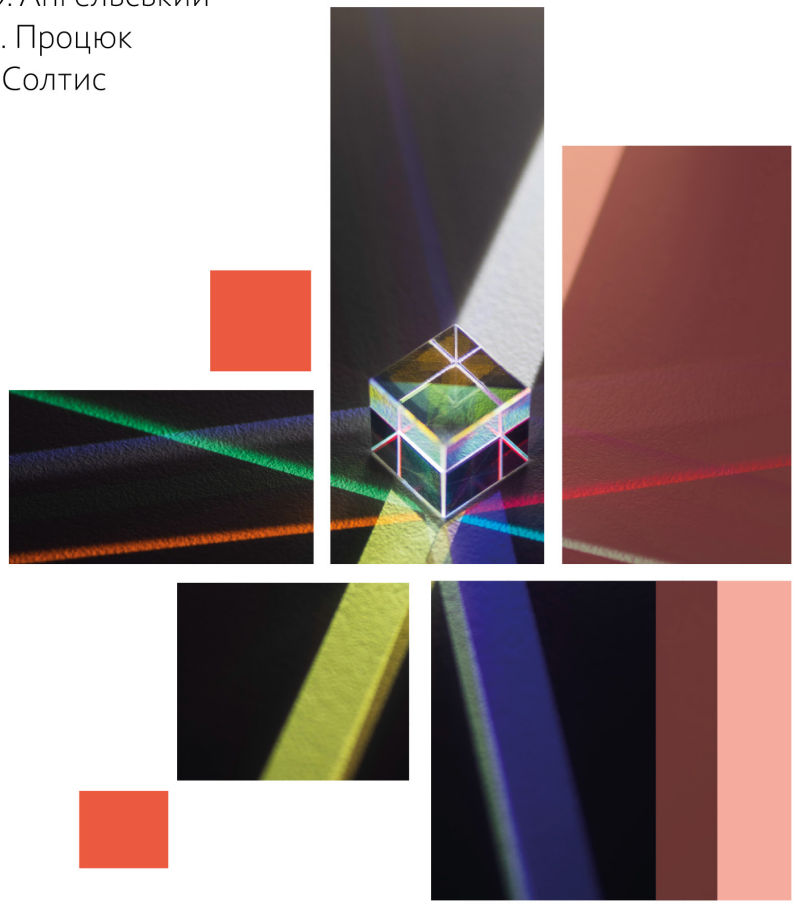
О. В. Дуболазов
О. Г. Ушенко
П. О. Ангельський
В. В. Процюк
І. В. Солтис



ЗОБРАЖУВАЛЬНА ЛАЗЕРНА ПОЛЯРИМЕТРІЯ БІОЛОГІЧНИХ ШАРІВ

Дуболазов О.В., Ушенко О.Г., Ангельский П.О.,
Процюк В.В. , Солтис І.В.

ЗОБРАЖУВАЛЬНА ЛАЗЕРНА ПОЛЯРИМЕТРІЯ БІОЛОГІЧНИХ ШАРІВ

Монографія

Монографія написана за підтримки Національного фонду досліджень України, грант 2023.03/0174

Чернівці
Чернівецький національний університет
імені Юрія Федьковича
2025

УДК 616-091.1/5:616.831.9]:340.6
З-780

Рецензенти:
доктор технічних наук, професор,
завідувач кафедри загальної фізики та фотоніки
Вінницького національного технічного університету (ВНТУ),
С.В. Павлов
доктор фізико-математичних наук, професор,
завідувач кафедри медичної та біологічної фізики і медичної
інформатики Буковинського державного медичного університету,
В.І. Федів
доктор фізико-математичних наук, професор, професор кафедри фізики
напівпровідників, завідувач відділу НДІ фізики і хімії твердого тіла УжНУ,
О.О. Грабар

**Дуболазов О.В., Ушенко О.Г., Ангельский П. О.,
Процюк В.В., Солтис І.В.**
З-780 Зображувальна лазерна поляриметрія біологічних шарів : монографія. Чернівці : Чернівец. нац. ун-т ім. Ю. Федьковича, 2025. 272 с.
ISBN 978-617-8703-26-4

Монографія містить новий і системний підхід до розв'язання актуальної наукової та практичної проблеми оптико-поляризаційної діагностики запальних процесів на основі аналізу фазових, статистичних, кореляційних і фрактальних характеристик полів лазерного випромінювання, розсіяного біологічними рідинами та тканинами. Уперше сформульовано кількісні критерії ранньої діагностики та диференціації ступеня тяжкості септичних і ревматичних процесів, що відкриває можливості створення нової оптичної платформи неінвазивного моніторингу структурних змін біологічних середовищ людини.

Монографія розрахована для наукових працівників, викладачів ЗВО, аспірантів та лікарів-діагностів.

УДК 616-091.1/5:616.831.9]:340.6

© Дуболазов О.В, Ушенко О.Г.,
Ангельский П.О.,.Процюк В.В,
Солтис І.В., 2025

ISBN 978-617-8703-26-4

© Чернівецький національний
університет імені
Юрія Федьковича, 2025

Шановний читачу!

З приємністю представляю науковій спільноті монографію колективу дослідників Чернівецького національного університету імені Юрія Федьковича, який у 2025 році відзначає 150-річчя від дня заснування.

Видання підготовлено за результатами досліджень у галузі лазерної поляризаційної біомедичної візуалізації, виконаних у межах наукового проєкту Національного фонду досліджень України **«Розроблення новітніх методів і систем поляризаційної Стокс-флуорометрії лазерного спектрально-селективного автофлуоресцентного детектора регенерації ран»** (№ 2023.03/0174), що реалізовувався протягом 2024-2025 років.

Отримані результати мають вагому наукову та прикладну цінність і можуть бути корисними для фахівців, викладачів і студентів, які працюють у сфері наук про життя. Представлена праця є важливим внеском у розвиток сучасних біомедичних технологій, спрямованих на збереження та зміцнення здоров'я людини.

Ректор
Чернівецького національного
університету імені Юрія Федьковича
Руслан БІЛОСКУРСЬКИЙ

Наукова команда проєкту «**Розроблення новітніх методів і систем поляризаційної Стокс флуорометрії лазерного спектрально-селективного автофлуоресцентного детектора регенерації ран**» Національного фонду досліджень України 2023.03/0174.

ЗМІСТ

ВСТУП.....12
Розділ 1. Лазерна поляриметрія і корелометрія полів лазерного випромінювання, розсіяного шарами біологічних тканин.....14
1.1. Поляризаційне картографування біологічних тканин.....14
1.2. Комплексний ступінь взаємної поляризації об'єктних полів багатошарових біологічних тканин.....18
1.3. Модуль і фаза комплексного ступеня взаємної поляризації полів розсіяного лазерного випромінювання.....21
Розділ 2. Експериментальні схеми і методики дослідження та аналізу фазової структури полів лазерного випромінювання.....30
2.1 Методика вимірювання координатних розподілів фазових зсувів між ортогональними складовими амплітуди поля лазерного випромінювання.....30
2.2 Методика експериментального вимірювання модуля і фази комплексного ступеня взаємної поляризації об'єктних полів біологічних тканин.....34
2.3 Сукупність статистичних, кореляційних і фрактальних критеріїв оцінювання фазової структури лазерних зображень біологічних рідин і тканин.....36
Розділ 3. Комп'ютерне моделювання еволюції статистичних і фрактальних параметрів фазових розподілів поля лазерного випромінювання, перетвореного оптико-анізотропними шарами циліндричних і сферичних кристалів 39
3.1 Характеристика об'єктів дослідження.....40
3.1.1. Площина зображення.....41
3.1.1.1. Слабкі фазові модуляції 43
3.1.1.2. Сильні фазові модуляції.....44
3.1.2. Еволюція фазових розподілів лазерного випромінювання у вільному просторі розповсюдження.....45

3.2 Дифракційна трансформація фазових мап лазерного випромінювання, перетвореного шаром впорядкованих циліндричних кристалів 47
3.3 Кількісні параметри статистичної, кореляційної та фрактальної структури фазових розподілів лазерного випромінювання, перетвореного шаром впорядкованих циліндричних кристалів 61
3.4 Дифракційна трансформація статистичної, кореляційної та фрактальної структури фазових мап лазерного випромінювання, перетвореного шаром сферичних кристалів.....65
Розділ 4. Статистична, кореляційна і фрактальна структура фазових розподілів полів лазерного випромінювання, розсіяного оптично-тонкими кристалічними мережами біологічних рідин.....74
4.1. Характеристика об'єктів дослідження.....74
4.2. Статистична, кореляційна і фрактальна структура фазових мап мереж дендритних біологічних кристалів.....77
4.3. Статистичні, кореляційні і фрактальні критерії фазової діагностики запального процесу.....89
4.4. Статистична, кореляційна і фрактальна структура фазових розподілів полів лазерного випромінювання, перетвореного мережами сферолітних біологічних кристалів 91
4.5. Статистичні, кореляційні та фрактальні критерії диференціації типів запальних процесів на основі фазового аналізу лазерних зображень сферолітних кристалічних мереж.....99
Розділ 5. Взаємозв'язки ступеня взаємної когерентності полів лазерного випромінювання та оптико-геометричної структури кристалічних мереж 103
5.1. Ступінь когерентності електромагнітного поля 103

5.2. Ступінь когерентності лазерного випромінювання, перетвореного кристалічними мережами оптично одноосних двопроменезаломлюючих кристалів.....104
5.3. Статистична, кореляційна і фрактальна структура координатних розподілів комплексного ступеня кореляції лазерного випромінювання, перетвореного сітками впорядкованих циліндричних кристалів різної оптичної товщини.....108
5.4. Дифракційна трансформація статистичної, кореляційної та фрактальної структури фазових мап лазерного випромінювання, перетвореного шаром сферичних кристалів.....120
Розділ 6. Статистичні, кореляційні і фрактальні параметри кореляційно-фазових розподілів полів лазерного випромінювання, розсіяного оптично-товстими шарами біологічних тканин.....128
6.1. Характеристика об'єктів дослідження.....129
6.2. Статистична, кореляційна і фрактальна структура кореляційно-фазових мап багаторазово розсіяного лазерного випромінювання шарами м'язової тканини пацюка різного фізіологічного стану.....132
6.3. Трансформація статистичної, кореляційної та фрактальної структури кореляційно-фазових мап лазерного випромінювання, перетвореного шаром хаотично орієнтованих біологічних кристалів.....139
6.4. Порівняльні діагностичні можливості методів лазерної поляриметрії, поляризаційної корелометрії та фазометрії багаторазо розсіяних оптично-товстими біологічними тканинами полів когерентного випромінювання.....147
Розділ 7. Матеріали і методи поляризаційної, азимутально-інваріантної Мюллер-матричної і спектрально-селективної флуоресцентної мікроскопії.....150
7.1. Дизайн і структурно-логічна схема дослідження.....151

7.2. Модельна структура полікристалічних плівок синовіальної рідини 154
7.3. Структурно-логічна схема і методики поляризаційної та Мюллер-матричної мікроскопії шарів синовіальної рідини 155
7.4. Структурно-логічна схема і методики спектрально-селективної лазерно-індукованої флуоресцентної мікроскопії полікристалічних плівок синовіальної рідини 158
7.5. Аналітичні алгоритми обробки даних 160
7.5.1. Статистичний аналіз 160
7.5.2. Кореляційний аналіз 161
7.5.3. Вейвлет-аналіз 161
7.6. Інформаційний аналіз 162
7.7. Коротка характеристика об'єктів дослідження 163
Розділ 8. Диференціальна діагностика асептичного і септичного розхитування чашки ендопротезу штучного кульшового суглоба методами цифрової поляризаційної мікроскопії 167
8.1. Структурно-логічна схема поляризаційної мікроскопії 168
8.2. Диференціальна діагностика асептичного і септичного розхитування чашки ендопротезу штучного кульшового суглоба методом поляризаційної мікроскопії розподілів орієнтаційного параметру цифрових зображень полікристалічних плівок синовіальної рідини 170
8.2.1. Інформаційний аналіз даних методу картографування розподілів величини ОП цифрових мікроскопічних зображень полікристалічних плівок СР 174
8.3. Диференціальна діагностика асептичного і септичного розхитування чашки ендопротезу штучного кульшового суглоба методом поляризаційної мікроскопії розподілів фазового параметру цифрових зображень полікристалічних плівок синовіальної рідини колінного суглоба 175

8.3.1. Інформаційний аналіз даних методу картографування розподілів величини ФП цифрових мікроскопічних зображень СР 179
8.4. Вейвлет-аналіз мап ОП мікроскопічних зображень полікристалічних плівок СР кульшового суглоба пацієнтів з різної важкістю патології 181
8.4.1. Інформаційний аналіз даних вейвлет-аналізу методу картографування розподілів величини ОП цифрових мікроскопічних зображень полікристалічних плівок СР ... 184
8.5. Вейвлет-аналіз мап ФП мікроскопічних зображень полікристалічних плівок СР кульшового суглоба пацієнтів з різною важкістю патології 186
8.5.1. Інформаційний аналіз даних вейвлет-аналізу методу картографування розподілів величини ФП цифрових мікроскопічних зображень полікристалічних плівок СР ... 190
Розділ 9. Диференціальна діагностика асептичного і септичного розхитування чашки ендопротезу штучного кульшового суглоба методами азимутально-інваріантної Мюллер-матричної мікроскопії 192
9.1. Структурно-логічна схема азимутально-інваріантної Мюллер-матричної мікроскопії 193
9.2. Диференціальна діагностика асептичного і септичного розхитування чашки ендопротезу штучного кульшового суглоба методом азимутально-інваріантної Мюллер-матричної мікроскопії розподілів ММІ оптичної активності полікристалічних плівок синовіальної рідини колінного суглоба 195
9.2.1. Інформаційний аналіз даних методу картографування розподілів величини ММІ ОА полікристалічних плівок СР 198
9.3. Диференціальна діагностика асептичного і септичного розхитування чашки ендопротезу штучного кульшового суглоба методом Мюллер-матричної мікроскопії

розподілів величини ММІ ЛД полікристалічних плівок синовіальної рідини 200
9.2.1. Інформаційний аналіз даних методу картографування розподілів величини ФП цифрових мікроскопічних зображень полікристалічних плівок СР.....203
9.4. Вейвлет-аналіз мап ММІ ОА полікристалічних плівок СР кульшового суглоба пацієнтів з різної важкістю патології.....205
9.4.1. Інформаційний аналіз даних вейвлет-аналізу методу картографування розподілів величини ММІ ОА полікристалічних плівок СР.....207
9.5. Вейвлет-аналіз мап ММІ ЛД полікристалічних плівок СР кульшового суглоба пацієнтів з різної важкістю патології.....208
9.5.1. Інформаційний аналіз даних вейвлет-аналізу методу Мюллер-матричного картографування розподілів величини ММІ ЛД полікристалічних плівок СР.....211
Розділ 10. Диференціальна діагностика асептичного і септичного розхитування чашки ендопротезу штучного кульшового суглоба методами поляризаційної томографії.....213
10.1.Структурно-логічна схема диференціальної Мюллер-матричної томографії полікристалічної структури плівок СР 214
10.2.Диференціальна діагностика асептичного і септичного розхитування чашки ендопротезу штучного кульшового суглоба методом Мюллер-матричної реконструкції розподілів ЦД полікристалічних плівок синовіальної рідини колінного суглоба.....216
10.2.1. Інформаційний аналіз даних методу Мюллер-матричної реконструкції розподілів величини ЦД полікристалічних плівок СР.....221
10.3.Диференціальна діагностика асептичного і септичного розхитування чашки ендопротезу штучного кульшового суглоба методом Мюллер-матричної реконструкції

розподілів величини ЛД полікристалічних плівок синовіальної рідини колінного суглоба.....223
10.3.1. Інформаційний аналіз даних методу Мюллер-матричної реконструкції розподілів величини ЦД полікристалічних плівок СР.....227
10.4. Вейвлет-аналіз мап ЦД полікристалічних плівок СР колінного суглоба пацієнтів з різної важкістю патології.....288
10.4.1. Інформаційний аналіз даних вейвлет-аналізу розподілів величини ЦД полікристалічних плівок СР.....232
10.5. Вейвлет-аналіз мап ЛД полікристалічних плівок СР колінного суглоба пацієнтів з різної важкістю патології.....233
10.5.1. Інформаційний аналіз даних вейвлет-аналізу методу Мюллер-матричного відтворення розподілів величини ЛД полікристалічних плівок СР.....237
ОСНОВНІ РЕЗУЛЬТАТИ І ВИСНОВКИ.....239
СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ.....243

ВСТУП

Процеси взаємодії електромагнітного випромінювання оптичного діапазону довжин хвиль із фазово-неоднорідними об'єктами і середовищами розглядаються як правило, у межах багатьох наближень. Серед найбільш розповсюджених, традиційних можна виділити такі незалежні напрямки – фотометрія та спектрофотометрія (оптика світлорозсіяння); поляриметрія (вектор – параметрична і матрична оптика), корелометрія (кореляційна оптика, оптика спеклів).

За останні 10-15 років на базі зазначених напрямів сформувалися нові підходи до дослідження полів розсіяного випромінювання – фрактальна оптика, сингулярна оптика, які лягли в основу формування нового рівня класичної поляриметрії – лазерної поляриметрії оптико – анізотропних фазово – неоднорідних шарів біологічного походження.

Методи лазерної поляриметрії дозволили визначити фундаментальні взаємозв'язки між набором статистичних (моменти 1-го – 4-го порядків), кореляційних (функції автокореляції), фрактальних (фрактальні розмірності) і сингулярних (мережі точок з поляризаційно сингулярними станами) параметрів, які характеризують оптичну анізотропію (розподіли напрямів оптичних осей і величин двопроменезаломлення) оптично-тонких фазово-неоднорідних шарів та поляризаційними параметрами (координатні розподіли азимутів і еліптичності поляризації, елементи матриці Мюллера) їх лазерних зображень.

Разом з тим, за умов багаторазового розсіяння поляризаційна інформація про оптико-анізотропну будову об'єкту усереднюється і втрачає діагностичний сенс. Навпаки, у процесах перетворення лазерного випромінювання шарами із слабкими фазовими флуктуація (фазо хаотичними екранами) поляризаційна модуляція практично відсутня і розглядається наближення скалярного поля. З іншого боку інформативними, і за таких двох

граничних випадків, залишаються фазові розподіли полів розсіяного когерентного випромінювання.

Тому актуальним є подальший розвиток нових підходів до аналізу не тільки векторної, але й фазової структури полів лазерного випромінювання, перетвореного оптико-анізотропними шарами із слабкими фазовими флуктуаціями або оптично-товстими багаторазово розсіюючими біологічними об’єктами.

РОЗДІЛ 1
ЛАЗЕРНА ПОЛЯРИМЕТРІЯ І КОРЕЛОМЕТРІЯ ПОЛІВ ЛАЗЕРНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ, РОЗСІЯНОГО ШАРАМИ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

Даний розділ містить матеріали аналітичного дослідження трансформації поляризаційної та поляризаційно-кореляційної структури лазерних полів, перетворених шарами біологічних тканин різної морфологічної будови і фізіологічного стану.

В якості основних інформаційних параметрів використано наступні фізичні величини, які характеризують поле розсіяного біологічними тканинами лазерного випромінювання:

- координатні розподіли значень азимутів $\alpha(x, y)$ і еліптичності $\beta(x, y)$ поляризації – поляризаційні мапи;
- комплексний ступінь взаємної поляризації (КСВП) V, який визначає міру узгодження між різнополяризованими світловими коливаннями в різних точках лазерного поля;
- координатні розподіли модуля $|V|$ і фази Ψ (поляризаційно-кореляційні мапи) КСВП поля розсіяного лазерного випромінювання.

1.1. Поляризаційне картографування біологічних тканин

Широке впровадження сучасної лазерної техніки у дослідження структури фазово-неоднорідних об’єктів стимулювало розробку принципово нових методів у оптиці світлорозсіяння. У результаті сформувалась група методів заснована на оперуванні «матрицею когерентності» та «ступенем поляризації».

Такі оптичні методи носять назву поляризаційних і характеризують кореляційну подібність ортогональних компонент електромагнітних коливань у одній точці поля розсіяного випромінювання.

Іншими словами, такі оптичні технології методологічно відносяться до «одноточкових» методів одержання інформації у кожній точці (r) поля когерентного випромінювання про величини ортогональних складових амплітуди $E_x(r); E_y(r)$, фазового зсуву $\delta_{xy}(r)$, а також значення азимуту $\alpha(r)$і еліптичності $\beta(r)$ поляризації.

Інтенсивний розвиток оптичних методів досліджень морфологічної структури та фізіологічного стану різноманітних біологічних тканин (БТ), створив широкий фундамент для впровадження і розвитку методів лазерної поляриметрії у цій галузі.

Методологічно сукупність лазерних поляриметричних методик базується, зокрема, на модельних уявленнях про структуру БТ, теоретично викладених і експериментально апробованих у циклі наукових праць.

Так, попередньо було проаналізована побудова структурних елементів БТ і запропоновано фрактальний підхід до їх аналізу. Він базується на принципі ієрархічної самоподібної побудови фібрил позаклітинної матриці основних типів тканин людини – сполучної і м'язової тканини, а також епітеліальної та нервової.

Проаналізовано, що фібрилярні елементи позаклітинної матриці дискретні за своєю будовою та характеризуються масштабною повторюваністю в широкому діапазоні «оптичних розмірів» $(d = 1\mu m - 10^3\mu m)$.

Головним фундаментальним висновком з точки зору оптичного тлумачення структури БТ різних типів є положення про те, що їх властивості їх позаклітинних матриць відповідають «замороженим» рідким кристалам.

Такий підхід до описання морфологічної структури БТ, був систематизований і узагальнений у роботах.

Тут вперше була запропонована структури модель БТ як двох компонентної аморфно-кристалічної матриці.

Аморфна компонента БТ є поляризаційно-неактивною або ізотропною. Кристалічна ж компонента БТ або позаклітинна матриця утворена ниткоподібними протеїновими (колагенові білки, міозин) фібрилами. Властивості кожної окремої фібрили моделюються оптично одноосним двопроменезаломлюючим кристалом. Напрямок оптичної осі такого біологічного кристалу визначається напрямком укладання фібрили у шарі БТ. Показник двопроменезаломлення визначається речовиною протеїнових фібрил. Зазначена мережа біологічних рідких кристалів формує позаклітинну матрицю.

Дана модель була покладена в основу розробки методів поляризаційного картографування гістологічних зрізів БТ різної морфологічної побудови і фізіологічного стану.

Експериментально методики визначення координатних розподілів станів поляризації у площині лазерних зображень шарів БТ базуються на використані CCD – камер у якості фотодетекторів. Така технологія дозволяє експериментально реалізувати операцію дискретизації координатного розподілу параметрів $\left(\begin{cases} E_x^2(r); E_y^2(r); \\ \alpha(r) = 0{,}5\pi + \Theta\left[\sqrt{E_x^2(r) + E_y^2(r)}\right] \\ \beta(r) = arctg\left[E_x^2(r) \Big/ E_y^2(r)\right] \end{cases}\right)$ лазерного зображення по сукупності пікселів $(r \leftrightarrow m \times n = \begin{pmatrix} r_{11} & ; & ; & r_{1n} \\ & & & \\ r_{m1} & ; & ; & r_{mn} \end{pmatrix})$ світлочутливої площадки.

