

УДК 615.47:616.073

О.В. ДРОНЕНКО, К.О. РАДЧЕНКО, І.В. КОЛОТЧЕНКО

ЗАСТОСУВАННЯ СИСТЕМИ ПОЛЯРИЗАЦІЙНОГО КАРТОГРАФУВАННЯ АЗИМУТІВ ЛАЗЕРНИХ ЗОБРАЖЕНЬ ПЛІВОК ПЛАЗМИ КРОВІ У ДІАГНОСТИЦІ ПАТОЛОГІЇ МОЛОЧНИХ ЗАЛОЗ

*Вінницький національний технічний університет
Україна, м.Вінниця, Хмельницьке шосе, 95, тел.: 097-749-43-12,
E-mail: elena@bag-in-box.com.ua*

Анотація. Проведено дослідження лазерних зображень зразків плазми крові трьох груп пацієнтів: здорових, з мастопатією, з раком молочних залоз. Проведено статистичний аналіз отриманих карт азимутів та еліптичностей поляризації. На основі матриць рішень визначено операційні характеристики картографування розподілів азимутів поляризації лазерних мікроскопічних зображень зразків плівок плазми крові, які виявили високу чутливість та інформативність даної методики.

Ключові слова: молочні залози, азимут поляризації, лазерна поляриметрія, статистичні параметри двовимірного розподілу, чутливість, специфічність, точність методу, прогностичність позитивного (негативного) результату.

Аннотация. Проведено исследование лазерных изображений образцов плазмы крови 3-х групп пациентов: здоровых, с мастопатией, с раком молочных желез. Проведено статистический анализ полученных карт азимутов и эллиптичностей поляризации. На основании матриц решений определено операционные характеристики картографирования распределений азимутов поляризации лазерных микроскопических изображений образцов пленок плазмы крови, которые определили высокую чувствительность и информативность данной методики.

Ключевые слова: молочные железы, азимут поляризации, лазерная поляриметрия, статистические параметры двумерного распределения, чувствительность, специфичность, точность метода, прогностичность позитивного (негативного) результата.

Abstracts. It is research laser images of plasma samples 3 groups of patients : healthy , with mastopathy and with breast cancer . It is statistical analyze the azimuth cards and elepticals of polarizations. Based on the decision matrix defined operating characteristics of mapping distributions of the polarization azimuths laser microscopic images of film samples of blood plasma, which determined the high sensitivity and informational content of such methodology .

Keywords: breast , the azimuth of polarization , laser polarimetry , the statistical parameters of the two-dimensional distribution , the sensitivity , specificity, and accuracy of the method , the positive predictive value (negative) result.

ВСТУП

Серед багатьох систем діагностики оптичної анізотропії біологічних об'єктів [1, 2] виокремився новий напрямок – лазерна поляриметрія мікроскопічних зображень біологічних рідин людини [3], зокрема таких різноманітних рідини як плазма крові, жовч, синовіальна рідина, ліквар та ін. Біологічні рідини людини є більш доступні для лабораторних досліджень і не потребують травматичної операції біопсії.

Сьогодні активно досліджуються методи поляризаційного картографування плазми крові людини для діагностики онкологічних захворювань, зокрема захворювань молочних залоз. Головним “інформаційним продуктом” методів є одержання координатних розподілів азимутів $\alpha(x, y)$ і еліптичностей $\beta(x, y)$ поляризації (поляризаційних карт). У результаті визначаються взаємозв'язки між набором статистичних характеристик зазначених поляризаційних карт та розподілами напрямів оптичних осей і величинами двопронезаломлення альбумін-глобулінових мереж плазми крові [4]. Зазначені методи реалізуються за допомогою лазерної двовимірної системи поляризаційного картографування і багатопараметричного аналізу біологічних тканин і рідин [5]. Результати експериментального

дослідження, проведені у роботі [6], показали, що доброякісні та онкологічні зміни у молочних залозах виявляються у статистиці множин значень азимутів та еліптичностей лазерних зображень плазми крові.

