \mathbf{M}_{21} & \mathbf{M}_{22} & \cdot & \cdot & \cdot & \mathbf{M}_{2l} \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \mathbf{M}_{k1} & \mathbf{M}_{k2} & \cdot & \cdot & \cdot & \mathbf{M}_{kl} \end{bmatrix}, \quad (14)$$

де \mathbf{M}_{kl} — неповна 3×3 матриця Мюллера елементарної комірки (k, l) кадру зображення.

У базисі (2) кожна з локальних 3×3 матриць Мюллера зразка БТ є функцією п'яти параметрів анізотропії (5)—(9). Далі, аналогічно (14) визначаємо матриці параметрів анізотропії для цілого оптичного поля кадру зображення $\mathbf{P}_\Sigma(k, l)$, $\boldsymbol{\theta}_\Sigma(k, l)$, $\boldsymbol{\delta}_\Sigma(k, l)$, $\boldsymbol{\alpha}_\Sigma(k, l)$ та $\boldsymbol{\varphi}_\Sigma(k, l)$ як сукупності цих параметрів для окремих його ділянок із заданою роздільною здатністю. Сформовані за представленою методикою масиви параметрів після додаткової детермінізації за процедурою Клауда [10] виводяться для подальшого аналізу та класифікації на екран монітора ПК у вигляді просторових розподілів інтенсивності світла в межах кадру. У порівнянні з традиційними підходами описана вище методика дозволяє скоротити час вимірювань та оброблення результатів.

Запропонована методика Мюллер-матричної відеополяриметрії була застосована для досліджень тонких зрізів неоднорідних анізотропних біотканин (шкіри).

Двохвильова лазерна відеополяриметрична система око-процесорного типу

Досліджуючи неоднорідні біомедичні об'єкти, оптичні параметри яких є чутливими до частоти вхідного випромінювання, наприклад вивчаючи кінетику протікання хімічних реакцій оптично активних біомедичних речовин [11], важливою є можливість вимірювань на декількох довжинах хвиль. Розробка багатохвильових відеополяриметричних систем пов'язана з появою нових типів лазерів та матричних приймачів випромінювання (МПВ), які працюють у широкому спектральному діапазоні [12, 13].

Використання відеополяриметричних систем у біомедицині пов'язано із необхідністю проведення аналізу отриманих зображень поляризаційних параметрів зразків, який включає попереднє оброблення, сегментацію та виділення діагностично інформативних ознак. Найбільш оперативними для виконання таких задач є спеціалізовані око-процесорні системи для оброблення зображення [13, 14].

Для досліджень неоднорідних БТ запропоновано двоххвилову лазерну відеополяриметричну систему (рис. 2) із око-процесорним обробленням зображень за процедурою Клауда [10], яка працює за представленою вище методикою. Особливістю схеми є відсутність фазових пластинок у формульовальному та приймальному каналах системи, відсутність блоку захоплювача кадрів та можливість одночасної роботи на двох довжинах хвиль. Це дозволяє підвищити інформативність та розширити спектральний діапазон вимірювань. Застосування око-процесорного оброблення зображень за інформативними ознаками дозволяє значно підвищити швидкодію системи [13, 14].

Колімоване випромінювання лазерів одночасно потрапляє на механічний модулятор (непрозо-