Така дискретизація забезпечила можливість застосування до аналізу координатних розподілів параметрів поляризації потужний математичний апарат – зокрема статистичний (статистичні моменти 1-го – 4-го порядків), кореляційний (кореляційні функції, спектр потужності), фрактальний (фрактальні розмір-

ності, статистичні моменти розподілів екстремумів логарифмічних залежностей спектрів потужності), вейвлет (двохвимірні розподіли вейвлет-коефіцієнтів) аналіз.

На основі поєднання даної моделі, цифрової техніки поляризаційного експерименту та комплексного аналізу одержаних даних вдалося пояснити механізми та обґрунтувати сценарії формування та еволюції поляризаційної неоднорідності лазерних полів, перетворених кістковою, сполучною та м'язовою тканинами.

Також для оптично – тонких гістологічних зрізів БТ, де реалізуються умови одноразового розсіяння, були визначені алгоритми взаємозв'язку між азимутом $\alpha(r)$, еліптичністю $\beta(r)$ поляризації у точці з координатою r лазерного зображення та напрямком оптичної осі $\rho(r)$ і двопроменезаломленням $\delta(r)$ біологічного протеїнового кристалу. На цій основі розроблений метод поляризаційної візуалізації позаклітинної матриці різних типів БТ і реалізовано статистичний аналіз лазерних зображень шляхом обчислення середнього, дисперсії, асиметрії та ексцесу координатних розподілів інтенсивності.

Даний поляризаційний підхід було удосконалено на основі модельних уявлень про рідкокристалічну побудову позаклітинної матриці сполучної тканини розроблено метод її поляризаційного картографування.

Головним результатом такого методу є аналітично обґрунтований та експериментально перевірений взаємозв'язок між набором статистичних моментів 1-4 порядків, що характеризують розподіли нахилів мікронерівностей поверхні шкіри та напрямів оптичних осей і величини двопроменезаломлення колагенової сітки дермального шару сукупністю статистичних моментів, які характеризують розподіли $\alpha(r)$ і $\beta(r)$.

Визначено, що причиною зростання значень асиметрії та ексцесу розподілів азимутів і еліптичностей поляризаційних мап лазерних зображень оптично тонких гістологічних зрізів тканин

людини є фізичні механізмі, пов'язані із розупорядкуванням напрямків оптичних осей мережі рідких біологічних кристалів.

Якщо за тих, чи інших обставин фізіологічного або патологічного типу має місце зміна оптичної анізотропії (росту дисперсії фазових зсувів) біологічних кристалів позаклітинної матриці, то такий процес детектується у вигляді трансформації статистичних розподілів поляризаційних мап – статистичні моменти 3-го і 4-го порядків зменшуються.

Такі фундаментальні результати були використані для діагностики патологічного стану БТ. Зокрема, досліджено взаємозв'язок дисперсії розподілів величин азимута та еліптичності поляризації лазерних зображень гістологічних зрізів фізіологічно нормальних та патологічно змінених БТ.

На цій основі установлені фізичні критерії змін орієнтаційно-фазової будови мереж рідких біологічних кристалів і використані для статистичної поляризаційної диференціації фізіологічних і патологічних станів в структурованих БТ.

1.2. Комплексний ступінь взаємної поляризації об'єктних полів багатошарових біологічних тканин

Розвитком «одноточкових» методів лазерної поляриметрії зображень біологічних тканин став більш загальний, азимутальностійкий (незалежний від обертання площини зразку) «двоточковий» метод заснований на аналізі узгодженості типів поляризації для двох точок – $\alpha_1(r_1); \beta_1(r_1) \leftrightarrow \alpha_2(r_2); \beta_2(r_2)$.

Еліс і Догаріо для оцінки такої узгодженості точок поляризаційно-неоднорідного поля вели новий теоретичний параметр – комплексний ступінь взаємної поляризації $V(r_1.r_2)$.

Такий параметр – комплексний ступінь взаємної поляризації (КСВП) було адаптовано для «потреб» лазерної діагностики оптико-геометричної структури сіток рідких біологічних кристалів шляхом теоретичного узагальнення та обґрунтування експери-

ментальної можливості поляризаційного визначення координатного розподілу $V(x, y)$.

Показано, що величина комплексного ступеня взаємної поляризації $V(r_1, r_2)$ для двох точок (r_1, r_2) лазерного зображення біологічної тканини визначається співвідношенням

$$V(r_1, r_2) = \frac{\left(U_x(r_1)U_x(r_2) - U_y(r_1)U_y(r_2)\right)^2 + 4U_x(r_1)U_x(r_2)U_y(r_1)U_y(r_2)\, exp\left(i\left(\delta_2(r_2) - \delta_1(r_1)\right)\right)}{\left(U_x^2(r_1) + U_y^2(r_1)\right)\left(U_x^2(r_2) + U_y^2(r_2)\right)} \quad (1.1)$$

Тут U_x і U_y – ортогональні складові амплітуд; $\delta_1(r_1)$ і $\delta_2(r_2)$ – фазові зсуви між U_x і U_y у точках (r_1, r_2).

Таблиця 1.1. Значення комплексного ступеня взаємної поляризації $V(r_1, r_2)$ двох точок (r_1, r_2) з різними типами світлових коливань

$U(r_1)$	$U(r_2)$	$V(r_1, r_2)$
$U_x(r_1); U_x(r_1) + U_y(r_1)\, exp(i\delta)$	$U_x(r_2); U_x(r_2) + U_y(r_2)\, exp(i\delta)$	1
$U_x(r_1)$	$U_x(r_2) + U_y(r_2)$	$\frac{U_x^2(r_2)}{U_x^2(r_2) + U_y^2(r_2)}$
$U_x(r_1)$	$U_x(r_2) + iU_y(r_2)$	0.5
$U_x(r_1); U_x(r_1) + U_y(r_1)\, exp(i\delta)$	$U_y(r_2); U_x(r_2) - U_y(r_2)\, exp(i\delta)$	0

Проаналізовано основні характеристичні значення параметру V для точок (r_1, r_2) з різними типами поляризації (колінеарні та ортогональні; лінійні з різними азимутами; лінійні та циркулярні і т.ін.) – таблиця 1.1.

Отже, введений КСВП $V(r_1, r_2)$ є чутливим до координатної зміни станів поляризації $\alpha_1(r_1); \beta_1(r_1) \leftrightarrow \alpha_2(r_2); \beta_2(r_2)$ лазерного зображення мережі біологічних кристалів.

У циклі попередніх робіт він був використаний в якості нового діагностичного параметру оцінювання структури лазерних зображень біологічних об'єктів.

Важливою перевагою поляризаційної корелометрії лазерних зображень у порівнянні з методами їх поляризаційного картографування є азимутальна стабільність (незалежність від орієнтації ρ оптичної осі двопроменезаломлюючого кристала) параметру V, величина якого визначається відносно сталого базису розкладу $(x \leftrightarrow y)$ амплітуди лазерного випромінювання.

Розроблені діагностичні методи поляризаційної корелометрії базуються на дослідженні координатних розподілів дійсної частини $Re[V(X,Y)]$ КСВП лазерних зображень біологічних тканин у межах статистичного і фрактального підходів

$$Re\,V\,(r_1,r_2) = \frac{\left(E_x(r_1)E_x(r_2)-E_y(r_1)E_y(r_2)\right)^2+4E_x(r_1)E_x(r_2)E_y(r_1)E_y(r_2)\,cos\left(\delta_2(r_2)-\delta_1(r_1)\right)}{\left(E_x^2(r_1)+E_y^2(r_1)\right)\left(E_x^2(r_2)+E_y^2(r_2)\right)}. \quad (1.2)$$

Головним результатом поляризаційної корелометрії можна вважати теоретично обґрунтований (на основі аморфно-кристалічної моделі БТ) і експериментальний визначений зв'язок величини КСВП з параметрами анізотропії (напрям оптичної осі та величина фазового зсуву між ортогональними компонентами амплітуди лазерної хвилі) різних точок мережі біологічних кристалів, які формують відповідне поляризаційно-неоднорідне лазерне зображення.

На основі даного фундаментального результату раніше запропоновано новий метод поляриметричного вимірювання координатних розподілів КСВП лазерних зображень біологічних тканин.

Така методика дозволила установити кореляції між змінами показника двопроменезаломлення речовини протеїнових фібрил позаклітинної матриці та варіаціями значень статистичних моментів вищих порядків, які характеризують координатні розподіли

КСВП лазерних зображень біологічних тканин. На основі цього здійснена рання (доклінічна) диференціація оптичних властивостей анізотропної складової здорової та патологічно (передраковий стан) зміненої сполучної тканини.

1.3. Модуль і фаза комплексного ступеня взаємної поляризації полів розсіяного лазерного випромінювання

З метою виявлення додаткових інформаційних можливостей поляризаційної корелометрії лазерних зображень БТ було теоретично проаналізовано фізичний зміст дійсної ($Re\{V\}$) та уявної ($Im\{V\}$) частину комплексного ступеня взаємної поляризації V:

$$Re\{V(r_1,r_2)\} = \frac{\left(U_x(r_1)U_x(r_2)-U_y(r_1)U_y(r_2)\right)^2+4U_x(r_1)U_x(r_2)U_y(r_1)U_y(r_2)\cos\delta_{12}}{\left(U_x^2(r_1)+U_y^2(r_1)\right)\left(U_x^2(r_2)+U_y^2(r_2)\right)}; \quad (1.3)$$

$$Im\{V(r_1,r_2)\} = \frac{4U_x(r_1)U_x(r_2)U_y(r_1)U_y(r_2)\sin\delta_{12}}{\left(U_x^2(r_1)+U_y^2(r_1)\right)\left(U_x^2(r_2)+U_y^2(r_2)\right)}. \quad (1.4)$$

На основі виразів (1.3) і (1.4) було установлено, що модуль КСВП $|V| = (Re\{V\})^2 + (Im\{V\})^2$ переважним чином залежить від параметру $tg\Theta = {U_y}/{U_x}$, який в свою чергу визначається орієнтаціями $\rho(r)$оптичних осей біологічних кристалів.

Фазова складова $\Psi = arctg\frac{Im\{V\}}{Re\{V\}}$ КСВП переважно визначається флуктуаціями фазових зсувів δ між U_x, U_y і є більш чутливою до змін величини оптичної анізотропії ($\delta(\Delta n)$) речовини двопроменезаломлюючих біологічних кристалів.

Таким чином, було теоретично продемонстровано можливість селекції інформації – «орієнтаційної ($|V|(\rho)$)» і «фазової ($\Psi(\delta)$)» трансформації позаклітинної матриці тканин людини.

Для обґрунтування нових діагностичних можливостей поляризаційної корелометрії було проведено комп'ютерне моделювання трансформації модуля і фази комплексного ступеня взаємної поляризації лазерного поля, перетвореного сіткою двопроменезаломлюючих циліндричних кристалів.

Його результати ілюструють рис. 1.1 і рис. 1.2, де приведено серії розподілів $|V|(x,y)$ і фази $\Psi(x,y)$ КСВП лазерного поля у різних зонах дифракції, а також статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, автокореляційні функції і Log – log залежності спектрів потужності, які характеризують такі розподіли.

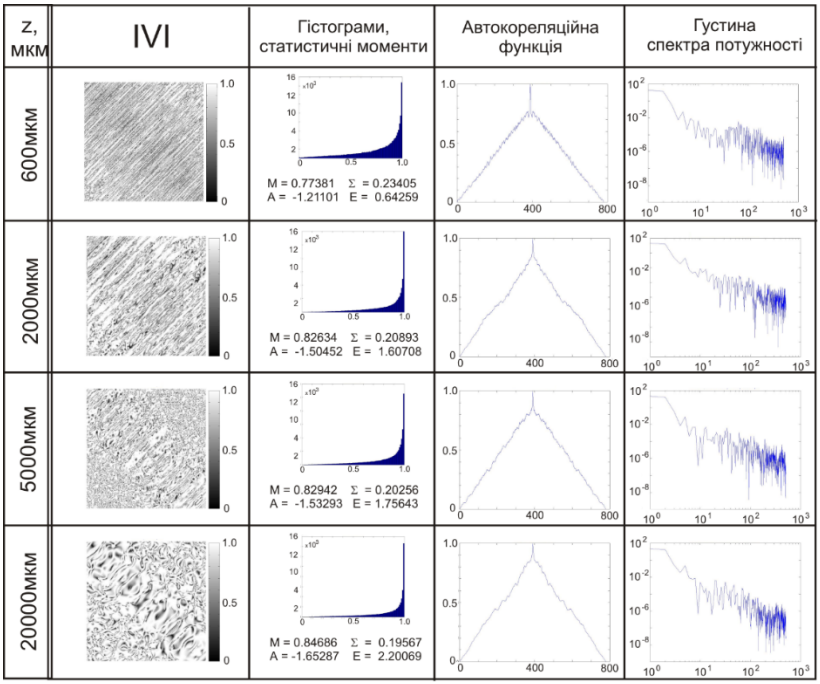


Рис.1.1. Статистичні моменти ($M_{|V|}^{(s)}$), автокореляційні функції ($K_{|V|}(\Delta x)$), Log – log залежності спектрів потужності ($\boldsymbol{J}_{|V|}$) координатних розподілів модуля $|V|$ КСВП лазерного поля, що перетворене сіткою двопроменезаломлюючих циліндрів.

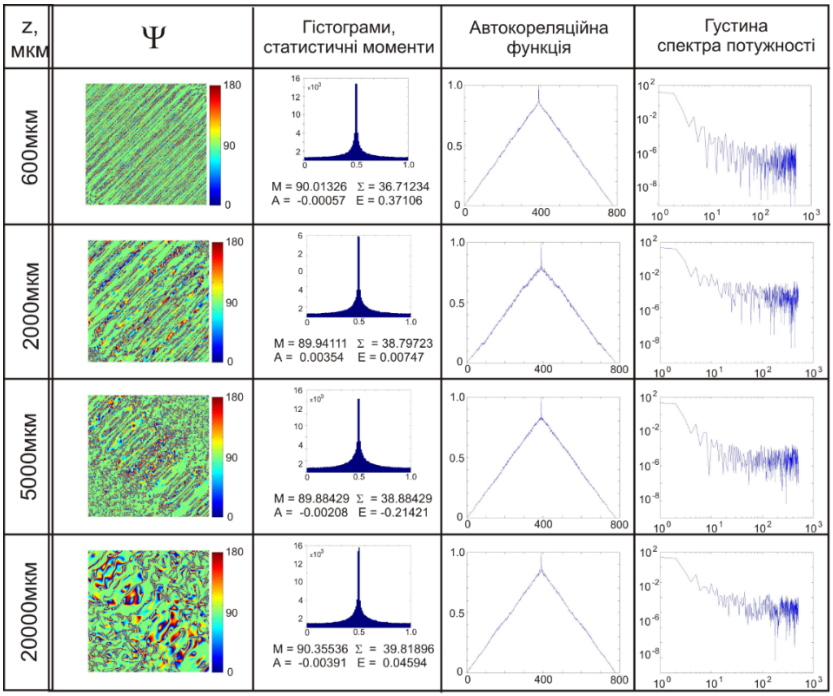


Рис.1.2. Статистичні моменти ($M_{\Psi}^{(s)}$), автокореляційні функції ($K_{\Psi}(\Delta x)$), Log – log залежності спектрів потужності (J_{Ψ}) координатних розподілів фази Ψ КСВП лазерного поля, що перетворене сіткою двопроменезаломлюючих циліндрів.

Показано раніше, що діагностично чутливими до дифракційної трансформації розподілів $|V(x,y)|$ поляризаційно-неоднорідних лазерних полів, перетворених мережею циліндричних кристалів є асиметрія $M_{|V|}^{(3)}$ та ексцес $M_{|V|}^{(4)}$

Розподіли фази $\Psi(x,y)$ КСВП близькі до нормальних в усіх зонах дифракції $M_{|V|}^{(1;2)} >> M_{|V|}^{(3;4)}$

(рис. 1.2 $z = 2000\mu m; 5000\mu m; 20000\mu m$).

У межах кореляційного аналізу виявлено, що залежності $K_{|V|}(\Delta x)$ модуля $|V|$ КСВП характеризуються монотонним спадом (рис. 1.1), що вказує на кореляційну подібність координатних

розподілів $|V|(x,y)$ лазерного поля, перетвореного мережею циліндричних кристалів. Кількісно це виявляється у незначній зміні (в межах 10%-20%) півширини $L(|V|)$ автокореляційних функцій $K_{|V|}(\Delta x)$ у різних зонах дифракції (рис. 1.1, $z = 2000\mu m\, 5000\mu m; 20000\mu m$). Для автокореляційних функцій $K_{\Psi}(\Delta x)$ лазерного поля характерна менша (в 1,3 – 1,5 рази) півширина $L(\Psi)$, ніж для аналогічних кореляційних параметрів $L(|V|)$ розподілу модуля $|V|(x,y)$ КСВП (рис. 1.2, $z = 2000\mu m; 5000\mu m; 20000\mu m$).

Фрактальний аналіз поляризаційно-кореляційних параметрів лазерних полів виявив, що в усіх зонах дифракції апроксимуючі криві $\Phi(\eta)$ до логарифмічних залежностей спектрів потужності розподілу модуля КСВП являють собою «мононахілені» ($\eta = const$) прямі. Іншими словами, розподіли $|V|(x,y)$ – фрактальні. Множини значень фази Ψ КСВП у зоні дифракції Френеля статистичні – для апроксимуючих кривих $\Phi(\eta)$ відсутній стабільний нахил (рис. 1.2 $z = 2000\mu m; 5000\mu m; 20000\mu m$). Координатна структура $\Psi(x,y)$ у зоні дифракції Фраунгофера мультифрактальна – криві $\Phi(\eta)$ являють ламану з двома характеристичними значеннями кута нахилу η_1 (низькі частоти) і η_2 (середні і високі частоти).

Отже, дослідження трансформації статистичних, кореляційних і фрактальних параметрі, які характеризують розподіли модуля $|V|$ і фази Ψ КСВП лазерних полів, перетворених сітками кристалічних циліндрів, виявили нові можливості роздільної і більш чутливої діагностики їх структури у порівнянні з методами лазерної поляриметрії.

Попередньо запропоновано метод вимірювання координатних розподілів $|V|\begin{pmatrix} r_{11},\dots r_{1m} \\ \dots\dots\dots \\ r_{n1},\dots r_{nm} \end{pmatrix}$ і $\Psi\begin{pmatrix} r_{11},\dots r_{1m} \\ \dots\dots\dots \\ r_{n1},\dots r_{nm} \end{pmatrix}$ на основі удосконалення методу поляризаційного визначення КСВП

$$|V| = \frac{\left(I_x^{0,5}(r_1)I_x^{0,5}(r_2) - I_y^{0,5}(r_1)I_y^{0,5}(r_2)\right)^4 + 16I_x(r_1)I_x(r_2)I_x(r_1)I_x(r_2)}{I(r_1)I(r_2)} +$$

$$\frac{+8I_x^{0,5}(r_1)I_x^{0,5}(r_2)I_x^{0,5}(r_1)I_x^{0,5}(r_2)\left(I_x^{0,5}(r_1)I_x^{0,5}(r_2) - I_y^{0,5}(r_1)I_y^{0,5}(r_2)\right)^2 cos\,\delta_{12}}{I(r_1)I(r_2)}; \quad (1.3)$$

$$\Psi = arctg \frac{4I_x^{0,5}(r_1)I_x^{0,5}(r_2)I_x^{0,5}(r_1)I_x^{0,5}(r_2)\,sin\,\delta_{12}}{4I_x^{0,5}(r_1)I_x^{0,5}(r_2)I_x^{0,5}(r_1)I_x^{0,5}(r_2) + 4I_x^{0,5}(r_1)I_x^{0,5}(r_2)I_x^{0,5}(r_1)I_x^{0,5}(r_2)\,cos\,\delta_{12}}, \quad (1.4)$$

де $I_x(r_1; r_2); I_y(r_1; r_2)$ – значення інтенсивності лазерного поля в точках з координатами $r_1; r_2$.

Проведено експериментальні дослідження розподілів модуля і фази КСВП лазерного поля, розсіяного гістологічними зрізами зразків м'язової і сполучної тканини.

На рис. 1.3, рис. 1.4 представлено експериментально визначені у різних зонах дифракції розподіли $|V(x,y)|; \Psi(x,y)$ лазерних полів м'язової тканини (рис. 1.3), дерми шкіри (рис. 1.4) та сукупність статистичних ($M^{(s)}_{|V|,\Psi}$), кореляційних ($L(|V|); L(\Psi)$) і фрактальних ($\Phi(\eta)$) параметрів, які їх характеризують.

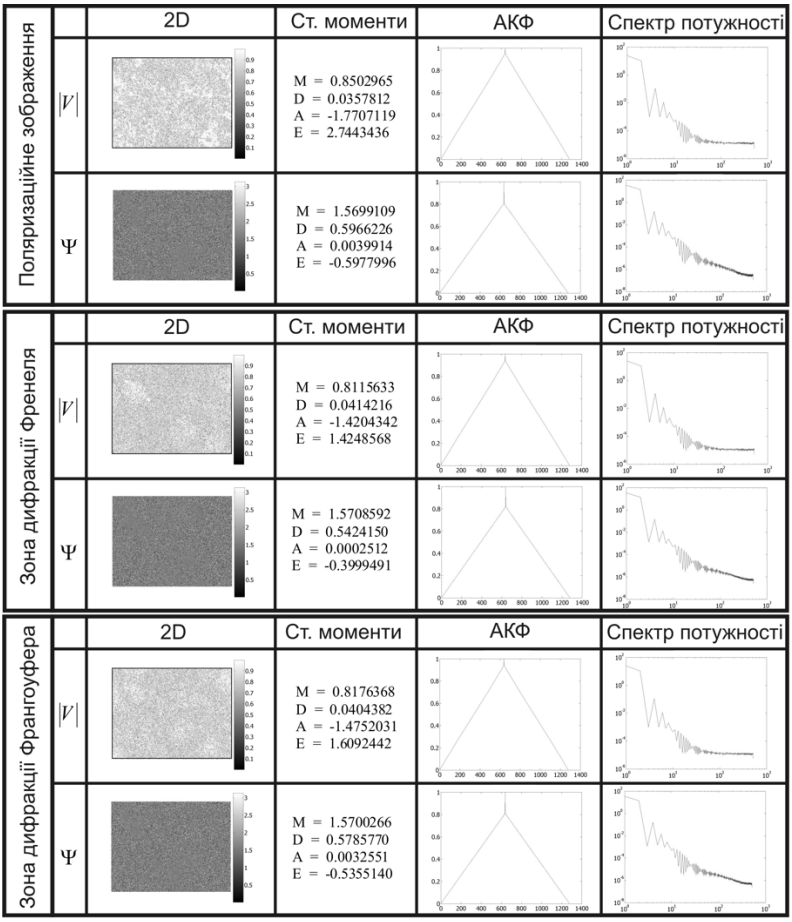


Рис. 1.3. Координатна (2D), статистична $M_{|V|;\Psi}^{s=1;2;3;4}$, кореляційна $K_{|V|;\Psi}$ і фрактальна ($LogJ_{|V|;\Psi} - log\ \nu$) структура модуля $|V|$ і фази Ψ КСВП лазерного поля, розсіяного шаром м'язової тканини.

