

Вінницький національний технічний університет
Кафедра лазерної та оптикоелектронної техніки

Магістерська кваліфікаційна робота:

**Система двохвильової лазерної поляриметрії
біологічних тканин з підтримкою прийняття рішень**

Виконав:

студент групи ЛТО-15м

Окарський Г.Г.

Науковий керівник:

д.т.н., проф.

Заболотна Н.І.

Методи та засоби сучасної лазерної поляриметрії - перспективний напрямок розвитку оптико-інформаційних технологій для вимірювання параметрів анізотропії біологічних тканин (БТ) та проведення на цій основі оцінювання патологічних змін.

Перевагою таких систем є досягнення хорошого за критеріями доказової медицини рівня достовірності оцінювання патологічних змін БТ. Так, достовірність діагностики структури БТ типу «норма» - «патологія» в таких системах за методами прямого відтворення та аналізу фазових та орієнтаційних параметрів анізотропії БТ склала відповідно 89,5 % та 83,7% на довжині хвилі 0,632 мкм.

Обмеження отриманого рівня достовірності пов'язане із недостатньою інформаційною повнотою вимірювань, яка обумовлена, зокрема, вимірюваннями та аналізом параметрів анізотропії БТ лише на одній довжині хвилі.

В той же час, відомі зображальні поляриметричні системи з опосередкованими вимірюваннями, які працюють на двох дожинах хвиль. Проте, в них відсутній комплексний аналіз та підсистеми підтримки прийняття рішень (ППР), що є стримуючими факторами для отримання високої достовірності діагностики.

Мета роботи, об'єкт та предмет дослідження

3

Мета роботи – метою роботи є підвищення достовірності оцінювання змін мікроструктурної анізотропії зрізів БТ, обумовлених патологічними станами, в системі лазерної поляриметрії шляхом розвитку методів прямого відтворення орієнтаційних та фазових параметрів оптично тонкого біологічного зрізу та вдосконалення структури системи при проведенні вимірювань та їх аналізі на двох довжинах хвиль, з подальшим автоматичним формуванням правила прийняття рішення

Об'єкт дослідження – процеси вимірювання та аналізу орієнтаційно-фазових параметрів мікроструктурної оптичної анізотропії БТ при оцінюванні патологічних станів.

Предмет дослідження – методи та системи двохвильової лазерної поляриметрії для відтворення орієнтаційних та фазових параметрів структурної анізотропії БТ, їх аналізу та підтримки прийняття рішень при оцінюванні патологічних станів.

- проаналізувати сучасні методи та системи лазерної поляриметрії для обґрунтування основних підходів до їх вдосконалення при аналізі та підтримці прийняття рішень для підвищення достовірності діагностування;
- розвинути методи та системи оцінювання змін мікроструктурної анізотропії зрізів БТ на основі прямого вимірювання та аналізу двовимірних розподілів орієнтаційних та фазових параметрів анізотропії оптично тонких зрізів БТ на двох довжинах хвиль з підтримкою прийняття рішення;
- розробити моделі вирішального правила для прийняття рішення в системах двохвильової лазерної поляриметрії біологічних тканин на основі прямого вимірювання та аналізу параметрів їх мікроструктурної анізотропії;
- розробити та протестувати програмну реалізацію запропонованих моделей підтримки прийняття рішення для системи двохвильової лазерної поляриметрії біологічних тканин при оцінюванні конкретної патології;
- оцінити технічні характеристики удосконалених систем двохвильової лазерної поляриметрії біологічних тканин при діагностуванні обраної патології БТ.

Наукова новизна отриманих результатів

5

1. Набув подальшого розвитку метод оцінювання змін мікроструктурної анізотропії зрізів БТ, обумовлених патологічними станами, в системі лазерної поляриметрії на основі прямого відтворення орієнтаційних та фазових параметрів оптично тонкого зрізу БТ на довжині лазерної хвилі 634 нм шляхом проведення вимірювань на другій довжині хвилі 435 нм із подальшим комплексним статистичним аналізом відтворених орієнтаційних та фазових мап, доповненим кроскореляційним аналізом, що дозволило підвищити достовірність диференціації «норма-патологія» структури зрізу БТ.
2. Вперше отримано модель вирішального правила для прийняття рішення в системі двохвильової лазерної поляриметрії біологічних тканин на основі прямого відтворення, статистичного та кроскореляційного аналізу орієнтаційних параметрів БТ із застосуванням «нечіткої» логіки, що дозволило підвищити достовірність оцінювання патологічних станів БТ.
3. Вперше запропоновано модель вирішального правила для прийняття рішення в системі двохвильової лазерної поляриметрії біологічних тканин на основі прямого відтворення фазових параметрів БТ із застосуванням принципів «нечіткого» аналізу статистичних оцінок координатних, автокореляційних та кроскореляційних розподілів відтворених параметрів, що дозволило підвищити достовірність диференціації «норма-патологія» структури зрізу БТ.

Практичне значення одержаних результатів

6

Удосконалено систему зображальної лазерної поляриметрії біологічних тканин на основі прямого вимірювання та аналізу орієнтаційних та фазових мап оптично тонких зрізів БТ за рахунок роботи на двох довжинах хвиль 632 нм та 450 нм, що дозволило збільшити кількість інформативних параметрів системи для проведення подальшої підтримки прийняття рішень і підвищення достовірності діагностування.

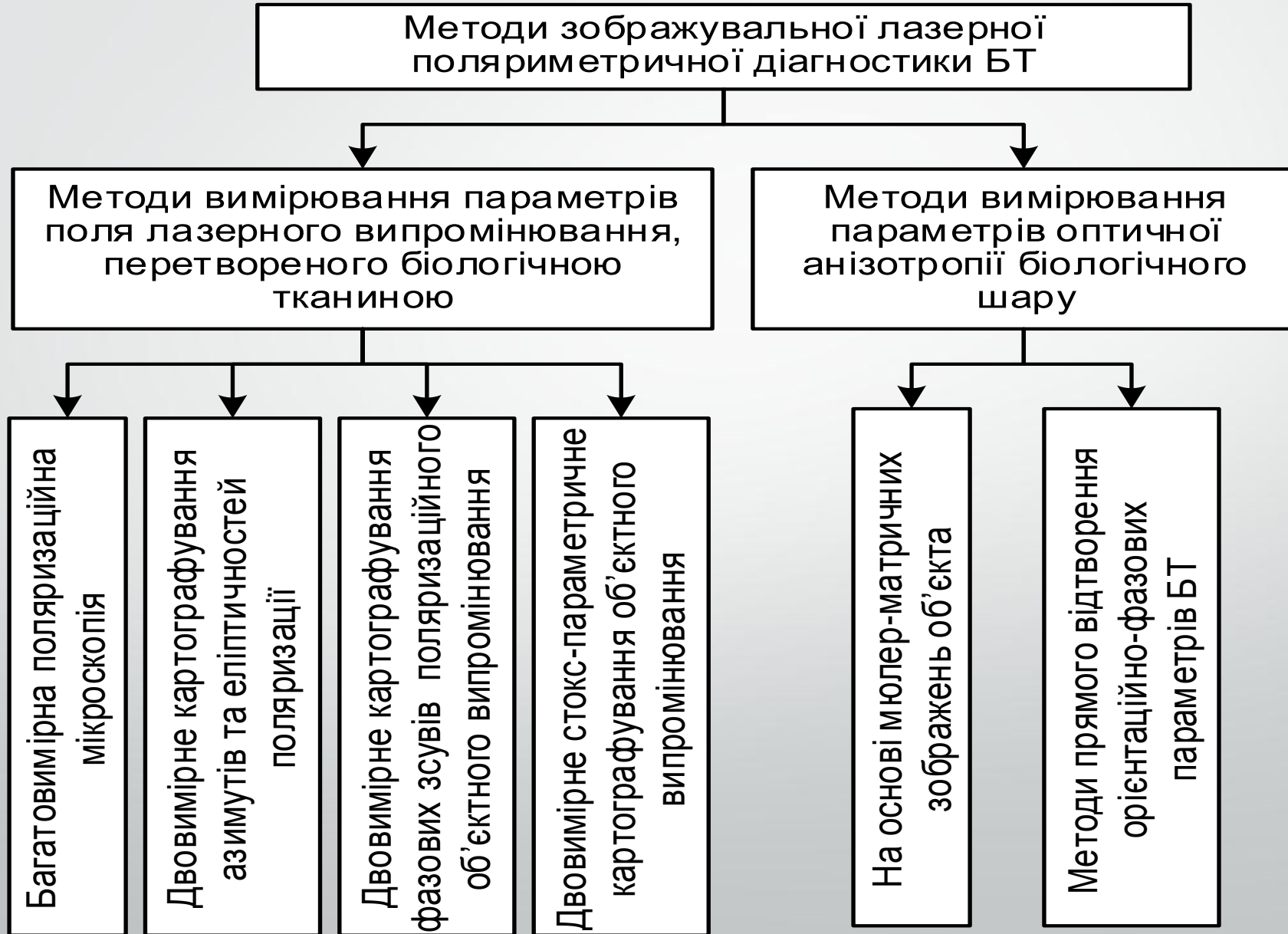
Розроблено програмне забезпечення для реалізації запропонованих «нечітких» моделей підсистеми прийняття рішень при оцінюванні патологічних змін м'язової тканини шийки матки в двохвильовій системі лазерної поляриметричної діагностики БТ, що дозволило підвищити достовірність діагностики.