Метою даної роботи є оцінка інформативності поляризаційного картографування азимутів поляризації мікроскопічних лазерних зображень плівок плазми крові для діагностики доброякісних та злоякісних змін молочних залоз, визначення основних та допоміжних операційних характеристик та найбільш діагностично інформативних рішень.

ПОЛЯРИЗАЦІЙНИЙ ПІДХІД

В основу моделювання оптичних властивостей плазми крові покладено положення про анізотропію протеїнових мереж біологічних тканин [6]:

- плівка плазми крові людини розглядається у вигляді двокомпонентної аморфно-кристалічної структури;
- кристалічна компонента сформована сукупністю (мережею) кристалів альбуміну і глобуліну;
- оптично рідкі кристали амінокислот володіють властивостями оптично одноосних двопронезаломлюючих кристалів, які характеризуються матричним оператором Мюллера наступного вигляду

$$\{Z\}_j = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & z_{22} & z_{23} & z_{24} \\ 0 & z_{32} & z_{33} & z_{34} \\ 0 & z_{42} & z_{43} & z_{44} \end{pmatrix}, \quad (1)$$

де

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

Тут ρ - напрямок оптичної осі кристалу амінокислоти; $\delta = 2\pi/\lambda \Delta n d$ - фазовий зсув, який вноситься між ортогональними складовими амплітуди лазерної хвилі довжиною λ , що проходить крізь білок з поперечним геометричним розміром d та показником двопронезаломлення Δn .

Класичне визначення матриці Мюллера $\{Z\}$ полягає в тому, що такий математичний оператор вичерпно повно характеризує процеси трансформації вектора Стокса оптико – анізотропними біологічними шарами [4]

$$S^* = \{Z\}S_0. \quad (3)$$

Тут S_0, S^* - вектора Стокса опромінюючого і об'єктного пучків.

З урахуванням (3) можна записати вектор Стокса S^* у розгорнутому вигляді

$$S^* = \begin{pmatrix} 1 \\ S_2 \\ S_3 \\ S_4 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 \\ z_{22}S_2^0 + z_{23}S_3^0 + z_{24}S_4^0 \\ z_{32}S_2^0 + z_{33}S_3^0 + z_{34}S_4^0 \\ z_{42}S_2^0 + z_{43}S_3^0 + z_{44}S_4^0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 \\ \cos 2\alpha \cos 2\beta \\ \sin 2\alpha \cos 2\beta \\ \sin 2\beta \end{pmatrix}. \quad (4)$$

На основі (4) одержимо вирази для визначення азимута α і еліптичності β поляризації об'єктної електромагнітної хвилі

$$\alpha = 0,5 \arctg\left(\frac{S_3}{S_2}\right) \equiv u[z_{ik}(\rho, \delta)]; \quad (5)$$

$$\beta = 0,5 \arcsin(S_4) \equiv p[z_{ik}(\rho, \delta)]. \quad (6)$$

З аналізу співвідношень (5) і (6) випливає, що стан поляризації (α, β) перетвореного лазерного випромінювання визначається відповідними локальними орієнтаційно – фазовими (ρ, δ) параметрами полікристалічної сітки білків плівки плазми крові.

Іншими словами, за умови координатної неоднорідності розподілів $\rho(X, Y)$ і $\delta(X, Y)$ в площині шару плазми крові людини, формується відповідне поляризаційно-неоднорідне зображення з розподілами $\alpha(X, Y)$ і $\beta(X, Y)$.

Останні, за умов одноразового розсіяння є поляризаційними “відбитками” орієнтаційно-фазової структури полікристалічної сітки біологічних кристалів білків плівки плазми крові.