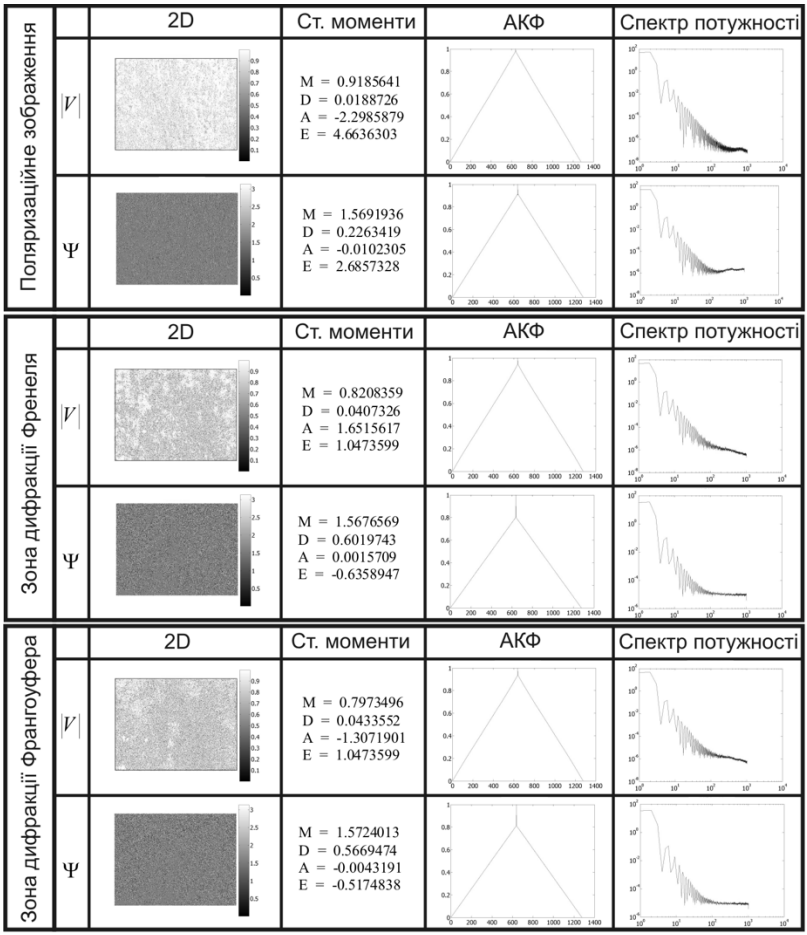


Рис. 1.4. Координатна (2D), статистична $M_{|V|;\Psi}^{s=1;2;3;4}$, кореляційна $K_{|V|;\Psi}$ і фрактальна ($LogJ_{|V|;\Psi} - log\,\nu$) структура модуля $|V|$ і фази Ψ КСВП лазерного поля, розсіяного шаром дерми шкіри.

Виявлено, що найбільш чутливим до змін орієнтаційної ($\rho(X,Y)$) будови сіток біологічних кристалів є 4-й статистичний момент, значення якого змінюються для поляризаційно-неоднорідних лазерних полів, розсіяних оптично-тонкими гістологічними

зрізами м'язової тканини і дерми шкіри, у межах 2,2 – 4,5 разів, відповідно.

Апроксимуючі криві $\Phi(\eta)$ до log – log залежностей спектрів потужності $J(|V|)$ являють ламані з двома нахилами в області високих і середніх частот.

Найбільший діапазон змін характерний для 4-го статистичного моменту розподілу $\Psi(x, y)$ для лазерного поля, розсіяного дермою шкіри. Значення цього моменту змінюються в межах 4,5 разів.

Півширина $L(\Psi)$ автокореляційних функцій $K_{\Psi}(\Delta x)$ в 1,5-2 рази менша за аналогічний параметр $L(|V|)$ залежностей $K_{|V|}(\Delta x)$.

Для log – log залежностей спектрів потужності $J(\Psi)$ апроксимуючі криві $\Phi(\eta)$ мають форму ламаних з двома нахилами залежностей.

Виявлені додаткові діагностичні можливості у порівняні з методами лазерної поляриметрії і корелометрії зображень мереж біологічних кристалів здорової і патологічно (різні ступені важкості) зміненої тканини жіночої репродуктивної сфери, – міометрія, – ілюструє таблиця 1.2.

Тут «+» – діагностика достовірна; «±» – діагностика недостовірна; «−» – діагностика неможлива.

З даних, наведених у таблиці 1.2, випливає, що лазерна поляриметрія координатних розподілів модуля і фази КСВП лазерних полів, перетворених оптично-тонкими гістологічними зрізами зразків здорової і доброякісно (пухлина фіброміоми) зміненої тканини міометрія має високу діагностичну чутливість і суттєві функціональні переваги за умов однократного розсіяння перед методами поляризаційного та поляризаційно-кореляційного картографування.

Таблиця 1.2. Порівняльні характеристики методів лазерної поляриметрії і корелометрії об'єктних полів оптично-тонких шарів тканин міометрія

Метод	Статистичні моменти		АКФ		Спектри потужності		Зона Дифракції	
Поляриметрія об'єктного поля біологічних тканин	$\frac{M_\alpha^{*(3;4)}}{M_\alpha^{(3;4)}}$ = 1,4-2,7	$\frac{M_\beta^{*(3;4)}}{M_\beta^{(3;4)}}$ = 1,3-1,8	$\frac{L_\alpha^*}{L_\alpha}$ = 1,1 - 1,3	$\frac{L_\beta^*}{L_\beta}$ = = 1,2 - 1,4	$\eta_\alpha \neq const$	$\eta_\beta \neq const$	Зображення	+
							Френеля	–
							Фраунгофера	–
Поляриметрія КСВП об'єктного поля біологічних тканин	$\frac{M_V^{*(3;4)}}{M_V^{(3;4)}}$ = 1,4 – 5,1		$\frac{L_V^*}{L_V}$ = 1,2 – 1,4		η_V $\eta^{(1)}{}_V$ $\eta^{(2)}{}_V$		Зображення	+
							Френеля	±
							Фраунгофера	–
Поляриметрія модуля і фази КСВП об'єктного поля біологічних тканин	$\frac{M_{\lvert V\rvert}^{*(3;4)}}{M_{\lvert V\rvert}^{(3;4)}}$ = 3 - 100	$\frac{M_\psi^{*(3;4)}}{M_\psi^{(3;4)}}$ = 9 - 120	$\frac{L_{\lvert V\rvert}^*}{L_{\lvert V\rvert}}$ = 1,3 – 1,5	$\frac{L_\psi^*}{L_\psi}$ = 1,4 - 1,7	$\eta_{\lvert V\rvert}$ $\eta^{(1)}{}_{\lvert V\rvert}$ $\eta^{(2)}{}_{\lvert V\rvert}$	η_ψ $\eta^{(1)}{}_\psi$ $\eta^{(2)}{}_\psi$	Зображення	+
							Френеля	+
							Фраунгофера	+

РОЗДІЛ 2
ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ СХЕМИ І МЕТОДИКИ ДОСЛІДЖЕННЯ ТА АНАЛІЗУ ФАЗОВОЇ СТРУКТУРИ ПОЛІВ ЛАЗЕРНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ

Даний розділ містить дані про морфологічну будову та експериментальні прояви оптико анізотропних властивостей позаклітинної матриці тканин грудної залози, ендометрія, яєчника, шийки матки та легень людини.

Описана модель оптичного дихроїзму та двопроменезаломлення фібрилярної сітки та проаналізовані основні механізми перетворення лазерного випромінювання.

Запропоновано моделювання властивостей плазми крові як рідкокристалічної структури.

Розглянуті особливості взаємодії електромагнітного випромінювання з біологічними тканинами і рідинами людини в різних спектральних (видимому та ультрафіолетовому) діапазонах.

Описані схеми методів поляриметрії, інтерферометрії, спектрофотометрії біологічних тканин і рідин людини.

Представлені основні аналітичні алгоритми статистичного, кореляційного і фрактального аналізу лазерних зображень гістологічних зрізів біопсії різних біологічних тканин людини та плазми її крові, а також спектральних залежностей коефіцієнту дихроїзму, еліптичності поляризації та коефіцієнту поглинання.

2.1. Методика вимірювання координатних розподілів фазових зсувів між ортогональними складовими амплітуди поля лазерного випромінювання

В основу даного методу покладено формалізм матриці Джонса, схема вимірювання якої є класичною і детально представлена у попередніх роботах. Окрім цього, тут проаналізовано процеси

селекції лазерних зображень фазово – неоднорідного шару, що зондується лінійно поляризованим ($\alpha_0 = 0^0$) лазерним пучком.

Розповсюджуючи такий підхід на процеси перетворення амплітуди і фази лазерного випромінювання оптично одноосним біологічним кристалом, розглянемо наступний випадок. Нехай оптико-анізотропний кристал характеризується напрямком оптичної осі ρ і величиною фазового зсуву між ортогональними компонентами амплітуди лазерного випромінювання δ.

Розглянемо процес перетворення амплітуди лазерної хвилі, що пройшла крізь такий біологічний кристал, який розміщений між поляризатором і аналізатором з перехрещеними площинами пропускання.

У матричній формі таке перетворення можна записати у вигляді наступного рівняння

$$U = \{P\}\{D\}\{A\}U_0. \tag{2.1}$$

Тут $\{P\}$ – матриця Джонса поляризатора; $\{D\}$ – матриця Джонса оптично одноосного двопроменезаломлюючого біологічного кристалу; $\{A\}$ – матриця Джонса аналізатора; U_0 – вектор Джонса падаючої лазерної хвилі; U – вектор Джонса перетвореної лазерної хвилі.

За зазначених умов вирази для парціальних векторів і матриць Джонса набувають вигляду

$$\begin{cases} \{A\} = \begin{Vmatrix} 1 & -1 \\ -1 & 1 \end{Vmatrix}; \\ \{D\} = \begin{Vmatrix} d_{11} & d_{12} \\ d_{21} & d_{22} \end{Vmatrix} = \begin{Vmatrix} cos^2\rho + sin^2\rho\, exp(-i\delta); & cos\rho\, sin\rho\,(1 - exp(-i\delta)); \\ cos\rho\, sin\rho\,(1 - exp(-i\delta)); & sin^2\rho + cos^2\rho\, exp(-i\delta) \end{Vmatrix}; \\ \{P\} = \begin{Vmatrix} 1 & 1 \\ 1 & 1 \end{Vmatrix}; \\ U_0 = \begin{pmatrix} U_{0x} \\ U_{0y}\, exp(-i\delta_0) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 \\ 1 \end{pmatrix}; \\ U = \begin{pmatrix} U_x \\ U_y\, exp(-i\delta) \end{pmatrix}. \end{cases} \tag{2.2}$$

Результуючий вектор Джонса з урахуванням виразів (2.1) і (2.2), визначається наступним рівнянням

$$U = 0.25\{A\}\{D\}\{P\}U_0$$
$$= 0.25 \begin{Vmatrix} 1 & -1 \\ -1 & 1 \end{Vmatrix} \begin{Vmatrix} cos^2\rho + sin^2\rho\, exp[-i\delta] & cos\rho\, sin\rho\,\{1 - exp[-i\delta]\} \\ cos\rho\, sin\rho\,\{1 - exp[-i\delta]\} & sin^2\rho + cos^2\rho\, exp[-i\delta] \end{Vmatrix} \times$$
$$\times \begin{Vmatrix} 1 & 1 \\ 1 & 1 \end{Vmatrix} \begin{pmatrix} 1 \\ 1 \end{pmatrix}. \quad (2.3)$$

Розв'язком матричного рівняння (2.3) є вектор Джонса наступного виразу

$$U = 0{,}5\, cos\, 2\,\rho[1 - exp(-i\delta)] \begin{pmatrix} 1 \\ -1 \end{pmatrix}. \quad (2.4)$$

На основі співвідношення (2.4) можна одержати величину інтенсивності $\boldsymbol{I(x, y)}$ зображення біологічного кристалу у точці з координатами $\boldsymbol{x, y}$

$$I(x,y) = U(x,y)U^{\otimes}(x,y) =$$
$$I_0\, cos^2\, 2\,\rho(x,y)\, sin^2 \left[{}^{\delta(x,y)}/_{2}\right], \quad (2.5)$$

де I_0 – інтенсивність лазерного пучка, що зондує БТ.

Для безпосереднього експериментального визначення координатного розподілу фазових зсувів $\delta(x, y)$ між ортогональними компонентами амплітуди у точках $r \leftrightarrow (x, y)$ лазерного зображення оптико-анізотропного шару запропоновано розмістити його зразок між двох перехрещених фазових фільтрів – чвертьхвильових пластинок і поляризаторів, площини пропускання яких складають кути з осями найбільшої швидкості $+45^0$ та -45^0.

Амплітуда E перетвореного лазерного пучка в такому експериментальному розташуванні визначається рівнянням:

$$E = 0.25\{A\}\{\Phi_2\}\{M\}\{\Phi_1\}\{P\}E_0 = 0.25 \begin{Vmatrix} 1 & -1 \\ -1 & 1 \end{Vmatrix} \begin{Vmatrix} i & 0 \\ 0 & 1 \end{Vmatrix} \times$$
$$\times \begin{Vmatrix} cos^2\rho + sin^2\rho\, exp[-i\delta] & cos\rho\, sin\rho\,\{1 - exp[-i\delta]\} \\ cos\rho\, sin\rho\,\{1 - exp[-i\delta]\} & sin^2\rho + cos^2\rho\, exp[-i\delta] \end{Vmatrix} \times$$
$$\begin{Vmatrix} 1 & 0 \\ 0 & i \end{Vmatrix} \begin{Vmatrix} 1 & 1 \\ 1 & 1 \end{Vmatrix} \begin{pmatrix} 1 \\ 1 \end{pmatrix}. \quad (2.6)$$

Тут $\{\Phi_1\}$, $\{\Phi_2\}$ – матриці Джонса чвертьхвильових пластинок.

Розв'язком матричного рівняння (2.6) є значення інтенсивності $I(\delta)$ в точці з координатами (x, y) лазерного зображення біологічного кристалу

$$I(\delta) = EE^{\otimes} = I_0\, sin^2\left[\delta/_2\right]. \quad (2.7)$$

На рис. 2.1 показано оптичну схему фазометрії лазерних зображень мереж біологічних кристалів.

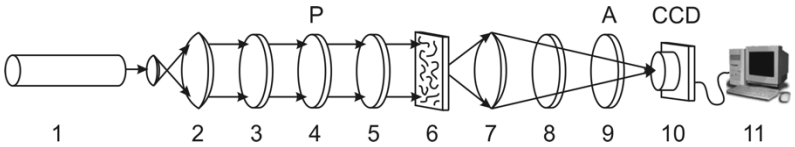


Рис. 2.1. Оптична схема фазометра, де: 1 – He-Ne лазер; 2 – коліматор; 3, 5, 8 – чвертьхвильові платівки; 4, 9 – поляризатор та аналізатор відповідно; 6 – об'єкт дослідження; 7 – мікрооб'єктив; 10 – CCD камера; 11 – персональний комп'ютер.

Опромінювання проводилось паралельним пучком (Ø=10^4 *мкм*) He-Ne лазера (λ= 0.6328 *мкм*) 1. За допомогою поляризаційного освітлювача (чвертьхвильова пластина 3, 5 і поляризатор 4) формувалася право циркулярно поляризований пучок. Фазове зображення шарів біологічних тканин або рідин 6 проектувалися за допомогою мікрооб'єктиву 7 в площину світлочутливої площадки (800 × 600) CCD камери 10.

За допомогою обертання осі пропускання аналізатора 9 на кут $\Theta = -45^0$ відносно осі найбільшої швидкості чвертьхвильової

пластинки 8 формувалися умови пропускання ліво циркулярно поляризованих коливань точок лазерного зображення $I_\delta(m \times n)$ для кожного окремого пікселя $(m \times n)$ CCD–камери.

Далі згідно співвідношення (2.7) розраховуються координатні розподіли (фазові мапи) фазових зсувів $\delta(m \times n)$ між ортогональними складовими амплітуди лазерного випромінювання зображення біологічного об'єкту.

2.2. Методика експериментального вимірювання модуля і фази комплексного ступеня взаємної поляризації об'єктних полів біологічних тканин

Схема традиційного оптичного розташування для експериментального вимірювання координатних розподілів $\mu_{12}(\Delta r)$ комплексного ступеня кореляції лазерних полів, перетворених шарами біологічних тканин, представлена на рис. 2.1.

Методика експериментальних вимірювань зазначеного кореляційно-фазового параметру наступна:

1. Площину пропускання аналізатора 8 послідовно орієнтують під кутами $\Theta = 0^0$, $\Theta = 90^0$, та вимірюють відповідні множини значень інтенсивності $I^{(0)}\begin{pmatrix} r_{11},\dots r_{1m} \\ \dots\dots\dots \\ r_{n1},\dots r_{nm} \end{pmatrix}$; $I^{(90)}\begin{pmatrix} r_{11},\dots r_{1m} \\ \dots\dots\dots \\ r_{n1},\dots r_{nm} \end{pmatrix}$.

2. Розраховують множини значень ортогональних складових амплітуди лазерного випромінювання

$$E_x\begin{pmatrix} r_{11},\dots r_{1m} \\ \dots\dots\dots \\ r_{n1},\dots r_{nm} \end{pmatrix} = \sqrt{I^{(0)}\begin{pmatrix} r_{11},\dots r_{1m} \\ \dots\dots\dots \\ r_{n1},\dots r_{nm} \end{pmatrix}} \quad \text{і} \quad E_y\begin{pmatrix} r_{11},\dots r_{1m} \\ \dots\dots\dots \\ r_{n1},\dots r_{nm} \end{pmatrix} = \sqrt{I^{(90)}\begin{pmatrix} r_{11},\dots r_{1m} \\ \dots\dots\dots \\ r_{n1},\dots r_{nm} \end{pmatrix}};$$

3. Обертанням площини пропускання поляризатора та аналізатора за класичною методикою, визначають множини значень елементів матриці Джонса $d_{ik}\begin{pmatrix} r_{11},\dots r_{1m} \\ \dots\dots\dots \\ r_{n1},\dots r_{nm} \end{pmatrix}$;.

4. Розраховується кореляційно-фазова мапа лазерного поля, розсіяного шаром біологічної тканини, використовуючи наступні співвідношення

$$\mu(\Delta r) = \frac{Q_{12}(r_1,r_2)M_{12}(r_1,r_2)}{Q_{11}(r_1,r_1)Q_{22}(r_2,r_2)}; \quad (2.8)$$

$$Q_{12}(r_1,r_2) = \\ = \left(\sqrt{I^{(0)}\begin{pmatrix} r_{11},\dots r_{1m} \\ \dots\dots\dots \\ r_{n1},\dots r_{nm} \end{pmatrix}} \times \sqrt{I^{(0)}\begin{pmatrix} r_{11}+\Delta r,\dots r_{1m}+\Delta r \\ \dots\dots\dots \\ r_{n1}+\Delta r,\dots r_{nm}+\Delta r \end{pmatrix}}\right) + \\ \left(\sqrt{I^{(90)}\begin{pmatrix} r_{11},\dots r_{1m} \\ \dots\dots\dots \\ r_{n1},\dots r_{nm} \end{pmatrix}} \times \sqrt{I^{(90)}\begin{pmatrix} r_{11}+\Delta r,\dots r_{1m}+\Delta r \\ \dots\dots\dots \\ r_{n1}+\Delta r,\dots r_{nm}+\Delta r \end{pmatrix}}\right) \quad (2.9)$$

$$M_{12}(r_1,r_2) = \\ = \left\| \begin{matrix} \left(\sqrt{I^{(0)}\begin{pmatrix} r_{11},\dots r_{1m} \\ \dots\dots\dots \\ r_{n1},\dots r_{nm} \end{pmatrix}} \times \sqrt{I^{(0)}\begin{pmatrix} r_{11}+\Delta r,\dots r_{1m}+\Delta r \\ \dots\dots\dots \\ r_{n1}+\Delta r,\dots r_{nm}+\Delta r \end{pmatrix}}\right); & \left(\sqrt{I^{(0)}\begin{pmatrix} r_{11},\dots r_{1m} \\ \dots\dots\dots \\ r_{n1},\dots r_{nm} \end{pmatrix}} \times \sqrt{I^{(90)}\begin{pmatrix} r_{11}+\Delta r,\dots r_{1m}+\Delta r \\ \dots\dots\dots \\ r_{n1}+\Delta r,\dots r_{nm}+\Delta r \end{pmatrix}}\right) \\ \left(\sqrt{I^{(90)}\begin{pmatrix} r_{11},\dots r_{1m} \\ \dots\dots\dots \\ r_{n1},\dots r_{nm} \end{pmatrix}} \times \sqrt{I^{(0)}\begin{pmatrix} r_{11}+\Delta r,\dots r_{1m}+\Delta r \\ \dots\dots\dots \\ r_{n1}+\Delta r,\dots r_{nm}+\Delta r \end{pmatrix}}\right); & \left(\sqrt{I^{(90)}\begin{pmatrix} r_{11},\dots r_{1m} \\ \dots\dots\dots \\ r_{n1},\dots r_{nm} \end{pmatrix}} \times \sqrt{I^{(90)}\begin{pmatrix} r_{11}+\Delta r,\dots r_{1m}+\Delta r \\ \dots\dots\dots \\ r_{n1}+\Delta r,\dots r_{nm}+\Delta r \end{pmatrix}}\right) \end{matrix} \right\| \quad (2.10)$$

$$Q_{11}(r_1,r_1) = I^{(0)}\begin{pmatrix} r_{11},\dots r_{1m} \\ \dots\dots\dots \\ r_{n1},\dots r_{nm} \end{pmatrix} + I^{(90)}\begin{pmatrix} r_{11},\dots r_{1m} \\ \dots\dots\dots \\ r_{n1},\dots r_{nm} \end{pmatrix}; \quad (2.11)$$

$$Q_{22}(r_2, r_2) = I^{(0)}\begin{pmatrix} r_{11}+\Delta r, \dots r_{1m}+\Delta r \\ \dots\dots\dots \\ r_{n1}+\Delta r, \dots r_{nm}+\Delta r \end{pmatrix} + I^{(90)}\begin{pmatrix} r_{11}+\Delta r, \dots r_{1m}+\Delta r \\ \dots\dots\dots \\ r_{n1}+\Delta r, \dots r_{nm}+\Delta r \end{pmatrix}. \quad (2.12)$$

Тут Δr – крок координатного сканування по рядках $\begin{pmatrix} r_{11}, r_{11}+\Delta r; \dots \rightarrow . r_{1m} \\ \downarrow \\ \rightarrow\rightarrow\rightarrow\rightarrow\rightarrow\rightarrow\rightarrow \\ \dots\dots\dots \\ r_{n1}, r_{n1}+\Delta r \dots \leftarrow r_{nm} \end{pmatrix}$ двохвимірного масиву значень комплексного ступеня взаємної кореляції $\mu\begin{pmatrix} r_{11}, \dots r_{1m} \\ \dots\dots\dots \\ r_{n1}, \dots r_{nm} \end{pmatrix}$ поля розсіяного лазерного випромінювання.