Апробація результатів роботи та публікації ⁷

Основні наукові та практичні результати, отримані в магістерській кваліфікаційній роботі, доповідались та обговорювались на таких міжнародних та державних конференціях: **Fourteenth International Conference on Correlation Optics** (Ukraine, Chernivtsi, 2020), «**Optical Fibers and Their Applications**» (Poland, Lublin, 2020), «Сучасні проблеми інфокомунікацій, радіоелектроніки та наносистем» (м. Вінниця, 2019), «Оптоелектронні інформаційні технології «**Фотоніка ОДС – 2020**» (м. Вінниця, 2020), «**XLIX Науково-технічна конференція професорсько-викладацького складу, співробітників та студентів факультету комп'ютерних систем і автоматики**» (м. Вінниця, 2020).

За результатами роботи опубліковано 6 наукових праць, з них 1 стаття, що входить до наукових періодичних фахових видань України, 2 статті у закордонних наукових виданнях, які входять до наукометричної бази Scopus, 3 тези доповідей у матеріалах конференцій.

Узагальнена класифікація методів зображувальної лазерної поляриметричної діагностики БТ 8



Порівняння систем зображальної лазерної поляриметрії БТ

9

Назва системи	Метод поляриметричної діагностики	Діапазон довжин хвиль, нм	Метод ППР/програмна реалізація	Достовірність діагностики
Двохвильова лазерна автоматизована відеополяриметрична система (ЛАВС)	Визначення анізотропії на основі гол. мінору матриці Мюллера (3 × 3)	632 489 або 657 870	ППР відсутня	75% (виявлення меланоми шкіри)
Двохвильова система лазерної мікрополяриметрії (ЛМП/сертифікацій-не свідоцтво №37/3900 від 2015 р., м. Чернівці)	Відтворення фазової та амплітудної анізотропії на основі 16 ММЗ	638 405	ППР відсутня	80% (виявлення цукрового діабету при аналізі плівок жовчі)
Двохвильова система поляризаційного картографування плівок плазми крові для діагностики молочних залоз	Вимірювання азимутів та еліптичностей поляризації зображення	675 405	Нейромержа типу перцептрон / MATLAB	90,3% (виявлення раку при аналізі плівок плазми крові)

Порівняння систем зображальної лазерної поляриметрії БТ ¹⁰

Назва системи	Метод поляриметричної діагностики	Діапазон довжин хвиль, нм	Метод ППР/програмна реалізація	Достовірність діагностики
Однохвильова система Мюллер-Джонс-матричної поляриметрії для діагностики БТ	Вимірювання матриць Мюллера та Джонса	632	Дискримінантний аналіз/MATLAB	82,7% (виявлення раку молочних залоз при аналізі плівок плазми крові)
Однохвильова система відтворення та аналізу розподілу фазових параметрів БТ	Пряме вимірювання фазових мап	632	ППР відсутня	89,5% (виявлення раку шийки матки)
Однохвильова система відтворення та аналізу розподілу орієнтаційних параметрів БТ	Пряме вимірювання орієнтаційних мап	632	ППР відсутня	83,7% (виявлення раку шийки матки)

Вимоги до системи та матеріалів дослідження двохвильової лазерної поляриметрії біологічних тканин

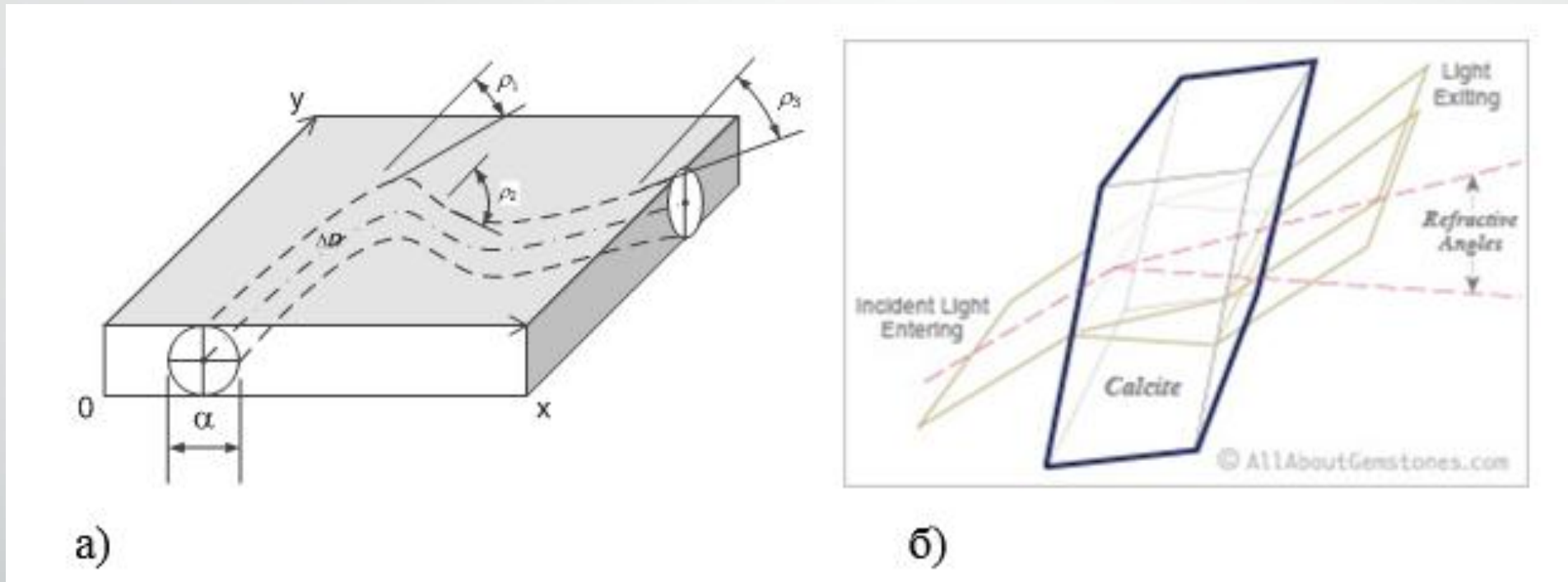
11

- оптично тонкі плоскі нативні гістологічні зрізи БТ (коефіцієнт екстинції $< 0,1$), заморожувались і потім нарізались на зрізи з геометричною товщиною 10 -15 мкм за допомогою мікротома. Фарбування зразків на етапі підготовки не відбувалось.
- Отримані зразки заморожених гістологічних зрізів зберігались в холодильній камері при відповідній температурі +3.
- Верифіковані за методом «золотого стандарту»

