

Махрова Є.Г., Дуболазов О.В., Ушенко Ю.О., Томка Ю.Я., Горський М.П.,  
Ушенко О.Г.

**ОПТИЧНІ ПОЛЯРИЗАЦІЙНІ І КОРЕЛЯЦІЙНІ МЕТОДИ  
ДІАГНОСТИКИ ФАЗОВО-НЕОДНОРІДНИХ БІОЛОГІЧНИХ  
СТРУКТУР**

**(Навчально-методичний посібник)**

Чернівці – 2021

## Зміст

1. Вступ	3
2. Принципи Стокс-поляриметрії полів лазерного випромінювання	18
3. Комп'ютерне моделювання розподілу параметрів вектора Стокса зображення криволінійних двопротенезаломлюючих фібрил	24
4. Оптична схема та методика визначення $2d$ – параметрів вектора Стокса зображень біологічних тканин	28
5. Двовимірні розподіли вектора Стокса зображень біологічних тканин із структурованими архітектонічними сітками	29
Література	33

## 1. Вступ

Розсіяння та поглинання електромагнітного випромінювання широко використовуються в різних областях науки і техніки для вивчення структури та властивостей неоднорідних середовищ. Теорія та практика світлорозсіюючих методів оптики світлорозсіяння на сьогоднішній час є доброзрозвинутою областю. Її застосування є дуже важливим в таких напрямках як оптика атмосфери та океану [10 - 13], розповсюдження радіохвиль та радіозв'язок [14], фізична хімія розчинів та колоїдів [15], хімічна технологія [16], біофізика та лазерна біомедицина [17, 18].

Таке широке коло об'єктів і обумовило різноманітний спектр напрямків дослідження оптико-неоднорідних середовищ. В результаті теоретичні моделі, методики експериментального вимірювання та методи інтерпретації даних були розвинуті експертами з різних дисциплін (від астрофізики до лазерної офтальмології).

Внаслідок цього, існують труднощі та термінологічні бар'єри, які перешкоджають ефективній взаємодії різних дослідницьких груп. Так, для експертів в атмосферній оптиці та астрофізиці, ідеологія теорії розповсюдження випромінювання є природною [10, 11]. З іншого боку для інтерпретації даних за допомогою вузько-кутового рентгенівського розсіяння або нейтронного розсіяння більш звичною є мова, що використовую апарат кореляційних функцій та структурного фактору розсіяння [15, 16]. Іншим прикладом, являється теорія неоднорідних середовищ, фундаментальними поняттями якої є ефективна діелектрична провідність та ефективний коефіцієнт заломлення [19]. В колоїдній оптиці модель розсіювання ізольованою частинкою є найпопулярнішою; ця модель описується або в термінах строгої електромагнітної теорії Максвела або на основі різних наближень [10, 15, 20].

За минулі десятиліття суттєвих успіхів було досягнуто в медичних діагностичних технологіях, які застосовуються для анатомічних змін на рівні органів. Такі методи як магнітна резонансна візуалізація та спектроскопія, рентгенівська комп'ютерна томографія та ультразвук дозволили “дивитися крізь людське тіло”. В той же час, існує потреба у розвитку діагностичних методів, які використовують наші поточні знання клітинної та підклітинної бази хвороби. Діагностичні методи, що застосовуються *in situ* (в людському тілі), які можуть надати структурну та функціональну інформацію про тканину на клітинному та підклітинному рівні – вид інформації, яка на даний час отримується з використання тільки методів *in vitro*, що потребують видалення тканини – будуть мати велике значення при виявленні та запобіганні хвороб, так само як і для терапії відкритими радіонукліїдами.

Нещодавно різні оптичні методи такі, як пружне [21 - 23] та Раманівське розсіювання [16], поглинання [17, 18] та флюоресценція [19-21], використовувалися для того, щоб вивчити людську тканину неінвазивно *in situ*. Метою цих досліджень є не тільки забеспечити точні діагнози різноманітних хвороб, але й краще зрозуміти походження хвороб.

Одним з найкращих застосувань біомедичної оптики – це неінвазивне або мінімально інвазивне виявлення передзлосякісних або ранніх злосякісних змін в людському епітелії, клітинному шарі, що вистилає внутрішні поверхні тела. Виявлення та діагноз таких умов є особливо важливим, так як більшість пухлин піддаються обробці, якщо вони були діагностовані на ранній стадії. Нажаль, багато форм передзлосякісних пошкоджень важко виявити, використовуючі звичайні діагностичні методи.

Раковим утворенням епітеліального походження, які складають більш ніж 85% всіх ракових утворень, зазвичай передує попередня умова, відома, як порушення росту (дисплазія). Дисплазія обмежується епітеліальним шаром та характеризується швидким збільшенням клітин, неправильна поява ядер клітини та зміною архітекtonіки тканини. В багатьох випадках тканина, вражена дисплазією, являється плоскою та не відрізняється від оточуючої її

здорової тканини. В деяких випадках погодження з діагнозом спостерігача може дорівнювати 50%. Єдиним можливим поясненням таких розбіжностей є нестача об'єктивної кількісної інформації – в де-якому розумінні, патологія є як наукою, так і мистецтвом. Діагноз, вибір методу лікування та, відповідно, стан пацієнта залежать від здатності спеціаліста визнати, що даний морфологічний зразок пов'язаний із хворобою.

Діагностичні методи, засновані на об'єктивних методах вимірювання можуть поповнити або навіть перевищити звичайні підходи до клінічного діагнозу. Такі методи можуть використовуватися для неінвазивного або мінімально інвазивного виявлення передзлаякісних та ранніх злаякісних змін та інших хвороб в різних органах таких, як стравохід, товста кишка, шийка матки, порожнина рота, легені тасечовий міхур [22].

Не дивлячись на термінологічні та інші відмінності загальною класичною основою методів оптики світлорозсіюючих середовищ – є електромагнітна теорія Максвелла, яка застосовується до фізичних моделей розсіюючих середовищ [10]. Проте, завдяки тому, що існує велика різноманітність та структурна складність біологічних систем [17, 18], розвиток адекватних оптичних моделей розсіювання та поглинання світла часто є найважчим кроком досліджування [11, 12]. Ці моделі включають в себе фактично всі напрямки оптики дисперсних середовищ: наближення простого однократного розсіювання; некогерентне багатократне розсіювання, яке описується рівнянням переносу (передачі) випромінювання; та багатократне хвильове розсіювання в конденсованих системах взаємодіючих розсіювачів та неоднорідностей [23 – 30].

Історично оптичні методи дослідження структури біологічних тканин (БТ) можна розділити на три групи:

- Спектрофотометричні методи [23-25], що базуються на аналізі просторових ( $r$ ) або часових ( $\tau$ ) змін інтенсивності поля випромінювання, розсіяного БТ;

- Поляризаційні методи базуються на використанні матриці когерентності комплексної амплітуди  $\{K(r, \tau)\}$  [31 - 36]

$$K(r, \tau) = \begin{vmatrix} \langle U_x(r, \tau) E_x^*(r, \tau) \rangle & \langle U_x(r, \tau) U_y^*(r, \tau) \rangle \\ \langle U_x^*(r, \tau) U_y(r, \tau) \rangle & \langle U_y(r, \tau) U_y^*(r, \tau) \rangle \end{vmatrix} \quad (1.1)$$

та аналізі ступеня поляризації  $P(r)$  як фактора кореляції комплексних ортогональних компонент електромагнітних коливань  $U_x, U_y$  в одній з точок  $(r)$  поля розсіяного випромінювання [37]:

$$P(r) = \sqrt{1 - \frac{4 \left| \langle U_x(r, \tau) U_x^*(r, \tau) \rangle \langle U_y(r, \tau) U_y^*(r, \tau) \rangle - \langle U_x(r, \tau) U_y^*(r, \tau) \rangle \langle U_y(r, \tau) U_x^*(r, \tau) \rangle \right|}{\left[ \langle U_x(r, \tau) U_x^*(r, \tau) \rangle + \langle U_y(r, \tau) U_y^*(r, \tau) \rangle \right]^2}}, \quad (1.2)$$

- Кореляційні методи, що базуються на аналізі ступеня кореляції  $J$  паралельних поляризаційних компонент  $U_x(r_1), U_x(r_2)$  світлових коливань в різних точках об'єктного поля  $(r_1, r_2)$  [37, 38]:

$$J = \frac{\langle U_x(r_1, \tau) U_x^*(r_2, \tau) \rangle - \langle U_x^*(r_1, \tau) U_x(r_2, \tau) \rangle}{\langle U_x(r_1, \tau) U_x^*(r_2, \tau) \rangle + \langle U_x^*(r_1, \tau) U_x(r_2, \tau) \rangle} \quad (1.3)$$

Для реальних об'єктних полів БТ, включаючи їх зображення, характерною є зміна їх як поляризаційних, так і кореляційних характеристик [39].

В подальшому наш огляд буде присвячено саме цим трьом основним напрямкам оптичної діагностики фазово-неоднорідних об'єктів і середовищ [40 -52].

Традиційно спектрофотометричні дослідження властивостей біотканин проводяться шляхом безпосереднього вимірювання параметрів розсіяння і поглинання оптичного випромінювання [53 - 67].

Математичною платформою для описання (прогнозування) просторового розподілу інтенсивності розсіяного світла є стаціонарна теорія переносу випромінювання. В межах такого підходу аналітично біологічний об'єкт моделюється сукупністю віддалених один від одного розсіювачів. Такий розгляд є ефективним при розв'язанні багатьох задач оптичної діагностики об'єктів біологічного походження. Проте точний розв'язок рівняння переносу є достатньо складним і потребує багатьох спрощень. Для випадку ізотропного дифузного об'єкту з рівномірним розподілом розсіюючих центрів ефективним є представлення розв'язок на основі сферичних гармонік, який дозволяє обчислювати індикатрису сили світла [53, 63, 64].

Більш широкого застосування серед спектрофотометричних методів діагностики знайшли простіші методи розв'язання рівнянь переносу. До них відноситься добре апробований метод моделювання Монте-Карло, що базується на двопотоковій моделі Кубелки-Мунка та її трьох-, чотирьох- і семипотокових модифікаціях. Таке моделювання є ефективним у задачах лазерного зондування біологічних тканини. Так, наприклад, чотирьохпотокова модель описує два розсіяння (об'єктних) лазерних пучки, що розповсюджуються назустріч один одному (модель Кубелки-Мунка) і два паралельних лазерних пучка - один падаючий, а другий відбитий від задньої границі зразка. Семипотокова модель дозволяє представити та обчислити у тривимірному просторі розподіл інтенсивності поля розсіяного лазерного випромінювання, що розповсюджується у напівнескінченному середовищі [66].

Зазначені спектрофотометричні методи Монте-Карло є універсальними і характеризуються високою точністю. Проте, даний метод при швидкому

розвитку програмних засобів обчислювальної техніки потребує значних часових витрат.

Неінвазивність оптичних методів діагностики стимулювала розвиток багаточисельних напрямків моделювання оптичних властивостей біологічних об'єктів. Одним з головних напрямків такого моделювання є теоретичне обґрунтування методів вимірювань, які дозволяють оцінити (реконструювати) внутрішні оптичні властивості тканин за оптичними (спектральними) сигналами, отриманими на поверхні біологічних об'єктів. Прикладом цього є виявлення та локалізація оптичних неоднорідностей таких, як пухлин або гематом, які знаходяться глибоко всередині тканини.

З кінця 1980-их років, розроблено різні моделі реальних тканин, які імітують оптичні або структурні властивості тканин, для багатьох різноманітних областей оптичної діагностики. Моделі біологічних тканин були створені для флюорисцентної спектроскопії тканин, неінвазивного моніторингу глюкози, моніторингу насичення киснем та оксиметрії, оптоакустики, імпульсних фототеплових вимірювань, вимірювань *ex vivo* оптичних властивостей тканин, вимірювання послаблення.