2.3. Сукупність статистичних, кореляційних і фрактальних критеріїв оцінювання фазової структури лазерних зображень біологічних рідин і тканин

Найбільш повно двохвимірні координатні розподіли $\phi\begin{pmatrix} r_{11}, \dots r_{1m} \\ \dots\dots\dots \\ r_{n1}, \dots r_{nm} \end{pmatrix}$ і $\mu\begin{pmatrix} r_{11}, r_{11}+\Delta r, \dots r_{1m} \\ \dots\dots\dots \\ r_{n1}, r_{n1}+\Delta r, \dots r_{nm} \end{pmatrix}$ поля лазерного випромінювання, перетвореного шарами біологічних рідин і тканин характеризує сукупність статистичних моментів 1-го – 4-го порядків $R^{\phi}_{i=1;2;3;4}$ і $R^{\mu}_{i=1;2;3;4}$ обчислена за відомими теоретичними співвідношеннями

$$
\begin{aligned}
R_1^{\phi,\mu} &= \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N}|(\phi;\mu)_i|;\\
R_2^{\phi,\mu} &= \sqrt{\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N}(\phi;\mu)_i^2};\\
R_3^{\phi,\mu} &= \frac{1}{\left(R_2^{\phi,\mu}\right)^3}\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N}(\phi;\mu)_i^3;\\
R_4^{\phi,\mu} &= \frac{1}{\left(R_2^{\phi,\mu}\right)^2}\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N}(\phi;\mu)_i^4,
\end{aligned}
\tag{2.13}
$$

де $N = 800 \times 600$ – повна кількість пікселів CCD-камери 10 (рис. 2.1), яка реєструє поле розсіяного, біологічними рідинами і тканинами, лазерного випромінювання.

В основу аналізу координатної структури $\phi\begin{pmatrix} r_{11},\dots r_{1m} \\ \dots\dots\dots \\ r_{n1},\dots r_{nm} \end{pmatrix}$ і $\mu\begin{pmatrix} r_{11}, r_{11}+\Delta r,\dots r_{1m} \\ \dots\dots\dots \\ r_{n1}, r_{n1}+\Delta r,\dots r_{nm} \end{pmatrix}$ поля лазерного випромінювання, перетвореного шарами біологічних рідин і тканин покладено метод автокореляції з використанням автокореляційних функцій $W_\phi(\Delta r)$ і $W_\mu(\Delta r)$, явний вигляд яких обчислювався за допомогою прикладного програмного пакету «MATLAB»

$$
\begin{cases}
W_\phi(\Delta r) = \lim\limits_{\Delta r \to 0}\left(\frac{1}{R_0}\int_0^{R_0} Z_\phi(r)Z_\phi(r-\Delta r)\right)\\
W_\mu(\Delta r) = \lim\limits_{\Delta r \to 0}\left(\frac{1}{R_0}\int_0^{R_0} Z_\mu(r)Z_\phi(r-\Delta r)\right)
\end{cases}
\tag{2.14}
$$

Фрактальний аналіз координатної структури $\phi\begin{pmatrix} r_{11},\dots r_{1m} \\ \dots\dots\dots \\ r_{n1},\dots r_{nm} \end{pmatrix}$ і $\mu\begin{pmatrix} r_{11}, r_{11}+\Delta r,\dots r_{1m} \\ \dots\dots\dots \\ r_{n1}, r_{n1}+\Delta r,\dots r_{nm} \end{pmatrix}$ поля лазерного

випромінювання, перетвореного шарами біологічних рідин і тканин проводився наступним чином:

- розраховувалися спектри потужності $J(\phi); J(\mu)$ автокореляційних функцій $W(\Delta r)$ і обчислювалися log-log залежності спектрів потужності $log\, J\,(q) - log(\,l^{-1})$, де l^{-1} просторові частоти, що визначаються геометричними розмірами (l) структурних елементів лазерних зображень біологічних об'єктів або полів, розсіяних ними когерентного випромінювання;
- залежності $log\, J\,(q) - log(\,l^{-1})$ апроксимувалися методом найменших квадратів у криві $V(\gamma)$, для прямих ділянок яких визначалися кути нахилу γ_i і обчислювалися фрактальні розмірності за відомим співвідношенням

$$F_i = 3 - tg\gamma_i. \qquad (2.15)$$

Класифікація координатних розподілів $\phi\begin{pmatrix} r_{11},\dots r_{1m} \\ \dots\dots\dots \\ r_{n1},\dots r_{nm} \end{pmatrix}$ і $\mu\begin{pmatrix} r_{11}, r_{11}+\Delta r,\dots r_{1m} \\ \dots\dots\dots \\ r_{n1}, r_{n1}+\Delta r,\dots r_{nm} \end{pmatrix}$ проводилась згідно з критеріями, запропонованими раніше:

- координатні розподіли – фрактальні за умови постійного значення кута нахилу $\gamma = const$ залежності $V(\gamma)$ для 2-3 декад зміни геометричних розмірів l;
- координаті розподіли – мультифрактальні за умови наявності декількох постійних кутів нахилу $V(\gamma)$;
- координатні розподіли – випадкові за умови відсутності стабільних кутів нахилу $V(\gamma)$ для всього інтервалу зміни геометричних розмірів l.

РОЗДІЛ 3
КОМП'ЮТЕРНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ЕВОЛЮЦІЇ СТАТИСТИЧНИХ І ФРАКТАЛЬНИХ ПАРАМЕТРІВ ФАЗОВИХ РОЗПОДІЛІВ ПОЛЯ ЛАЗЕРНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ, ПЕРЕТВОРЕНОГО ОПТИКО-АНІЗОТРОПНИМИ ШАРАМИ ЦИЛІНДРИЧНИХ І СФЕРИЧНИХ КРИСТАЛІВ

У даному розділі наведено аналіз фазових властивостей оптико-анізотропних шарів (ОАШ), які сформовані двопроменезаломлюючими кристалами різної геометричної конфігурації.

Проведено класифікацію ОАШ за величиною фазовозсуваючої здатності двопроменезаломлюючих кристалічних мереж.

Наведено результати комп'ютерного моделювання процесів формування фазової структури лазерного випромінювання, перетвореного мережами двопроменезаломлюючих кристалів циліндричної і сферичної форми у різних зонах дифракції.

Досліджено еволюцію *статистичних* (статистичні моменти 1-го – 4-го порядків ($R_{i=1-4}^{\phi}$) координатних розподілів фазових зсувів ($\phi(x,y)$) між ортогональними компонентами амплітуди лазерного випромінювання та інтерферуючими у вільному просторі парціальними когерентними хвилями), *кореляційних* (статистичні моменти 1-го – 4-го порядків ($R_{i=1-4}^{W}$) розкладу Грама-Шарльє автокореляційних функцій ($W(\Delta r)$) координатних розподілів $\phi(x,y)$) і *фрактальних* (фрактальні розмірності (F_k), і дисперсія (D_f) логарифмічних залежностей спектрів потужності (J) розподілів $\phi(x,y)$ від просторових частот (l^{-1}), які визначаються діапазоном зміни геометричних розмірів (l) ОАШ) параметрів, що характеризують фазову структуру, перетвореного ОАШ, лазерного випромінювання у різних зонах дифракції.

Визначено взаємозв'язки між змінами сукупності статистичних, кореляційних і фрактальних параметрів фазових розпо-

ділів поля лазерного випромінювання у всіх зонах дифракції та змінами величини двопроменезаломлення і геометричної конфігурації кристалів ОАШ.

3.1. Характеристика об'єктів дослідження

В якості оптико-анізотропних об'єктів для комп'ютерного моделювання процесів перетворення амплітудно-фазових параметрів лазерного випромінювання нами було обрано два типи оптико-анізотропних шарів, які сформовані двопроменезаломлюючими кристалами:

- мережа впорядкованих у одній площині двопроменезаломлюючих циліндрів, – рис. 3.1а;
- сукупність двопроменезаломлюючих сфер, центри яких лежать у одній площині, – рис. 3.1б.

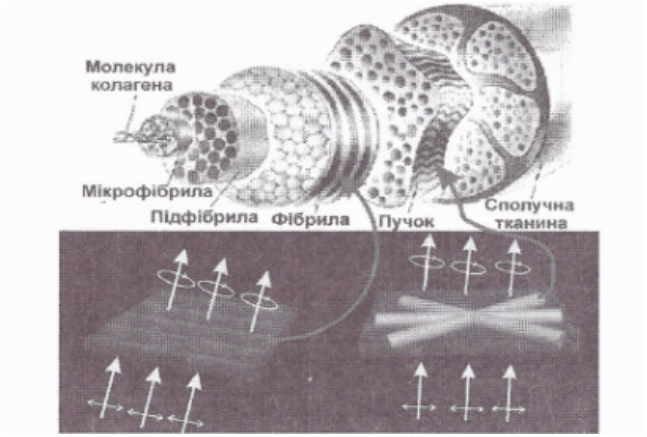


Рис. 3.1. Модельні оптико-анізотропні шари, що складаються із $N = 50$ парціальних двопроменезаломлюючих (показник двопроменезаломлення Δn) кристалів з радіусом $R = 50\mu m$.

Даний вибір об'єктів обумовлений як фундаментальними, так і прикладними міркуваннями.

З точки зору фізичних механізмів формування фазової структури полів розсіяного ОАШ лазерного випромінювання актуаль-

ним є визначення впливу величини двопроменезаломлення Δn речовини парціальних кристалів та їх геометрії.

З іншого боку, такі кристалічні структури є одними з найбільш поширених у широкому колі реальних об'єктів,– полімери, рідкі кристали, суспензії, клітини, формені елементи крові, позаклітинні матриці рослинних і тваринних тканин.

Розглянемо процес перетворення параметрів (амплітуди (U) і фази (δ) лазерного випромінювання з плоским шаром ($l = const$) двопроменезаломлюючого середовища у різних зонах дифракції.

3.1.1. Площина зображення

Відомо, що при проходженні лазерної хвилі $U_0\, exp(-i\delta_0)$ крізь такий шар вона розкладається на дві пласкі, ортогонально поляризовані парціальні хвилі $U_x = U_{0x}\, exp(-i\delta_0)$ і $U_y = U_{0y}\, exp(-i\delta_0)$.

Швидкість (v_x, v_y) розповсюдження таких хвиль довжиною λ за рахунок двопроменезаломлення ($\Delta n = n_x - n_y \neq 0$) речовини різна.

Даний ефект оптичної анізотропії призводить до формування стаціонарного фазового зсуву ($\delta(x, y) = const$) між ортогональними складовими U_x, U_yу межах всієї площини ($x = 0 \div m$; $y = 0 \div n$) зображення плаского ОАШ товщиною $d(x, y) = const$

$$\delta(x, y) = {}^{2\pi}/_{\lambda}\,(n_x - n_y)d(x, y). \qquad (3.1)$$

З (3.1) випливає, що головними чинниками, що призводять до зміни фазного зсуву $\delta(x, y)$ у кожній точці (x, y) об'єкту є його анізотропія (Δn) і геометрична товщина (d).

З іншого боку, величина фазового зсуву $\delta(x, y)$ призводить до формування у загальному випадку еліптично поляризованого коливання $U\, exp(-i\delta)$, траєкторія поляризації якого визначається наступним рівнянням:

$$\frac{X^2}{U_x^2}+\frac{Y^2}{U_y^2}-\frac{2XY}{U_xU_y}cos\,\delta\,(d)=sin^2\,\delta\,(d). \qquad (3.2)$$

З (3.2) випливає, що у площині зображення плаского ОАШ сформується однорідно поляризоване лазерне поле з наступними значеннями азимута (α) і еліптичності (β) поляризації

$$\begin{cases}\alpha=0{,}5arctg\left\{\dfrac{tg\left({}^{U_y}\!/_{U_x}\right)}{cos\,\delta}\right\};\\ \beta=0{,}5\,arcsin\left\{cos\left({}^{U_y}\!/_{U_x}\right)tg\delta\right\}.\end{cases} \qquad (3.3)$$

Якщо для ОАШ властива координатна зміна оптичних ($\Delta n(x,y)\neq const$) або геометричних ($d(x,y)\neq const$) параметрів, то його лазерне зображення трансформується у фазово – ($\delta(x,y)\neq const$) та поляризаційно ($\alpha(x,y)\neq const$ і $\beta(x,y)\neq const$) неоднорідне поле.

Координатні розподіли азимутів ($\alpha(x,y)$) і еліптичності ($\beta(x,y)$) поляризації у літературі одержали назву поляризаційних мап ОАШ. Такі параметри поля лазерного випромінювання достатньо добре досліджені для оптично тонких ОАШ гістологічних зрізів біологічних тканин, де об'єктивно реалізується діапазон зміни фазових зсувів у межах одного періоду ($0\div 2\pi$). Причому, у межах товщини того чи іншого гістологічного зрізу реалізується певний ймовірнісний діапазон зміни фазових зсувів ($\bar{\phi}\pm\Delta\phi$), який визначається переважними значеннями показника двопроменезаломлення ($\Delta\bar{n}$) протеїнових фібрил та діапазоном їх поперечних розмірів ($\bar{d}\pm\Delta d$).

З іншого боку, існує широке коло об'єктів, які вносять слабкі фазові зміни ($\phi\prec {}^{\pi}\!/_{20}$), – різноманітні біологічні рідини,

або, навпаки сильні фазові зміни ($\bar{\phi} = \tilde{\phi} \pm 2k\pi, k = 0; 1; 2; , \ldots$), - оптично товсті шари біологічних тканин.

Проаналізуємо вплив фазової модуляції на еволюцію структури поляризаційних мап ОАШ у двох граничних наближеннях.

3.1.1.1. Слабкі фазові модуляції

Розглянемо ОАШ двопроменезаломлюючі структури яких вносять незначні, але достовірно вимірюванні, фазові зсуви між ортогональними компонентами (U_x, U_y) лазерної хвилі $\tilde{\delta}(x, y) \leq 6^0 - 10^0$.

У такій ситуації можна припустити реалізацію наступних наближень

$$\begin{cases} \widetilde{sin\,\delta}\,(x, y) \approx \tilde{\delta}(x, y); \\ \widetilde{cos\,\delta}\,(x, y) \approx 1{,}0. \end{cases} \tag{3.4}$$

З урахуванням граничних умов (3.4) співвідношення (3.2) і (3.3) набувають вигляду

$$\frac{X^2}{U_x^2} + \frac{Y^2}{U_y^2} - \frac{2XY}{U_x U_y} = \tilde{\delta}^2(x, y); \tag{3.5}$$

$$\begin{cases} \alpha(x, y) \approx 0{,}5\left({U_y}/{U_x}\right) = const; \\ \beta(x, y) \approx 0. \end{cases} \tag{3.6}$$

Таким чином, можна констатувати, що для ОАШ із слабкими фазовими модуляціями (співвідношення (3.4)) граничне поле прагне до поляризаційно-однорідного (співвідношення (3.5) і (3.6)). Іншими словами для таких фазово-неоднорідних шарів єдино актуальною інформацією про їх анізотропію є координатний розподіл $\tilde{\delta}(x, y)$, який ми в подальшому будемо називати фазовою мапою. Окрім цього, зазначимо, що фазова мапа такого

об’єкту є в певній мірі «відбитком», однозначно пов’язаним з його оптико (анізотропними) – геометричними властивостями.

3.1.1.2. Сильні фазові модуляції

Розглянемо ОАШ двопроменезаломлюючі структури які вносять значні, більші за період повної зміни, фазові зсуви між ортогональними компонентами (U_x, U_y) лазерної хвилі $\hat{\delta}(x,y) \succ 2\pi$. У такій ситуації фаза стає невизначеною і можна припустити реалізацію наступних наближень

$$\begin{cases} \hat{\delta}(x,y) = \bar{\delta}(x,y) + 2k\pi, k = 0;1;2;\dots N; \\ \widehat{sin\,\delta}\,(x,y) = \bar{sin}\,\delta\,(x,y); \\ \widehat{cos\,\delta}\,(x,y) = \bar{cos}\,\delta\,(x,y). \end{cases} \tag{3.7}$$

За умови виконання (3.7) координатний розподіл $\hat{\delta}(x,y)$ зображення багаторазово розсіюючого ОАШ стає більш високочастотним ніж розподіл $\bar{\delta}(x,y)$ у зображенні оптично-тонкого анізотропного шару.

Дане твердження ілюструє наступний аналітичний приклад. Розглянемо одномірний (без зниження повноти аналізу) випадок гармонічної координатної модуляції фази оптично-тонким і оптично-товстим шаром за рахунок зміни значень показника двопроменезаломлення Δn.

З урахуванням виразу (3.1) можна записати наступні співвідношення:

$$\Delta\bar{n}(x) = sin\left\{\bar{\delta}(x)\frac{\lambda}{2\pi d}\right\};$$
$$\Delta\hat{n}(x) = sin\left\{\left[2k\pi + \bar{\delta}(x)\right]\frac{\lambda}{2\pi d}\right\} = sin\left\{\frac{k}{d} + \Delta\bar{n}(x)\right\}. \tag{3.8}$$

З (3.8) випливає, що координатна зміна фазових зсувів між ортогональними складовими $(U_x; U_y)$ амплітуди лазерного ви-

промінювання, перетвореного оптично-товстим шаром відбуваються значно швидше ($\frac{k}{d}$) ніж аналогічний процес фазової модуляції оптично-тонким анізотропним шаром.

Таким чином, при наявності значної кількості актів ($N \to \infty$) взаємодії лазерного випромінювання з двопроменезаломлюючими структурами такого оптико-анізотропного шару, фазовий розподіл $\phi(x, y)$ стає неоднозначно взаємозв'язаним з його властивостями і буде прагнути до рівноймовірного у межах $0 \div 2\pi$.

$$Q_\phi = Re\,c\,t \tag{3.9}$$

3.1.2. Еволюція фазових розподілів лазерного випромінювання у вільному просторі розповсюдження

Амплітуда E та фаза поля ϕ, що отримується в результаті дифракції плоскої хвилі $U(x, y)\,exp\big(-i\delta(x, y)\big)$ у вільному просторі, можна визначити, використовуючи подвійний дифракційний інтеграл Релея-Зомерфельда, окремо для ортогональних складових E_x та E_y

$$E_x(\xi, \zeta) = \frac{z}{i\lambda}\int\int \frac{B_x(x,y)}{R^3} \times exp\{-i[kR + \phi(x, y)]\}\,dxdy; \tag{3.10}$$

$$E_y(\xi, \zeta) = \frac{z}{i\lambda}\int\int \frac{B_y(x,y)}{R^3} \times exp\{-i[kR + \phi(x, y) + \delta(x, y)]\}\,dxdy, \tag{3.11}$$

де $B_x(x, y)$ та $B_y(x, y)$ – апертурні вхідні функції оптико-анізотропного шару; $R = \sqrt{z^2 + (x - \xi)^2 + (y - \zeta)^2}$ – це відстань від точки на об'єкті до точки на площині спостереження; z – відстань від площини об'єкту до площини спостереження; $\delta(x, y)$ – фаза хвилі; $\phi(x, y)$ – різниця фаз між ортогональними компонентами.

Отримавши дійсну та уявну частини комплексної амплітуди $E_i(\xi, \zeta)$, ми можемо розрахувати модуль амплітуди $E(x, y)$,

фазу $\phi_i(x,y)$ (i = x,y) та різницю фаз $\phi(x,y) = \phi_y(x,y) - \phi_x(x,y)$.

Розрахунок вхідних функцій $B_i(x,y)$, $\delta(x,y)$ та $\phi(x,y)$ проводився відповідно до рис. 3.2 за наступними формулами:

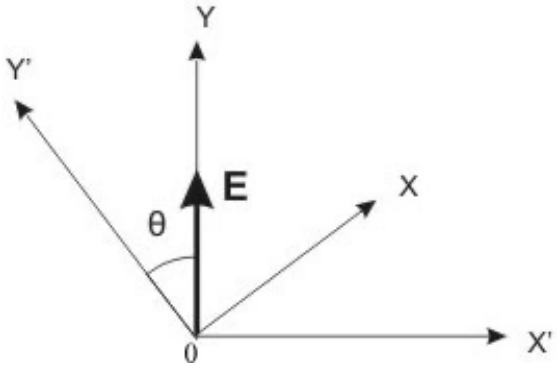


Рис. 3.2. До модельного аналізу застосування дифракційних інтегралів.

$$B(x,y) = [|U|\cos\theta\sin\theta\,(\cos\phi_2 - \cos\phi_1)]^2 + [|U|\cos\theta\sin\theta\,(\sin\phi_1 - \sin\phi_2)]^2; \quad (3.12)$$

$$B_y(x,y) = [|U|(\cos^2\theta\cos\phi_2 + \sin^2\theta\cos\phi_1)]^2 + [|U|(\cos^2\theta\sin\phi_2 + \sin^2\theta\sin\phi_1)]^2 \quad (3.13)$$

$$\delta(x,y) = arctan\left[\frac{\sin\phi_1 - \sin\phi_2}{\cos\phi_2 - \cos\phi_1}\right]; \quad (3.14)$$

$$\phi(x,y) = arctan\left[\frac{\cos^2\theta\sin\phi_2 + \sin^2\theta\sin\phi_1}{\cos^2\theta\cos\phi_2 + \sin^2\theta\cos\phi_1}\right] - arctan\left[\frac{\sin\phi_1 - \sin\phi_2}{\cos\phi_2 - \cos\phi_1}\right], \quad (3.15)$$

де $\theta \equiv \theta(x,y)$ кут між віссю $0Y$ (з якою співпадає напрям поляризації падаючого пучка) та 0Y' – оптичною віссю кристала, а $\delta_i \equiv \delta_i(x,y)$ – різниця фаз звичайного (i=1) та незвичайного променя (i=2), яка розраховувалася відповідно до рис. 3.3.

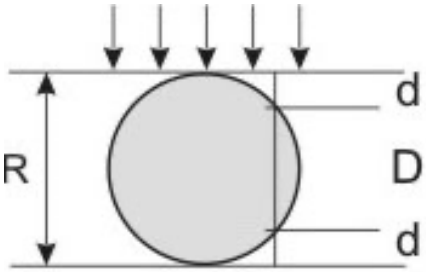


Рис. 3.3. До аналізу розрахунку різниці фаз між звичайним і незвичайним променями.

Таким чином, використання алгоритму (3.11) – (3.15) дозволяє обчислити еволюцію фазових розподілів лазерного випромінювання, перетвореного шаром оптико-анізотропних кристалів, у різних зонах дифракції.

3.2. Дифракційна трансформація фазових мап лазерного випромінювання, перетвореного шаром впорядкованих циліндричних кристалів

В якості об'єкту дослідження було розглянуто сукупність з $N = 50$ циліндрів з наступними параметрами:

- показник двопроменезаломлення $\Delta n = 2{,}5 \times 10^{-3}$ (аналог величини двопроменезаломлення речовини оптико-анізотропних структур більшості органічних полімерів, біологічних тканин);
- оптичні осі паралельні (кут орієнтації відносно осей Ox і Oy складає величину $\xi = 45^0$) і лежать у одній площині;
- радіус окремого кристалічного циліндру $R = 50\mu m$.

Розглядалися два типи (А- і Б-) кристалічних мереж. Перший (А- тип), – мережа однакових за оптико-геометричними параметрами циліндрів. Другий (Б- тип), – кристалічна оптико-анізотропна мережа з ансамблем ($N^* = 10$) центральних циліндрів із «підвищеним» рівнем двопроменезаломлення ($\Delta n^* = 2{,}5 \times 10^{-2}$).

Такі оптико-анізотропні мережі опромінювалася плоско поляризованим лазерним пучком з довжиною хвилі $\lambda = 0{,}63\mu m$ і азимутом поляризації $\alpha_0 = 45^0$.

Результати обчислень (співвідношення (3.1), (3.10) – (3.15)) координатних (ліві частини) і ймовірнісних (праві частини) залежностей фазового розподілу $\phi(x = 1 \div m, y = 1 \div n)$ для масиву з $m \times n = 800 \times 600$ (аналог світлочутливої площадки CCD-камери) лазерного випромінювання, перетвореного віртуальними об'єктами у різних зонах дифракції ($z = 100\mu m; 1000\mu m; 10000\mu m$) ілюструють рис. 3.4; рис. 3.6 і рис. 3.8.