Принципи моделювання оптичних властивостей біологічних тканин

- Все різноманіття біологічних тканин (БТ) людини можна представити у вигляді чотирьох основних типів - сполучна, м'язова, епітеліальна та нервова тканини.
- Морфологічна будова будь якого типу БТ розглядається у вигляді двокомпонентної аморфно-кристалічної структури.
- Кристалічна компонента або позаклітинна матриця являє собою архітектонічну сітку, що складається з коаксіальних циліндричних протеїнових (колаген, міозин, еластин та ін.) фібрил.
- З оптичної точки зору протеїнові фібрили володіють властивостями одноосних двопронезаломлюючих кристалів.
- Взаємодія лазерного випромінювання з БТ розглядається у наближенні одноразового розсіяння, коли коефіцієнт ослаблення її шару відповідає умові

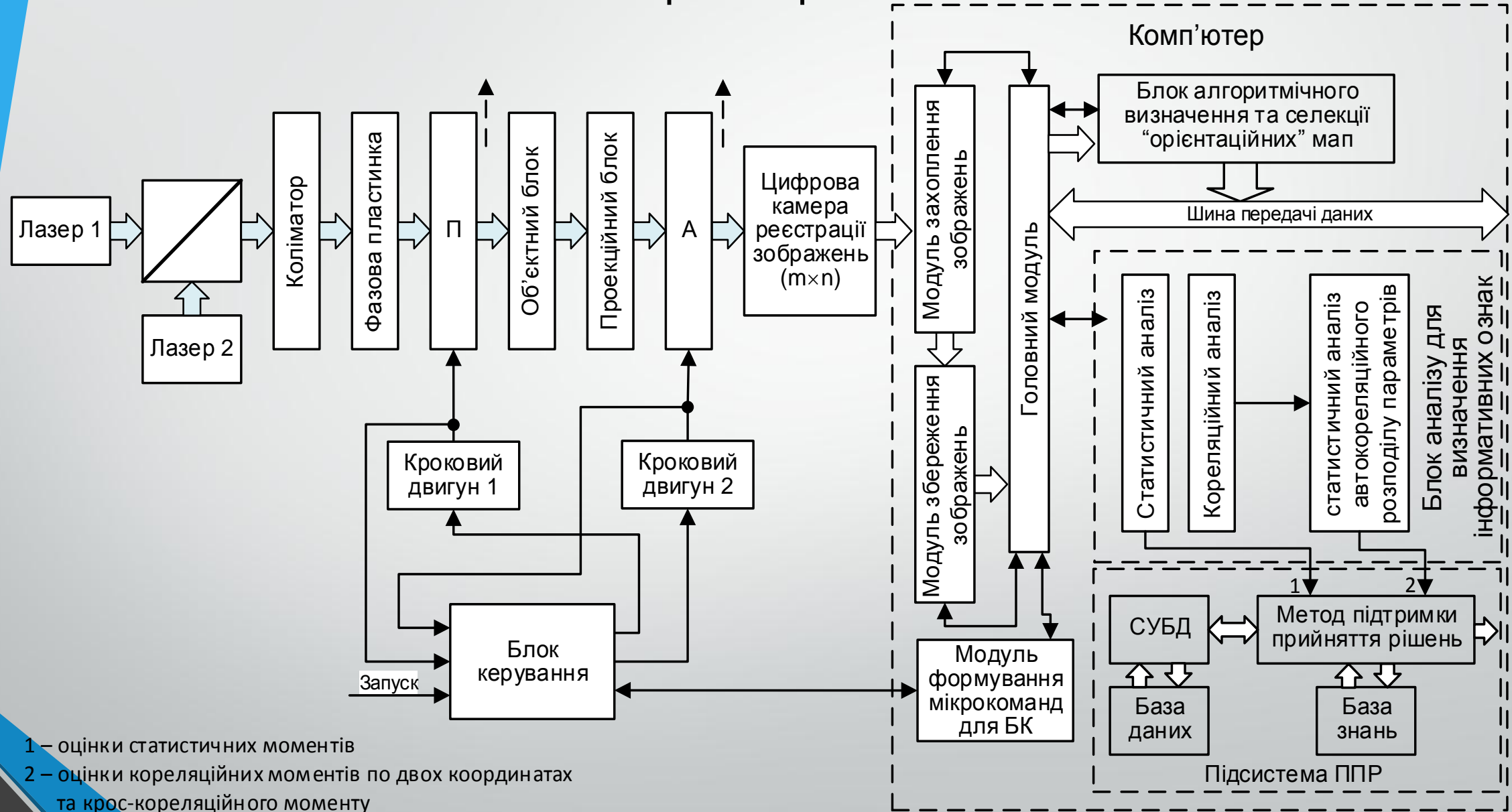
Графічна інтерпретація параметрів анізотропії зрізу ¹³ БТ



а) орієнтаційного параметру; б) фазового параметру

- Почергове опромінення оптично тонкого зрізу біологічного шару серіями лінійно поляризованих пучків напівпровідникових лазерів на двох довжинах хвиль відповідно 0,634 мкм і 0,432 мкм.
- Здійснення на кожному кроці поляризаційної фільтрації серії пропущених через зріз БШ пучків напівпровідникових лазерів на двох довжинах хвиль за допомогою ортогонально орієнтованих поляризатора та аналізатора, що на кожному кроці синхронно обертаються на кут, рівний поточному значенню азимута α поляризації.
- Реєстрація за допомогою камери серії поляризаційно відфільтрованих інтенсивностей зображень $I^\alpha(X, Y)$, отриманих для кожного азимуту поляризації α на двох довжинах хвиль, за якими одержують алгоритмічно серії координатних розподілів $\rho(X, Y)$ орієнтацій оптичних осей полікристалічної мережі БШ, виходячи із умови: якщо інтенсивність світла будь-якого пікселя зазначеного зображення з координатами (x, y) є нульовою $I^\alpha(X, Y) = 0$, то у відповідній точці зрізу біологічного шару орієнтація оптичної осі збігається із азимутом поляризації опромінюючого пучка $\rho(X, Y) = \alpha$.
- Проведення на двох довжинах хвиль статистичного та кроскореляційного аналізу відтворених орієнтаційних мап зрізів БШ для визначення інформативних параметрів подальшої диференціації їх змін, обумовлених патологіями, на основі яких формується автоматично прийняте рішення при діагностиці.