Визначення закономірностей розповсюдження електромагнітних хвиль в біологічних тканинах є важливим аспектом будь-якого клінічного застосування лазерного випромінювання. Це особливо важливо для оптичної дозиметрії в тканині, діагностики тканини, що базується на оптичних властивостях, кількісної та функціональної візуалізації в людському тілі, для лазерних терапевтичних процедур (таких як фотодинамічна терапія, фототермальна терапія, лазерне лікування різноманітних пошкоджень шкіри) та для лазерної мікрохірургії [54].

Моніторинг змін в оптичних властивостях тканин може також використовуватися для дослідження лазерно-тканинних взаємодій та лікування раку [67]. Тому є потреба у неінвазивних вимірюваннях та візуалізації профілю глибинного розповсюдження світла у лазерно опроміненій тканині *in vivo*. Така попередня інформація допоможе



передбачити оптимальну довжину лазерної хвилі, тривалість імпульсу, лазерну інтенсивність та дозу освітлення, що дає змогу отримати діагностичну інформацію або надає достатній ефект від лікування з мінімальним пошкодженням впорядкованих тканинних шарів.

Паралельно з класичними діагностичними методами оптики світлорозсіюючих середовищ інтенсивно розвивалися інші методи, засновані на урахуванні поперечності розсіяних електромагнітних хвиль. В циклі праць [68 - 80] викладені фундаментальні основи сукупності методів, які базуються на застосуванні поляризованого випромінювання. Новизна таких діагностичних методів полягає у тому, що вони розширюють традиційну базу фотометричних даних (просторові розподіли інтенсивності) відомостями про азимуту і еліптичності поляризації поля розсіяного випромінювання.

В галузі біомедичної оптики розвитком класичних методів спектрофотометричної діагностики органічних об'єктів стали методи поляризаційної нефелометрії [81]. Застосування в якості зонда поляризованого випромінювання виявило, що для оптично тонких біологічних структур (тканини ока, тонкі гістологічні зрізи біологічних тканин різних типів і т.п.) інтегральний ступінь поляризації розсіяного світла виявляється цілком вимірюваною величиною, відмінною від нуля. Встановлено, що ступінь деполіризації поляризованого світла, характер перетворення поляризації із одного виду в інший є інформативними параметрами, які характеризують структуру біологічних тканин [82 - 84].

Найбільш повно, комплексно, такий підхід реалізований у методі дослідження, заснованому на універсальному вектор-параметричному описанні векторних параметрів світлових пучків та матричному моделюванні властивостей об'єктів будь-яких типів [85 - 90].

Протягом 60-90-х років утворився новий самостійний науковий напрямок - матрична оптика світлорозсіюючих об'єктів і середовищ, або стоксполяриметрія. Особливою актуальністю матричних досліджень є

поєднання можливостей одночасного одержання повної статистично усередненої інформації не тільки про фотометричні, але й про поляризаційні характеристики випромінювання, розсіяного ансамблем оптичних неоднорідностей об'єкта. Виходячи з цього розширення уявлень про процеси перетворення поляризованого випромінювання біологічними тканинами різних морфологічних і оптичних типів на основі застосування формалізму вектора Стокса і матриці Мюллера є безумовно актуальним як з фундаментальної, так і прикладної точки зору.

Застосування лазерів у роз'язанні задач оптики розсіюючих середовищ обумовило актуальність дослідження оптичних полів нового типу - спекл-структур [91, 92]. В результаті сформувався новий напрямок діагностики фазово-неоднорідних шарів - оптика спеклів, який заснований на пошуку взаємозв'язку кореляційних статистичних моментів поля з відповідними статистичними параметрами фазово-неоднорідного шару шляхом аналізу параметрів модуля амплітуди і фази випадкових полів розсіяного випромінювання.

Новим кроком у розвитку оптичної діагностики неоднорідних об'єктів і середовищ стало поєднання поляризаційного і кореляційного підходів до аналізу полів розсіяного ними лазерного випромінювання. Платформою у формуванні нового напрямку в біомедичної діагностики стали методи лазерної поляриметрії, які поєднують традиційні методики стоксполяриметрії з новими методами корелометрії поляризаційних лазерних зображень біологічних тканин та їх спекл-полів.

Теоретичною основою лазерної поляриметрії є універсальна модель оптичних властивостей біологічної тканини, згідно якої вона складається з двох фаз: аморфної та кристалічної [93 - 95]. Кристалічна компонента утворена одноосними двоприменезаломлюючими органічними (колагенові, міозинові волокна і пучки) і неорганічними структурами (кристали гідроксилапатиту).

Здатністю до перетворення поляризаційної структури лазерного випромінювання володіють оптико анізотропні ділянки з впорядкованою орієнтацією двоприменезаломлюючих структур (трабекули, остеони кісткової тканини, м'язова тканина, колагеновий дермальний шар шкіри та ін.).

Оптичні властивості анізотропних структур визначає матриця Мюллера оптично одновісного кристалу

$$\{Q\} = \begin{pmatrix} 1; & 0; & 0; & 0; \\ 0; & (\sin^2 \frac{\delta}{2} \cdot \cos 2\rho + \cos^2 \frac{\delta}{2}); & (0.5 \sin 4\rho \sin^2 \frac{\delta}{2}); & (-\sin 2\rho \sin \delta); \\ 0; & (0.5 \sin 4\rho \sin^2 \frac{\delta}{2}); & (-\sin^2 \frac{\delta}{2} \cdot \cos 2\rho + \cos^2 \frac{\delta}{2}); & (\cos 2\rho \sin \delta); \\ 0; & (\sin 2\rho \sin \delta); & (-\cos 2\rho \sin \delta); & (2\cos^2 \frac{\delta}{2} - 1); \end{pmatrix}, \quad (1.4)$$

де  $\rho$  - кут орієнтації оптичної осі, яка визначається напрямком укладання фібрил БТ;  $\delta$  - величина фазового зсуву між ортогональними компонентами поляризації лазерної хвилі, що пройшла .

На цій основі встановлено діагностичний взаємозв'язок між величинами азимутів і еліптичностей поляризації лазерного об'єктного поля з напрямками оптичних осей і фазових зсувів двоприменезаломлюючих фібрилярних протеїнових (колаген, еластин, міозин) і неорганічних (гідроксилапатит) кристалічних структур біологічних тканин людини [96 - 100].

В [101] запропоновано новий метод відновлення орієнтаційної та двоприменезаломлюючої архітектонічної структури біологічних тканин на

основі вимірювання координатного розподілу станів поляризації об'єктних лазерних полів.

Застосування статистичного аналізу поляризаційно-неоднорідних лазерних полів дозволило розробити нові методики діагностики фізіологічного стану біологічних тканин людини. Встановлено [102 - 104], що основними поляризаційними ознаками процесів патологічних змін біологічних тканин на ранньому етапі їх виникнення є ріст дисперсії значень азимутів поляризації.

Дослідження матриць Мюллера біологічних тканин з використанням когерентного лазерного випромінювання виявило взаємозв'язок між розподілом показника двопронезаломлення оптико анізотропних структур та дисперсії орієнтацій оптичних осей (дезорієнтація) на основі статистичного аналізу частоти флуктуацій матричних елементів [105]. На цій основі виявлені основні фізичні механізми перетворення лазерного випромінювання двопронезаломлюючими фібрилами біологічних тканин. Встановлено, що зменшення показника двопронезаломлення та компенсація змін станів поляризації об'єктного поля однаково “право-” і “ліво-” орієнтованими в площині зрізу біологічними кристалами обумовлює відповідне зменшення елементів матриці Мюллера. Навпаки, збільшення показника двопронезаломлення та зменшення дисперсії орієнтацій оптичних осей (формування напрямків росту) призводить до зростання значень елементів матриці Мюллера та збільшення частоти їх флуктуацій. В результаті запропоновано метод стоксполяриметричної діагностики виникнення дегенеративно-дистрофічних змін анізотропної складової біологічних тканин, а також формування її новоутворень [106].

Розвитком методів лазерної поляриметрії стали нові методики двовимірної орієнтаційної і фазової томографії напрямків оптичних осей та фазових зсувів сукупності біологічних кристалів різних типів тканин людини [107, 108].

Зокрема, показано, що сукупність “поляризофот” орієнтаційної томограми відповідає ансамблю біологічних кристалів з однаковими напрямками оптичних осей [107]. На цій основі, шляхом вимірювання середнього, дисперсії розподілів напрямів ліній “нульової” інтенсивності орієнтаційних томограм біологічних тканин реалізовано диференціацію здорової та дистрофічно зміненої м’язової тканини [108].

Ефективним у завданнях оптичної діагностики біологічних тканин людини виявився кореляційний підхід до аналізу поляризаційно-неоднорідних лазерних зображень двопронезаломлюючої архітектоніки. Встановлено [109, 110], що зменшення дисперсії напрямків оптичних осей протеїнових фібрил (напрямки патологічного росту) виявляється у формуванні осцилюючої стохастичної компоненти автокореляційної функції інтенсивностей поляризаційно відфільтрованих лазерних зображень біологічних кристалів. Показано, що дисперсія значень автокореляційної функції може бути використана в якості діагностичної ознаки стану архітектоніки біологічних тканин. Визначені діапазони зміни цього параметру для різних типів фізіологічно нормальних і патологічно змінених БТ

Новим кроком у лазерній діагностиці оптико-геометричної структури біологічних тканин людини став статистичний і кореляційний аналіз двовимірних розподілів азимутів і еліптичностей поляризації (поляризаційні мапи) їх зображень, а також двовимірних розподілів елементів матриці Мюллера (Мюллер-матричних зображень). В [111] знайдено взаємозв’язок між набором статистичних моментів 1 - 4 порядків, що характеризують мікрогеометрію поверхні і орієнтаційно-фазову будову двопронезаломлюючої архітектоніки біологічних тканин людини та сукупністю відповідних статистичних моментів двовимірних розподілів азимутів і еліптичностей світлових коливань їх поляризаційних мап. На цій основі встановлено, що причиною зростання значень асиметрії та ексцесу розподілів азимутів і еліптичностей поляризаційних мап є ріст дисперсії

орієнтацій оптичних осей двопронезаломлюючих фібрил біологічних тканин [112]. Зворотні процеси відповідають росту дисперсії фазових зсувів, що вносяться біологічними кристалами архітектонічних сіток [113].

В [114] наведені дані про новий Мюллер-матричний метод поляризаційного відтворення (реконструкції) зовнішньої та внутрішньої складових біологічних тканин. В результаті статистичного аналізу двовимірних розподілів кутів нахилу мікронерівностей шорсткої поверхні біологічних тканин, а також орієнтаційних і фазових мап оптико-анізотропної компоненти виявлено, що найбільш чутливим до змін орієнтаційної та фазової структури двопронезаломлюючих біологічних кристалів є ексцес відповідних координатних розподілів, величина якого змінюється в межах одного порядку. На цій основі запропоновано Мюллер-матричний метод діагностики онкологічних змін сполучної тканини людини.

Принципово новим у діагностиці оптико-анізотропних структур біологічних об'єктів став фрактальний підхід до аналізу їх поляризаційних властивостей [115]. В [116] у наближенні одноразового розсіяння знайдено взаємозв'язок між геометрією будови біологічних протеїнових кристалів та ступенем самоподібності (фрактальний, стохастичний або статистичний) її поляризаційних властивостей, які описуються сукупністю експериментально визначених двовимірних розподілів елементів матриці Мюллера. На цій основі експериментально виявлено, що координатні розподіли матричних елементів здорових біологічних тканин мають фрактальну структуру. Для фізіологічно змінених біологічних кристалів характерним є стохастичний або статистичний характер розподілів елементів матриці Мюллера.

Досягнутий рівень діагностичних методик на основі лазерної поляриметрії біологічних тканин об'єктивно спонукає розробку нових перспективних завдань у цьому напрямку.

По-перше, ефективно використовуваний в оптиці спеклів апарат опису об'єктних полів (статистичні моменти різних порядків, авто- та взаємкореляційні функції може бути застосований для пошуку

діагностичних зв'язків між сукупністю поляризаційних і кореляційних характеристик випадкових лазерних полів та оптико-геометричною будовою світлорозсіюючих об'єктів.