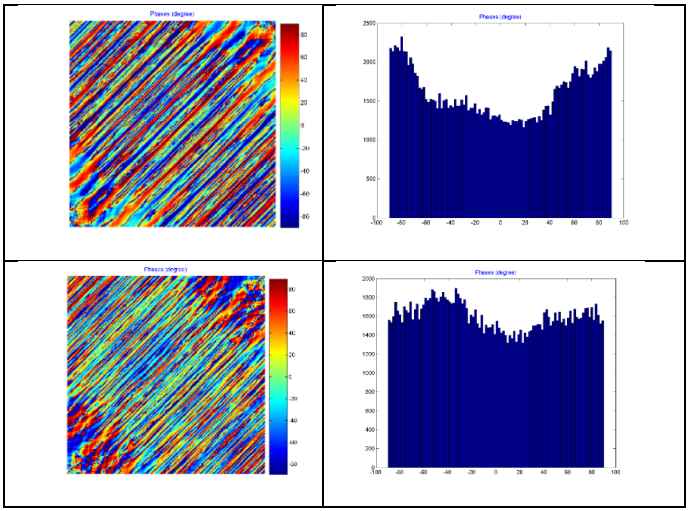


Рис. 3.4. Фазові мапи $\phi(x, y)$ лазерного випромінювання, перетвореного сіткою прямолінійних двопроменезаломлюючих циліндричних кристалів А (фрагмент «а») і Б (фрагмент «в») типів, та гістограми розподілів значень фазових зсувів (фрагменти «б» і «г», відповідно) у граничній зоні дифракції $z = 100\mu m$.

На серії рис. 3.5, рис. 3.7 і рис. 3.9 представлені автокореляційні функції (ліві фрагменти) $W(\Delta x)$ і логарифмічні залежності (праві фрагменти) $log\, J - log\, l^{-1}$ спектрів потужності розподілів фаз поля лазерного випромінювання, перетвореного кристалічними сітками впорядкованих циліндрів А- і Б- типів, у різних зонах дифракції.

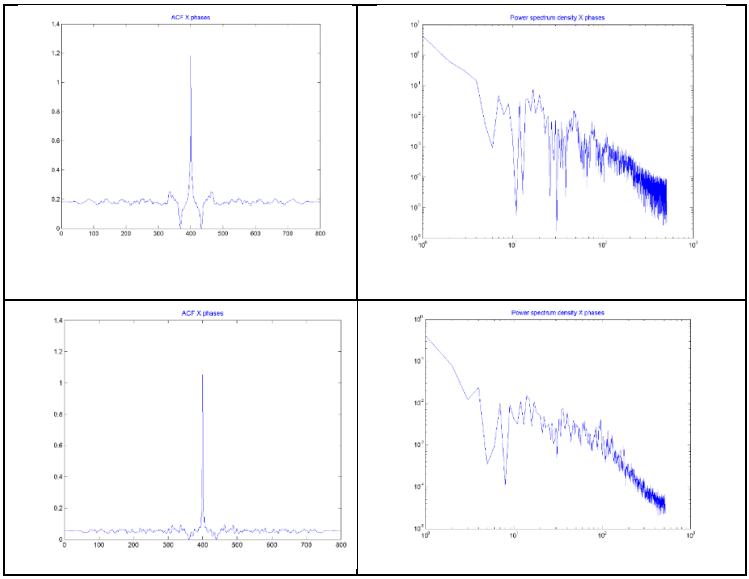


Рис. 3.5. Автокореляційні функції $W(\Delta x)$ (фрагменти «а» і «в») та логарифмічні залежності спектрів потужності $LogG - log\, l^{-1}$ (фрагменти «б» і «г», відповідно) фазових розподілів ϕ лазерного випромінювання, перетвореного сіткою прямолінійних двопроменезаломлюючих циліндричних кристалів А і Б у граничній зоні дифракції $z = 100\mu m$.

Аналіз даних комп'ютерного моделювання дифракційної трансформації координатних розподілів фаз поля лазерного випромінювання, що пройшло крізь впорядковану мережу циліндричних кристалів, виявив наступні особливості.

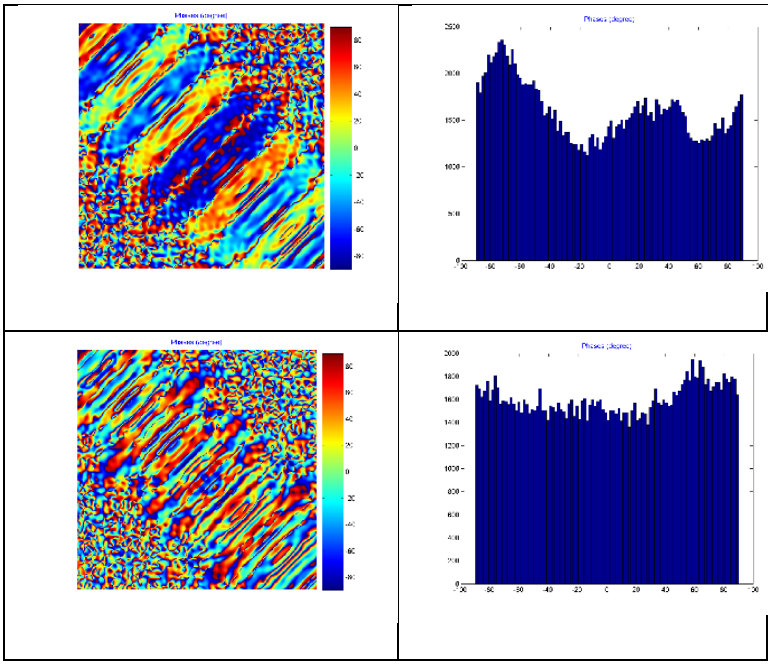


Рис. 3.6. Фазові мапи $\phi(x, y)$ лазерного випромінювання, перетвореного сіткою прямолінійних двопроменезаломлюючих циліндричних кристалів А (фрагмент «а») і Б (фрагмент «в») типів, і гістограми розподілів значень фазових зсувів (фрагменти «б» і «г», відповідно) у зоні дифракції Френеля $z = 1000\mu m$.

Фазові мапи $\phi(x, y)$ в усіх зонах дифракції (рис. 3.4, рис. 3.6 і рис. 3.8) являють собою складні координато неоднорідні розподіли, що утворенні сукупністю «фазових доменів» ($\phi(x \pm \Delta x, y \pm \Delta y) \approx const$). Розміри таких топологічних структур збільшуються від $2\mu m \div 5\mu m$ (гранична зона дифракції) до $15\mu m \div 50\mu m$ (зона дифракції Фраунгофера).

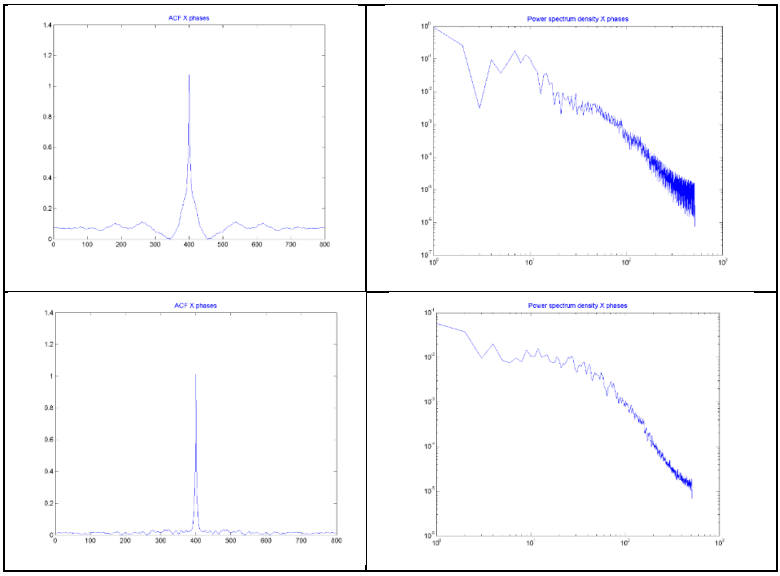


Рис. 3.7. Автокореляційні функції $W(\Delta x)$ (фрагменти «а» і «в») та логарифмічні залежності спектрів потужності $LogG - log\, l^{-1}$ (фрагменти «б» і «г», відповідно) фазових розподілів ϕ лазерного випромінювання, перетвореного сіткою прямолінійних двопроменезаломлюючих циліндричних кристалів А і Б у зоні дифракції Френеля $z = 1000\mu m$.

Більш високочастотна координатна модуляція значень фазових зсувів $\phi(x, y)$ у граничній зоні дифракції, на нашу думку, пов'язана із переважним впливом фазової модуляції $(\delta(x, y))$ лазерного випромінювання оптико-анізотропною речовиною кристалічних циліндрів.

У такій дифракційній зоні виразну роль відіграє близький порядок – формування розподілу фазових зсувів $(\delta^*(x, y))$ у межах одного-двох циліндрів з наступною інтерференцією обмеженої кількості парціальних хвильових фронтів $U_k\, exp\left(-i\left(\delta^*(x, y) + \phi_k(x, y)\right)\right)$.

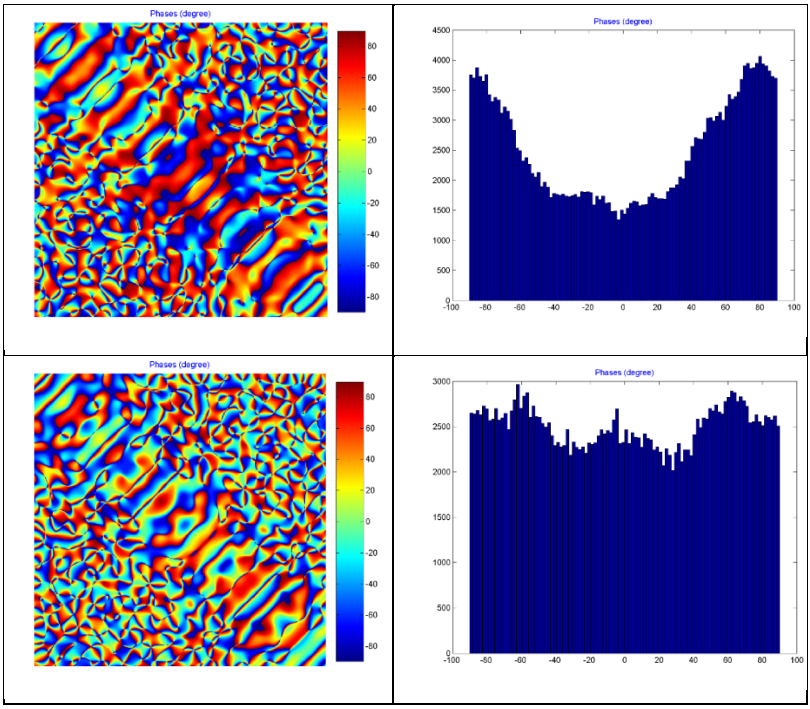


Рис. 3.8. Фазові мапи $\phi(x, y)$ лазерного випромінювання, перетвореного сіткою прямолінійних двопроменезаломлюючих циліндричних кристалів А (фрагмент «а») і Б (фрагмент «в») типів, і гістограми розподілів значень фазових зсувів (фрагменти «б» і «г», відповідно) у зоні дифракції Фраунгофера $z = 10000\mu m$.

Проаналізуємо процес формування координатної зміни фазових зсувів більш детально. Так, для граничної зони у межах одного кристалічного циліндру у поперечному координатному напрямку Ox за рахунок зміни геометричних розмірів $d(x) = \sqrt{4R^2 - x^2}$ реалізується наступний закон зміни фазових зсувів між ортогональними складовими амплітуди лазерної хвилі

$$\delta^*(x) = \left(2\pi/\lambda\right)\Delta n\left(\sqrt{4R^2 - x^2}\right). \qquad (3.16)$$

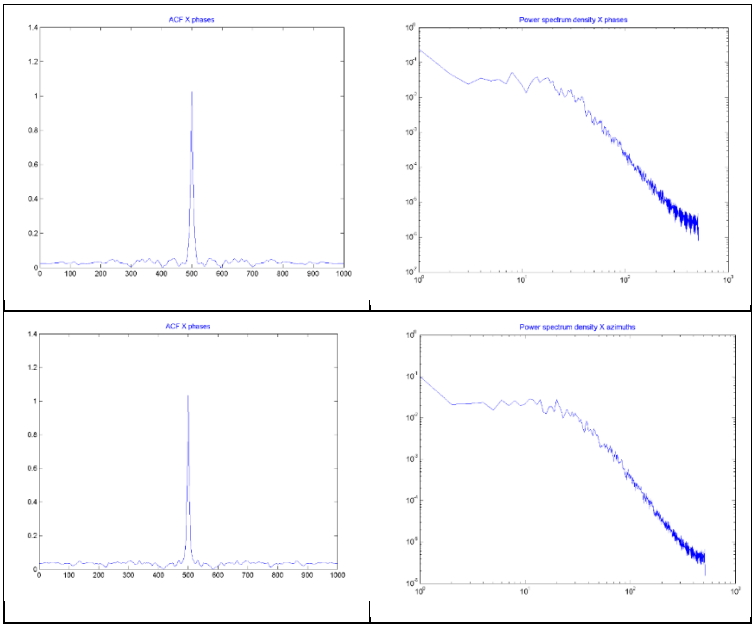


Рис. 3.9. Автокореляційні функції $W(\Delta x)$ (фрагменти «а» і «в») та логарифмічні залежності спектрів потужності $LogG - log\, l^{-1}$ (фрагменти «б» і «г», відповідно) фазових розподілів ϕ лазерного випромінювання, перетвореного сіткою прямолінійних двопроменезаломлюючих циліндричних кристалів А і Б у зоні дифракції Фраунгофера $z = 10000\mu m$.

Проаналізуємо процес подальшої інтерференції парціальних хвильових фронтів $U_k\, exp\left(-i\left(\delta^*(x) + \phi_k(x)\right)\right)$, які сформовані у межах одного циліндричного кристалу. З цією метою виділимо три парціальних хвильових фронти – один центральний ($\delta_{max}^{*(d=2R)}$) і два «бокові» ($\delta_{min}^{*(d=0,1R)}$). Розглянемо їх інтерференційне додавання на відстані $z = 2R$, що відповідає граничній зоні дифракції:

$$\{U_1\, exp[-i(\delta^*_{min}())[]_2\, exp[-i(\delta^{*12}_{max}())[]_3\, exp[-i(\delta^{*13}_{min}())[]]]] \mid \}$$
$$\times \left\{U_1\, exp\left[-i(\delta^*_{min}())[]_2\, exp[-i(\delta^{*12}_{max}())[]_3\, exp[-i(\delta^{*13}_{min}())[]]]\right]^{\otimes}\right] \mid = .\}$$
$$\sum_{i=1}^{3}\sum_{k=1}^{3} U_i U_k\, cos(\varphi_i - \varphi_k) \qquad (3.17)$$

Тут:

$$U_1 = U_2 = U_3 \equiv 1{,}0; \qquad (3.18)$$

$$\phi_{12} = {}^{2\pi R\left(4-\sqrt{5}\right)}\Big/_{\lambda}; \phi_{13} \to 0;$$
$$\delta^{*}_{max}{}^{{}^{8\pi R\Delta n}/_{\lambda;}}_{{}^{*}_{min}}{}^{{}^{0,2\pi R\Delta n}/_{\lambda;}} \qquad (3.19)$$

Аналіз співвідношення (3.17) із урахуванням амплітудних (3.18) і фазових (3.19) умов виявив суттєву перевагу «об'єктної» фазової модуляції ($\delta^*(x)$) над "польовою" ($\phi(x)$). Кількісно даний факт ілюструє співвідношення між глибинами відповідних фазових модуляцій:

$$\frac{\Delta\delta^*(x)}{\Delta\phi_{ik}(x)} = \frac{\delta}{max^{*}_{*_{min}}{}^{\phi_{12}-\phi_{13}} >> 1{,}0}. \qquad (3.20)$$

По мірі віддалення від площини шару анізотропних циліндрів глибина низькочастотної фазової модуляції $\Delta\phi_{ik}(x)$ зростає за рахунок збільшення кількості хвильових фронтів від різних парціальних циліндрів. Відповідно до цього, зростає розмір «фазових доменів» у зоні дифракції Френеля (рис. 3.6).

У зоні дифракції Фраунгофера (рис. 3.8) $\Delta\phi_{ik}(x) \succ\succ \Delta\delta^*(x)$, що виявляється в координатній «стабілізації» топологічної структури фазових мап лазерного випромінювання.

Кількісно специфіку координатних розподілів значень фазових зсувів лазерного випромінювання у різних зонах дифракції

ілюструють гістограми $M(\phi)$ розподілів їх випадкових значень ϕ, – праві фрагменти рис. 3.4, рис. 3.6 і рис. 3.8.

Аналіз ймовірнісних розподілів $M(\phi)$ поля лазерного випромінювання у всіх зонах дифракції для обох типів кристалічних сіток виявив максимально широкий діапазон зміни від -90^0 до $+90^0$ випадкових значень фаз ϕ.

Співставлення гістограм розподілів $M(\phi)$ для полів лазерного випромінювання, сформованого кристалічними сітками А- і Б- типів, виявило певні відмінності між ними.

Так, для фазових гістограм $M(\phi)$ віртуального оптико-анізотропного шару А- типу притаманна наявність локальних, достатньо «розмитих» в околі $\phi = \pm 90^0$ екстремумів.

Для аналогічних залежностей, що характеризують фазовозсуваючу здатність кристалічної сітки Б- типу такі екстремуми відсутні.

Така складна структура фазових розподілів поля лазерного випромінювання, перетвореного кристалічними сітками з різним двопроменезаломленням об'єктивно потребує кількісного статистичного аналізу на основі визначення повного набору статистичних моментів 1-го – 4-го порядків (див. розділ 2, параграф 2.3)

Кореляційна структура координатних розподілів фазових зсувів лазерного випромінювання, перетвореного ансамблем впорядкованих за напрямками оптичних осей двопроменезаломлюючих циліндрів, тісно пов'язана з вище проаналізованими особливостями топологічної структури фазових мап у різних зонах дифракції.

Так, у граничній зоні дифракції автокореляційні функції $W(\Delta x)$ (рис. 3.4) являють собою швидко спадаючі залежності із наявністю періодичних флуктуацій ΔW $(0{,}0 \le W(x_i + \Delta x) - W(x_i) \le 1{,}0)$ власних значень.

У зоні дифракції Френеля (рис. 3.6) швидкість «падіння» залежностей $W(\Delta x)$ дещо уповільнюється (зростає півширина $L = x_i(W = 0{,}5) - x_j(W = 0{,}5)$). Флуктуації ΔW зберігаються. Проте,

частота ($\vartheta = {2\pi}/{X} = {2\pi}/{[x_{i+1}(\Delta W) - x_i(\Delta W)]}$) їх слідування збільшується.

Для зони дифракції Фраунгофера (рис. 3.8) характерним є зростання півширини L при суттєвому (у декілька раз) зменшенні амплітуди осциляцій власних значень функцій автокореляції фазових мап.

Виявлені особливості кореляційної структури фазових мап можна пояснити наступними фізичними механізмами.

Перше, у граничній зоні дифракції координатна модуляція фазових зсувів високочастотна і визначається переважно оптико (Δn) – геометричними ($d(x)$) параметрами кристалічних циліндрів. Тому, при зсуві фазових мап на величину $\Delta x^* = R$ має місце практично повна декореляція фазових розподілів $\delta(x)$, – $W(\Delta x^*) \to 0$. При подальшому зсуві на кроки $\Delta x^* = kR$ спостерігається періодичні коливання (флуктуації) відносних значень функцій автокореляції.

Аналітично такий ефект можна проілюструвати наступним чином. Нехай закон зміни фаз у граничній зоні дифракції є гармонічним $\delta(x) = G\, sin\left({2\pi x}/{\lambda}\right)$, де $G = {2\pi\Delta n}/{\lambda}$ – коефіцієнт пропорційності. У такому випадку фазова автокореляційна функція приймає наступний вигляд:

$$W(\Delta x) = \lim_{x\to 0} \frac{G^2}{X_0} \int_0^x sin\left({2\pi x}/{\lambda}\right) sin\left({2\pi(x - \Delta x)}/{\lambda}\right) dx. \quad (3.21)$$

З (3.21) випливає наявність гармонічних флуктуацій ΔW значень функції автокореляції з просторовою частотою $\vartheta = {2\pi}/{R}$.

Друге, у зоні дифракції Френеля частота фазової модуляції лазерного випромінювання за рахунок інтерференційної низькочастотної фазової модуляції $\Delta\phi_{ik}(x)$ зменшується (співвідношення 3.20). Тому, зростає півширина функцій автокореляції $W(\Delta x)$

(рис. 3.6), що визначається середньостатистичним розміром фазових доменів у полі лазерного випромінювання. Окрім цього, збільшується відстань між сусідніми флуктаціями $\vartheta = {2\pi}/{X} = {2\pi}/{[x_{i+1}(\Delta W) - x_i(\Delta W)]}$.

Третє, у зоні дифракції Фраунгофера, превалюючий внесок у формування результуючого значення кожної точки фазових розподілів вносить перехресна інтерференція парціальних фронтів, «сформованих» всією сукупністю двопроменезалмлюючих циліндрів $\Delta\phi_{ik}(x) \succ\succ \Delta\delta^*(x)$.

У результаті функції автокореляції таких розподілів (рис. 3.8) характеризуються значно більш плавним (статистичним) падінням власних значень.

З іншого боку, скінчена (обмежена) кількість двопроменезаломлюючих циліндрів обумовлює наявність незначних флуктуацій ΔW.

Четверте, порівняльний аналіз кореляційної структури фазових мап лазерного випромінювання, перетвореного кристалічними мережами А- і Б- типів, виявив більш статистичний (менша півширина L, більша частота ϑ і менша амплітуда ΔW флуктуацій) характер зміни автокореляційних функцій $W(\Delta x)$. З фізичної точки зору, дану обставину можна пов'язати із впливом збільшення частоти $\vartheta(\delta^*)$ і глибини $\Delta\delta^*$ модуляції фазових зсувів між ортогональними компонентами (U_x, U_y) амплітуди лазерного випромінювання у граничній зоні за рахунок збільшення показника двопроменезаломлення Δn^*.

Фрактальний аналіз виявив наступні особливості координатної фазової структури полів лазерного випромінювання у різних зонах дифракції.

У граничній зоні дифракції для логарифмічних залежностей $log\, J - log\, l^{-1}$ спектрів потужності множини значень фазових зсувів відсутній стабільний нахил апроксимуючої, визначеної ме-

тодом найменших квадратів, кривої $V(\gamma)$. Така обставина свідчить про статистичність координатних фазових розподілів $\phi(x,y)$ лазерних полів, сформованих кристалічними сітками А- і Б- типів. Окрім цього, спектри потужності таких розподілів переважно складаються з екстремумів, які припадають на ділянку високих просторових частот (малих розмірів $l{\sim}1\mu m \div 100\mu m$) структурних елементів кристалічних оптико-анізотропних сіток (рис. 3.5, праві фрагменти).

Виявлена асиметрія спектрів потужності $J(l)$ фазових розподілів лазерного поля у граничній зоні дифракції, з фізичної точки зору обумовлена впливом високочастотної фазової модуляції $\delta^*(x,y)$ у межах одного-двох двопроменезаломлюючих циліндрів (співвідношення (3.17) – (3.20)).