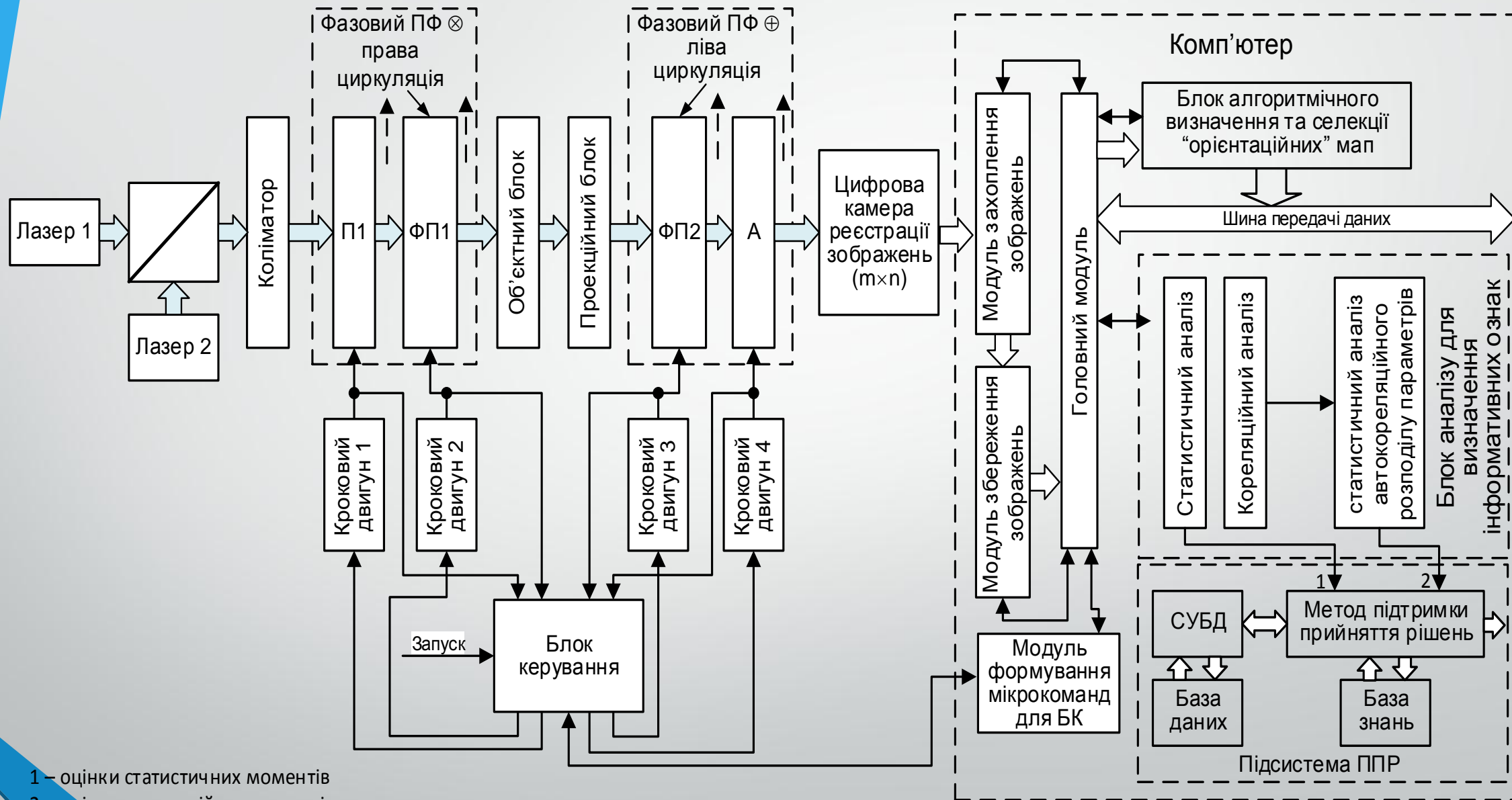
Схема системи двохвильового відтворення орієнтаційних параметрів



- 1 – оцінки статистичних моментів
- 2 – оцінки кореляційних моментів по двох координатах та крос-кореляційного моменту

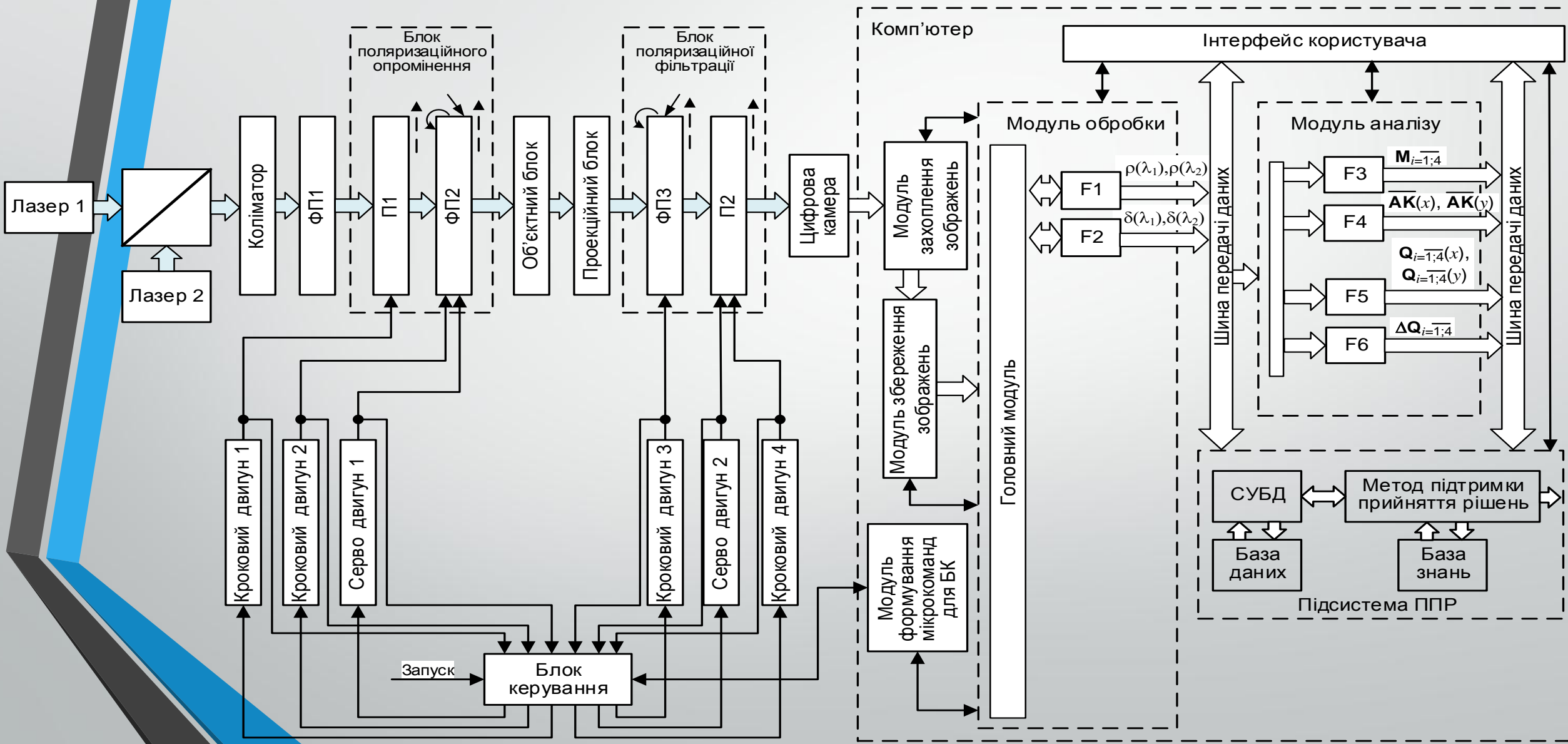
- Почергове **опромінення оптично тонкого зрізу біологічного шару лазерним пучком напівпровідникових лазерів з поляризацією «права циркуляція» на двох довжинах хвиль, відповідно 0,634 мкм і 0,432 мкм**, та проєкціювання розсіяного біологічним шаром поляризованого випромінювання в площину фотокамери із формуванням відповідних зображень на двох зазначених довжинах хвиль.
- **Здійснення поляризаційної фазової фільтрації** утворених зображень, зафіксованих на двох довжинах хвиль, за допомогою поляризаційного **фільтра «ліва циркуляція»**.
- **Реєстрація** за допомогою фотокамери поляризаційно **відфільтрованих інтенсивностей** двох зображень, зафіксованих на довжинах хвиль 0,634 мкм і 0,432 мкм, за координатним розподілом інтенсивностей яких алгоритмічно **визначаємо відтворену фазову мапу зрізу БШ**: $\delta(x, y) = \sqrt{\arccos(I(x, y))}$
- **Проведення на двох довжинах хвиль статистичного та кроскореляційного аналізу** відтворених фазових мап зрізів БШ для визначення інформативних параметрів подальшої диференціації їх змін, обумовлених патологіями, на основі яких формується **автоматично прийняте рішення** при діагностиці.