По-друге, методи лазерної поляриметрії потребують не тільки "точкового" аналізу координатних розподілів параметрів оптичних полів, але й систематичного кореляційного аналізу механізмів розсіяння когерентного випромінювання в різних точках об'єктних полів. Тому актуальною є розробка методів поляризаційної корелометрії, що відповідають оптичній діагностиці, що базується на пошуку кореляційних взаємозв'язків між поляризаційними параметрами в різних точках простору розповсюдження лазерного випромінювання.

Слід зазначити, що за останні два десятиліття сформувався самостійний напрям дослідження кореляційних властивостей процесів світлорозсіяння когерентного випромінювання оптико-неоднорідними біологічними об'єктами і середовищами [1].

В роботах [117, 118] розглядаються явища взаємодії когерентного світла з оптично густими багаторозсіюючими середовищами, втрачається інформація про його початковий напрямок розповсюдження, однак зберігає когерентність. Виявлено декілька класичних прикладів збереження когерентності, не зважаючи на багатократне розсіювання лазерного випромінювання випадковими середовищами[119]. Прикладом є ефекти когерентного зворотнього розсіювання[120]. Іншою ілюстрацією може слугувати існування часових та просторових кореляцій багатократно розсіяного світла, що надає інформацію щодо мікроскопічних динамічних та структурних властивостей розсіюючої системи[121].

Проведений аналіз процесів розсіювання когерентного випромінювання фазово-неоднорідними об'єктами дозволяє констатувати, що реальні лазерні поля являють собою складні поляризаційно - кореляційні неоднорідні розподіли. Тому актуальним є розгляд не тільки координатних розподілів поляризаційних параметрів полів лазерного випромінювання, але й пошук

взаємозв'язків між станами поляризації та ступенем кореляції різних точок простору розповсюдження когерентного електромагнітного випромінювання. Відповіддю на це питання є фундаментальні роботи Вольфа [122, 123], в якій викладено основи єдиної теорії когерентності і поляризації випадкових електромагнітних полів. Головним результатом даної роботи є встановлення кореляційного взаємозв'язку між різнополяризованими когерентними хвилями в різних точках простору їх розповсюдження.

На цій основі за останні 5 років сформувався принципово новий методологічний підхід до аналізу явищ формування поляризаційної структури полі розсіяного фазово-неоднорідними середовищами лазерного випромінювання.

Серед головних наукових праць в цьому напрямку слід відмітити результати [124], де виведено новий загальний інтерференційний закон для суперпозиції двох випадкових електромагнітних променів будь-якого стану когерентності та будь-якого стану поляризації.

Базуючись на результатах Вольфа в [125] узагальнено поняття класичного ступеня поляризації, шляхом введення двохточкового параметру (ступеня взаємної поляризації), який визначається в термінах відності інтерференційних розподілів, і характеризує кореляційну подібність між станами поляризації в різних точках простору. Розвитком такого опису поляризаційно-неоднорідних когерентних полів є матричний метод Горі [124 - 126]. Він розширює описання явищ світлорозсіяння когерентного випромінювання на більш загальний випадок - частково поляризоване світло при не обов'язковій просторовій когерентності.

Такий підхід реалізовано у статистичному аналізі розподілів інтенсивності багаторазово розсіяного випромінювання у близькій зоні дифракції Френеля [127]. Встановлено, що на відміну від прогнозів традиційної теорії когерентності, довжина когерентності відповідного поля може бути меншою за довжину хвилі світла.



Іншим фундаментальним результатом, який характеризує нові можливості аналізу випадкових когерентних полів, є застосування  $2 \times 2$  матриці спектральної густини взаємно-кореляційної функції електричного поля в площині джерела. В результаті визначено умови, при яких матриця повинна відповідати джерелу, яке генерує елекромагнітне випадкове випромінювання. На цій основі [128] показано, що за допомогою регулювання просторової когерентності квазі-монохроматичного променя, можна контролювати відстань між двома об'ємами когерентності. Це може бути експериментально використано для визначення степені просторової кореляції квазі-однорідного середовища шляхом реєстрації розсіяної інтенсивності в одному напрямку.

Матричний аналіз кореляційних властивостей розсіяного когерентного випромінювання розповсюджено на випадок векторних (поляризованих) полів. В [129] введено поняття  $3 \times 3$  матриці кореляції повністю поляризованого статистично-стаціонарного електромагнітного поля.

Базуючись на єдиній теорії когерентності і поляризації випадкових електромагнітних полів показано, що частково поляризоване світло може бути описано через кореляції неполяризованих компонент [139].

Такий багатоплановий розвиток теоретичних платформ для оптичних методів діагностики, різноманіть їх застосування є передумовою до постановки завдань вже на новому якісному рівні. В першу чергу є потреба у більш повному описанні процесів розсіяння когерентного випромінювання та пошуку взаємозв'язку набору не тільки поляризаційних, але й поляризаційно-кореляційних параметрів поля з оптико-геометричною структурою біологічних об'єктів. При цьому виникають наступні перспективні підходи.

По-перше, успішно використовуваний в оптиці спеклів апарат статистичного описання амплітудно-фазової структури об'єктного поля може бути застосований для пошуку діагностичних взаємозв'язків структури біологічних тканин сукупністю координатних розподілів поляризаційних і кореляційних параметрів поля розсіяного ними лазерного випромінювання.

По-друге, актуальною є розробка принципів та відповідних технічних рішень поляризаційної та інтерференційної корелометрії параметрів лазерних полів в різних точках простору. По-третє, переважно неоднорідна структура біологічних тканин об'єктивно обумовлює необхідність та перспективність комплексного використання методів “точкового” і “багатоточкового” поляризаційного кореляційного та сингулярного аналізу розсіяних полів лазерного випромінювання.

## 2. Принципи Стокс-поляриметрії полів лазерного випромінювання

Традиційно параметри вектора Стокса  $\tilde{S}$  оптичного випромінювання записують у вигляді [131]

$$\tilde{S} = \left\{ \begin{array}{l} 1; \\ \left( \frac{I_0 - I_{90}}{I_0 + I_{90}} \right); \\ \left( \frac{I_{45} - I_{135}}{I_0 + I_{90}} \right); \\ \left( \frac{I_{\otimes} - I_{\oplus}}{I_0 + I_{90}} \right) \end{array} \right\}. \quad (2.1)$$

Таке математичне представлення дозволяє вичерпно повно описати фотометричну ( $\tilde{S} = I_0 + I_{90}$ ) та поляризаційну структуру ( $\tilde{S}_{i=2,3,4}$ ) одноразово (повністю поляризованого) та баготоразово (частково поляризованого) розсіяного випромінювання. Інакше кажучи, формалізм вектора Стокса дозволяє описувати як некогерентне, так і когерентне (монохроматичне) випромінювання. Важливою перевагою такого представлення поляризаційних характеристик поля оптичного випромінювання є безпосередня можливість експериментального вимірювання параметрів вектора Стокса  $\tilde{S}_i$ .

З іншого боку сучасні методи лазерної поляриметрії та оптичної когерентної томографії використовують в якості діагностичного зонду повністю поляризований та когерентний лазерний пучок. Тому актуальним є

розгляд взаємозв'язку між параметрами вектора Стокса і амплітудно-фазовою структурою поля розсіяного лазерного випромінювання.

Відомо [8], що вектор Стокса повністю поляризованого монохроматичного випромінювання має вигляд

$$\tilde{S} \rightarrow \bar{S} = \begin{cases} 1; \\ \cos 2\alpha \cos 2\beta; \\ \sin 2\alpha \cos 2\beta; \\ \sin 2\beta. \end{cases} \quad (2.2)$$

Тут  $\alpha$  – азимут,  $\beta$  – еліптичність поляризації когерентного випромінювання

$$\begin{cases} \alpha = 0,5 \arctg\left(\frac{\bar{S}_3}{\bar{S}_2}\right); \\ \beta = 0,5 \arcsin(\bar{S}_4). \end{cases} \quad (2.3)$$

Розглянемо можливість описання процесів формування поляризаційної структури полів розсіяного БТ лазерного випромінювання з урахуванням його амплітудно-фазових характеристик.

В якості основних модельних уявлень такого процесу скористаємось основними положеннями про оптико-геометричну структуру БТ, сформульованими в [9].

Структурно БТ складається з двох компонент: оптично ізотропної (аморфної) та анізотропної (архітектонічної), утвореної сукупністю двопронезаломлюючих фібрил. Геометрична будова фібрилярних компонент БТ ієрархічна та самоподібна (мікрофібрили, фібрили, волокна, пучки, ін.). Оптичні властивості відповідають двопронезаломлюючим оптично одновісним кристалам і описуються матрицею Мюллера 4-го рангу [10]. (ВСТАВИТЬ РИС. 2.1)

В ситуації взаємодії когерентного випромінювання з БТ оптичні властивості аморфної та кристалічної складових БТ будемо характеризувати операторами Джонса, що вичерпно повно описують процес зміни амплітуди і фази лазерного пучка.

Явний вигляд матриць Джонса для аморфної  $\{A\}$  та кристалічної  $\{C\}$  компонент БТ наступний

$$\{A\} = \begin{vmatrix} a_{11} & a_{12} \\ a_{21} & a_{22} \end{vmatrix} = \begin{vmatrix} \exp(-\tau l) & 0 \\ 0 & \exp(-\tau l) \end{vmatrix}; \quad (2.4)$$

$$\{C\} = \begin{vmatrix} c_{11} & c_{12} \\ c_{21} & c_{22} \end{vmatrix} = \begin{vmatrix} \cos^2 \rho + \sin^2 \rho \exp(-i\delta) & \cos \rho \sin \rho [1 - \exp(-i\delta)] \\ \cos \rho \sin \rho [1 - \exp(-i\delta)] & \sin^2 \rho + \cos^2 \rho \exp(-i\delta) \end{vmatrix}. \quad (2.5)$$

Тут  $\tau$  – коефіцієнт поглинання лазерного випромінювання аморфним шаром БТ з геометричною товщиною  $l$ ;  $\rho$  – напрям укладання двоприменезаломлюючих ( $\Delta n$ ) фібрилв площині зразка БТ, речовина яких вносить фазовий зсув  $\delta = 2\pi/\lambda \Delta n l$  між ортогональними компонентами поляризації  $E_{0x}, E_{0y}$  лазерного пучка з довжиною хвилі  $\lambda$ .

Результуючий матричний оператор геометрично тонкого шару БТ, який містить компланарно розташовані ізотропні та анізотропні утворення, може бути записаний наступним чином:

$$\{M\} = \begin{vmatrix} m_{11} & m_{12} \\ m_{21} & m_{22} \end{vmatrix} = \begin{vmatrix} a_{11} + c_{11} & a_{12} + c_{12} \\ a_{21} + c_{21} & a_{22} + c_{22} \end{vmatrix}, \quad (2.6)$$

Проаналізуємо за допомогою математичного оператора (2.6) процес перетворення БТ вектора Джонса лазерного пучка  $(E_x, E_y)$  з наступним визначенням зв'язку його параметрів  $(U_x, U_y)$  з параметрами вектора Стокса ( $U_x, U_y$ )

$\tilde{S}_i$ ) та азимутом ( $\alpha$ ) і еліптичністю ( $\beta$ ) поляризації в кожній точці ( $X, Y$ ) граничного поля.

Математично трансформація стану еліптично поляризованого лазерного пучка ( $\tilde{E}_x, \tilde{E}_y$ ) описується наступним матричним рівнянням:

$$\begin{bmatrix} U_x \\ U_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_{11} + c_{11} & a_{12} + c_{12} \\ a_{21} + c_{21} & a_{22} + c_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \tilde{E}_x \\ \tilde{E}_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c_{11}E_x + c_{12}E_y \exp(i\varphi) \\ c_{21}E_x + c_{22}E_y \exp(i\varphi) \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} a_{11}E_x \\ a_{22}E_y \exp(i\varphi) \end{bmatrix}, \quad (2.7)$$

Тут  $\varphi$  – фазовий зсув між ортогональними компонентами  $E_x, E_y$  поляризації лазерного пучка, що опромінює БТ.