У зоні дифракції Френеля логарифмічні залежності $log\, J - log\, l^{-1}$ трансформуються. Так, за рахунок зростаючого впливу низькочастотної фазової модуляції $\phi(x,y)$, пов'язаною з перехресною інтерференцією парціальних хвильових фронтів у вільному просторі (співвідношення (3.21) – (3.25)), формуються екстремуми у області середніх ($l{\sim}100\mu m \div 500\mu m$) та малих ($l{\sim}500\mu m \div 1000\mu m$) просторих частот (рис. 3.7, праві фрагменти). Окрім цього, формується самоподібна множина значень фазового розподілу $\phi(x,y)$, що припадає на інтервал малих розмірів структурних двопроменезаломлюючих елементів кристалічних сіток. На даний факт вказує стабільний кут нахилу апроксимуючої кривої $V(\gamma)$ для діапазону зміни розмірів $l{\sim}1\mu m \div 100\mu m$.

Формування самоподібності або фрактальності координатного розподілу фаз можна пов'язати з особливостями «об'єктної» і «польової» модуляції фазових зсувів. Нагадаємо, що у даній зоні дифракції виразну роль відіграє близький порядок – формування розподілу фазових зсувів ($\delta^*(x,y)$) у межах одного-двох циліндрів з наступною інтерференцією обмеженої кількості парціальних хвильових фронтів $U_k\, exp\left(-i\left(\delta^*(x,y)+\phi_k(x,y)\right)\right)$. Результатом

такої інтерференції є формування коливань у межах малих масштабів кристалічної сітки впорядкованих за напрямками оптичних осей двопроменезаломлюючих циліндрів (співвідношення (3.17) і (3.19)) з наступними параметрами фазових зсувів:

$$cos\,\theta\,(l = 1\mu m - 100\mu m) \sim cos\left(\delta_{min}^{*12}()\right) cos\left(\delta_{max}^{*12}()\right) cos\left(\delta_{min}^{*13}()\right) \left| U_i = U_k = U \equiv 1{,}0. \right). \quad (3.22)$$

Якщо проаналізувати праву частину виразу (3.22) із урахуванням співвідношень (3.19) між «об'єктними» і «польовими» фазовими зсувами та її можна переписати у наступному наближеному вигляді:

$$\theta(l = 1\mu m - 100\mu m) \sim arccos\left[cos(\phi_{12}) + cos\left(\delta_{max}^{*12}\right)\right] \approx arccos. \quad (3.23)$$

З останнього виразу (3.23) випливає, що для діапазону зміни малих розмірів кристалічної сітки фаза результуючих коливань поля лазерного випромінювання є величиною, що гармонічно змінюється. Таким чином, виникає самоподібність (повторюваність) множини значень фазових зсувів у області високих просторових частот.

При збільшенні масштабів ($l \succ 6R$) віртуального оптико-анізотропного шару вираз (3.23) «розпадається» на велику кількість доданків, які не пов'язані повторюванністю значень фазових зсувів. Результатом цього є формування статистичної структура множини значень фазових зсувів, що обумовлено інтерференцією лазерних хвиль, дифрагованих на віддалених один від одного кристалічних циліндрів.

У зоні дифракції Фраунгофера апроксимуючі криві до логарифмічних залежностей $log\,J - log\,l^{-1}$ характеризуються двома ділянками зі стабільними значеннями кутів нахилу (рис. 3.9, праві частини).

Мультифрактальність фазового розподілу поля лазерного випромінювання у далекій зоні дифракції можна пов'язати з наступними фізичними трансформаціями параметрів когерентних хвиль.

У зоні дифракції Фраунгофера поряд із гармонічними розподілами фаз $\delta(x)$ зростає глибина низькочастотної фазової модуляції $\Delta\phi_{ik}(x)$ за рахунок збільшення кількості хвильових фронтів від різних парціальних циліндрів.

Тому, поряд із самоподібною множиною фазових зсувів, які сформовані у високочастотній ділянці просторових частот ($l = 1\mu m \div 100\mu m$) формується гармонічно розподілена множина фазових зсувів, які виникають як ефект просторової низькочастотної модуляції ($l = 100\mu m \div 1000\mu m$).

Порівняльний аналіз логарифмічних залежностей $log\, J - log\, l^{-1}$ спектрів потужності фазових розподілів полів лазерного випромінювання у всіх зонах дифракції, сформованого сітками А- і Б- типів, виявив меншу глибину модуляції останніх. Фізично, такі відмінності спектрів потужності можна пов'язати з тим, що за рахунок зростання двопроменезаломлення (Δn^*) підансамблю впорядкованих циліндрів (N^*) зростає просторова частота зміни «об'єктних» фазових зсувів (δ^*). Тому збільшується кількість екстремумів залежностей $J(l^{-1})$, що виявляється у зменшенні їх амплітуд.

Наступним кроком для визначення об'єктивних кількісних критеріїв оцінювання та диференціації фазових розподілів полів когерентного лазерного випромінювання, дифрагованого на мережах оптико-анізотропних циліндрів було дослідження було визначення сукупності значень статистичних, кореляційних і фрактальних параметрів.

3.3. Кількісні параметри статистичної, кореляційної та фрактальної структура фазових розподілів лазерного випромінювання, перетвореного шаром впорядкованих циліндричних кристалів

Даний параграф містить результати дослідження еволюції *статистичних* (статистичні моменти 1-го – 4-го порядків ($R_{i=1-4}^{\phi}$) координатних розподілів фазових зсувів ($\phi(x,y)$) між ортогональними компонентами амплітуди лазерного випромінювання та інтерферуючими у вільному просторі парціальними когерентними хвилями, – таблиця 3.1 і таблиця 3.2), *кореляційних* (статистичні моменти 1-го – 4-го порядків ($R_{i=1-4}^{w}$) розкладу Грама-Шарльє автокореляційних функцій ($W(\Delta r)$) координатних розподілів $\phi(x,y)$, – таблиця 3.3 і таблиця 3.4) і *фрактальних* (фрактальні розмірності (F_k) і дисперсія (D_f) логарифмічних залежностей спектрів потужності ($log\,J - log(l^{-1})$) розподілів $\phi(x,y)$ від просторових частот (l^{-1}), які визначаються діапазоном зміни геометричних розмірів (l), – таблиця 3.5 і таблиця 3.6) параметрів, що характеризують фазову структуру, перетвореного ОАШ, лазерного випромінювання у різних зонах дифракції.

Таблиця 3.1. Статистичні моменти $R_{i=1-4}^{\phi}$ координатних розподілів $\phi(x,y)$ лазерного випромінювання, перетвореного шаром циліндричних кристалів А- типу у різних зонах дифракції

z	$z = 100\mu m$	$z = 1000\mu m$	$z = 10000\mu m$
R_1^{ϕ}	0,56	0,47	0,39
R_2^{ϕ}	0,14	0,23	0,31
R_3^{ϕ}	0,21	0,14	0,09
R_4^{ϕ}	0,38	0,27	0,18

Таблиця 3.2. Статистичні моменти $R^{\phi}_{i=1-4}$ координатних розподілів $\phi(x,y)$ лазерного випромінювання, перетвореного шаром циліндричних кристалів Б- типу у різних зонах дифракції

z	$z=100\mu m$	$z=1000\mu m$	$z=10000\mu m$
R^{ϕ}_1	0,56	0,42	0,31
R^{ϕ}_2	0,21	0,29	0,38
R^{ϕ}_3	0,18	0,14	0,06
R^{ϕ}_4	0,31	0,22	0,14

З аналізу одержаних даних про статистичну структуру фазових розподілів $\phi(x,y)$ лазерного випромінювання, перетвореного шаром циліндричних кристалів обох типів, випливає:

- У різних зонах дифракції сукупність всіх статистичних моментів $R^{\phi}_{i=1-4}$ відмінна від нуля, що свідчить про достатньо складну структуру фазових розподілів $\phi(x,y)$ поля лазерного випромінювання.
- Із збільшенням відстані z від об'єкту дисперсія R^{φ}_2 зростає (у 2,2-3 рази). Статистичні моменти вищих порядків $R^{\phi}_{i=3;4}$, які характеризують $\phi(x,y)$, зменшуються (R^{ϕ}_3 у 2,5-3 рази; R^{φ}_4 у 2 рази).

Даний факт ілюструє тенденцію до «нормалізації» фазових розподілів за рахунок зростаючого впливу у їх формування парціальних хвиль від усіх точок об'єкту.

- Наявність локальних ділянок підвищеної анізотропії (сітка Б- типу) не виявляється у значних розбіжностях значень дисперсії R^{ϕ}_2 (15%-20%), асиметрії R^{ϕ}_3 (15%-25%) та ексцесу R^{ϕ}_4 (10%-25%) відповідного фазового розподілу із аналогічними статистичними параметрами мапи $\phi(x,y)$ поля лазерного випромінювання, перетвореного оптико-анізотропним шаром А- типу.

Більш виразно локальна ділянка підвищеної анізотропії (Δn^*) за рахунок більш високочастотної модуляції об'єктних фазових зсувів δ сітки кристалічних циліндрів Б- типу виявляється у специфіці топологічної структури фазових розподілів полів лазерного випромінювання, яка оцінювалися методом Грама- Шарльє.

У таблиці 3.3 і таблиці 3.4 приведені результати обчислення статистичних моментів $R_{i=1-4}^{w}$ розкладу автокореляційних функцій координатних розподілів $\phi(x,y)$ лазерного випромінювання, перетвореного шаром циліндричних кристалів А- і Б- типів у різних зонах дифракції.

Таблиця 3.3. Статистичні моменти $R_{i=1-4}^{w}$ розкладу автокореляційних функцій координатних розподілів $\phi(x,y)$ лазерного випромінювання, перетвореного шаром циліндричних кристалів А- типу у різних зонах дифракції

z	$z=100\mu m$	$z=1000\mu m$	$z=10000\mu m$
R_1^w	0,0	0,0	0,0
R_2^w	0,02	0,034	0,043
R_3^w	0,0	0,0	0,0
R_4^w	7,98	6,11	5,63

Таблиця 3.4. Статистичні моменти $R_{i=1-4}^{w}$ розкладу автокореляційних функцій координатних розподілів $\phi(x,y)$ лазерного випромінювання, перетвореного шаром циліндричних кристалів Б- типу у різних зонах дифракції

z	$z=100\mu m$	$z=1000\mu m$	$z=10000\mu m$
R_1^w	0,0	0,0	0,0
R_2^w	0,045	0,069	0,094
R_3^w	0,0	0,0	0,0
R_4^w	3,19	2,61	1,46

Аналіз даних про кореляційну структуру фазових розподілів лазерного випромінювання, перетвореного шаром циліндричних кристалів обох типів, виявив значну більшу чутливість дисперсії R_2^w та ексцесу R_4^w, які характеризують $\phi(x,y)$, до їх диференціації в усіх зонах дифракції. Так, наявність локальних ділянок підвищеної анізотропії (сітка Б-типу) виявляється у значних розбіжностях значень дисперсії R_2^w (у 2-2,5 рази) та ексцесу R_4^w (у 2,5-4 рази) відповідного фазового розподілу із аналогічними статистичними параметрами $\phi(x,y)$ поля лазерного випромінювання, перетвореного оптико-анізотропним шаром А-типу.

Результати фрактального аналізу множин $\phi(x,y)$ приведені у таблиці 3.5 і таблиці 3.6.

Таблиця 3.5. Фрактальні розмірності F_k та дисперсія D_f спектрів потужності координатних розподілів $\phi(x,y)$ лазерного випромінювання, перетвореного шаром циліндричних кристалів А-типу у різних зонах дифракції

z	$z=100\mu m$	$z=1000\mu m$	$z=10000\mu m$
F_1^ϕ	Стат.	Стат.	2,45
F_2^ϕ	Стат.	1,87	1,96
D_f	0,45	0,27	0,11

Таблиця 3.6. Фрактальні розмірності F_k та дисперсія D_f спектрів потужності координатних розподілів $\phi(x,y)$ лазерного випромінювання, перетвореного шаром циліндричних кристалів Б-типу у різних зонах дифракції

z	$z=100\mu m$	$z=1000\mu m$	$z=10000\mu m$
F_1^ϕ	Стат.	Стат.	2,34
F_2^ϕ	Стат.	1,96	2,06
D_f	0,37	0,22	0,09

Порівняльний аналіз особливостей спектрів потужності координатних розподілів фазових зсувів полів лазерного випромінювання у різних зонах дифракції виявив наступне:

- Розподіли $\varphi(x, y)$, які статистичні (відсутній стабільний нахил апроксимуючих кривих $V(\gamma)$) у граничній зоні дифракції, трансформуються у мультифрактальні (наявні два кута $\gamma_1 = const; \gamma_2 = const$) для далекої зони дифракції.
- Дисперсія D_f розподілу значень логарифмічних залежностей спектрів потужності $log\, J - log\, l^{-1}$ розподілів $\phi(x, y)$ виявилася чутливою до локальної зміни двопроменезаломлення (Δn^*) оптико-анізотропного шару, – відмінності між значеннями даного статистичного моменту фазових розподілів лазерних полів, які сформовані сітками А- і Б-типу, лежать від 15% (зона дифракції Фраунгофера) до 45% (гранична зона дифракції).

3.4. Дифракційна трансформація статистичної, кореляційної та фрактальної структури фазових мап лазерного випромінювання, перетвореного шаром сферичних кристалів

В якості об'єкту дослідження було розглянуто плаский шар, який складається із сукупності $N = 50$ кристалічних сфер з наступними параметрами: показник двопроменезаломлення $\Delta n = 2{,}5 \times 10^{-3}$; центри всіх сфер лежать у одній площині; радіус окремої сфери $R = 50\mu m$.

Розглядалися два типи (А- і Б-) кристалічних мереж. Перший (А-тип), – мережа однакових за оптико-геометричними параметрами кристалічних сфер. Другий (Б-тип), – кристалічна оптико-анізотропна мережа з ансамблем ($N^* = 10$) центральних сфер із «підвищеним» рівнем двопроменезаломлення ($\Delta n^* = 2{,}5 \times 10^{-2}$).

Результати обчислень координатної ($\phi(x, y)$) статистичної ($M(\phi)$; $R^{\phi}_{i=1;2;3;4}$), кореляційної ($W(\Delta x)$; $R^{w}_{i=1;2;3;4}$) та фрактальної ($log\, J - log\, l^{-1}$; F_k; D_f) структури залежностей фазового розподілу $\phi(x = 1 \div m, y = 1 \div n)$ для масиву з $m \times n = 800 \times 600$ точок

у полі лазерного випромінювання, перетвореного віртуальними об'єктами у різних зонах дифракції ($z = 100\mu m; 1000\mu m; 10000\mu m$) ілюструють рис. 3.10 – рис. 3.13.

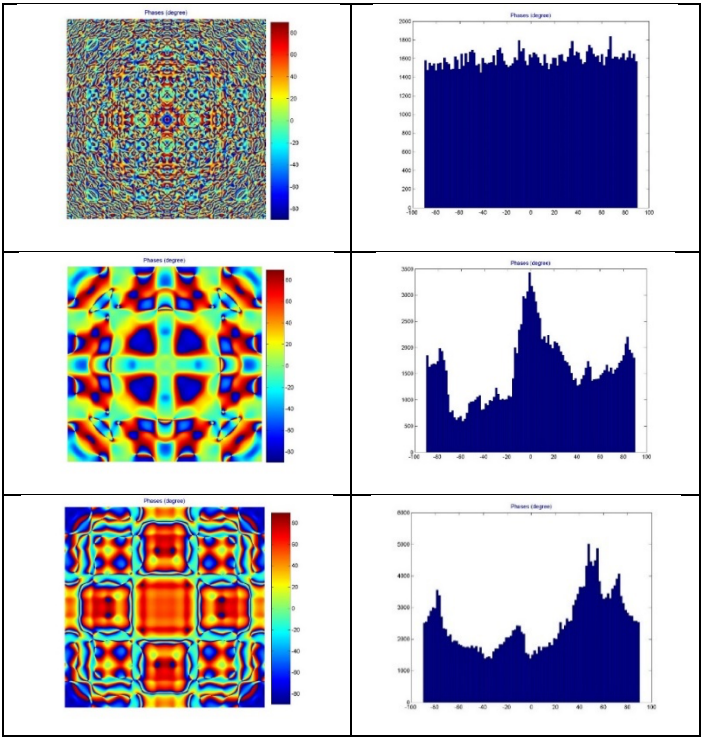


Рис. 3.10. Координатна і статистична структура фазових мап $\phi(x, y)$ лазерного випромінювання, перетвореного шаром двопроменезаломлюючих сферичних кристалів А-типу у граничній ($z = 100\mu m$) зоні (верхній рядок), зоні дифракції Френеля $z = 1000\mu m$ (центральний рядок) і зоні дифракції Фраунгофера $z = 10000\mu m$ (нижній рядок).

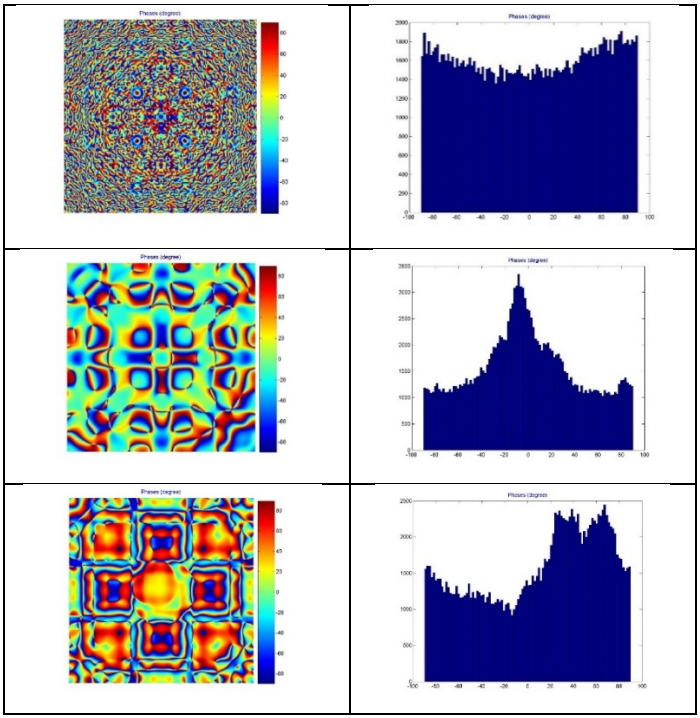


Рис. 3.11. Координатна і статистична структура фазових мап $\phi(x, y)$ лазерного випромінювання, перетвореного шаром двопроменезаломлюючих сферичних кристалів Б-типу у граничній ($z = 100\mu m$) зоні (верхній рядок), зоні дифракції Френеля $z = 1000\mu m$ (центральний рядок) і зоні дифракції Фраунгофера $z = 10000\mu m$ (нижній рядок).

У таблицях 3.7-3.9 приведені значення статистичних моментів R_i^{ϕ} і R_i^{w} фазових і автокореляційних розподілів, а також величини фрактальної розмірності F_k та дисперсії D_f розподілу значень логарифмічних залежностей спектрів потужності $\phi(x, y)$ у різних зонах дифракції.

Таблиця 3.7. Статистичні моменти $R^{\phi}_{i=1-4}$ координатних розподілів $\phi(x,y)$ лазерного випромінювання, перетвореного шаром сферичних кристалів А- і Б-типу, у різних зонах дифракції

z	$z=100\mu m$		$z=1000\mu m$		$z=10000\mu m$	
Тип	А	Б	А	Б	А	Б
R^{ϕ}_1	0,52	0,59	0,45	0,55	0,41	0,49
R^{ϕ}_2	0,19	0,14	0,26	0,21	0,39	0,28
R^{ϕ}_3	0,52	0,11	0,28	0,06	0,16	0,04
R^{ϕ}_4	0,33	0,09	0,21	0,08	0,07	0,05

Аналіз координатної та статистичної структури фазових мап поля лазерного випромінювання, перетвореного шаром сферичних двопроменезаломлюючих куль А- і Б-типів в усіх зонах дифракції (рис. 3.10 і рис. 3.11 та таблиця 3.7), виявив аналогічні закономірності, що і для шарів кристалічних циліндрів (рис. 3.4, рис. 3.6 і рис. 3.8), тенденції зміни статистичної (гістограми розподілу випадкових значень та сукупність статистичних моментів 1-го – 4-го порядків) структури:

- середнє R^{ϕ}_1, дисперсія R^{ϕ}_2, асиметрія R^{ϕ}_3 та ексцес R^{ϕ}_4 координатних розподілів фазових зсувів відмінні від нуля;
- зі збільшенням відстані z від площини віртуального оптико-анізотропного шару дисперсія зростає у 1,5-2 рази, а асиметрія та ексцес зменшуються, відповідно у 3 і 5 разів;
- для кристалічного шару типу Б більш швидко реалізуються умови формування нормального розподілу у далекій зоні дифракції, – відповідні значення статистичних моментів 3-го і 4-го порядків близькі до нуля.

Особливості зміни топологічної структури фазових мап полів лазерного випромінювання у різних зонах дифракції ілюструють рис. 3.12 і рис. 3.13, а також таблиця 3.8 та таблиця 3.9.

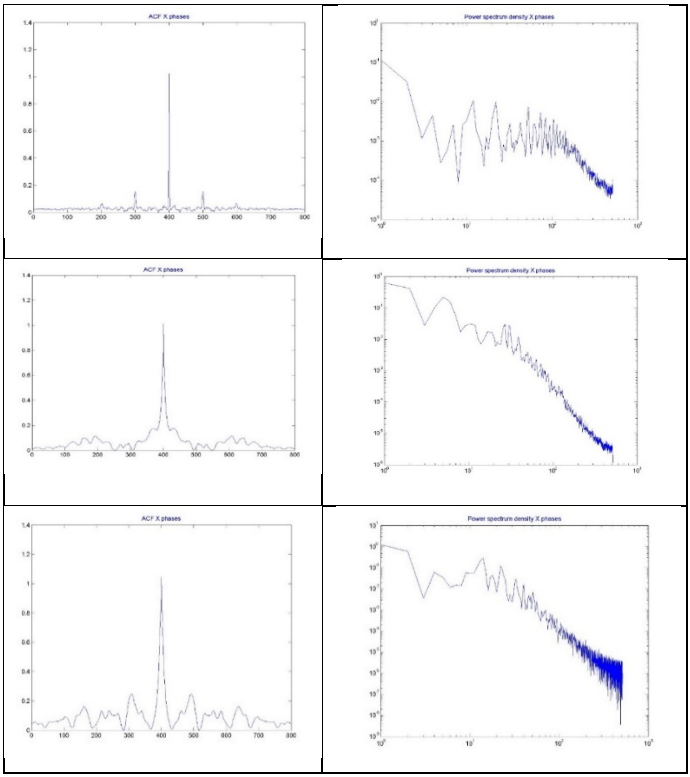


Рис. 3.12. Автокореляційні функції $W(\Delta x)$ (лівий стовпчик) та логарифмічні залежності спектрів потужності $LogG - log\, l^{-1}$ (правий стовпчик) фазових розподілів ϕ лазерного випромінювання, перетвореного шаром сферичних двопроменезаломлюючих кристалів А-типу у граничній ($z = 100\mu m$) зоні (верхній рядок), зоні дифракції Френеля $z = 1000\mu m$ (центральний рядок) і зоні дифракції Фраунгофера $z = 10000\mu m$ (нижній рядок).