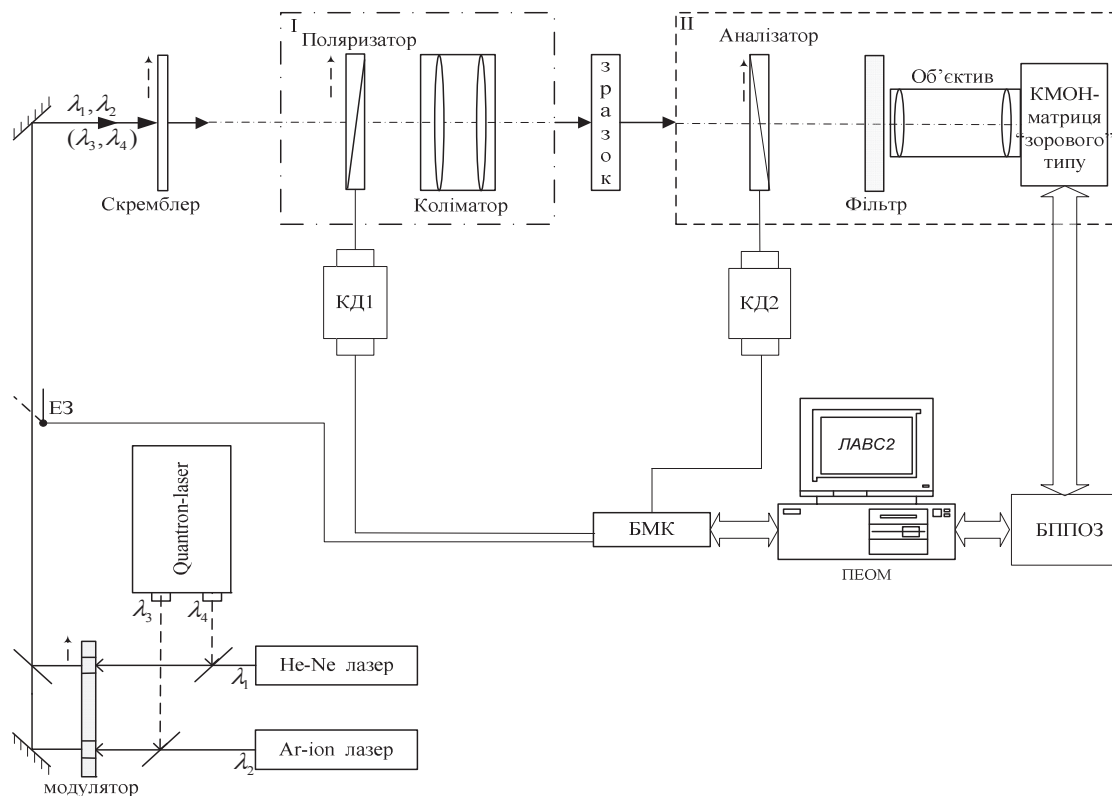


Рис. 2. Узагальнена структурна схема двоххвильового лазерного відеополяриметра із око-процесорним обробленням зображення ЛАВС2: КД1, КД2 — крокові двигуни; ПЕОМ — персональний комп'ютер; БПОЗ — блок перетворення та оброблення зображень; БМК — блок мікроконтролерного керування, ЕЗ — електронний затвор

рий диск із вирізаним внутрішнім сектором 180° , що обертається навколо оптичної вісі) та виконує функцію послідовного напівперіодного переривання у часі променів кожного з лазерів. Модульований лазерний пучок відбивається від поворотних дзеркал та проходить крізь скремблер та поляризатор, який формує лінійно поляризовану хвилю з необхідним азимутом поляризації відносно площини падіння. Коліматор задає необхідну ширину пучка променів із плоским хвильовим фронтом. Поле випромінювання, розсіяне зразком біотканини на двох довжинах хвиль світла, проходить через приймальний канал II, який складається з аналізатора, об'єктива із лінійним світлофільтром та матричного сенсора «зорового» типу. Перетворення сигналів у цифрову форму, око-процесорне оброблення зображень та запам'ятовування відбувається у відповідному блоці, підключеному до ПК. Для формування необхідних кутів орієнтації поляризатора та аналізатора останні обертаються з різною частотою за допомогою крокових двигунів, які керуються схемою мікроконтролера.