Зв'язок між сукупністю ( $S_{i=1,2,3,4}$ ) та комплексними амплітудами  $U_x, U_y$  світлових коливань зображення БТ можна показати, використовуючи матрицю когерентності  $\{J(X, Y)\}$  [8]:

$$\{J(X, Y)\} = \begin{bmatrix} U_x(X, Y)U_x^*(X, Y); & U_x(X, Y)U_y^*(X, Y); \\ U_y(X, Y)U_x^*(X, Y); & U_y(X, Y)U_y^*(X, Y). \end{bmatrix}, \quad (2.8)$$

Розкладемо (2.8) в базис на параметри вектора Стокса та спінові матриці Паулі [122]:

$$\{J(X, Y)\} = S_1(X, Y) \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} + S_2(X, Y) \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & -1 \end{bmatrix} + S_3(X, Y) \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ 1 & 0 \end{bmatrix} + S_4(X, Y) \begin{bmatrix} 0 & -i \\ i & 0 \end{bmatrix}. \quad (2.9)$$

Таким чином, можна записати:

$$\begin{aligned}
S_1(X, Y) &= J_{xx} + J_{yy} = U_x(X, Y)U_x^*(X, Y) + U_y(X, Y)U_y^*(X, Y); \\
S_2(X, Y) &= J_{xx} - J_{yy} = U_x(X, Y)U_x^*(X, Y) - U_y(X, Y)U_y^*(X, Y); \\
S_3(X, Y) &= J_{xy} - J_{yx} = U_x(X, Y)U_y^*(X, Y) - U_y(X, Y)U_x^*(X, Y); \\
S_4(X, Y) &= i(J_{yx} - J_{xy}) = i(U_y(X, Y)U_x^*(X, Y) - U_x(X, Y)U_y^*(X, Y)),
\end{aligned} \tag{2.10}$$

де  $U_x(X, Y)$  та  $U_y(X, Y)$  визначаються за формулою (2.7).

З (2.7) та (2.10) випливає прямий взаємозв'язок між значеннями параметрів векторів Джонса, Стокса та азимутами і еліптичностями поляризації в кожній точці граничного поля БТ.

Згідно (2.7) амплітудно-фазова структура аморфної і кристалітної компонент зображення БТ може бути визначена наступними матричними рівняннями

$$\begin{bmatrix} U_x^A \\ U_y^A \end{bmatrix} = \{A\} \begin{bmatrix} \tilde{E}_x \\ \tilde{E}_y \end{bmatrix}; \tag{2.11}$$

$$\begin{bmatrix} U_x^C \\ U_y^C \end{bmatrix} = \{C\} \begin{bmatrix} \tilde{E}_x \\ \tilde{E}_y \end{bmatrix}, \tag{2.12}$$

де  $[U_x^A, U_y^A]; [U_x^C, U_y^C]$  - комплексні амплітуди вектора електричної напруженості ортогонально поляризованих лазерних коливань в точках зображення аморфної і кристалічної складових БТ.

Для простоти (без зниження повноти аналізу) розглянемо механізми формування поляризаційної структури зображення БТ при зондуванні її лінійно поляризованим лазерним пучком з азимутом  $\alpha = 0^\circ$

$$\begin{bmatrix} \tilde{E}_x \\ \tilde{E}_y \end{bmatrix} \Rightarrow \begin{bmatrix} \tilde{E}_x \\ 0 \end{bmatrix}. \tag{2.13}$$

З урахуванням (2.7), (2.13) співвідношення (2.11), (2.12) перепишуться у вигляді

$$\begin{aligned}
U_x^A &= E_x \exp(-\tau d); \\
U_y^A &= 0.
\end{aligned} \tag{2.14}$$

$$\begin{aligned} U_x^c &= E_x [\cos^2 \rho + \sin^2 \rho \exp(-i\delta)]; \\ U_y^c &= E_y [\cos \rho \sin \rho (1 - \exp(-i\delta))]. \end{aligned} \quad (2.15)$$

Запишемо матриці когерентності для аморфної  $\{K^A\}$  і кристалічної  $\{K^C\}$  складових зображення БТ

$$\{K^A\} = E_x^2 \begin{vmatrix} \exp(-2\pi) & 0 \\ 0 & 0 \end{vmatrix}; \quad (2.16)$$

$$\{K^C\} = \begin{vmatrix} U_x^c U_x^{*c} & U_x^c U_y^{*c} \\ U_y^{*c} U_x^c & U_y^c U_y^{*c} \end{vmatrix}. \quad (2.17)$$

Згідно (2.16), (2.17) координатний розподіл азимутів  $\alpha$  і еліптичностей  $\beta$  станів поляризації зображення БТ складається з двох частин: поляризаційно однорідної

$$\begin{cases} \alpha^A = 0^0; \\ \beta^A = 0^0. \end{cases} \quad (2.18)$$

і поляризаційно неоднорідної

$$\begin{cases} \alpha^C = 0.5 \arctg \left[ \frac{U_x^c U_y^{*c} - U_y^c U_x^{*c}}{U_x^c U_x^{*c} - U_y^c U_y^{*c}} \right]; \\ \beta^C = 0.5 \arcsin \left[ \frac{i(U_x^c U_y^{*c} - U_x^{*c} U_y^c)}{(q_1 + q_2 + q_3)^{\frac{1}{2}}} \right], \end{cases} \quad (2.19)$$

де

$$\begin{aligned} q_1 &= [U_x^c U_x^{*c} - U_y^c U_y^{*c}]^2; \\ q_2 &= [U_x^c U_y^{*c} - U_x^{*c} U_y^c]^2; \\ q_3 &= i[U_x^c U_y^{*c} - U_x^{*c} U_y^c]. \end{aligned} \quad (2.20)$$

Отже, проведений аналіз також виявив прямий взаємозв'язок між методом Джонса та Стоксполяриметричними параметрами, що описують

структуру зображення на “мові” розподілів інтенсивності, азимутів та еліптичностей поляризації. Тому в подальшому для оцінки структури лазерних зображень БТ будемо використовувати метод “2D – Стоксполяримерії”, що оперує із сукупністю параметрів вектора Стокса  $(\tilde{S}_{i=1,2,3,4})$ , як квадратичних функцій комплексної амплітуди  $(U_x U_x^*; U_y U_y^*)$ .

### 3. Комп’ютерне моделювання розподілу параметрів вектора Стокса зображення криволінійних двопронезаломлюючих фібрил

З метою апробації викладених модельних уявлень про механізми формування координатних розподілів параметрів вектора Стокса  $\tilde{S}_{i=2,3,4}$  об’єктного поля БТ проводилося наступне комп’ютерне моделювання.

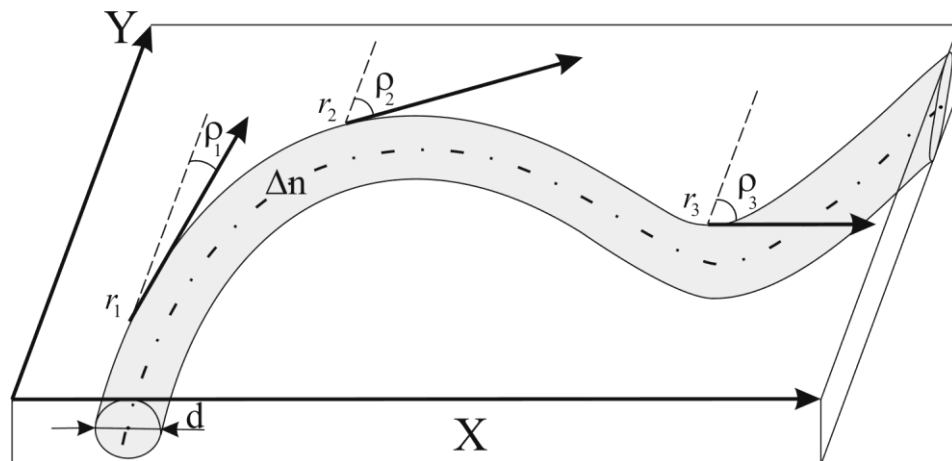


Рис. 3.1 Модель двопронезаломлюючої фібрили.  $\rho_1, \rho_2, \rho_3$  – дотичні до напрямків укладання фібрили з геометричним перерізом  $d$  і показником двопронезаломлення  $\Delta n$  в площині  $XY$ .

Припускалося, що укладка фібрил БТ описується кривою другого порядку  $A_1 x^2 + C_1 y^2 + 2D_1 x + 2E_1 y + F_1 = 0$  (рис. 3.1). В такій ситуації параметри  $\tilde{S}_{i=2,3,4}$  зазнають неперервної зміни в кожній точці  $(X, Y)$ , а їх конкретні значення визначаються співвідношеннями (2.2) - (2.10), в яких кут  $\rho$  набуває змісту кута  $\omega = f(X, Y)$  між дотичною до кривої в точці  $r_i(x_i, y_i)$  і



азимутом поляризації лазерного пучка  $\alpha_0$  (рис. 3.1). В процесі моделювання форми фібрил використовувались наступні плоскі криві: коло і парабола

На рис. 3.2 – рис. 3.4 наведені розподіли параметрів вектора Стокса  $\tilde{S}_{i=2,3,4}$  зображень модельних БТ. Відлік вздовж напрямків осей  $x, y$  визначався кількістю пікселів світлочутливої площадки цифрової камери.

Задавались наступні параметри поляризації лазерного пучка

- $\alpha_0 = 0; \beta_0 = 0$  - рис. 3.2, (“коло” – лівий стовпчик, “парабола” – правий стовпчик);
- $\alpha_0 = \frac{\pi}{4}; \beta_0 = 0$  - рис. 3.3, (“коло” – лівий стовпчик, “парабола” – правий стовпчик);
- $\alpha_0 = \frac{\pi}{4}; \beta_0 = \frac{\pi}{4}$  - рис. 3.4, (“коло” – лівий стовпчик, “парабола” – правий стовпчик);

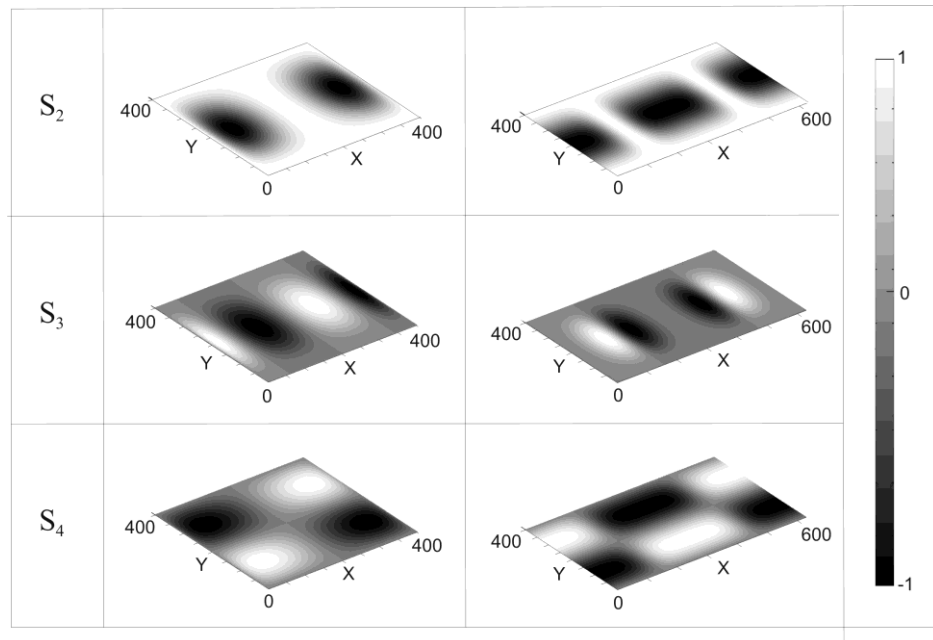


Рис. 3.2. Координатні розподіли параметрів вектора Стокса  $\tilde{S}_{i=2,3,4}$  для  $\alpha_0 = 0; \beta_0 = 0$ .