Схема системи двохвильового відтворення фазових параметрів 17



- 1 – оцінки статистичних моментів
- 2 – оцінки кореляційних моментів по двох координатах та крос-кореляційного моменту

Архітектура системи зображальної лазерної поляриметрії БТ на основі 18 прямого вимірювання та аналізу орієнтаційних та фазових мап із ППР



Статистичний та кореляційний аналіз орієнтаційних та фазових мап БШ 19

Статистичні моменти:

$$M_1 = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (\alpha)_j;$$

$$M_2 = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (\alpha^2)_j};$$

$$M_3 = \frac{1}{M_2^3} \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (\alpha^3)_j;$$

$$M_4 = \frac{1}{M_2^4} \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (\alpha^4)_j,$$

Автокореляційні моменти:

$$Q_1 = \frac{1}{2M} \sum_{s=0}^{2M-1} \overline{R(s)};$$

$$Q_3 = \frac{1}{Q_2^3} \frac{1}{2M-1} \sum_{s=0}^{2M-1} (\overline{R(s)} - Q_1)^3; \quad Q_4 = \frac{1}{Q_2^4} \frac{1}{2M-1} \sum_{s=0}^{2M-1} (\overline{R(s)} - Q_1)^4.$$

Автокореляція:

$$R_{\alpha_{ik}}(\Delta x, \Delta y) = \lim_{\substack{m \rightarrow 0 \\ n \rightarrow 0}} \frac{1}{MN} \int_0^x \int_0^y [\alpha_{ik}(x, y)] [\alpha_{ik}(x - \Delta x, y - \Delta y)] dx dy$$

Центрування:

$$\overline{R(s)} = \sum_{j=1}^N \frac{R_j(s)}{N}$$

Кроскореляційні моменти:

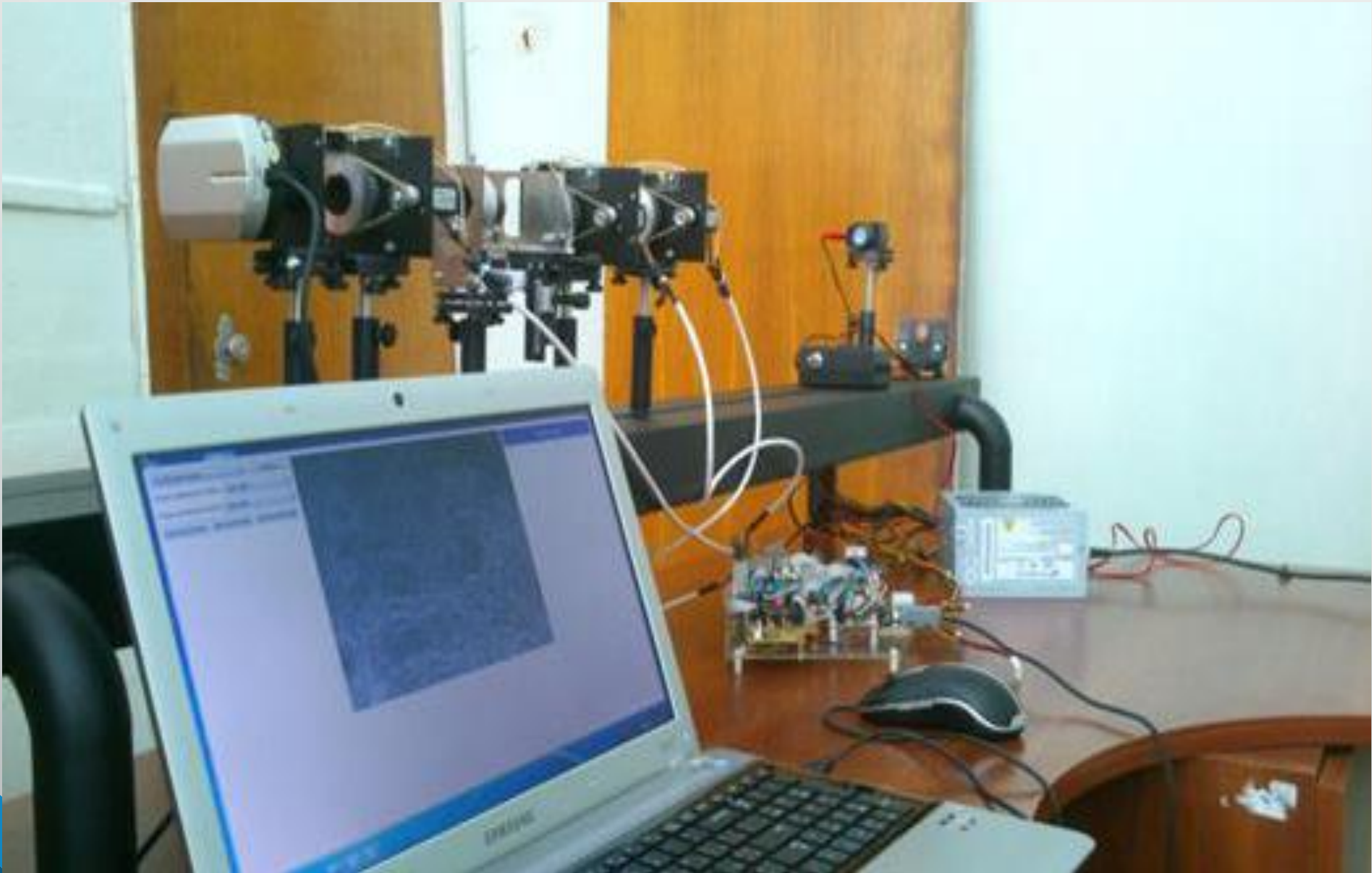
$$dQ_1 = \frac{Q_1(R(\Delta y))}{Q_1(R(\Delta x))};$$

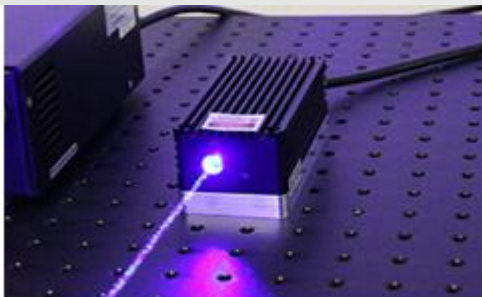
$$dQ_2 = \frac{Q_2(R(\Delta y))}{Q_2(R(\Delta x))};$$

$$dQ_3 = \frac{Q_3(R(\Delta y))}{Q_3(R(\Delta x))};$$

$$dQ_4 = \frac{Q_4(R(\Delta y))}{Q_4(R(\Delta x))};$$

Модернізована експериментальна установка системи ²⁰





лазерний модуль 450L-3XA
(довжина хвилі 450 нм,
джерело живлення 5 В,
потужність 0.3W).



Лазерний модуль
HLDPM12-632-25 Red 632 nm:
-довжина хвилі: 632 нм;
-вихідна потужність: 5 мВт;
-напруга живлення: 3,3 В.



Чвертьхвильові фазові пластинки



Поляризаційний світлофільтр HRT CIR-
PL UV – HOYA 52 мм



Цифрова камера для мікроскопів
Digital Camera for Microscope Science Lab D
CM13 1.3MPix