У відеополяриметрі реалізовано два варіанти включення лазерних джерел випромінювання, довжини хвиль яких підбирають в залежності від характеристик поглинання та розсіювання зразка БТ. В

першому з них (рис. 2) використовуються гелій-неоновий лазер (довжина хвилі $\lambda_1 = 0,6328$ мкм, потужність 0...50 мВт, діаметр пучка 4 мм) та аргонівий іонний лазер (довжина хвилі $\lambda_2 = 0,4879$ мкм, потужність 0...20 мВт, діаметр пучка 4 мм). У другому варіанті застосовується світло двох напівпровідникових лазерів — ІЛПН-114-1Б (максимальна потужність 90 мВт, довжина хвилі $\lambda_3 = 0,87$ мкм) та МЛ-657-20 (максимальна потужність 20 мВт, довжина хвилі $\lambda_4 = 0,657$ мкм), які є випромінювачами приладу «Quantron-laser». Малогабаритний цифровий пристрій «Quantron-laser», який розроблено на кафедрі лазерної та оптоелектронної техніки ВНТУ та апробовано у медичних закладах Києва, Вінниці й Трускавця, забезпечує одночасну роботу двох випромінювачів із високоточною частотною модуляцією в діапазоні 0...10 кГц [15]. Оптичну схему узгодження «Quantron-laser» із компонентами відеополяриметра представлено на рис. 3.

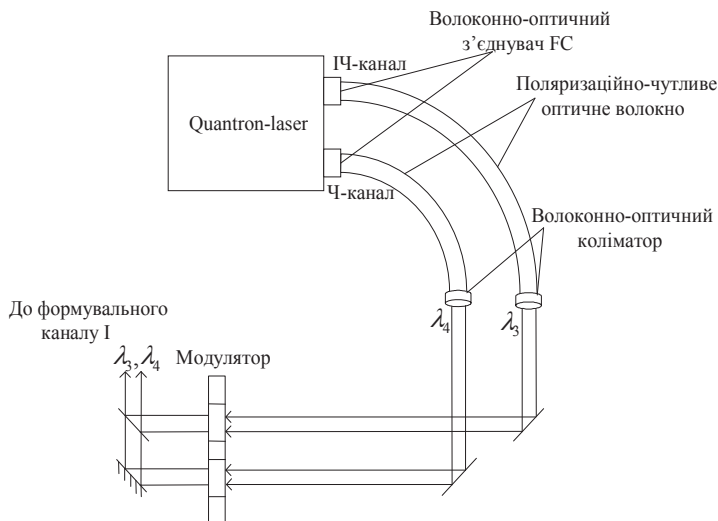


Рис. 3. Схема узгодження «Quantron-laser» із ЛАВС2

нення зображень). Для забезпечення коефіцієнта лінійності пропускання світла на рівні 0,91 (λ_1) та 0,9 (λ_2) пропонується застосування фільтра D263 (Cypress).

У розробленій реалізації блоку БПОЗ відеополяриметричної системи застосовується спеціалізований 14-разрядний АЦП ADS5546 (Texas Instruments) із можливістю паралельного виведення сигналів із частотою 190 млн вибірок у секунду, що має паралельне виведення коду за переднім і заднім фронтами синхросигналу. Основним функціональним елементом модуля БПОЗ є високопродуктивна ПЛІС XC3S1200E_FG320 (Xilinx) серії Spartan-3E. У блоці використано пам'ять типу DDR2 SDRAM (Unbuffered DIMM) ємністю 2 ГБ MT18HTF25672A (Micron Technology).

Для обчислення елементів матриць Мюллера зображень та матриць параметрів анізотропії зображень, а також для здійснення оброблення відповідних результатів у схемі БПОЗ двоххвильового відеополяриметра використано цифровий сигнальний процесор із плаваючою комою TMS320C6713B (Texas Instruments) з тактовою частотою 300 МГц та піковою продуктивністю 2400MFLOPS.

Алгоритм роботи основної програми відеополяриметричної системи та процедури оброблення зображень за наведеною вище методикою подані на рис. 4.