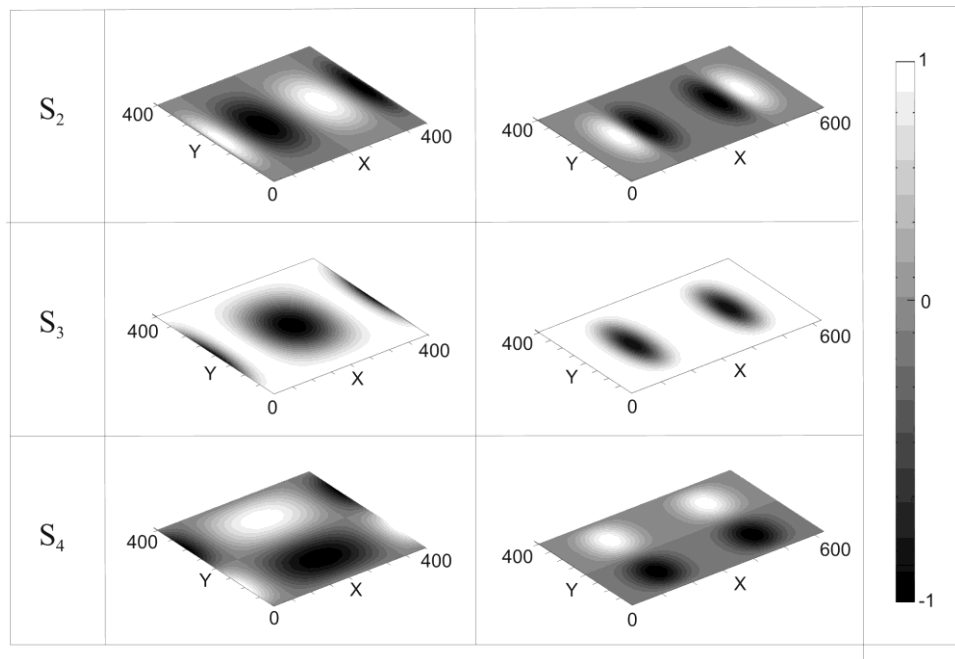


Рис. 3.3. Розподіли параметрів вектора Стокса  $\tilde{S}_{i=2,3,4}$  для  $\alpha_0 = \frac{\pi}{4}; \beta_0 = 0$ .

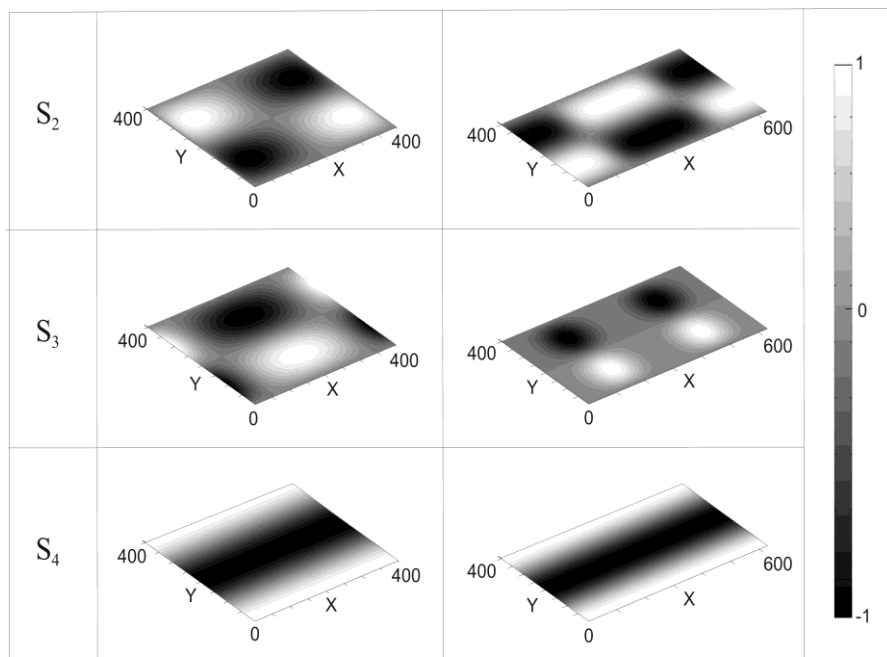


Рис. 3.4. Розподіли параметрів вектора Стокса  $\tilde{S}_{i=2,3,4}$  для  $\alpha_0 = \frac{\pi}{4}; \beta_0 = \frac{\pi}{4}$ .

Одержані результати комп'ютерного моделювання розподілів параметрів вектора Стокса зображень криволінійних двоприменезаломлюючих фібрил дозволяють зробити наступні висновки:

- Незалежно від форми укладання всі зображення віртуальних БТ є поляризаційно-неоднорідними. На це вказує максимально широкий діапазон зміни всієї сукупності параметрів вектора Стокса  $-1,0 \leq \tilde{S}_{i=2,3,4} \leq 1,0$ . Звідси впливає актуальність статистичного аналізу таких структур.
- Топологія координатних розподілів  $\tilde{S}_{i=2,3,4}$  індивідуальна для кожного з окремих параметрів вектора Стокса. Окрім цього, зміна форми криволінійної двоприменезаломлюючої фібрили супроводжується зміною координатної структури  $\tilde{S}_{i=2,3,4}$ . Тому в даній ситуації перспективним виглядає автокореляційного або взаємкореляційного аналізу змін топології параметрів вектора Стокса поляризаційних зображень БТ.
- Комп'ютерні зображення віртуальних БТ містять поляризаційні

сингулярності [134], що відповідають значенням  $\begin{cases} \beta = 0; \\ \tilde{S}_4 = 0 \end{cases}$  та  $\begin{cases} \beta = \frac{\pi}{4}; \\ \tilde{S}_{2,3} = 0, \tilde{S}_4 = 1 \end{cases}$ .

Виходячи з цього додатковим і рівноправним методом аналізу можуть стати методи сингулярної оптики, засновані на дослідженні координатних розподілів поляризаційних сингулярностей.

Для архітекtonіки реальних БТ має місце одночасне складне формування напрямків укладання криволінійних оптично одновісних фібрил. Тому, аналітично визначена структура координатних розподілів  $\tilde{S}_{i=2,3,4}$  суттєво ускладнюється, що об'єктивно потребує комплексного застосування всіх вищезазначених підходів до аналізу поляризаційно-неоднорідних об'єктних полів БТ.

#### 4. Оптична схема та методика визначення 2D – параметрів вектора Стокса зображень біологічних тканин

Рис. 4.1 демонструє оптичну схему вимірювання сукупності координатних розподілів параметрів вектора Стокса зображення БТ.

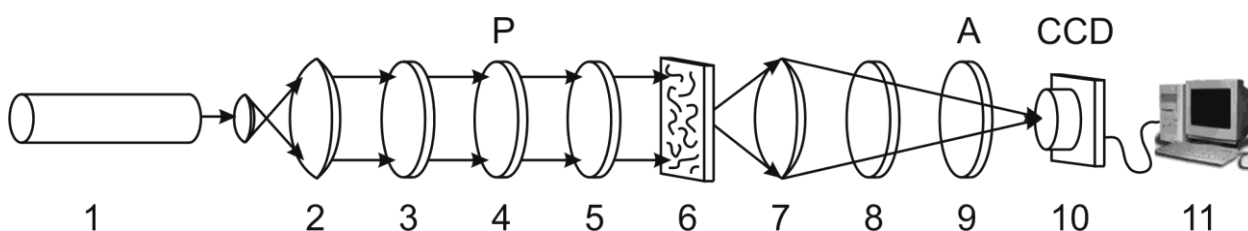


Рис. 4.1 Оптична схема вимірювання  $2DS_i$ , де 1 – He-Ne лазер; 2 – коліматор; 3, 5, 8 – чвертьхвильові платівки; 4, 9 – поляризатор та аналізатор відповідно; 6 – об’єкт дослідження; 7 – мікрооб’єктив; 10 – CCD камера; 11 – персональний комп’ютер.

Освітлювання проводилось колімованим пучком ( $\varnothing=10^4$  мкм) He-Ne лазера ( $\lambda=0.6328$  мкм) 1.

Поляризаційний освітлювач (чвертьхвильова пластина 3, 5 і поляризатор 4) формували наступну сукупність станів поляризації освітлюючого пучка: 1 -  $0^\circ$ ; 2 -  $90^\circ$ ; 3 -  $45^\circ$ ; 4 -  $\otimes$  (права циркуляція).

Поляризаційні зображення БТ з допомогою мікрооб’єктива 7 проектувалась в площину світлочутливої площадки ( $800 \times 600$ ) CCD камери 10, яка забезпечувала діапазон вимірювань структурних елементів БТ таких масштабів 2 мкм - 2000 мкм.

Умови експерименту підбирались таким чином, щоб практично вилучити просторову-кутову фільтрацію при формуванні зображення БТ. Це забезпечувалось узгодженням характеристик індикатрис розсіяння світла зразками БТ ( $\Omega \approx 10^\circ - 18^\circ$ ) і кутової апертури мікрооб’єктива ( $\Delta\omega = 20^\circ$ ).

Аналіз зображень БТ проводився системою чвертьхвильова пластинка 8 – поляризатор 9. В результаті для кожного пікселю CCD камери формувалась сукупність парціальних векторів Стокса, утворюючих  $2DS_i$ , де  $I_{0^{\circ}}; I_{90^{\circ}}; I_{\pm 45^{\circ}}; I_{\otimes}; I_{\oplus}$  - інтенсивності лінійно і „право-“, „ліво-“ циркулярно поляризованих компонентів зображень біологічних тканин.

Вони визначались у відповідності із алгоритмом (2.1) в кожному пікселі CCD - камери з координатами  $(X_m, Y_n)$ , де  $m, n$  – номер пікселів на світлочутливій площадці

## **5. Двовимірні розподіли вектора Стокса зображень біологічних тканин із структурованими архітектонічними сітками**

В якості прикладів таких структур використовувалися тонкі (з коефіцієнтом ослаблення  $\tau \leq 0.1$ ) гістологічні зрізи наступних біологічних об'єктів: тканина берцової кістки (рис. 5.1 а, б), м'язова тканина (рис. 5.1 в, г).

Лівий стовпчик містить зображення БТ всіх типів, одержані для співвісних поляризатора та аналізатора; правий – для перехрещених поляризатора та аналізатора.

Обрані типи БТ об'єднує спільний характер будови архітектонічної сітки. Основними елементами архітектоніки таких БТ є двопротенезаломлюючі оптично одновісні фібрили. Напрямки укладання таких структур визначають орієнтацію оптичної осі, а властивості речовини обумовлюють значення показника двопротенезаломлення. З іншого боку оптико-геометрична структура таких БТ є суттєво різною.

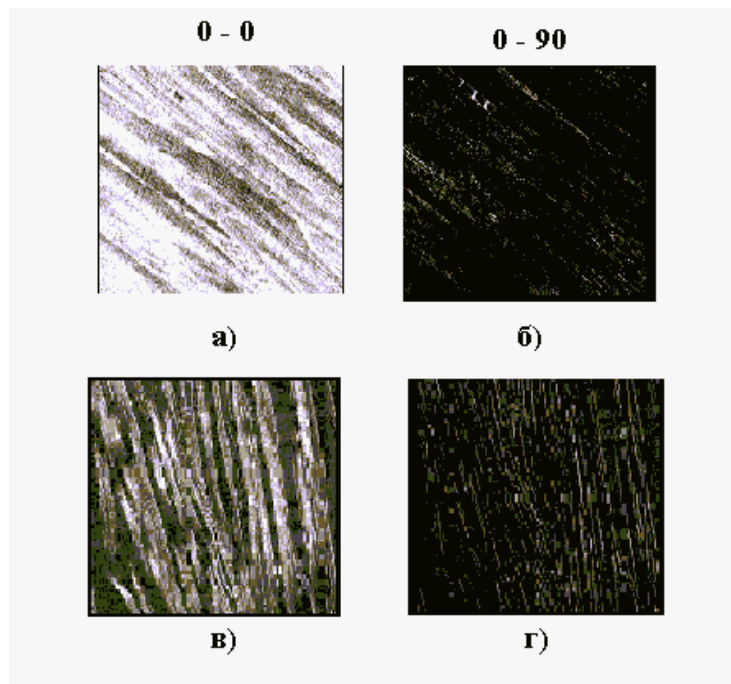


Рис. 5.1. Поляризаційні зображення БТ із фібрилярною архітектонікою.