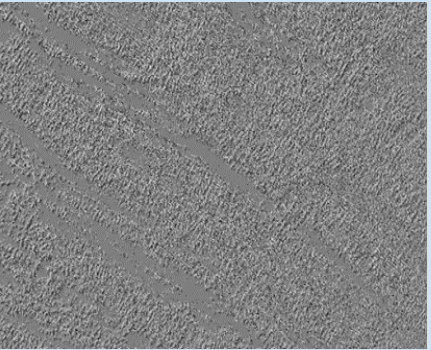
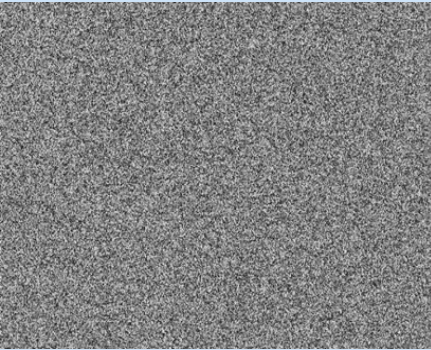
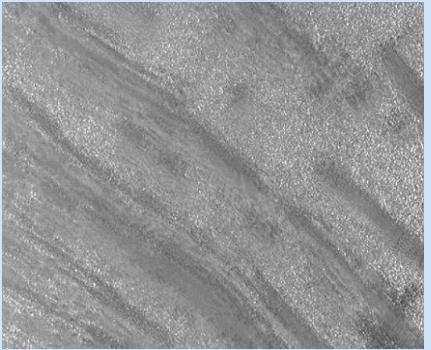
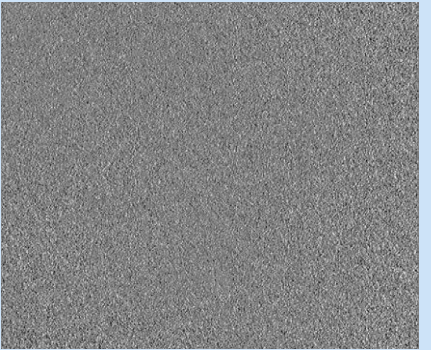
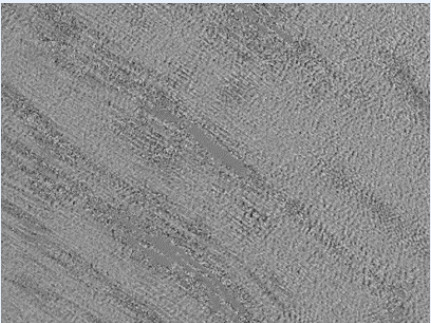
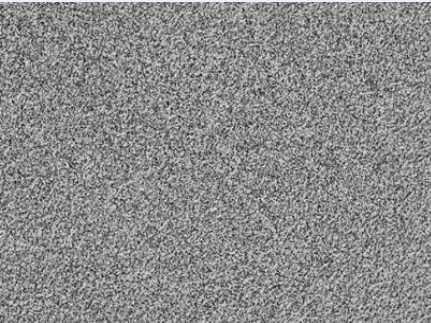
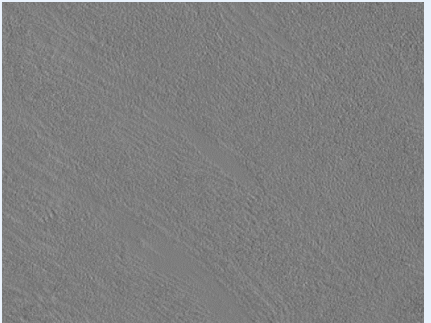
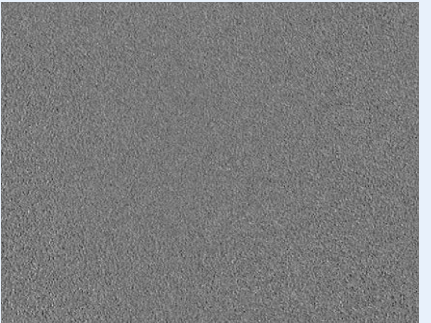
Конструкція поляризатора з
поворотним механізмом



Плата мікроконтролерного управління
кроковими двигунами

Базові вузли та блоки системи лазерної поляриметрії

Експериментальні орієнтаційні та фазові мапи оптично тонкого БШ на двох довжинах хвиль

ρ	Норма	Патологія	ρ	Норма	Патологія
ρ ($\lambda=634\text{нм}$)			ρ ($\lambda=634\text{нм}$)		
ρ ($\lambda=432\text{нм}$)			ρ ($\lambda=432\text{нм}$)		

Статистичні характеристики орієнтаційних мап БШ шийки матки на довжинах хвиль 632 мкм та 450 мкм

№	$M_{i=1;2;3;4}$	M_1	M_2	M_3	M_4	dQ_1	dQ_2	dQ_3	dQ_4
1	$\rho^n(\lambda_1)$	0,555 ±0,020	0,565 ±0,020	1,047 ±0,003	0,359 ±0,023	0,255 ±0,091	0,552 ±0,046	4,068 ±0,859	2,484 ±0,384
2	$\rho^n(\lambda_1)$	0,556 ±0,020	0,603 ±0,019	1,176 ±0,008	0,526 ±0,025	1,339 ±0,154	0,920 ±0,006	0,982 ±0,020	0,8907 ±0,012
3	$\Delta M_i(\lambda_1), \Delta Q_i(\lambda_1)$	1,01	1,07	1,12	1,46	5,25	1,66	4,76	2,78
4	$\rho^n(\lambda_2)$	0,514 ±0,020	0,536 ±0,019	1,112 ±0,007	0,375 ±0,021	0,552 ±0,024	0,642 ±0,011	2,482 ±0,153	1,812 ±0,064
5	$\rho^n(\lambda_2)$	0,518 ±0,020	0,567 ±0,018	1,210 ±0,011	0,499 ±0,023	0,876 ±0,034	0,883 ±0,002	1,099 ±0,006	0,964 ±0,004
6	$\Delta M_i(\lambda_2), \Delta Q_i(\lambda_2)$	1,007	1,06	1,08	1,33	1,59	1,37	2,25	1,87

Розкиди статистичних та кроскореляційних параметрів орієнтаційних мап БТ

	H	HC	C	BC	B
M_1	0,534655- 0,539835	0,539835- 0,550196	0,550196- 0,560557	0,560557- 0,570917	0,570917- 0,576098
M_2	0,544927- 0,554552	0,554552- 0,573800	0,573800- 0,593049	0,593049- 0,612298	0,612298- 0,621922
M_3	1,043970- 1,061464	1,061464- 1,096452	1,096452- 1,131441	1,131441- 1,166429	1,166429- 1,183923
M_4	0,336195- 0,363010	0,363010- 0,416640	0,416640- 0,470270	0,470270- 0,523900	0,523900- 0,550715
dQ_1	0,164046- 0,330159	0,330159- 0,662384	0,662384- 0,994609	0,994609- 1,326834	1,326834- 1,492947
dQ_2	0,505477- 0,558143	0,558143- 0,663476	0,663476- 0,768808	0,768808- 0,874140	0,874140- 0,926807
dQ_3	0,962288- 1,457885	1,457885- 2,449079	2,449079- 3,440274	3,440274- 4,431468	4,431468- 4,927065
dQ_4	0,878390- 1,127084	1,127084- 1,624473	1,624473- 2,121862	2,121862- 2,619251	2,619251- 2,867946

Приклад «нечіткої» моделі ППР та бази знань при оцінюванні 25 стану патології орієнтаційної мапи на довжині хвилі 450нм

Стан БТ	M_4	dQ_1	dQ_2	dQ_3	dQ_4
Патологія	BC	BC	B	H	H
	B	B			

Стан БТ	M_4	dQ_1	dQ_2	dQ_3	dQ_4
Патологія	BC	BC	B	H	H
	BC	B	B	H	H
	B	BC	B	H	H
	B	B	B	H	H

$$\eta^{\text{патологія}}(M_4(\rho), dQ_1(\rho), dQ_2(\rho), dQ_3(\rho), dQ_4(\rho)) =$$

$$\{[\eta^{BC}(M_4(\rho)) \wedge \eta^{BC}(dQ_1(\rho)) \wedge \eta^B(dQ_2(\rho)) \wedge \eta^H(dQ_3(\rho)) \wedge \eta^H(dQ_4(\rho))] \vee$$

$$[\eta^{BC}(M_4(\rho)) \wedge \eta^B(dQ_1(\rho)) \wedge \eta^B(dQ_2(\rho)) \wedge \eta^H(dQ_3(\rho)) \wedge \eta^H(dQ_4(\rho))] \vee$$

$$[\eta^B(M_4(\rho)) \wedge \eta^{BC}(dQ_1(\rho)) \wedge \eta^B(dQ_2(\rho)) \wedge \eta^H(dQ_3(\rho)) \wedge \eta^H(dQ_4(\rho))] \vee$$

$$[\eta^B(M_4(\rho)) \wedge \eta^B(dQ_1(\rho)) \wedge \eta^B(dQ_2(\rho)) \wedge \eta^H(dQ_3(\rho)) \wedge \eta^H(dQ_4(\rho))]\}.$$