Таким чином, запропонована реалізація ЛАВС2 надає можливість проводити вимірювання та візуалізацію просторового розподілу (в межах кадру зображення) елементів 3×3 матриць Мюллера та розрахованих на їхній основі параметрів анізотропії тонких зразків неоднорідних БТ. Особливістю роботи даної око-процесорної відеополяриметричної системи є можливість вимірювань одночасно на двох дожинах хвиль у режимі, наближеному до реального часу (при 100-кратному усередненні результатів для роздільної здатності зображень 640×480 пікс. час реєстрації, перетворення та виведення інформації ~ 3 сек), що у десятки разів менше порівняно з іншими традиційними схемами відеополяриметрії, які працюють лише на одній спектральній лінії [3, 11].

У реалізованій схемі розсіяне зразком випромінювання формує розділене в часі по довжинам хвиль світла зображення, яке покадрово проектується у площину реєстрації «зорового» сенсора на основі 1,43" матриці LUPA 1300 (CYILSM1300AA-GDC, Cypress), що має роздільну здатність до 1280×1024 пікселів та працює у діапазоні 400...1000 нм. Відмінною особливістю «зорового» сенсора є наявність паралельного виводу зображення (16 паралельних виходів з частотою виведення інформації до 40 МГц), що забезпечує можливість око-процесорного оброблення та потрібний для відеополяриметрії час зчитування кадрів (з типовою роздільною здатністю 640×480 пікселів за одну секунду можна здійснити 86-кратне усеред-