Архітектоніка трабекул кісткової тканини утворена просторово впорядкованими прямолінійно укладеними колагеновими фібрилами [99, 100]. Для м'язової тканини має місце просторова розупорядкованість міозинових фібрил [104].

Серію експериментально ( $\alpha_0 = 45^\circ, \beta_0 = 0^\circ$ ) отриманих двовірних розподілів параметрів вектора Стокса БТ ( $2DS_{i=1,2,3,4}$ ) всіх типів ілюструють верхні рядки на рис. 5.2, рис. 5.3. Гістограми розподілів параметрів вектора Стокса ( $P(S_{i=1,2,3,4})$ ) приведені на нижніх рядках відповідних рисунків.

Кожен рисунок складається з двох окремих частин, кожна з яких характеризує розподіли параметрів вектора Стокса зображення БТ, отриманого за різних поляризаційних умов освітлення -  $\alpha_0 = 45^\circ, \beta_0 = 0^\circ$  і  $\alpha_0 = 45^\circ, \beta_0 = 45^\circ$ .

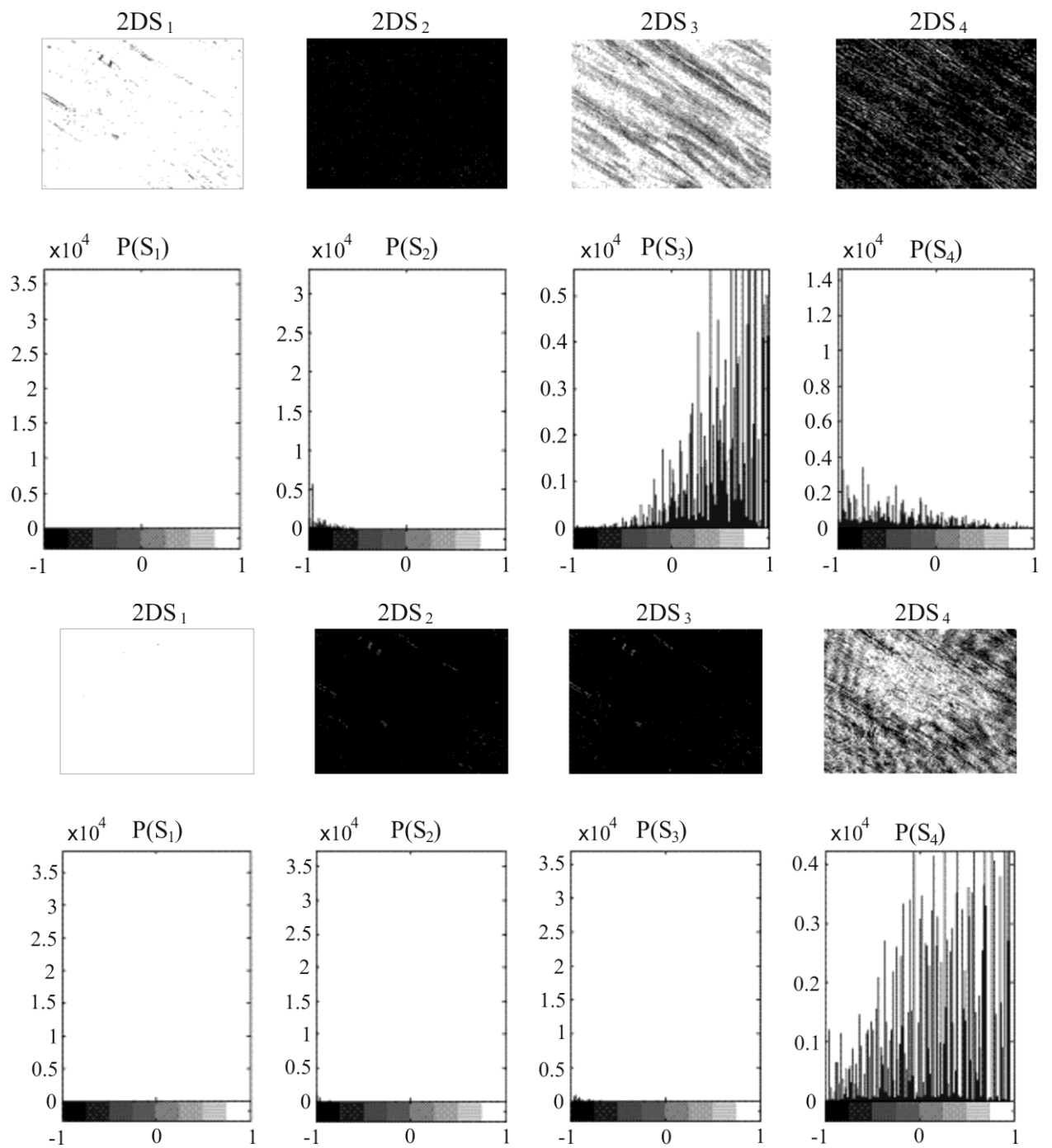


Рис. 5.2. Координатна ( $2DS_{i=1,2,3,4}$ ) та статистична ( $P(S_{i=1,2,3,4})$ ) структура параметрів вектора Стокса зображення кісткової тканини.

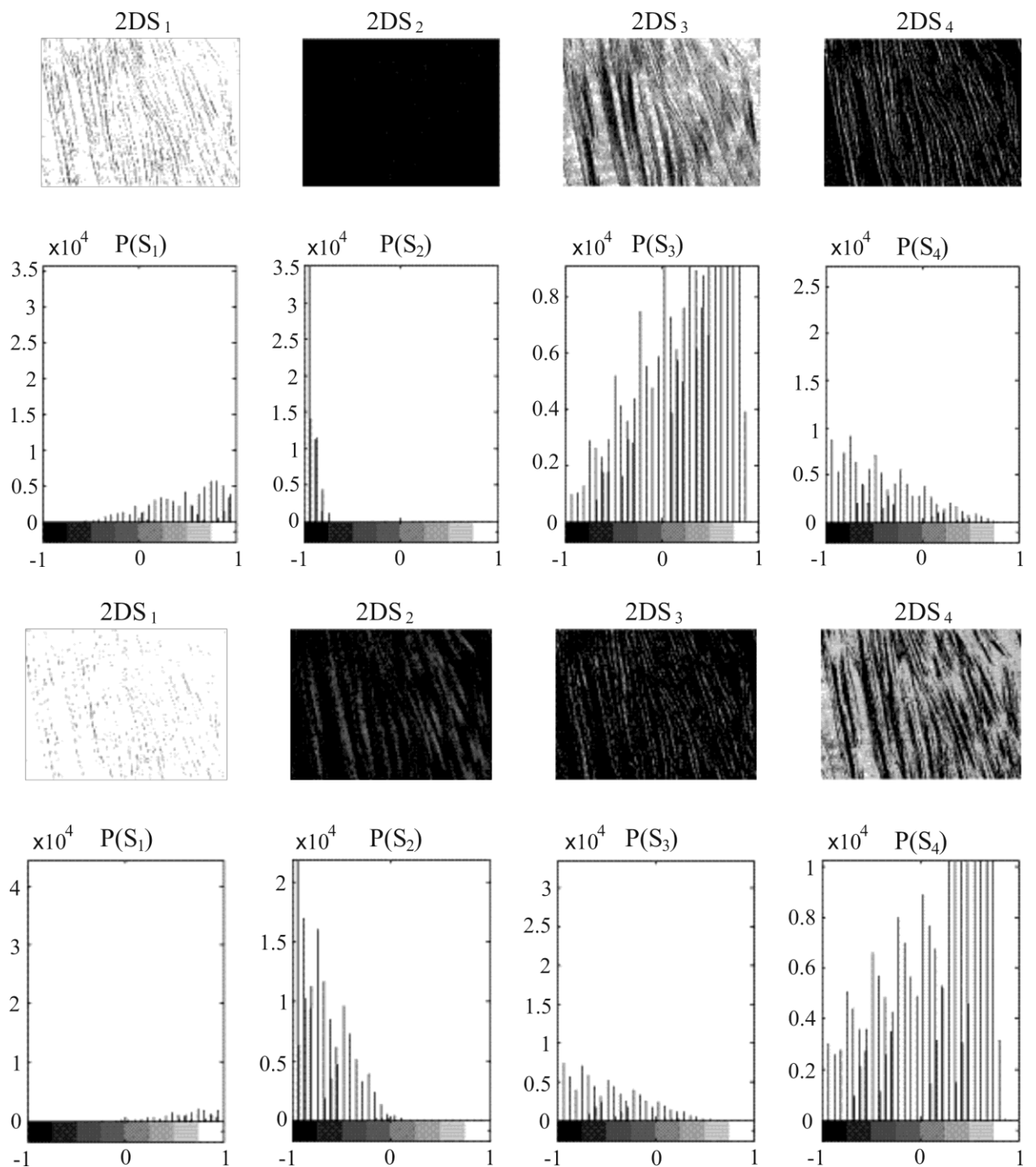


Рис. 5.3. Координатна ( $2DS_{i=1,2,3,4}$ ) та статистична ( $P(S_{i=1,2,3,4})$ ) структура параметрів вектора Стокса зображення м'язової тканини.

Аналіз одержаних даних про поляризаційну структуру зображень БТ із структурованою архітектонікою виявив, що координатні розподіли  $2DS_{i=1,2,3,4}$  в певній мірі повторюють фібрилярну структуру архітектонічних сіток (рис. 2.6). Проте 2D-розподіли різних параметрів вектора Стокса зображення



однієї БТ індивідуальні.

Згідно результатів комп'ютерного моделювання 2-й та 3-й параметри вектора Стокса несуть інформацію про формування станів поляризації зображення БТ завдяки “орієнтаційним” механізмам (співвідношення (2.5), (2.8) та (2.21)) взаємодії лазерного випромінювання з оптично одновісними фібрилами. 4-й параметр вектора Стокса дає інформацію про особливості фазових перетворень лазерного пучка і характеризує оптичну анізотропію речовини БТ (співвідношення (2.3), (2.8) та (2.21)).

Таким чином, досліджені двомірні розподіли параметрів вектора Стокса зображень БТ виявили суттєву залежність їх структури від особливостей орієнтаційно-фазової структури архітектонічних сіток БТ з різною морфологічною будовою. З іншого боку, процеси дегенеративно-дистрофічних або патологічних змін БТ на ранніх етапах виявляються саме змінами як геометричної, так і анізотропної структури архітектонічної складової БТ [93 - 95]. Тому актуальним є аналіз діагностичного застосування визначення координатних розподілів параметрів вектора Стокса.

## Література

10. M. S. Patterson, S. Andersson-Engels, Brian C. Wilson, and E. K. Osei. Absorption-spectroscopy in tissue-simulating materials - a theoretical and experimental-study of photon paths // *Appl. Opt.* – 1995. – V.34. – P.22-30.
11. R. R. Alfano and J. G. Fujimoto, eds., *Advances in Optical Imaging and Photon Migration*. Vol. 2 of *Topics in Optics and Photonics Series*: Optical Society of America, Washington, D. C., 1996.
12. S. Bartel and A. H. Hielscher. Monte Carlo simulation of the diffuse backscattering Mueller matrix for highly scattering media // *Appl. Opt.* – 2000. – V.39. – P.1580-1588.