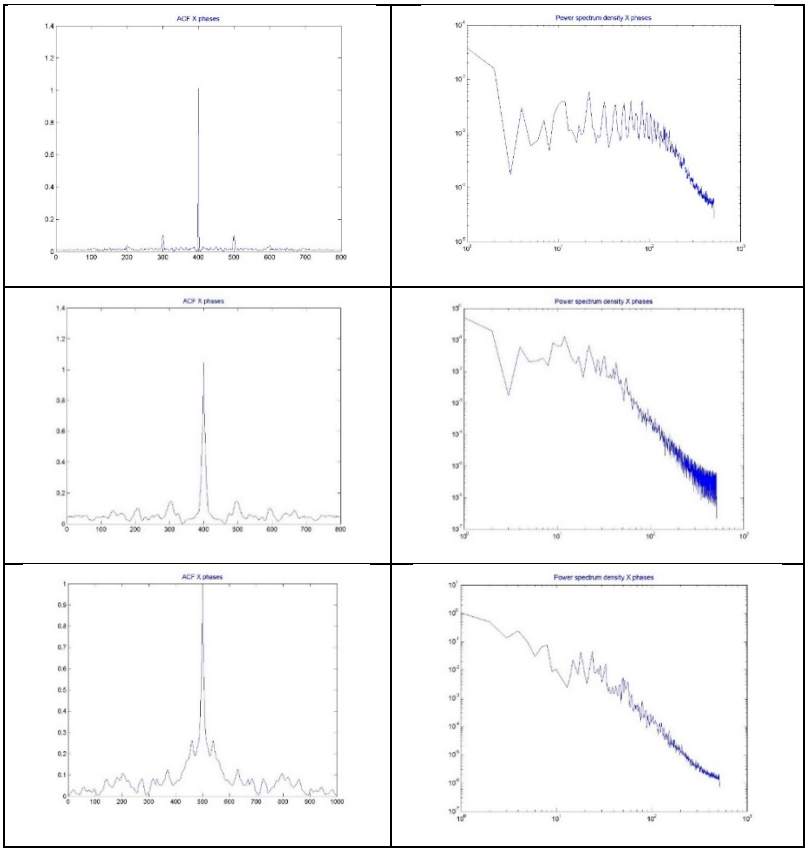


Рис. 3.13. Автокореляційні функції $W(\Delta x)$ (лівий стовпчик) та логарифмічні залежності спектрів потужності $LogG - log\ l^{-1}$ (правий стовпчик) фазових розподілів ϕ лазерного випромінювання, перетвореного шаром сферичних двопроменезаломлюючих кристалів А-типу у граничній ($z = 100\mu m$) зоні (верхній рядок), зоні дифракції Френеля $z = 1000\mu m$ (центральний рядок) і зоні дифракції Фраунгофера $z = 10000\mu m$ (нижній рядок).

Таблиця 3.8. Статистичні моменти $R^{w}_{i=1-4}$ розкладу автокореляційних функцій координатних розподілів $\phi(x,y)$ лазерного випромінювання, перетвореного шаром сферичних кристалів А- і Б-типу у різних зонах дифракції

z	$z=100\mu m$		$z=1000\mu m$		$z=10000\mu m$	
Тип	А	Б	А	Б	А	Б
R^{w}_{1}	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
R^{w}_{2}	0,023	0,052	0,045	0,091	0,064	0,12
R^{w}_{3}	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
R^{w}_{4}	5,14	2,51	3,24	1,32	2,21	0,72

Таблиця 3.9. Фрактальні розмірності F_k і дисперсія D_f спектрів потужності координатних розподілів $\phi(x,y)$ лазерного випромінювання, перетвореного шаром сферичних кристалів А- і Б -типу у різних зонах дифракції

z	$z=100\mu m$		$z=1000\mu m$		$z=10000\mu m$	
Тип	А	Б	А	Б	А	Б
F^{ϕ}_{1}	Стат.		Стат.		2,17	2,13
F^{ϕ}_{2}	Стат.		2,11	2,09	2,21	2,14
D_f	0,38	0,34	0,22	0,19	0,15	0,11

Порівняльний аналіз кореляційної та фрактальної структури фазових мап оптико-анізотропних шарів, сформованих двопроменезаломлюючими кристалами різної геометричної конфігурації виявив наступні спільні особливості:

- наявність статистичної і квазірегулярної складових (рис. 3.12, рис. 3.13, ліві стовпчики) автокореляційних функцій $W(\Delta x)$ координатних розподілів фазових зсувів $\phi(x,y)$;
- більшу діагностичну чутливість до зміни двопроменезаломлення у всіх зонах дифракції у порівняні із фазовими статис-

тичними моментами R_i^{ϕ}, статистичних моментів R_i^{w} розкладу Грама-Шарльє (таблиця 3.8) автокореляційних функцій $W(\Delta x)$;

- трансформацію статистичних фазових розподілів $\phi(x,y)$ граничного поля лазерного випромінювання у мультифрактальні для зони дифракції Фраунгофера.

Таким чином, проведене комп'ютерне моделювання виявило основні сценарії дифракційної трансформації координатних розподілів фазових зсувів $\phi(x,y)$ поля лазерного випромінювання, перетвореного мережами оптико-анізотропних кристалів різної геометричної конфігурації та двопроменезаломлення:

1. Зі збільшенням відстані від площини віртуального оптико-анізотропного шару розподіли фазових зсувів поля лазерного випромінювання мають виразну тенденцію до нормалізації.
2. Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків ($R_{i=1-4}^{\phi}$) координатних розподілів фазових зсувів оптико-анізотропних шарів всіх типів зазнають наступних змін. Дисперсія $\phi(x,y)$ зростає, середнє, асиметрія та ексцес відповідних фазово-неоднорідних полів лазерного випромінювання, навпаки, зменшуються.
3. Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків ($R_{i=1-4}^{w}$) розкладу Грама-Шарльє автокореляційних функцій $W(\Delta r)$) координатних розподілів $\phi(x,y)$ значно більш чутливі до змін зони реєстрації, величини двопроменезаломлення речовини кристалів та зміни їх геометричної конфігурації.
4. Фрактальні розмірності (F_k) і дисперсія (D_f) розподілу значень логарифмічних залежностей спектрів потужності (J) фазових мап $\phi(x,y)$ від просторових частот (l^{-1}), які визначаються діапазоном зміни геометричних розмірів (l) лазерного випромінювання у різних зонах дифракції взаємопов'язані зі змінами зони реєстрації та двопроменезаломлення і форми кристалів.

5. Зі збільшенням відстані від об'єкту статистичні у граничній зоні дифракції множини значень фазових зсувів поля лазерного випромінювання трансформуються у мультифрактальні. При цьому величина дисперсії розподілу значень логарифмічних залежностей $log\, J - log\, l^{-1}$ зменшується як зі збільшенням відстані z, так і величини двопроменезаломлення Δn речовини кристалічних структур.

Визначені взаємозв'язки між змінами сукупності статистичних, кореляційних і фрактальних параметрів фазових розподілів поля лазерного випромінювання та змінами форми і величини двопроменезаломлення сіток кристалів були покладені в основу аналізу параметрів фазових розподілів полів лазерного випромінювання, розсіяного реальними оптико-анізотропними шарами.

РОЗДІЛ 4
СТАТИСТИЧНА, КОРЕЛЯЦІЙНА І ФРАКТАЛЬНА СТРУКТУРА ФАЗОВИХ РОЗПОДІЛІВ ПОЛІВ ЛАЗЕРНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ, РОЗСІЯНОГО ОПТИЧНО-ТОНКИМИ КРИСТАЛІЧНИМИ МЕРЕЖАМИ БІОЛОГІЧНИХ РІДИН

У даному розділі проведено аналіз фазових властивостей оптично тонких шарів плазми крові та синовіальної рідини, які містять мережі двопроменезаломлюючих біологічних кристалів різної геометричної конфігурації.

Наведено результати експериментального дослідження фазових мап лазерного випромінювання, перетвореного шарами плазми крові та синовіальної рідини здорових і хворих пацієнтів.

Досліджено величини і діапазони зміни статистичних ($R^{\phi}_{i=1-4}$), кореляційних ($R^{w}_{i=1-4}$) і фрактальних (F_k,D_f) параметрів координатних розподілів фазових зсувів $\phi(x,y)$ та вибірок їх екстремальних значень $\phi(x,y)=0{,}0;\phi(x,y)=1{,}0$, лазерного випромінювання, перетвореного оптично-тонкими шарами мереж біологічних кристалів.

Визначено взаємозв'язки між змінами сукупності статистичних, кореляційних і фрактальних параметрів фазових розподілів поля лазерного випромінювання та змінами величини двопроменезаломлення і геометричної конфігурації мереж біологічних кристалів плазми крові і синовіальної рідини пацієнтів різного фізіологічного стану.

4.1. Характеристика об'єктів дослідження

Вибір об'єктів експериментального дослідження пов'язаний із наступними міркуваннями фізичного або фундаментального характеру.

Перше. Для оптико-анізотропних об'єктів і середовищ широкого розповсюдження набули методи лазерної поляриметрії. Головним «інформаційним продуктом» таких методів є одержання поляризаційних мап з наступним статистичним, кореляційним, фрактальним, сингулярним, вейвлет – аналізом координатних розподілів азимутів $\alpha(x,y)$ і еліптичності $\beta(x,y)$ поляризації.

У результаті визначаються взаємозв'язки між визначеними об'єктивними критеріями та параметрами (розподіли напрямів оптичних осей і величини двопроменезаломлення кристалічних мереж) оптичної анізотропії фазово-неоднорідного шару. На цій основі розроблена низка методик ранньої діагностики патологічних змін структури біологічних тканин.

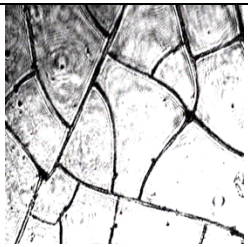
Друге. Існує два граничних наближення у описанні оптичних властивостей фазово-неоднорідних середовищ, коли методи лазерної поляриметрії є практично неефективними. Це оптично-тонкі (коефіцієнт ослаблення $\tau \leq 0{,}1$) шари з незначною анізотропією та оптично-товсті багатоозсіюючі оптико-анізотропні шари, які деполяризують лазерне випромінювання.

Обидва типи об'єктів або незначно модулюють поляризацію ($\begin{cases}\alpha(x,y) \approx const;\\ \beta(x,y) \to 0.\end{cases}$) лазерного випромінювання (див. розділ 3, 3.1, співвідношення (3.3) (3.6)), або «формують» практично рівно ймовірно розподілені за випадковими значенням поляризаційні мапи $\begin{cases}\alpha(x,y) = Re\ c\ t;\\ \beta(x,y) = Re\ c\ t.\end{cases}$

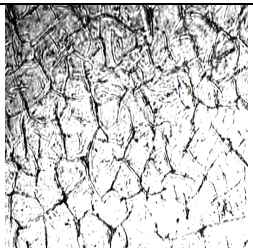
Третє. Проведене комп'ютерне моделювання (розділ 3, 3.1-3.4, співвідношення (3.1) – (3.15)) виявило, що саме для таких типів об'єктів актуальним є дослідження координатних розподілів фазових зсувів або фазових мап $\phi(x,y)$ лазерного випромінювання.

У даній частині роботи досліджено фазову структуру поля лазерного випромінювання, що перетворене оптично-тонкими шарами плазми крові здорових людей (рис. 4.1а) і хворих на запалення легенів (рис. 4.1б).

Друга група об’єктів являла собою оптично-тонкі шари синовіальної рідини хворих з остеоартритом (рис. 4.1в) і ревматоїдним артритом (рис. 4.1г).

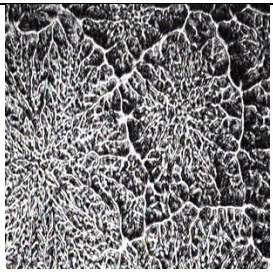


а)



б)

в)



г)

Рис. 4.1. Мережі двопроменезаломлюючих біологічних кристалів біологічних рідин людини різного фізіологічного стану. Фрагменти «а» і «б» – плазма крові здорової людини і хворої на запалення легенів, відповідно. Фрагменти «в» і «г» – синовіальна рідина людини з остеоартритом і ревматоїдним артритом, відповідно.

Окрім, безпосередньо прикладної актуальності обраних для дослідження шарів біологічних рідин, існує важливий фундаментальний аспект.

Так, плазма крові, окрім рідкої оптико-анізотропної складової містить кристалічну оптико-анізотропну компоненту дендритну (голчасту) мережу, що утворена двома основними типами амінокислот (альбумін і глобулін) і являє собою мережу прямолінійних

двопроменезаломлюючих біологічних кристалів з певним розподілом напрямів оптичних осей у площині фазово-неоднорідного шару.

Така кристалічна сітка подібна до, аналітично проаналізованої у розділі 3, мережі двопроменезаломлюючих кристалічних циліндрів Дана обставина дозволяє не тільки одержати емпіричну, хоча і статистично достовірну, інформацію про досліджуваний шар плазми крові, але й проаналізувати та аналітично обґрунтувати сценарії зміни її оптико-анізотропних властивостей, обумовлених змінами фізіологічного стану.

Інший тип об'єкту, – синовіальна рідина, – містить сферолітну мережу біологічних кристалів, фазовозсуваюча здатність яких подібна до властивостей аналітично проаналізованих (розділ 3, 3.4) шарів сферичних двопроменезаломлюючих куль.

4.2. Статистична, кореляційна і фрактальна структура фазових мап мереж дендритних біологічних кристалів

На рис. 4.2 представлений координатний розподіл $\phi(m \times n)$ фазових зсувів (а) і гістограма їх випадкових значень (б) у лазерному зображенні шару плазми крові здорової людини.

Одержані експериментальні результати дослідження координатного розподілу фазових зсувів (рис. 4.2, ліва частина) вказують на значно меншу у порівнянні з даними комп'ютерного моделювання (розділ 3, 3.1 і 3.2, рис. 3.4, рис. 3.6 і рис. 3.8) властивостей шару прямолінійних двопроменезаломлюючих циліндрів фазвозсуваючу здатність шару реальної біологічної рідини.

Такі розбіжності пов'язані із незначною концентрацією кристалізованої у вигляді оптико-анізотропної альбумін-глобулінової фракції у слабко анізотропному рідкому шарі плазми крові. Зазначене твердження підтверджує факт наявності головного екстремуму ($\phi \approx 0{,}2$) у розподілі фаз на фоні широкого діапазону ($0{,}0 \leq \Delta\phi \leq \pi$) зміни їх значень у лазерному випромінюванні, що пройшло крізь досліджуваний шар.

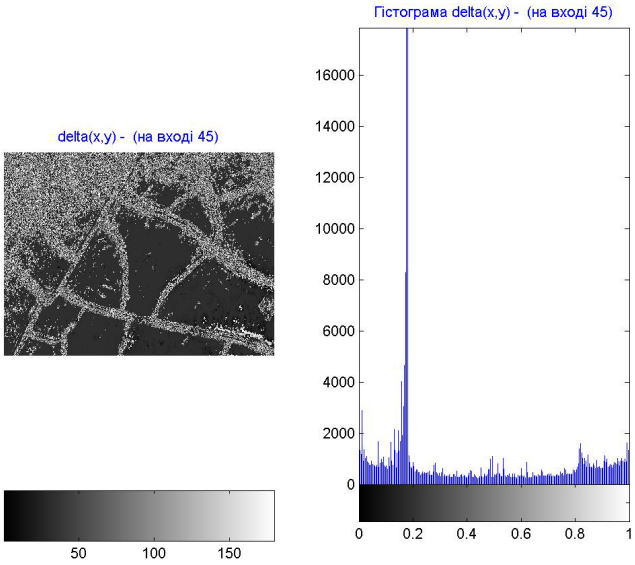


Рис. 4.2. Фазова мапа (ліва частина) і гістограма розподілу $\phi(x, y)$ (права частина) плазми крові здорової людини.

Гістограма розподілу випадкових значень $\phi(x, y)$ поля лазерного випромінювання, що пройшло крізь досліджуваний шар плазми крові здорової людини, містить один головний екстремум ($\phi \approx 0{,}2$), ймовірність якого у 20 разів більша за ймовірності інших екстремумів, які достатньо рівно ймовірно розподілені у всьому діапазоні фазових зсувів (рис. 4.2, права частина). Такі особливості ймовірнісного розподілу фазової мапи виявляються у суттєвому зростанні значень статистичних моментів вищих порядків у порівняні з середнім та дисперсією параметрів фазової мапи $\phi(m \times n)$, – $R_1^{\phi} = 0{,}16; R_2^{\phi} = 0{,}021; R_3^{\phi} = 1{,}24; R_4^{\phi} = 0{,}87$. Зростають також і абсолютні величини експериментально визначених асиметрії та ексцесу у порівнянні з аналогічними статистичними характеристиками лазерних зображень віртуальної сітки впорядкованих циліндричних кристалів , – див. розділ 3, таблиця 3.1.

Іншими словами, статистичні моменти ймовірнісного розподілу випадкових значень фазових зсувів лазерного зображення здорової плазми крові несуть інформацію про оптико-анізотропні властивості її переважно рідкої кристалічної фракції. При цьому інформація про альбумін-глобулінові рідкокристалічні мережі залишається статистично «завуальованою».

З метою більш детального дослідження її фазових проявів ми скористалися наступними методом селекції інформації. З усією множини значень $\phi(x,y)$ поля лазерного випромінювання вибиралися вибірки екстремальних значень, які відповідають фазовозсуваючій здатності рідкої оптико-анізотропної ($\phi(x,y) = max(0{,}2) \equiv S_4(x,y) = 0{,}0$) і кристалічної (альбумін-глобулін) фракції плазми крові ($\phi(x,y) = 0{,}5\pi \equiv S_4(x,y) = 1{,}0$). Тут $S_4(x,y)$ – четвертий параметр вектора Стокса лазерного зображення, що вимірюється безпосередньо і несе інформацію, як про фазові зсуви, так і про величину еліптичності.

Методика визначення вибірок екстремальних значень координатного розподілу четвертого параметру вектора Стокса лазерних зображень зразків плазми крові полягала у наступній послідовності дій. Зразок досліджуваного шару плазми опромінювався колімованим лазерним пучком, в межах площини якого визначався масив (600×400) значень четвертого параметру вектора Стокса (розділ 2, параграф 2.3, рис. 2.1):

$$S_4(m \times n) = \begin{Bmatrix} S_4^{11}, \ldots\ldots\ldots, S_4^{1m}; \\ S_4^{n1}, \ldots\ldots\ldots, S_4^{nm}. \end{Bmatrix} \tag{4.1}$$

У межах експериментально одержаного масиву визначалися екстремальні значення четвертого параметру вектора Стокса:

$$\begin{Bmatrix} S_4^{11}, \ldots\ldots\ldots, S_4^{1n} \\ \ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots \\ S_4^{m1}, \ldots\ldots\ldots, S_4^{mn} \end{Bmatrix} \begin{matrix} \Rightarrow S_4(x,y) = 0; \\ \Rightarrow S_4(x,y) = 1; \\ \Rightarrow S_4(x,y) = -1. \end{matrix} \tag{4.2}$$

Для масиву (4.2) здійснювався підрахунок (шляхом сканування вздовж напряму $n_{i+1} = n_i + 1pix$) кількості (у межах стовпчика $m_i \div m_i + 1pix$) екстремальних значень параметрів вектора Стокса $S_4^*(x, y)$, на основі якого визначався відповідний їх розподіл $N(S_4^*)$.

На серії рис. 4.3 – рис. 4.6 приведені координатні $S_4^*(x, y)$ і кількісні $N(S_4^*)$ розподіли (верхні рядки) вибірки екстремальних S_4^* значень фазових зсувів, а також автокореляційні функції $W(N)$ і логарифмічні залежності $log\, J\,(N) - log\, x^{-1}$ спектрів потужності (нижній рядок) розподілу $N(S_4^*)$ плазми крові здорової (рис. 4.3 і рис. 4.4) і хворої на запалення легенів (рис. 4.5 і рис. 4.6) людини.

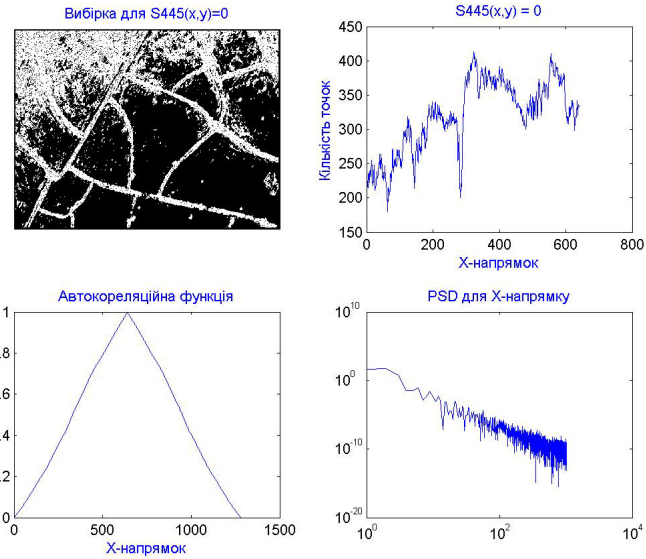


Рис. 4.3. Координатний і кількісний розподіли (верхній рядок) вибірки екстремальних (мінімальних) значень фазових зсувів. Автокореляційна функція і логарифмічна залежність спектру потужності (нижній рядок) розподілу $S_4(x, y) = 0$ плазми крові здорової людини.

Статистичний аналіз розподілів кількості екстремальних значень фазових зсувів лазерних зображень плазми крові здорової людини виявив наступні значення середнього, дисперсії, асиметрії та ексцесу, що характеризують залежності $N(S^*)$:

- $S_4 = 0{,}0 \rightarrow R_1^{\phi} = 0{,}56; R_2^{\phi} = 0{,}08; R_3^{\phi} = 0{,}17; R_4^{\phi} = 0{,}24;$
- $S_4 = 1{,}0 \rightarrow R_1^{\phi} = 0{,}24; R_2^{\phi} = 0{,}14; R_3^{\phi} = 1{,}78; R_4^{\phi} = 2{,}11$

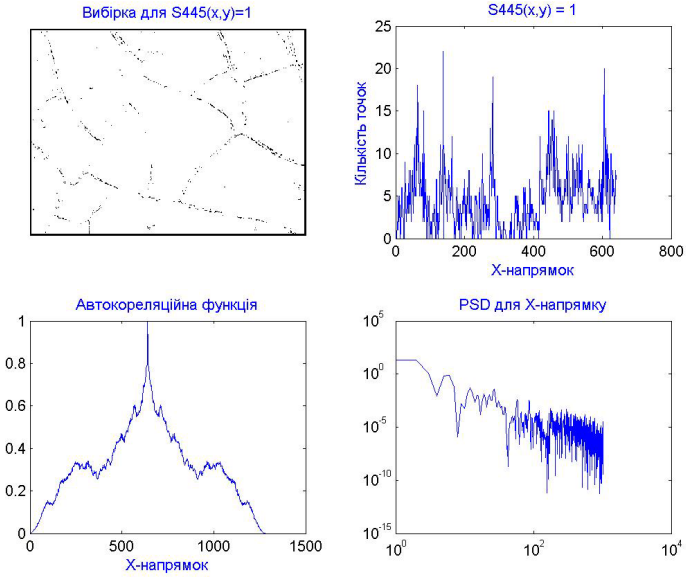


Рис. 4.4. Координатний і кількісний розподіли (верхній рядок) вибірки екстремальних (максимальних) значень фазових зсувів. Автокореляційна функція і логарифмічна залежність спектру потужності (нижній рядок) розподілу $S_4(x, y) = 1$ плазми крові здорової людини.