Аналітична модель функцій приналежності для відповідних нечітких термів на інтервалі $[P_1; P_1 + 4h]$

$$\eta^H(p) = \begin{cases} -\frac{0.5}{h}p + 1 + \frac{0.5}{h}P_1, & p \in [P_1; P_1 + h], \\ -\frac{1}{6h}p + \frac{P_1}{6h} + \frac{4}{6}, & p \in [P_1 + h; P_1 + 4h]. \end{cases}$$

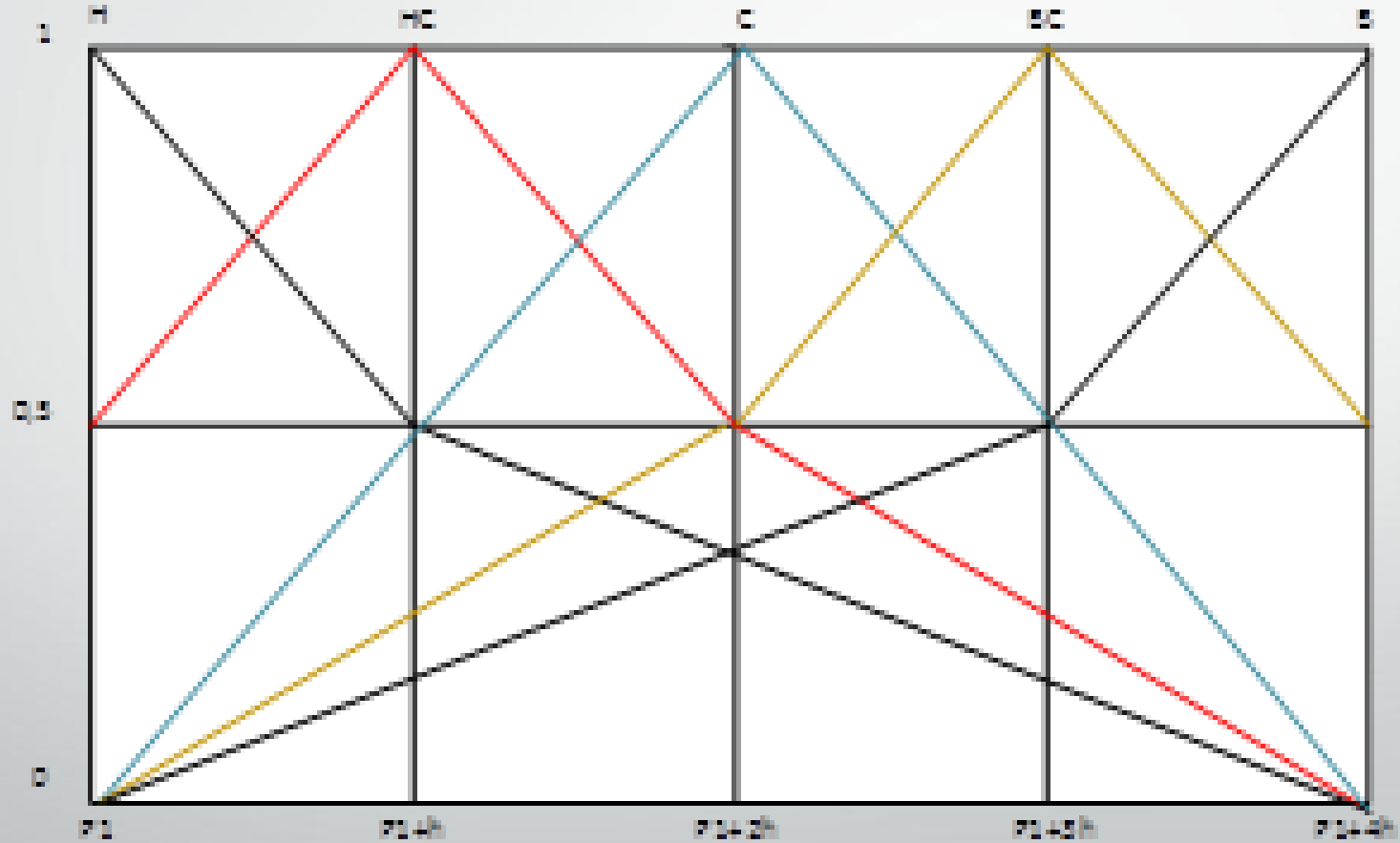
$$\eta^{HC}(p) = \begin{cases} \frac{1}{2h}p + 0.5 - \frac{1}{2h}P_1, & p \in [P_1; P_1 + h], \\ -\frac{1}{2h}p + 1.5 + \frac{P_1}{2h}, & p \in [P_1 + h; P_1 + 2h], \\ -\frac{1}{4h}p + 1 + \frac{P_1}{4h}, & p \in [P_1 + 2h; P_1 + 4h]. \end{cases}$$

$$\eta^C(p) = \begin{cases} \frac{1}{2h}p - \frac{1}{2h}P_1, & p \in [P_1; P_1 + 2h], \\ -\frac{1}{2h}p + 2 + \frac{P_1}{2h}, & p \in [P_1 + 2h; P_1 + 4h]. \end{cases}$$

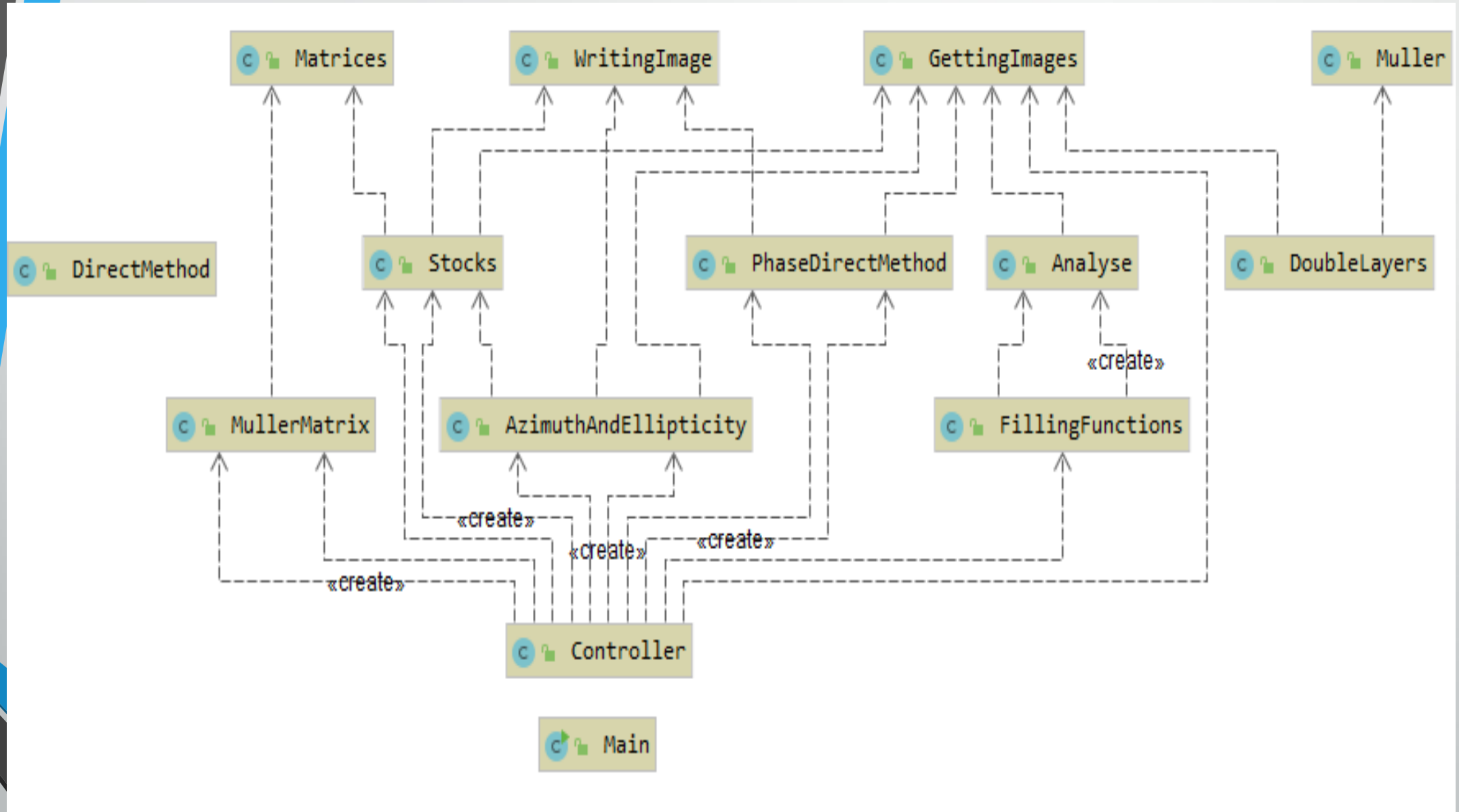
$$\eta^{BC}(p) = \begin{cases} \frac{1}{4h}p - \frac{1}{4h}P_1, & p \in [P_1; P_1 + 2h], \\ \frac{1}{2h}p - 0.5 - \frac{P_1}{2h}, & p \in [P_1 + 2h; P_1 + 3h], \\ -\frac{1}{2h}p + 2.5 + \frac{P_1}{2h}, & p \in [P_1 + 3h; P_1 + 4h], \end{cases}$$