- 13.O.V. Angelsky, A.G. Ushenko, Yu.A. Ushenko, Ye.G. Ushenko, Yu.Ya. Tomka, V.P. Pishak, "Polarization-correlation mapping of biological tissue coherent images," *J. Biomed. Opt.*, 10, No.6, 064025, 2005.
- 14.S. P. Morgan, M. P. Khong, and M. G. Somekh. Effects of polarization state and scatterer concentration on optical imaging through scattering media // *Appl. Opt.* – 1997. – V.36. – P.1560-1565.
- 15.S. G. Demos and R.R. Alfano. Optical polarization imaging // *Appl. Opt.* – 1997. – V.36. – P.150-155.
- 16.S. L. Jacques, J. R. Roman, and K. Lee. Imaging superficial tissues with polarized light // *Lasers in Surg. & Med.* – 2000. – V.26. – P.119-129.
- 17.M.Born, E.Wolf. *Principles of Optics.* – Cambridge Univ. Press: Cambridge, 1999.
- 18.A.G.Ushenko, and V.P.Pishak. *Laser Polarimetry of Biological Tissue. Principles and Applications* // in *Coherent-Domain Optical Methods. Biomedical Diagnostics, Environmental and Material Science* / ed. V.Tuchin. - Kluwer Academic Publishers, 2004. – P.67.
- 19.H. C. van de Hulst, *Light Scattering by Small Particles*, Wiley, New York (1957).
- 20.V. V. Sobolev, *Light Scattering in Planetary Atmospheres*, Pergamon, Oxford(1974).
- 21.Z. Dolginov, Yu. N. Gnedin, and N. A. Silant'ev, *Propagation and Polarization of Radiation in Cosmic Media*, Gordon and Breach, Basel (1995).
- 22.K. N. Liou, *Radiation and Cloud Processes in the Atmosphere: Theory, Observation, and Modeling*, OxfordUniv. Press, New York (1992).
- 23.M. S. Quinby-Hunt, P. G. Hull, and A. J. Hunt, "Polarized light scattering in the marine optics," in *Light Scattering by Nonspherical Particles: Theory, Measurements, and Applications*, M. I. Mishchenko, J. W. Hovenier, and L. D. Travis (eds.), Ch. 18, pp. 525-554, Academic Press, New York (2000).
- 24.Ishimaru, *Wave Propagation and Scattering in Random Media*, Academic

- Press, San Diego (1978).
25. M. Kerker, *The Scattering of Light and Other Electromagnetic Radiation*, Academic Press, San Diego (1969).
  26. V. I. Klenin, *Thermodynamics of Systems with Flexible Chain Polymers*, Elsevier, Amsterdam (1999).
  27. V. V. Tuchin, *Tissue Optics: Light Scattering Methods and Instruments for Medical Diagnosis*, SPIE Tutorial Texts in Optical Engineering, Vol. TT38 (2000).
  28. V. V. Tuchin, "Light scattering study of tissues," *Physics-Uspekhi* Vol. 40, pp. 495-515 (1997).
  29. P. Chylek, G. Videen, D. J. W. Geldart, J. S. Dobbie, and H. C. W. Tso, "Effective medium approximations for heterogeneous particles," in *Light Scattering by Nonspherical Particles: Theory, Measurements, and Applications*, M. I. Mishchenko, J. W. Hovenier, and L. D. Travis (eds.), Ch. 9, pp. 273-308, Academic Press, San Diego (2000).
  30. C. F. Bohren and D. R. Huffman, *Absorption and Scattering of Light by Small Particles*, Wiley, New York (1983).
  31. G. Yodh and B. Chance, "Spectroscopy and imaging with diffusing light," *Physics Today* Vol. 48, no. 3, pp. 34-40 (1995).
  32. J. R. Mourant, I. J. Bigio, J. Boyer, et al., "Spectroscopic diagnosis of bladder cancer with elastic light scattering spectroscopy," *Lasers Surg. Med.* Vol. 17, pp. 350-357 (1995).
  33. S. L. Jacques, J. R. Roman, and K. Lee, "Imaging superficial tissues with polarized light," *Lasers Surg. Med.* Vol. 26, pp. 119-129 (2000).
  34. R. P. Rava, J. J. Baraga, and M. S. Feld, "Near-infrared Fourier-transform Raman spectroscopy of human artery," *Spectrochimica Acta A* Vol. 47, no. 3-4, pp. 509-512 (1991).
  35. M. S. Patterson, B. C. Wilson, J. W. Feather, et al., "The measurement of dihematoporphyrin ether concentration in tissue by reflectance spectrophotometry," *Photochem. Photobiol.* Vol. 46, no. 3, pp. 337-343

- (1987).
- 36.R. R. Anderson and J. A. Parish, "The optics of human skin," *J. Invest. Dermatol* Vol. 77, pp. 13-19 (1981).
- 37.R. R. Alfano, A. Prahdan, G. C. Tang, and S. J. Wahl, "Optical spectroscopic diagnosis of cancer and normal breast tissues," *J. Opt. Soc. Amer. B* Vol. 6, no. 5, pp. 1015-1023(1989).
- 38.R. R. Richards-Kortum, R. Rava, M. Fitzmaurice, et al., "A one-layer model of laser-induced fluorescence for diagnosis of disease in human-tissue – applications to atherosclerosis," *IEEE Trans. Biomed. Eng.* Vol. 36, pp. 1222 – 1232 (1989).
- 39.T. Schomacker, J. K. Frisoli, C. C. Compton, et al., "Ultraviolet laser-induced fluorescence of colonic tissue-basic biology and diagnostic potential," *Lasers Surg. Med.* Vol. 12, no. 1, pp. 63-78 (1992).
- 40.M. S. Patterson, S. Andersson-Engels, Brian C. Wilson, and E. K. Osei, "Absorption-spectroscopy in tissue-simulating materials - a theoretical and experimental-study of photon paths," *Appl. Opt.* 34, 22-30 (1995).
- 41.R. R. Alfano and J. G. Fujimoto, eds., *Advances in Optical Imaging and Photon Migration*, Vol. 2 of *Topics in Optics and Photonics Series* (Optical Society of America, Washington, D. C., 1996).
- 42.S. Bartel and A. H. Hielscher, "Monte Carlo simulation of the diffuse backscattering Mueller matrix for highly scattering media," *Appl. Opt.* 39, 1580-1588 (2000).
- 43.S. P. Morgan, M. P. Khong, and M. G. Somekh, "Effects of polarization state and scatterer concentration on optical imaging through scattering media," *Appl. Opt.* 36, 1560-1565 (1997).
- 44.S. G. Demos and R.R. Alfano, "Optical polarization imaging," *Appl. Opt.* 36, 150-155 (1997)
- 45.S. L. Jacques, J. R. Roman, and K. Lee, "Imaging superficial tissues with polarized light," *Lasers in Surg. & Med.* 26, 119-129 (2000).
- 46.M. Born, E. Wolf, "Principles of Optics," Cambridge Univ. Press, Cambridge,

- 1999.
47. A.G. Ushenko, and V.P. Pishak, "Laser Polarimetry of Biological Tissue. Principles and Applications" in *Coherent-Domain Optical Methods. Biomedical Diagnostics, Environmental and Material Science* (V. Tuchin, ed.), Kluwer Academic Publishers, 2004. – P.67 – 93.
  48. V. Sankaran, K. Schonenberger, J. T. Walsh, Jr., and D. J. Maitland, "Polarization discrimination of coherently propagation light in turbid media," *Appl. Opt.* 38, 4252-4261 (1999).
  49. G. Jarry, E. Steimer, V. Damaschini, M. Epifanie, M. Jurczak, R. Kaiser, "Coherence and polarization of light propagating through scattering media and biological tissues," *Appl. Opt.* 37, 7357 (1998).
  50. E. I. Olar, A. G. Ushenko, and Yu. A. Ushenko, "Correlation Microstructure of the Jones Matrices for Multifractal Networks of Biotissues," *Laser Phys.* 7, 1012 – 1019 (2004)
  51. E. I. Olar, A. G. Ushenko, and Yu. A. Ushenko, "Polarization Correlation Measurements of the Phase Tomograms of Optically Anisotropic Biofractals," *Laser Phys.* 8, 1015 – 1022 (2004)
  52. F. Gori, "Matrix treatment for partially polarized, partially coherent beams," *Opt. Lett.*, 23, 241-243 (1998).
  53. J. Ellis and A. Dogariu, "Complex degree of mutual polarization," *Opt. Lett.*, 29, 536-538 (2004)
  54. E. Wolf, "Significance and measurability of the phase of a spatially coherent optical field," *Opt. Lett.* **28**, 5-6 (2003).
  55. M. Mujat, A. Dogariu, "Polarimetric and spectral changes in random electromagnetic fields," *Opt. Lett.* **28**, 2153 - 2155 (2003).
  - 56.1 J. Ellis, A. Dogariu, S. Ponomarenko, E. Wolf, "Interferometric measurement of the degree of polarization and control of the contrast of intensity fluctuations," *Opt. Lett.* **29**, 1536 - 1538 (2004).

57. M. Mujat, A. Dogariu, G. S. Agarwal, "Correlation matrix of a completely polarized, statistically stationary electromagnetic field," *Opt. Lett.*, **29**, 1539-1541 (2004).
58. S. Jiao, L. V. Wang, "Two-dimensional depth-resolved Mueller matrix of biological tissue measured with double-beam polarization-sensitive optical coherence tomography," *Opt. Lett.*, **27**, 101-103 (2002).
59. O. V. Angelsky, G. V. Demyanovsky, A. G. Ushenko, D. N. Burkovets, and Yu. A. Ushenko, "Wavelet analysis of two-dimensional birefringence images of architectonics in biotissues for diagnosing pathological changes," *Journal of Biomedical Optics*, **9**, 4, 679 – 690 (2004)
60. O. V. Angel'skii, O. G. Ushenko, D. N. Burkovets, O. D. Arkhelyuk, and Yu. A. Ushenko, "Polarization–Correlation Studies of Multifractal Structures in Biotissues and Diagnostics of Their Pathologic Changes," *Laser Phys.*, 10, No. 5, 1136 -1142 (2000)
61. A. G. Ushenko, "The Vector Structure of Laser Biospeckle Fields and Polarization Diagnostic of Collagen Skin Structures," *Laser Phys.*, 10, No. 5, 1143 – 1150 (2000)
62. Приезжев А.В., Тучин В.В., Шубочкин Л.П. Лазерная диагностика в биологии и медицине. – М.: Наука, 1989.
63. Letokhov V.S. *Laser biology and medicine // Nature.* – 1985. – V.316. – P.325-328.
64. *Medical optical tomography: functional imaging and monitoring /* Eds. G. Müller, B. Chance, R. Alfano et. al. Bellingham, SPIE, Vol. IS11, 1993.
65. *Selected papers on tissue optics: applications in medical diagnostics and therapy /* Ed. V.V. Tuchin, Bellingham, SPIE, V. MS102, 1994.
66. Rinnenberg H., *Scattering of laser light in turbid media, optical tomography for medical diagnostics // Inverse problem /* Ed. H. Lübbig, Berlin, Akademie Verlag, 1995, P.107-141.
67. *Cell and biotissue optics: application in laser diagnostics and therapy /* Ed. V.V. Tuchin, Bellingham, SPIE, V.2100, 1994.