ЛАЗЕРНА ДВОВИМІРНА СИСТЕМА ПОЛЯРИЗАЦІЙНОГО КАРТОГРАФУВАННЯ І БАГАТОПАРАМЕТРИЧНОГО АНАЛІЗУ ТА ХАРАКТЕРИСТИКА МАТЕРІАЛІВ ДОСЛІДЖЕНЬ.

На даному етапі досліджувалися зразки плівок плазми крові, взятої у пацієнтів з наперед відомим діагнозом. Проведено дослідження для пацієнтів трьох груп:

- група 1 - здорові жінки – донори;
- група 2 - жінки з доброякісними змінами молочних залоз;
- група 2 - жінки зі злоякісними змінами молочних залоз.

Зразки плазми крові готувались в ідентичних умовах – крапля плазми крові з піпетки наносилася на підкладку з оптично однорідного скла, розтікалася. Утворена плівка просушувалася при кімнатній температурі на протязі 24 годин.

Дослідження оптичних проявів дихроїзму та двопроменезаломлення оптико анізотропної речовини плазми крові проводилося у традиційному розташуванні системи поляризаційного картографування [4].

На рис. 1 приведена оптичну схему прямого поляриметра – визначення сукупності координатних розподілів чотирьох параметрів вектора Стокса лазерного мікроскопічного зображення, сформованого шаром оптико – анізотропної плазми крові людини.

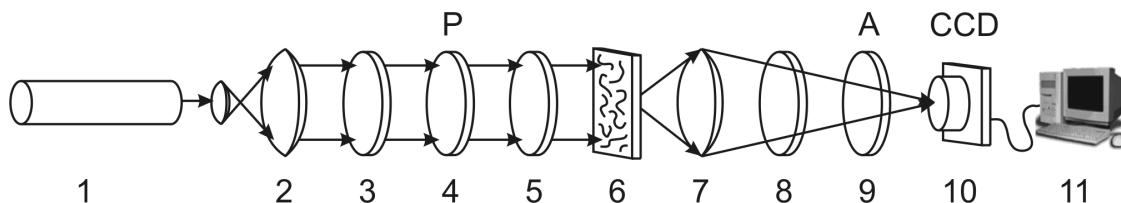


Рис. 1. Оптична схема стоксполариметра, де: 1 – He-Ne лазер; 2 – коліматор; 3, 5, 8 – чвертьхвильові платівки; 4, 9 – поляризатор та аналізатор відповідно; 6 – об’єкт дослідження; 7 – мікрооб’єктив; 10 – CCD камера; 11 – персональний комп’ютер

Опромінювання проводилось паралельним пучком ($\varnothing = 10^4$ мкм) He-Ne лазера ($\lambda = 0.6328$ мкм) 1. За допомогою поляризаційного освітлювача (чвертьхвильові пластини 3, 5 (похибка 4%) і поляризатор 4 (лінійність 99%)) формувались різні стани поляризації освітлюючого пучка. Поляризаційні мікроскопічні зображення зразків плівок плазми крові 6 проектувались за допомогою мікрооб’єктива 7 (цифрова апертура 0.1, фокусна відстань $f = 450 \mu m$, збільшення 4X) в площину світлочутливої площадки ($800 \text{ pix} \times 600 \text{ pix}$) цифрової CCD камери 10 (роздільна здатність $1 \text{ pix} \leftrightarrow 2 \mu m$, динамічний діапазон 12 Бт, лінійність 10^5). У загальному випадку, для визначення набору чотирьох параметрів вектора Стокса

у кожному jk -му пікселі такого мікроскопічного зображення, необхідно провести шість вимірювань інтенсивності поляризаційно відфільтрованого мікроскопічного зображення плівки плазми крові:

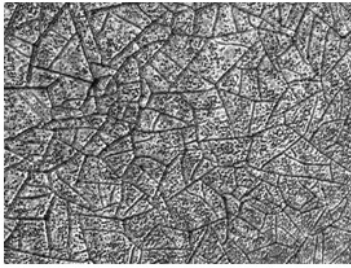


Рис. 2 Розподіл інтенсивності $I_{jk}(45^\circ - 0^\circ)$

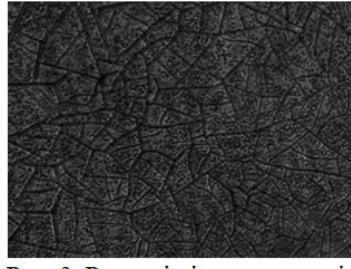


Рис. 3. Розподіл інтенсивності $I_{jk}(45^\circ - 90^\circ)$

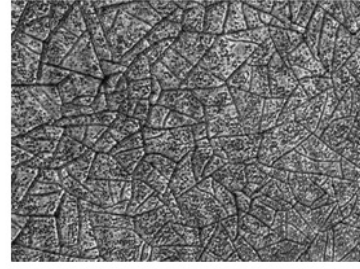


Рис. 4. Розподіл інтенсивності $I_{jk}(45^\circ - (+45^\circ))$

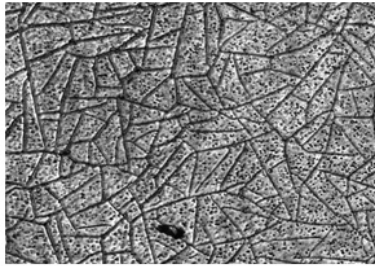


Рис. 5. Розподіл інтенсивності $I_{jk}(45^\circ - (-45^\circ))$

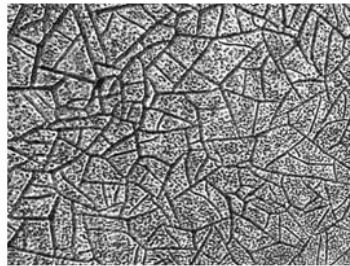


Рис. 6. Розподіл інтенсивності $I_{jk}(45^\circ - \otimes)$

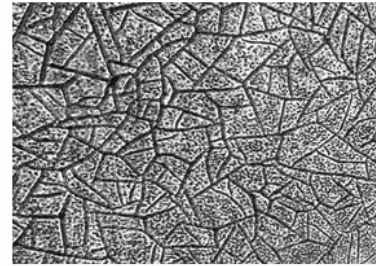


Рис. 7. Розподіл інтенсивності $I_{jk}(45^\circ - \oplus)$

Далі обчислюємо координатні розподіли першого і другого, третього та четвертого параметру вектора Стокса за наступними співвідношеннями:

$$S_1(jk) = I_{jk}(45^\circ - 0^\circ) + I_{jk}(45^\circ - 90^\circ); \quad (7)$$

$$S_2(jk) = I_{jk}(45^\circ - 0^\circ) - I_{jk}(45^\circ - 90^\circ). \quad (8)$$

$$S_3(jk) = I_{jk}(45^\circ - 45^\circ) - I_{jk}(45^\circ - (-45^\circ)). \quad (9)$$