$$\eta^B(p) = \begin{cases} \frac{1}{6h}p - \frac{1}{2h}P_1, & p \in [P_1; P_1 + 3h], \\ \frac{1}{2h}p - 1 - \frac{P_1}{2h}, & p \in [P_1 + 3h; P_1 + 4h]. \end{cases}$$

Залежність функцій приналежності нечітких термів на проміжку



UML-діаграма класів блоків формування та аналізу

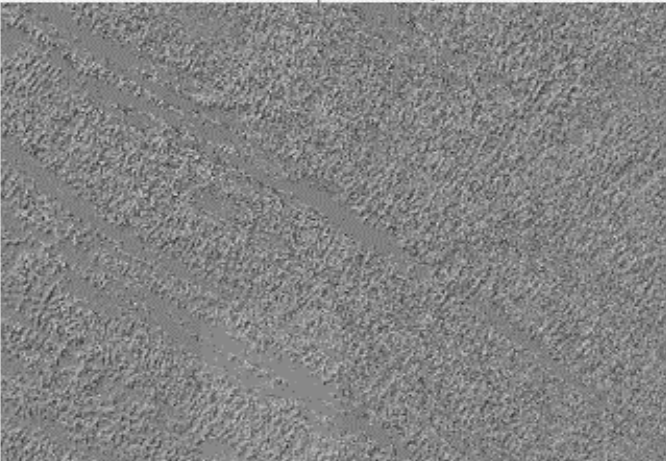


Стартове вікно з активованими функціями

Hello World

Система підтримки прийняття рішень для лазерної поляриметрії біологічних тканин

Орієнтаційна мапа



Обрати зображення

M1	0.5145	Q1	0.0328
M2	0.5368	Q2	0.0438
M3	1.1117	Q3	10.098
M4	0.3758	Q4	0.4127

норма

Обрати пацієнта

Облікові дані пацієнта

ПІБ:

Стать:

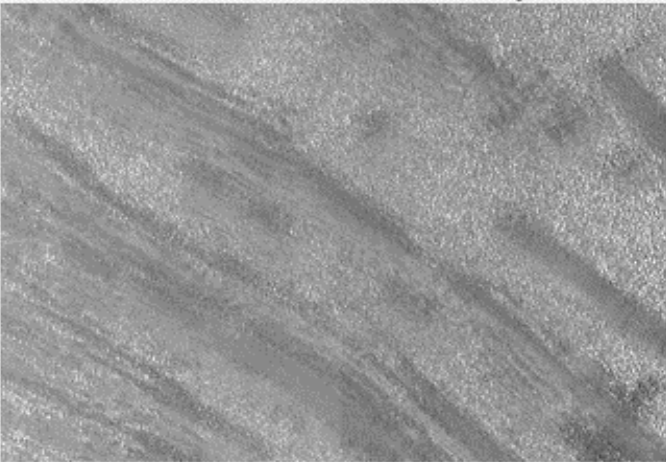
Дата народження:

Адреса:

Відобразити історію досліджень

Дата прийн...	Рекомендоване діагностичне ...	Вид зобр...
2020-05-04 ...	патологія	Орієнтацій...
2020-05-04 ...	патологія	Орієнтацій...
2020-05-04 ...	норма	Орієнтацій...
2020-05-05 ...	норма	Орієнтацій...
2020-05-05 ...	норма	Орієнтацій...
2020-05-05 ...	патологія	Орієнтацій...
2020-05-05 ...	патологія	Фазовий з...
2020-05-21 ...	норма	Орієнтацій...
2020-05-21 ...	норма	Фазовий з...

Фазовий зсув



Обрати зображення

M1	0.5831	Q1	0.0425
M2	0.5900	Q2	0.0700
M3	1.0390	Q3	5.4683
M4	0.3874	Q4	0.2612

норма

Оцінювання ефективності системи за критерієм достовірності ³⁰

Результат тесту	Патологічний стан БШ		Всього
	Присутній (група 2 – онкопатологічна БТ)	Відсутній (група 1 – контрольна група)	
Позитивний	Істинно (<i>TP</i>)	Хибно (<i>FP</i>)	<i>TP + FP</i>
Негативний	Хибно (<i>FN</i>)	Істинно (<i>TN</i>)	<i>FN + TN</i>
Всього	<i>TP + FN</i>	<i>FP + TN</i>	<i>TP + FP + FN + TN</i>

- (*TP*) - ідентифікація наявності патологічного стану у представників групи 2;
- (*TN*) – ідентифікація відсутності патологічного стану у представників групи 1;
- (*FP*) – ідентифікація наявності патологічного стану у представників групи 1;
- (*FN*) – ідентифікація відсутності патологічного стану у представників групи 2.

Достовірність диференціації зразків груп 1 та 2 :

$$D = \frac{TP + TN}{TP + FP + TN + FN} \times 100\% .$$

Показники достовірності диференціації станів норма – патологія БТ

31

Параметр	Розподіл зразків за результатами тесту, зразків				Достовірність, %
	TP (істинно- позитивні)	FN (хибно негативні)	TN (істинно негативні)	FP (хибно позитивні)	
Орієнтаційні мапи $\rho(\lambda_2=450\text{нм})$	19	2	19	2	90,5%
Орієнтаційні мапи $\rho(\lambda_1=632\text{нм})$	19	2	20	1	92,8%
Фазові мапи $\rho(\lambda_2=450\text{нм})$	20	1	20	1	95,2%
Фазові мапи $\rho(\lambda_1=632\text{нм})$	20	1	20	1	95,2%

У магістерській роботі було вирішено актуальну задачу підвищення достовірності оцінювання змін мікроструктурної анізотропії зрізів БТ в системі лазерної поляриметрії шляхом розвитку методів прямого відтворення орієнтаційних та фазових параметрів оптично тонкого біологічного зрізу та вдосконалення структури системи при проведенні вимірювань та їх аналізі на двох довжинах хвиль, з подальшим автоматичним формуванням правила прийняття рішення.

1. Розвинуто методи та системи оцінювання змін мікроструктурної анізотропії зрізів БТ на основі прямого вимірювання та аналізу двовимірних розподілів орієнтаційних та фазових параметрів анізотропії оптично тонких зрізів БТ на двох довжинах хвиль з підтримкою прийняття рішення;
2. Розроблено моделі вирішального правила для прийняття рішення в системах двохвильової лазерної поляриметрії біологічних тканин на основі прямого вимірювання та аналізу параметрів їх мікроструктурної анізотропії, що дозволило підвищити достовірність до 92,8% - 95,2% (аналог 83,7% - 89,5%);
3. Розроблено та протестовано програмну реалізацію запропонованих моделей підтримки прийняття рішення для системи двохвильової лазерної поляриметрії біологічних тканин при оцінюванні конкретної патології;

- **Дякую за увагу!**