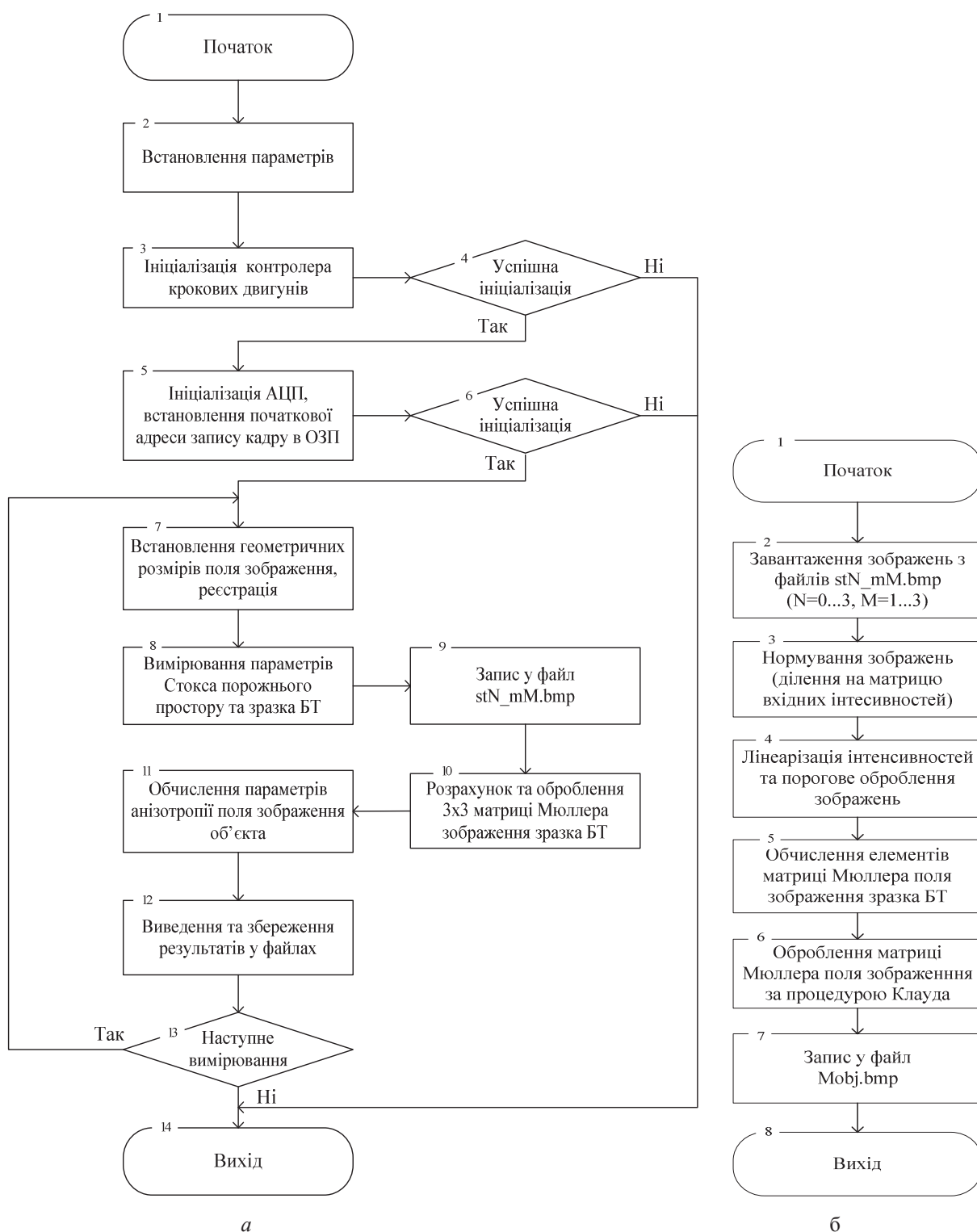


Рис. 4. Блок-схеми: а — основної програми ЛАВРС2 ; б — процедури оброблення зображень

Аналіз результатів досліджень зразків дерми шкіри із меланою

За описаною вище методикою на око-процесорному лазерному відеополяриметрі ЛАВРС2 (рис. 2) проведено експериментальні дослідження тонких плоскопаралельних зразків дерми людської шкіри із меланою. На рис. 5 подано оброблені зображення просторових розподілів елементів 3x3 матриці Мюллера зрізів дерми (~50 мкм) із ділянками патологічних змін внаслідок меланоми (зразок 1) та не-ушкодженої дерми (зразок 2).

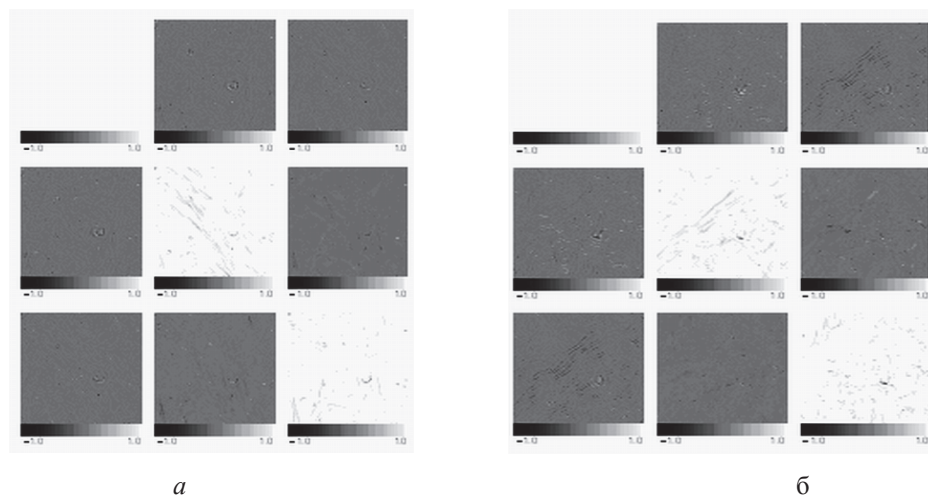


Рис. 5. Зображення просторового розподілу елементів 3×3 матриці Мюллера дерми людської шкіри: *a* — зразок 2, *б* — зразок 3 (із меланомою)

Розміри кадрів поданих на рис. 5. зображень 15×15 мм², роздільна здатність 340×340 пікселів, робоча довжина хвилі $\lambda_1 = 0,6328$ мкм.

Серед п'яти досліджених параметрів анізотропії (5)—(9) інформаційно важливими для діагностування виявились лінійні фазові параметри — величина двопронезаломлення δ та орієнтація його вісі α , просторові розподіли яких зображено на рис. 6.