$$S_4(jk) = I_{jk}(45^\circ - \otimes) - I_{jk}(45^\circ - \oplus). \quad (10)$$

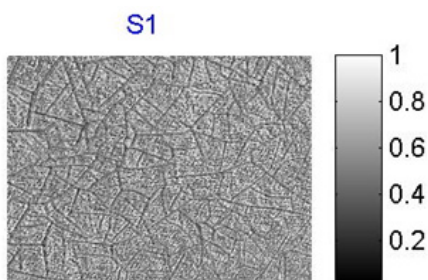


Рис. 8. Розподіл значень першого параметру вектора Стокса S_1

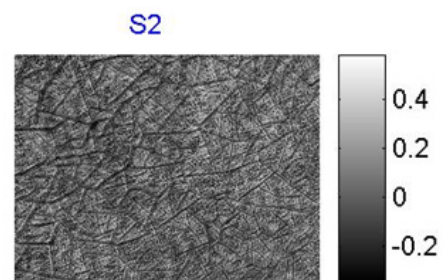


Рис. 9. Розподіл значень другого параметру вектора Стокса S_2

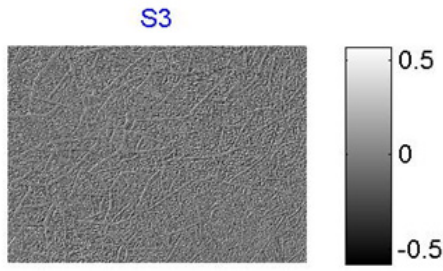


Рис. 9. Розподіл значень третього параметру вектора Стокса S_3

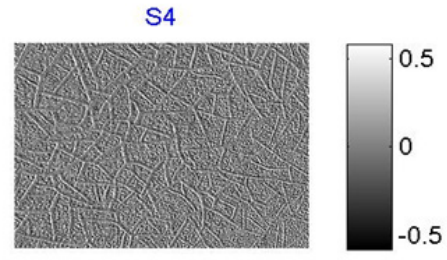


Рис. 10. Розподіл значень четвертого параметру вектора Стокса S_4

На основі співвідношень (7) – (10) визначають значення азимута α_{jk} і еліптичності β_{jk} поляризації у точці с координатами (jk) лазерного зображення шару плазми крові людини

$$\alpha_{jk} = 0,5 \arctg \left[\frac{I_{jk}(45^\circ - 45^\circ) - I_{jk}(45^\circ - (-45^\circ))}{I_{jk}(45^\circ - 0^\circ) - I_{jk}(45^\circ - 90^\circ)} \right]; \quad (11)$$

$$\beta_{jk} = 0,5 \arcsin \left[\frac{I_{jk}(45^\circ - \otimes) - I_{jk}(45^\circ - \oplus)}{I_{jk}(45^\circ - 0^\circ) + I_{jk}(45^\circ - 90^\circ)} \right]. \quad (12)$$

Визначивши таким чином (співвідношення (11) і (12)) стан поляризації у кожній точці лазерного мікроскопічного зображення півки плазми крові людини, одержуємо поляризаційні мапи її полікристалічної білкової мережі

$$\alpha(m \times n) = \begin{pmatrix} \alpha_{11} & \dots & \alpha_{1n} \\ \cdot & \alpha_{jk} & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot \\ \alpha_{m1} & \dots & \alpha_{mn} \end{pmatrix}; \quad (13)$$

$$\beta(m \times n) = \begin{pmatrix} \beta_{11} & \dots & \beta_{1n} \\ \cdot & \beta_{jk} & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot \\ \beta_{m1} & \dots & \beta_{mn} \end{pmatrix}. \quad (14)$$

Найбільш об'єктивно статистичну структуру координатних розподілів поляризаційних і фазових параметрів лазерного зображення гістологічного зрізу біологічної тканини характеризує сукупність моментів $M_{j=1;2;3;4}^{\alpha;\beta;\delta}$ обчислена за співвідношеннями (2.2) і наведена в таблиці 1.

$$\begin{aligned} M_1 &= \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |(\alpha; \beta; \delta)_i|; \\ M_2 &= \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\alpha; \beta; \delta)_i^2}; \\ M_3 &= \frac{1}{Z_2^3} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\alpha; \beta; \delta)_i^3; \\ M_4 &= \frac{1}{Z_2^4} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\alpha; \beta; \delta)_i^4, \end{aligned} \quad (15)$$

де $N = 800 \times 600$ - повна кількість пікселів CCD-камери 10 (рис. 1), яка реєструє поляризаційно-неоднорідне зображення плівки плазми крові людини.