68. Сидько Ф.Я., Лопатин В.Н., Парамонов Л.Е. Поляризационные характеристики взвесей биологических частиц. – Новосибирск: Наука СО, 1990.
69. Культура животных клеток: Методы / Под ред. Р. Фрешни. – М.: Мир, 1989.
70. Terstappen L.W.M.M., de Grooth B.G., Visscher K. et al. Four-parameter white blood cell differential counting based on light scattering measurements // *Cytometry*. – 1988. – V. 9. – P.39-43.
71. Тучин В.В. Исследование биотканей методами светорассеяния // *Успехи физ. наук*. – 1997. – Т.167. – С.517-539.
72. Michael I. Mishchenko, Larry D. Travis, Andrew A. Lacis. Scattering, absorption and emission of light by small particles. – Cambridge University Press, 2002.
73. M. S. Patterson, S. Andersson-Engels, Brian C. Wilson, and E. K. Osei. Absorption-spectroscopy in tissue-simulating materials - a theoretical and experimental-study of photon paths // *Appl. Opt.* – 1995. – V.34. – P.22-30.
74. R. R. Alfano and J. G. Fujimoto, eds., *Advances in Optical Imaging and Photon Migration*. Vol. 2 of *Topics in Optics and Photonics Series*: Optical Society of America, Washington, D. C., 1996.
75. S. Bartel and A. H. Hielscher. Monte Carlo simulation of the diffuse backscattering Mueller matrix for highly scattering media // *Appl. Opt.* – 2000. – V.39. – P.1580-1588.
76. Лазери в біології і медицині / Ушенко О.Г., Пішак В.П., Ангельський О.В., Єрмоленко С.Б., Пішак О.В., Ушенко С.А.. – Чернівці.: Медакадемія, 2000. – 277с.
77. Максимова И.Л., Тучин В.В., Шубочкин Л.П. Распространение света в анизотропных биологических объектах // *Лазерные пучки*. – Хабаровск: Изд-во Хабаровского политехн. ин-та, 1985. С. 91-96.
78. Максимова И.Л., Тучин В.В., Шубочкин Л.П. Поляризационные характеристики роговой оболочки глаза // - *Опт. спектр.* - 1986. Т. 60, №

4. С. 801-806.
79. Максимова И.Л., Тучин В.В., Шубочкин Л.П. Матрицы рассеяния света хрусталика глаза // *Опт. спектр.* - 1988. Т. 65, № 3. С. 615-620.
80. Альтшулер Г.Б., Грисимов В.Н. Эффект волноводного распространения света в зубе человека // *Докл. АН СССР.* 1990. Т. 310, №5. С. 1245-1248.
81. Zijp J.R., ten Bosch J.J. Angular dependence of He-Ne-laser light scattering by bovine human dentine // *Archs Oral Biol.* 1991. Vol. 36, N 4. P. 283-289.
82. Приезжев А.В., Тучин В.В., Шубочкин Л.П. Лазерная микродиагностика оптических тканей глаза и форменных элементов крови // *Изв. АН СССР. Сер. Физическая.* 1989. Т. 53, № 8. С. 1490-1495.
83. Максимова И.Л., Миронычев А.П., Романов С.В. и др. Методы и аппаратура для лазерной диагностики в офтальмологии // *Изв. АН СССР. Сер. Физическая.* 1990. Т. 54, № 10. С. 1918-1923.
84. Королевич А.Н., Хайруллина А.Я., Шубочкин Л.П. Матрица рассеяния монослоя оптически «мягких» частиц при их плотной упаковке // *Опт. спектр.* - 1990. Т. 68. С. 403-409.
85. Городничев Е.Е., Рогозкин Д.Б. Малоугловое многократное рассеяние света в случайно-неоднородных средах // *ЖЭТФ.* 1995. Т. 107. С. 209-235.
86. Rinneberg H. Scattering of laser light in turbid media, optical tomography for medical diagnostics // *The inverse problem* /Ed. H.Lubbig. Berlin, Akademie Verlag, - 1995. P. 107-141.
87. *Tissue optics* / Eds A.J.Welch, M.C.J. van Gemert. N.Y., Academic, 1992.
88. Кузьмин В.Л., Романов В.П. Когерентные эффекты при рассеянии света в неупорядоченных системах // *Успехи физ. наук.* - 1996. Т. 166, № 3. С. 247-278.
89. Yoo K.M., Liu F., Alfano R.R. Biological materials probed by the temporal and angular profiles of the backscattered ultrafast laser pulses // *J. Opt. Soc. Am. B.* 1990. Vol. 7. P. 1685-1693.



90. Coherence-domain methods in biomedical science and clinical applications / Eds V.V. Tuchin, H. Podbielska, B. Ovrin. Bellingham, SPIE, 1997. Vol. 2981.
91. Bicout D., Brosseau C., Martinez A.S., Schmitt J.M. Depolarization of multiply scattering waves by spherical diffusers: influence of the size parameter // *Phys. Rev. E*. 1994. Vol. 49. P. 1767-1770.
92. de Boer J.R., Milner T.E., van Gemert M.J.C., Nelson J.S. Two-dimensional birefringence imaging in biological tissue by polarization-sensitive optical coherence tomography // *Opt. Lett.* 1997. Vol. 22. P. 934-936.
93. Tuchin V.V. Coherent and polarimetric optical technologies for the analysis of tissue structure (overview) // *Coherence-domain methods in biomedical science and clinical applications / Eds V.V. Tuchin, H. Podbielska, B. Ovrin. Bellingham, SPIE, 1997. Vol. 2981. P. 120-159.*
94. J.F. de Boer, T.E. Milner, M.G. Ducros, S.M. Srinivas and J.S. Nelson. Polarization-sensitive optical coherence tomography, in *Handbook of Optical Coherence Tomography*. B.E. Bouma and G.J. Tearney / eds. Marcel Dekker Inc.: New York, 2002. – P. 237-274.
95. J.F. de Boer, T.E. Milner, M.J.C. van Gemert and J.S. Nelson. Two-dimensional birefringence imaging in biological tissue by polarization-sensitive optical coherence tomography // *Opt. Lett.* – 1997. – V. 22.
96. M.J. Everett, K. Shoenenberger, B.W. Colston and L.B. Da Silva. Birefringence characterization of biological tissue by use of optical coherence tomography // *Opt. Lett.* – 1998. – V. 23. – P. 228-230.
97. Shuliang Jiao and Lihong V. Wang. Two-dimensional depth-resolved Mueller matrix of biological tissue measured with double-beam polarization-sensitive optical coherence tomography // *Opt. Lett.* – 2002. – V. 27. – P. 101-103.
98. Shuliang Jiao, Wurong Yu, George Stoica, Lihong V. Wang. Optical-fiber-based Mueller optical coherence tomography // *Opt. Lett.* – 2003. – V. 28. – P. 1206-1208.

99. Shuliang Jiao, Gang Yao, and Lihong V. Wang. Depth-resolved two-dimensional Stokes vectors of backscattered light and Mueller matrices of biological tissue measured with optical coherence tomography // *Appl. Opt.* – 2000. – V.39. – P.6318-6324.
100. Leger D., Perrin J.C. Real-time measurement of surface roughness by correlation of speckle patterns // *J. Opt. Soc. Am.* – 1976. – V.66. – P. 1210-1217.
101. Goodman J.W. Statistical properties of laser speckle patterns. In: *Laser Speckle and Related Phenomena.* / Ed. J.C. Dainty. – Berlin: Springer-Verlag, 1975, - P.9-75.
102. Ушенко А.Г. Лазерная диагностика биофракталов // *Квантовая электроника.* – 1999. – Т.29, №3. – С.1 – 7.
103. Ushenko A.G. Stokes-correlometry of biotissues // *Laser Physics.* – 2000. – Vol.10, No.6. – P.1-7.
104. Ушенко А.Г., Ангельский О.В., Архелюк А.Д., Ермоленко С.Б., Бурковец Д.Н. Рассеяние лазерного излучения мультифрактальными биоструктурами // *Опт.и спектр.* – 2000. - Т.88, №3. - С.495-498.
105. Ushenko A.G. Laser polarization microscopy of biofractals // *Proc. SPIE Vol. 3573.* – P.609-612.
106. Ushenko A.G., Burkovets, Dimitry M., Yermolenko, Serhiy B., Arkheliuk, A. D., Pishak, Vasyl P., Pishak, Olga V., Wanchuliak, O. Y., Bachinsky, V. T., Grigorishin, P. M. Laser polarimetry of the orientational structure of bone tissue osteons // *Proc. SPIE Vol. 3904.* – P.557-561.
107. Ushenko A.G., Burkovets, Dimitry M., Yermolenko, Serhiy B., Arkheliuk, A. D., Ushenko, Yu. A., Pishak, Vasyl P., Pishak, Olga V., Grigorishin, P. M., Zimnyakov, Dmitry A. Polarized microstructure of laser radiation scattered by optically active biotissues // *Proc. SPIE Vol. 3904.* – P.542-548.

108. Ушенко О.Г., Пішак В.П., Пішак О.В. Дослідження мікроструктури кісткової тканини у поляризованому лазерному світлі // Медичні перспективи,- Т.У., №4, 2000, С.3-7.
109. Ушенко О.Г., О.В.Пішак, В.П.Пішак. Дослідження динаміки патологічних змін дисперсії та контрасту когерентних зображень кісткової тканини // Укр.мед.альманах. – 2000. – Т.3, №4.- С.170-173.
110. Ушенко О.Г., О.В.Пішак, В.П.Пішак. Поляризаційно-фазова візуалізація і обробка когерентних зображень архітектонічної структури кісткової тканини // Одес.мед.журн. – 2000. - №3. – С.6-7.
111. Ushenko A.G., Angelsky, Oleg V., Pishak, Vasyl P., Burkovets, Dimitry M., Pishak, Olga V. Polarization-correlation investigation of biotissue multifractal structure and diagnostics of its pathological change // Proc. SPIE Vol. 4242, P.201-209.
112. Ushenko A.G. Laser polarimetry of polarization-phase statistical moments of the objects field of optically anisotropic scattering layers // Опт.испектр. – 2001. - Т.91, №2. - С.313-317.
113. Ushenko A.G., Angelsky, Oleg V., Burkovets, Dimitry M. Polarization-correlation analysis of anisotropic structures in bone tissue for the diagnostics of pathological changes // Опт.испектр. – 2001. - Т.90, №3. - С.458-464.
114. Alexander G. Ushenko, Vasyl P. Pishak, Olga V. Pishak, O. I. Olar, Sergey B. Yermolenko, A. G. Prydij, A. S. Arbuzov. Mueller matrices mapping of biological tissue architectonics// Proc. SPIE. – Vol. 5477. –P. 422-429.
115. P. Peresunko, A. G. Ushenko, S. M. Michailov, Yu. A. Ushenko. Polarization tomography of tissues in early diagnostics of uterine cervix // Proc.SPIE. – Vol. 5067. – P. 30-40.
116. Alexander G. Ushenko. 2D phase tomography of biotissues: II. Polarization visualization and selection of biotissue image two-layer scattering medium// Proc.SPIE. – Vol. 5477. – P. 450-456.

117. Alexander G. Ushenko. 2D phase tomography of biotissues: I. Topological structure value of birefringence // Proc.SPIE. – Vol. 5477. P. 438-449.
118. Ushenko A.G., Burkovets, Dimitry N. Polarization correlometry and wavelet analysis of dynamics of changes in orientation-phase structure of tissue architechtonics // Proc. SPIE. – Vol.4705. – P. 178-185.
119. Ушенко О.Г., Бурковець Д.М., Олар О.І. Автокореляційна структура поляризаційних образів біотканин // Наук.вісн. Чернів.ун-ту, Вип.86: Фізика, Електроніка. — Чернівці: Рута, 2002.
120. Yuriy A. Ushenko. Polarization phase mapping of biological tissues: II. Skin as a transformer of vector structure of coherent radiation // Proc. SPIE. – 2004. – Vol. 5477. – P.506-512.
121. O.V. Angelsky, Yu.Ya. Tomka, A.G. Ushenko, Ye.G. Ushenko and Yu.A. Ushenko. Investigation of 2D Mueller matrix structure of biological tissues for pre-clinical diagnostics of their pathological states // J. Phys. D: Appl. Phys. – 2005. – Vol.38. – P.4227-4235.
122. Ushenko Yu.A. Fractal structure of Mueller matrices images of biotissues // Proc. SPIE. – 2004. – Vol.5772. – P.131-138.
123. O. V. Angelsky, Yu. Y. Tomka, A. G. Ushenko, Ye. G. Ushenko, Yu. A. Ushenko. Fractal structure of biotissue polarization properties // Proc. SPIE. – 2005. – Vol.5972. – P.163-168.
124. O.V. Angelsky, A.G. Ushenko, and Yu.A. Ushenko. Polarization reconstruction of orientation structure of biological tissues birefringent architectonic nets by using their Mueller-matrix speckle-images. // J. Holography Speckle. – 2005. – Vol.2. – P.72-79.
125. Ushenko A.G., Burkovets, Dimitry M., Yermolenko, Serhiy B., Arkhelyuk, A. D., Ushenko, Yu. A., Pishak, Vasyl P., Pishak, Olga V., Grigorishin, P. M., Zimnyakov, Dmitry A.Polarized microstructure of laser radiation scattered by optically active biotissues // Proc. SPIE Vol. 3904. – P.542-548.