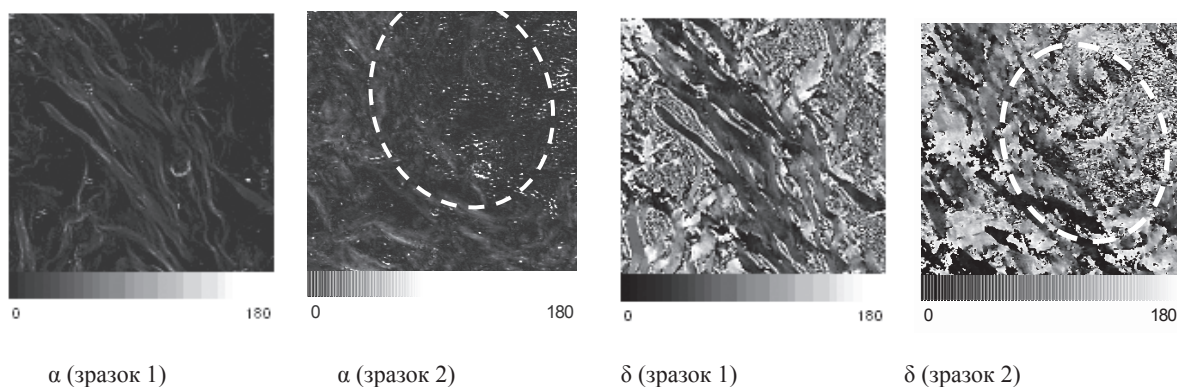


Рис. 6. Зображення просторових розподілів параметрів лінійної фазової анізотропії α та δ (град.) для зразків 1 та 2 дерми шкіри

З рис. 6 видно, що неушкодженій дермі властиве подвійне променезаломлення, величина якого δ змінюється в залежності від товщини та щільності упаковки колагенових волокон. Вздовж напрямку орієнтації колагенових волокон також змінюється орієнтація вісі подвійного променезаломлення α неушкодженої дерми. Для ушкоджених ділянок зразка біотканини із меланомою 2 величина δ є більш однорідною у площині перерізу, а у зонах з видимим ураженням (виділені пунктиром на рис. 6) — практично відсутні. Тому зміна орієнтації α в ушкоджених ділянках має хаотичний характер. Такі ж процеси спостерігались для серії інших аналогічних тонких зрізів шкіри. Меланома руйнує клітини епідермісу і дерми. При цьому змінюються параметри лінійної фазової анізотропії (зони сильного ураження стають практично ізотропними).

Висновки

1. Запропоновано методику вимірювання поляризаційних характеристик тонких зрізів неоднорідних світлорозсіювальних біотканин, яка полягає у формуванні просторових розподілів параметрів анізотропії (5)—(9) в межах кадру зображення. Дані розподіли утворюють на основі вимірювань елементів неповних 3×3 матриць Мюллера локальних ділянок зображень, що визначають із використанням модифікованої моделі розкладення (2) у базисі лінійної та фазової анізотропії.

2. Вперше запропоновано двохвильову відеополяриметричну систему із око-процесорним обробленням зображення, яка працює за описаною вище методикою та призначена для дослідження

тонких зразків анізотропних біотканин. Система забезпечує високі показники точності та швидкості вимірювань, а також часу оброблення результатів.