РЕЗУЛЬТАТИ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ ТА ОЦІНЮВАННЯ ІНФОРМАТИВНОСТІ МЕТОДА ПОЛЯРИЗАЦІЙНОГО КАРТОГРАФУВАННЯ ПЛІВОК ПЛАЗМИ КРОВІ

Наведемо результати дослідження координатних розподілів ($m \times n$) поворотів азимуту поляризації ($\alpha(m \times n)$) лазерного мікроскопічного зображення, які характеризують оптичну активність полікристалічних мереж білків альбумінів і глобулінів плівок плазми крові пацієнтів груп 1, 2, 3.

У таблиці 1 приведені значення і діапазонів зміни статистичних моментів M_k^α координатних розподілів поворотів площини поляризації $\alpha(m \times n)$ лазерних мікроскопічних зображень полікристалічних мереж білків альбумінів і глобулінів зразків плівок плазми крові пацієнтів всіх трьох груп.

Установлені наступні діапазони відмінностей середньостатистичних величин $M_{i=1;2;3;4}^\alpha$ поляризаційних лазерних мікроскопічних зображень полікристалічних мереж білків плівок плазми крові контрольної групи пацієнтів (група 1) та хворих з різною патологією (груп 2 і 3), - середнє (практично незмінне); дисперсія (збільшення у 1,3 – 1,5 рази); асиметрія (зменшення у 1,3 – 1,7 рази) і ексцес (зменшення у 1,25 – 1,5 рази).

Проте статистичний аналіз діапазонів зміни величин статистичних моментів $M_{i=1;2;3;4}^\alpha$ одержаних в результаті експериментальних досліджень статистичної структури розподілів поворотів поляризації зразків плівок плазми крові у межах окремих груп здорових і хворих пацієнтів, показав неможливість абсолютної 100% діагностики різноманітних патологічних станів. Як видно з таблиці 1 діапазони зміни всіх статистичних моментів 1-го – 4-го порядків розподілів $\alpha(m \times n)$ дещо перекриваються і, таким чином, формуються хибно позитивні або хибно негативні рішення.

Таблиця 1.

Середнє M_1^α , дисперсія M_2^α , асиметрія M_3^α та ексцес M_4^α розподілів $\alpha(m \times n)$ лазерних мікроскопічних зображень зразків плівок плазми крові різних груп пацієнтів

M_k^α	Група 1 Норма (30 зразків)	Група 2 Мастопатія (30 зразків)	Група 3 Рак (30 зразків)
M_1^α	$0,69 \pm 0,11$	$0,71 \pm 0,13$	$0,68 \pm 0,12$
M_2^α	$0,15 \pm 0,025$	$0,19 \pm 0,034$	$0,23 \pm 0,041$
M_3^α	$1,54 \pm 0,32$	$1,29 \pm 0,21$	$0,94 \pm 0,16$
M_4^α	$2,15 \pm 0,48$	$1,87 \pm 0,37$	$1,46 \pm 0,31$

Тому актуальним є внутрішньогруповий аналіз - визначення інформативності методу поляризаційного картографування азимутів мікроскопічних лазерних зображень плівок плазми крові пацієнтів всіх груп.

Далі приведені результати визначення набору операційних характеристик:

- чутливості Se ,
- специфічності Sp ,
- точності Ac ,
- прогностичної цінності позитивного результату $+VP$,
- прогностичної цінності негативного результату $-VP$,

методу поляризаційного картографування мікроскопічних зображень плівок плазми крові пацієнтів групи 1 і групи 2.

На даному етапі досліджувалися зразки плівок плазми крові, взятої у пацієнтів з наперед відомим діагнозом. Поляризаційні мапи розподілів азимута поляризації одержувалися у результаті застосування об'єктивного фізичного методу поляризаційно-фазової лазерної мікроскопії.

Для визначення операційних характеристик тесту на основі картографування розподілів азимута поляризації обрано дві групи з попередньо точно встановленим діагнозом:

- група 1 - здорові жінки – донори (30 зразків плівок плазми крові);
- група 2 - жінки з доброякісними змінами молочних залоз (30 зразків плівок плазми крові).

Результати застосування даного методу для кожного об'єктивного параметру $Z_{k=1,2,3,4}^{\alpha}$ зведено у матрицю рішень, яку ілюструє таблиця 2. У таблиці 2 приведені дані ефективності розподілу зразків за наявністю захворювання та результатами картографування азимутів поляризації лазерних зображень плівок плазми крові групи 1 та групи 2.

Таблиця 2.

Розподіл зразків за наявністю захворювання та результатами картографування азимутів поляризації лазерних зображень плівок плазми крові груп 1, 2, 3

Мапа азимутів	Доброякісні зміни		Всього	Злоякісні зміни		Всього	Злоякісні зміни		Всього
	Присутні (група 2)	Відсутні (група 1)		Присутні (група 3)	Відсутні (група 1)		Присутні (група 3)	Відсутні (група 2)	
Статистичний момент 1-го порядку M_1									
Позитивні	21	17	38	21	16	37	21	16	37
Негативні	14	18	32	14	19	33	14	19	33
Всього	35	35	70	35	35	70	35	35	70
Статистичний момент 2-го порядку M_2									
Позитивні	24	15	39	24	14	38	22	14	36
Негативні	11	20	31	11	21	32	13	21	34
Всього	35	35	70	35	35	70	35	35	70
Статистичний момент 3-го порядку M_3									
Позитивні	29	8	37	30	7	37	28	10	38
Негативні	6	27	33	5	28	33	7	25	32
Всього	35	35	70	35	35	70	35	35	70
Статистичний момент 4-го порядку M_4									
Позитивні	30	7	37	32	7	39	29	8	37
Негативні	5	28	33	3	28	31	6	27	33
Всього	35	35	70	35	35	70	35	35	70

Визначені на основі матриці рішень (таблиця 2) операційні характеристики картографування розподілів азимутів поляризації лазерних мікроскопічних зображень зразків плівок плазми крові, взятої у пацієнтів групи 1 і групи 2, приведені у таблиці 3.

Таблиця 3.

Операційні характеристики інформативності картографування азимутів поляризації лазерних зображень плівок плазми крові груп 1, 2, 3

Параметри	M_1	M_2	M_3	M_4
Доброякісні зміни (група 2, група 1)				
Чутливість Se , %	60	69	83	86
Специфічність Sp , %	51	57	77	80
Точність Ac , %	56	63	80	83
Прогностичність позитивного результату + VP , %	55	62	79	82
Прогностичність негативного результату - VP , %	56	65	82	85

(продовження таблиці 3)

Злоякісні зміни (група 3, група 1)				
Чутливість Se , %	60	69	86	91
Специфічність Sp , %	54	60	80	80
Точність Ac , %	57	65	83	86
Прогностичність позитивного результату + VP , %	57	63	81	82
Прогностичність негативного результату - VP , %	58	66	85	90
Злоякісні зміни (група 3, група 2)				
Чутливість Se , %	60	69	80	83
Специфічність Sp , %	54	60	71	77
Точність Ac , %	57	65	75	80
Прогностичність позитивного результату - VP , %	57	63	74	78
Прогностичність негативного результату - VP , %	58	66	78	82

Аналіз одержаних даних виявив наступне:

- сила методу поляризаційного картографування азимутів поляризації для діагностики та диференціації доброякісних змін молочних залоз різна для різних об'єктивних параметрів, які характеризують поляризаційні мапи азимута лазерних мікроскопічних зображень плівок плазми крові;
- найбільш діагностично інформативними виявилися рішення, визначенні на основі обчислення статистичних моментів 3-го і 4-го порядків, які характеризують координатні розподіли поворотів площини поляризації у точках лазерних мікроскопічних зображень плівок плазми крові.