3. Аналіз експериментальних результатів зразків дерми шкіри із ураженими внаслідок меланоми ділянками, які отримані за описаною методикою на двохвилевому око-процесорному відеополяриметрі, свідчить про перспективність їх застосування при візуалізації новоутворень шкіри. Важливими для діагностування меланоми шкіри є розподіл величини двопротенезаломлення та орієнтації його осі, які пов'язані з структурною організацією колагенових волокон, що руйнується в процесі формування новоутворення.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Tuzhanskyy S. Y. Methods and means of polarization parameter control in biotissue imaging polarimetry / S. Y. Tuzhanskyy // Polarization Science and Remote Sensing III, ed. By Joseph A. Shaw, J. Scot Tyo, Proc. of SPIE. — 2007. — Vol. 6682, 668212. — P. 1—10.
2. Jacques S. L. Imaging skin pathology with polarized light / S. L. Jacques, J. S. Ramella-Roman, K. Lee // Journal of Biomedical Optics. — 2002. — Vol. 7, No. 3. — P. 329—340.
3. Baba J. S. Development and calibration of an automated Muller matrix polarization imaging system / J. S. Baba, J. R. Chang, A. H. DeLaughter // Journal of Biomedical Optics. — 2002. — Vol. 7, No. 3. — P. 341—349.
4. Mueller H. The foundations of optics / H. Mueller // J. Opt. Soc. — 1948. — N. 38. — P. 661—663.
5. Swami M. K. Polar decomposition of 3x3 Mueller matrix: a tool for quantitative tissue polarimetry / M. K. Swami, S. Manhas, P. Buddhiant [and oth.] // Optics Express. — 2006. — Vol. 14, No. 20. — P. 9324—9337.
6. Марьенко В. В. Представление произвольных матриц Мюллера в базисе матриц круговой и линейной анизотропии / В. В. Марьенко, С. Н. Савенков // Оптика и спектроскопия. — 1994. — Т. 76. — № 1. — С. 102—104.
7. Тужанський С. Є. Лазерні поляриметричні методи контролю оптичних параметрів біотканин / С. Є. Тужанський // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. — 2006. — № 2(12). — С. 201—213.
8. Пішак В. П. Лазерна поляриметрична діагностика в біології і медицині / В. П. Пішак, О. Г. Ушенко. — Чернівці: Медакадемія, 2000. — 302 с. — ISBN 966-7618-53-6.
9. Оберемок Є. А. Оптимізація параметрів Мюллер-поляриметра при дослідженні детермінованих об'єктів методом трьох поляризацій / Є. А. Оберемок, С. М. Савенков // Укр. фіз. журн. — 2000. — Т. 45. — № 1. — С. 124—127.
10. Cloud S. R. and Pottier E. Concept of polarization entropy in optical scattering / S. R. Cloud, E. Pottier // Opt. Engineering. — 1995. — Vol. 34. — P. 1599—1610.
11. Sankaran V. Comparative study of polarized light propagation in biological tissues / V. Sankaran, J. T. Walsh, D. J. Maitland // Journal of Biomedical Optics. — 2002. — Vol. 7. — P. 300—306.
12. Тарасов В. В. Двух- и многодиапазонные оптико-электронные системы с матричными приемниками излучения / В. В. Тарасов, Ю. Г. Якушенков. — М.: Университетская книга; Логос, 2007. — 192 с. — ISBN 5—98704-198-8: (в пер.).
13. Кожемяко В. П. Функциональные элементы и устройства оптоэлектроники: [учебное пособие] / В. П. Кожемяко, Л. И. Тимченко, Г. Л. Лысенко, Ю. Ф. Кутаев. — К.: УМК ВО, 1990. — 251 с.
14. Кожем'яко В. П. Квантові перетворювачі на оптоелектронних логіко-часових середовищах для око-процесорної обробки зображень: [монографія] / В. П. Кожем'яко, Т. Б. Мартинюк, О. І. Суприган, Д. І. Клімкіна. — Вінниця: УНІ-ВЕРСУМ-Вінниця, 2007. — 126 с. — ISBN 978-966-641-219-8.
15. Пат. 84965 Україна, МПК⁷ Н 01 S 5/30. Спосіб стабілізації частоти випромінювання інжекційного лазера / Лисенко Г. Л., Тужанський С. Є.; заявник та патентовласник Вінницький нац. техн. ун-т — № 20041210446; заявл. 20.12.2004; опубл. 15.08.2005, Бюл. № 8.

Рекомендована кафедрою лазерної та оптоелектронної техніки

Надійшла до редакції 8.09.08
Рекомендована до друку 12.09.08

Лисенко Геннадій Леонідович — доцент, **Тужанський Станіслав Євгенович** — асистент.

Кафедра лазерної та оптоелектронної техніки, Вінницький національний технічний університет