ВИСНОВКИ

Порівняльний аналіз операційних характеристик методу багато параметричної мікроскопії розподілів азимутів поляризації лазерних мікроскопічних зображень плавко плазми крові здорових пацієнтів, та хворих з доброякісними та злоякісними змінами молочної залози виявив високу чутливість даної методики. Іншими словами, такий тест можна вважати ідентифікатором патології молочної залози.

Одержана кореляція модельних уявлень і експериментальних досліджень процесів формування поляризаційних мап азимутів полікристалічних мереж плівок плазми крові та виявлені взаємозв'язки між змінами значень статистичних моментів 1-го – 4-го порядків та даними референтних діагнозів пацієнтів всіх груп дозволяє констатувати можливість узагальнення результатів дослідження на основі застосування адекватних модельних уявлень, комп'ютерного моделювання та сукупності об'єктивних критеріїв, які не залежать від суб'єктивізму діагноста.

Таким чином, можна констатувати належний рівень достовірності або валідності методу, який продемонстрував відповідність отриманої сукупності статистичних параметрів, які характеризують координатні розподіли азимута поляризації у точках лазерного зображення плівки плазми крові, конкретному стану пацієнта, визначеного за допомогою порівняльного методу.

Отже, згідно теорії доказової медицини проаналізований метод діагностики володіє сильним рівнем доведеності.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Tuchin V. V. Handbook of coherent-domain optical methods. Biomedical diagnostics, environmental and material science / Tuchin V. V. – Boston. : Kluwer Academic Publishers, 2004. – P. 868.
2. Handbook of Optical Coherence Tomography / edited by B. E. Bouma and G. J. Tearne // Polarization-sensitive optical coherence tomography / J. F. de Boer, T. E. Milner, M. G. Ducros, S. M. Srinivas and J. S. Nelson. – New York : Marcel Dekker Inc., 2002. – P. 237-274.
3. Ushenko Yu. Laser metrology of biological liquid crystals singular structure / Yu. Ushenko, O.Telenha, V. Balanetskaya // Proceedings SPIE. – 2010. – Vol. 7821. – P. 78210Z.
4. Ushenko Yu. A. Statistical, fractal, and singular processing of phase images of hominal blood plasma

during the diagnostics of breast cancer / Yu. A. Ushenko, V. O. Balanetska, N. I. Pidubna, and B. P. Olyinichenko // Journal of flow visualization & image processing. – 2011. – Vol. 18, №3. – P. 185-197.

5. Заболотна Н.І. Принципи і методи поляризаційного картографування біологічних тканин / Н.І.Заболотна, Б.П. Олійниченко // Фотобіологія та фотомедицина. – 2010. – №3,4. – С.84-90.
6. Мінцер О.П. Аналіз розподілів азимутів та еліптичностей поляризації лазерних зображень плазми крові для діагностики патологічних змін молочних залоз / О.П. Мінцер, С.В. Павлов, Н.І.Заболотна, Б.П.Олійниченко // Фотобіологія та фотомедицина. - 2011. - №1. – С.118-123.

Надійшла до редакції 10.10.2013 р.

ДРОНЕНКО ОЛЕНА ВАСИЛІВНА – пошукач кафедри лазерної та оптоелектронної техніки, Вінницький національний технічний університет, Хмельницьке шосе, 95, м.Вінниця, 21021, e-mail: elena@bag-in-box.com.ua

РАДЧЕНКО КОСТЯНТИН ОЛЕГОВИЧ – магістрант, спеціальність 8.05100402 - «Лазерна та оптоелектронна техніка», Вінницький національний технічний університет, Хмельницьке шосе, 95, м.Вінниця, 21021

КОЛОТЧЕНКО ІРИНА ВОЛОДИМИРІВНА – магістрант, спеціальність 8.05100402 - «Лазерна та оптоелектронна техніка», Вінницький національний технічний університет, Хмельницьке шосе, 95, м.Вінниця, 21021