Установлено, що ймовірнісний розподіл $N(S_4 = 0{,}0)$ у порівнянні із розподілом випадкових значень $\phi(m \times n)$ (рис. 4.2) близький до нормального, – $R_{3;4}(S_4 = 0{,}0) \prec\prec R_{3;4}^{\phi}$.

Навпаки, статистичні моменти вищих порядків, які характеризують розподіл вибірки фазових зсувів кристалічної альбумін-глобулін мережі, значно менші за середнє та дисперсію, –

$R_{3;4}(S_4 = 1{,}0) \succ\succ R_{1;2}(S_4 = 1{,}0)$. Дана обставина корелює з даними аналітичного моделювання, що було проведене у попередньому розділі.

Порівняльний аналіз одержаних експериментальних результатів з даними комп'ютерного моделювання фазової структури лазерних полів, перетворених сітками циліндричних кристалів, виявив аналогічні (спільні) тенденції зміни сукупності статистичних моментів $R^{\phi}_{i=1;2;3;4}$.

Іншими словами, статистична структура фазового розподілу лазерного поля кристалічної мережі плазми крові досить складна і суттєво відрізняється від відомих класичних (нормального, рівноймовірного, експоненціального та ін.) розподілів. Так, статистичні моменти 3-го і 4-го порядків, які характеризують фазові зсуви, внесенні альбумін-глобуліновою кристалічною мережею у поле лазерного випромінювання, у 2,5-3 рази більші за теоретичні. Навпаки, експериментальні значення середнього і дисперсії менші за аналогічні теоретичні статистичні параметри у 2,1 і 4,2 рази.

Такі відмінності, у абсолютних значеннях статистичних моментів, на нашу думку пов'язані з двома причинами. Перша, – оптичні осі біологічних кристалів у площині зразку плазми крові, на відміну від впорядкованої мережі кристалічних циліндрів, розподілені за напрямами. Друга, – поперечні геометричні розміри кристалічних альбуміну і глобуліну є різними.

Зазначені особливості оптико-геометричної побудови мереж біологічних і віртуальних кристалів і визначають відмінності у абсолютних значеннях відповідних статистичних моментів, які характеризують фазові розподіли, перетвореного ними лазерного випромінювання.

Аналіз координатних розподілів вибірок екстремальних значень $\phi(m \times n)$ у межах кореляційного і фрактального підходів дав наступні результати.

Автокореляційна функція $W(N)$ залежності вибірки $N(S_4 = 0{,}0)$ лазерного зображення плазми крові здорової людини характеризується плавним, без осциляції падінням власних значень (рис. 4.3).

Така кореляційна структура свідчить про нормальний розподіл фазових зсувів, які вносяться рідкою (просторово неструктурованою) анізотропною фракцією і добре корелює з результатами комп'ютерного моделювання (розділ 3, 3.2, рис. 3.7 і рис. 3.9).

Навпаки, залежності $W\big(N(S_4 = 1{,}0)\big)$ характеризуються виразними осциляціями, що свідчить про наявність мережі біологічних кристалів.

Розбіжності між кореляційними характеристиками різних фазових вибірок $S_4(x, y) = 0{,}0$ і $S_4(x, y) = 1{,}0$ лазерних зображень можна пов'язати з тим, що значення фазового зсуву між ортогональними складовими амплітуди лазерного випромінювання (розділ 3, 3.1) надзвичайно чутливі («слабкі», 3.1.1 і «сильні», 3.1.2 фазові флуктуації) до зміни показника двопроменезаломлення рідкої і кристалічної речовини і геометричних розмірів альбумін-глобулінових кристалів плазми крові.

Тому, при координатній зміні кроку сканування лазерного зображення значення автокореляційної функції, що характеризує ступінь узгодженості фазового розподілу анізотропної рідкої фракції лазерного зображення, плавно спадають до падають до мінімально можливого рівня (рис. 4.3).

Для просторово структурованої мережі біологічних кристалів, як і у випадку впорядкованої мережі циліндричних кристалів (розділ 3, 3.2, рис. 3.1, рис. 3.3 і рис. 3.5) має місце квазіперіодична кореляційна узгодженість між значеннями фазових зсувів, які вносяться окремими двопроменезаломлюючими структурами кристалізованого альбуміна і глобуліна.

Кількісно відмінності між кореляційними структурами екстремальних вибірок фазових розподілів ілюструють наступні групи статистичних моментів розкладу Грама-Шарльє:

- $S_4 = 0{,}0 \rightarrow R_1^w = 0{,}0; R_2^w = 0{,}16; R_3^w = 0{,}0; R_4^w = 0{,}32;$

- $S_4 = 0{,}0 \rightarrow R_1^w = 0{,}0; R_2^w = 0{,}11; R_3^w = 0{,}0; R_4^w = 2{,}24.$

Як видно, найбільш чутливим, як було попередньо визначено у розділі 3, (3.3, таблиця 3.3 і таблиця 3.4), до змін кореляційних параметрів фазових розподілів лазерних зображень оптико-анізотропних шарів є ексцес автокореляційних функцій $W\big(N(S_4 = 1{,}0)\big)$.

Фрактальний аналіз вибірок екстремальних значень множини значень фазових зсувів $\varphi(m \times n)$ лазерного випромінювання, перетвореного шаром плазми крові здорової людини, виявив різний ступінь їх само подібності.

Так рідка оптико-анізотропна фракція формує самоподібний, фрактальний розподіл значень фазових зсувів між ортогональними компонентами амплітуди лазерної хвилі. Відповідні логарифмічні залежності $log\, J\left(N(S_4 = 0{,}0)\right) - log\, l^{-1}$ характеризуються прямою апроксимуючою кривою $V(\gamma)$, що нахилена під одним кутом $\gamma(1\mu m \leq l \leq 1000\mu m) = const$ (рис. 4.3).

Множина значень фазових зсувів, які виникають при проходженні лазерного випромінювання крізь альбумін-глобулінову мережу плазми крові, статистична. Для залежностей $log\, J\left(N(S_4 = 1{,}0)\right) - log\, l^{-1}$ відсутній стабільний нахил $V(\gamma)$ у межах всього діапазону зміни геометричних розмірів l (рис. 4.4).

На рис. 4.5 наведені результати експериментального дослідження фазових розподілів лазерного зображення зразку плазми крові людини із запаленням легенів.

Аналіз одержаних даних показує, що фазовозсуваюча здатність кристалічної альбумін-глобулінової мережі плазми крові людини із запальним процесом зростає (рис. 4.5, лівий фрагмент).

На даний факт вказує збільшення ймовірностей значень фазових зсувів практично у всьому діапазоні зміни їх значень (рис. 4.5, правий фрагмент).

Така особливість статистичного розподілу $\phi(m \times n)$ ілюструє процеси формування нових кристалічних структур з підвищеною концентрацією глобуліну у зміненій внаслідок запального процесу плазмі крові хворої людини.

Як видно з лазерного зображення відповідного шару плази крові, що наведене на рис. 4.1б, поряд з крупно масштабною ($l = 50\mu m \div 200\mu m$), просторово структурованою мережею кристалів альбуміну, сформована більш дрібномасштабна ($l = 5\mu m \div 50\mu m$) мережа кристалів глобуліна.

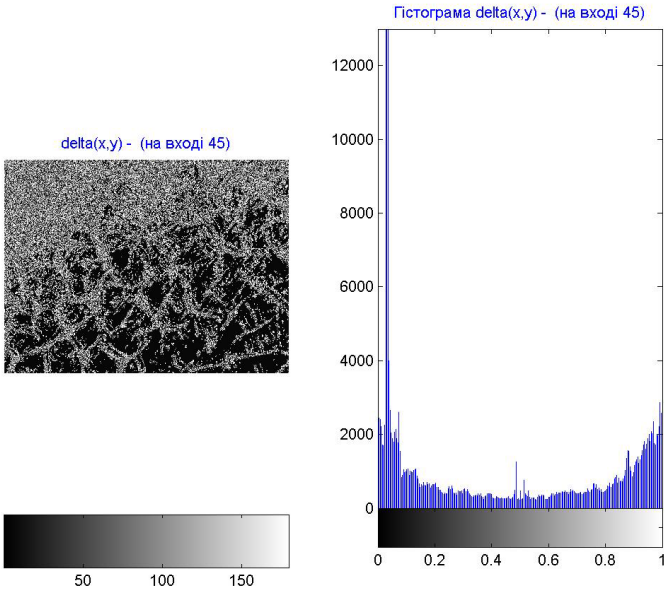


Рис. 4.5. Фазова мапа (ліва частина) і гістограма розподілу $\phi(x, y)$ (права частина) плазми крові людини хворої на запалення легенів.

Кількісно такий процес виявляється у тому, що значення ймовірності фазових зсувів лазерного пучка перерозподіляються у широку ділянку ($\Delta\phi = -90^0 \div +90^0$). Зазначені зміни випадкового розподілу значень фазових зсувів ϕ обох оптико-анізотропних фракцій плазми крові хворої на запалення легенів характеризують незначні збільшення (на 25%) величини його дисперсії та зменшення його асиметрії (на 35%) та ексцесу (на 40%), -$R_1^{\phi} = 0{,}12$; $R_2^{\phi} = 0{,}025$; $R_3^{\phi} = 0{,}98$; $R_4^{\phi} = 1{,}07$.

Рис. 4.6 і рис. 4.7 ілюструють серію кореляційних і фрактальних залежностей, які характеризують екстремальні фазові вибірки лазерних зображень зразку плазми крові людини із запаленням легенів.

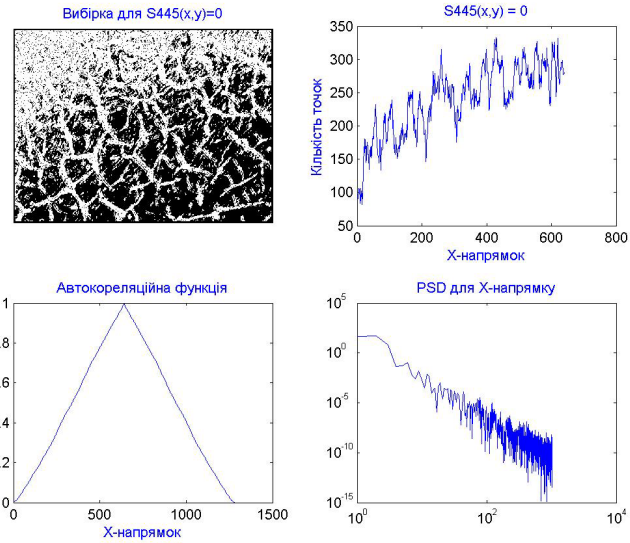


Рис. 4.6. Координатний і кількісний розподіли (верхній рядок) вибірки екстремальних (мінімальних) значень фазових зсувів. Автокореляційна функція і логарифмічна залежність спектру потужності (нижній рядок) розподілу $S_4(x, y) = 0$ плазми крові людини хворої на запалення легенів.

Статистичний аналіз розподілів кількості екстремальних значень фазових зсувів лазерних зображень плазми крові хворої людини виявив наступні значення середнього, дисперсії, асиметрії та ексцесу, що характеризують залежності $N(S^*)$:

- $S_4 = 0{,}0 \rightarrow R_1^{\phi} = 0{,}62; R_2^{\phi} = 0{,}065; R_3^{\phi} = 0{,}11; R_4^{\phi} = 0{,}18;$
- $S_4 = 1{,}0 \rightarrow R_1^{\phi} = 0{,}11; R_2^{\phi} = 0{,}31; R_3^{\phi} = 0{,}67; R_4^{\phi} = 0{,}85.$

Установлено, що ймовірнісний розподіл $N(S_4 = 0{,}0)$ як і у випадку фазового аналізу лазерного зображення плазми крові здорової людини близький до нормального, $R_{3;4}(S_4 = 0{,}0) \prec\prec R_{3;4}^{\phi}$.

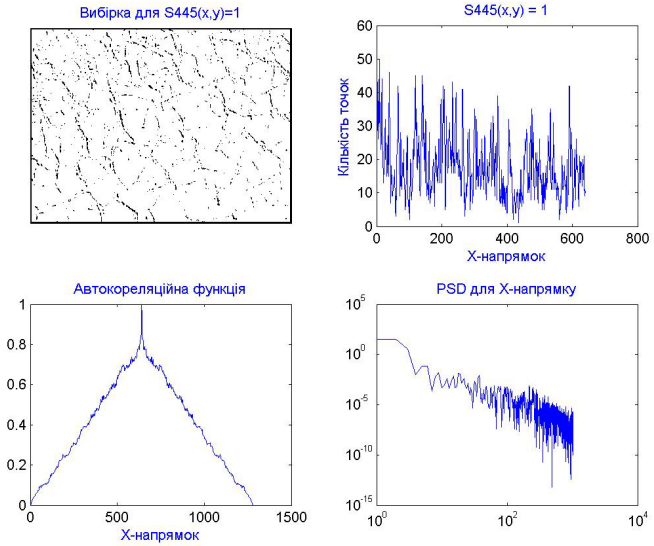


Рис. 4.7. Координатний і кількісний розподіли (верхній рядок) вибірки екстремальних значень фазових зсувів. Автокореляційна функція і логарифмічна залежність спектру потужності (нижній рядок) розподілу $S_4(x, y) = 1$ плазми крові людини хворої на запалення легенів.

Навпаки, статистичні моменти, які характеризують розподіл вибірки фазових зсувів кристалічної альбумін-глобулін мережі

значно відрізняються за абсолютними величинами. Так, значення середнього $R_1(S_4 = 1{,}0)$ зменшується у 2,5 рази, дисперсії $R_2(S_4 = 1{,}0)$ збільшується у 3 рази; асиметрії $R_3(S_4 = 1{,}0)$ та ексцесу $R_4(S_4 = 1{,}0)$ зменшуються у 3 і 2,5 рази твідповідно.

Такий результат добре узгоджується із аналітично проаналізованими (розділ 3, 3.1, рис. 3.1, рис. 3.3, рис. 3.5, таблиця 3.1 і таблиця 3.2) тенденціями зміни статистичної структури фазових розподілів лазерних полів, які перетворені сітками впорядкованих кристалів із «підвищеним» значенням показника двопроменезаломлення Δn^*.

З аналізу кореляційних залежностей розподілу екстремальних вибірок фаз лазерного зображення плазми крові людини із запаленням легенів випливає в цілому подібна до здорової плазми крові структура.

Кількісно відмінності між кореляційними структурами екстремальних вибірок фазових розподілів лазерних зображень зразків крові обох типів ілюструють наступні групи статистичних моментів розкладу Грама-Шарльє:

- $S_4 = 0{,}0 \rightarrow R_1^w = 0{,}0; R_2^w = 0{,}36; R_3^w = 0{,}0; R_4^w = 0{,}21;$
- $S_4 = 0{,}0 \rightarrow R_1^w = 0{,}0; R_2^w = 0{,}26; R_3^w = 0{,}0; R_4^w = 0{,}92.$

Як видно, найбільш чутливим, як було попередньо визначено у розділі 3, (3.3, таблиця 3.3 і таблиця 3.4), до змін кореляційних параметрів фазових розподілів лазерних зображень оптико-анізотропних шарів є ексцес автокореляційних функцій $W\big(N(S_4 = 1{,}0)\big)$.

Даний статистичний параметр, який характеризує кореляційну узгодженість екстремальних фазових зсувів кристалічної мережі лазерного зображення плазми крові зменшується практично у 3 рази при наявності запального процесу.

Фрактальний аналіз вибірок екстремальних значень множини значень фазових зсувів $\phi(m \times n)$ виявив, що рідка оптико-анізотропна фракція формує фрактальний розподіл значень фазових

зсувів між ортогональними компонентами амплітуди лазерної хвилі (рис. 4.6).

Навпаки, множина значень фазових зсувів, які виникають при проходженні лазерного випромінювання крізь альбумін-глобулінову мережу плазми крові, статистична (рис. 4.7).

4.3. Статистичні, кореляційні і фрактальні критерії фазової діагностики запального процесу

Порівняльні значення і діапазони зміни статистичних моментів $R_{i=1-4}^{\phi}$ координатних розподілів фазових зсувів лазерних зображень плазми крові обох груп приведені в таблиці 4.1 і таблиці 4.2.

Таблиця 4.1. Статистичні моменти $R_{i=1-4}^{\phi}$ координатних розподілів $\phi(x,y)$ лазерного випромінювання, перетвореного плазмою крові здорової і хворої людини

$R_{i=1-4}^{\phi}$	Здорова (11 пацієнтів)	Запалення легенів (10 пацієнтів)
R_1^{ϕ}	0,16±0,18	0,12±0,15
R_2^{ϕ}	0,021±0,0029	0,025±0,0032
R_3^{ϕ}	1,24±0,16	0,98±0,11
R_4^{ϕ}	0,87±0,093	1,07±0,12

Таблиця 4.2. Статистичні моменти $R_{i=1-4}^{\phi}$ вибірок екстремальних значень координатних розподілів $\phi(x,y)$ лазерного випромінювання, перетвореного плазмою крові здорової і хворої людини

$S_4(x,y)$	$S_4(x,y)=0$		$S_4(x,y)=1$	
$R_{i=1-4}^{\phi}$	Здорова (11 пацієнтів)	Запалення легенів (10 пацієнтів)	Здорова (11 пацієнтів)	Запалення легенів (10 пацієнтів)
R_1^{ϕ}	0,56±0,061	0,62±0,065	0,24±0,028	0,11±0,015

R_2^{ϕ}	0,08±0,009	0,065±0,0074	0,14±0,019	0,31±0,037
R_3^{ϕ}	0,17±0,021	0,11±0,016	1,78±0,22	0,67±0,075
R_4^{ϕ}	0,24±0,031	0,18±0,022	2,11±0,28	0,85±0,093

З одержаних даних про експериментально визначену статистичну структуру розподілів фазових зсувів між ортогональними складовими амплітуди лазерного випромінювання, перетвореного зразками плазми крові обох груп здорових і хворих пацієнтів, випливає об'єктивна можливість достовірної діагностики запального процесу.

Установлені наступні діапазони відмінностей між статистичними моментами $R_{i=1-4}^{\phi}$ вибірки екстремальних значень $(S_4(x,y) = 1{,}0)$ фазових розподілів лазерних зображень плазми крові контрольної групи пацієнтів (група 1) та хворих з запаленням легенів, – середнє (збільшення у 2,5 рази); дисперсія (зменшення у 3 рази); асиметрія (збільшення у 3,1 рази) і ексцес (збільшення у 2,35 рази).

У таблиці 4.3 і таблиці 4.4 систематизовано дані про кореляційні і фрактальні параметри координатних розподілів фаз лазерних зображень зразків біопсії тканини грудної залози всіх груп.

Таблиця 4.3. Статистичні моменти $R_{i=1-4}^{\phi}$ розкладу автокореляційних функцій вибірок екстремальних значень координатних розподілів $\phi(x,y)$ лазерного випромінювання, перетвореного плазмою крові здорової і хворої людини

$S_4(x,y)$	$S_4(x,y) = 0$		$S_4(x,y) = 1$	
$R_{i=1-4}^{w}$	Здорова (11 пацієнтів)	Запалення легенів (10 пацієнтів)	Здорова (11 пацієнтів)	Запалення легенів (10 пацієнтів)
R_1^w	0,0	0,0	0,0	0,0
R_2^w	0,32±0,038	0,36±0,044	0,11±0,013	0,26±0,032

R_3^w	0,0	0,0	0,0	0,0
R_4^w	0,16±0,019	0,21±0,027	2,24±0.29	0,92±0,11

З одержаних даних досліджень кореляційних параметрів розподілів структури $\phi(m \times n)$ об'єктного лазерного поля плазми крові обох груп здорових і хворих пацієнтів випливає, визначення значень статистичних моментів $R_2^w(S_4 = 1{,}0)$ (зростання у 2,7 рази) і $R_4^w(S_4 = 1{,}0)$ (зменшення у 2,2 рази) дозволяє достовірно діагностувати наявність запального процесу.

Значення дисперсії D_f розподілу екстремумів log – log залежностей спектрів потужності залежностей $N(S_4 = 1{,}0)$ пацієнтів групи хворих на запалення легенів менші у 2,6 рази за величину аналогічного параметру спектру потужності фазового розподілу лазерних зображень зразків плазми крові контрольної групи.

Таблиця 4.4. Фрактальні розмірності F_k та дисперсія D_f спектрів потужності вибірок екстремальних значень координатних розподілів $\phi(x, y)$ лазерного випромінювання, перетвореного плазмою крові здорової і хворої людини.

$S_4(x,y)$	$S_4(x,y) = 0$		$S_4(x,y) = 1$	
F_k	Здорова (11 пацієнтів)	Запалення легенів (10 пацієнтів)	Здорова (11 пацієнтів)	Запалення легенів (10 пацієнтів)
F_1	2,12±0,11	2,01±0,09	Стат.	Стат.
F_2	–	–	Стат.	Стат.
D_f	0,23±0,024	0,27±0,032	0,31±0,038	0,19±0,023

4.4. Статистична, кореляційна і фрактальна структура фазових розподілів полів лазерного випромінювання, перетвореного мережами сферолітних біологічних кристалів

В якості об'єкту дослідження використовувалися шари синовіальної рідини з різними патологіями – остеоартрит (рис. 4.1в) і ревматоїдний артрит (рис. 4.1г).

Головна мета досліджень виявлення фізичних закономірностей фазових перетворень когерентного лазерного випромінювання мережами біологічних кристалів із сферичною симетрією для установлення можливостей не тільки діагностики але й диференціації запальних процесів.

На серії рис. 4.8 – рис. 4.13 приведені фазові мапи (рис. 4.8 і рис. 4.11); координатні $S_4^*(x,y)$ і кількісні $N(S_4^*)$ розподіли (верхні рядки) вибірки екстремальних S_4^* значень фазових зсувів, а також автокореляційні функції $W(N)$ і логарифмічні залежності $log\,J\,(N) - log\,x^{-1}$ спектрів потужності (нижній рядок) розподілу $N(S_4^*)$ синовіальної рідини людини з остеоартритом (рис. 4.8-рис. 4.11) і хворої ревматоїдний артрит (рис. 4.11-рис. 4.13).

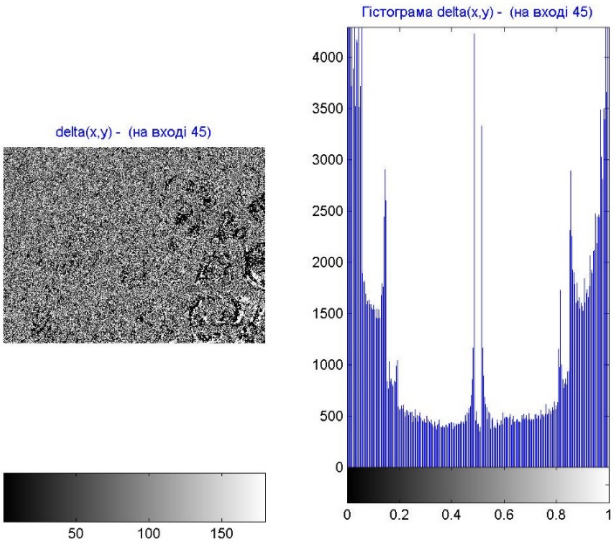


Рис. 4.8. Фазова мапа (ліва частина) і гістограма розподілу $\phi(x,y)$ (права частина) синовіальної рідини людини з остеартритом.

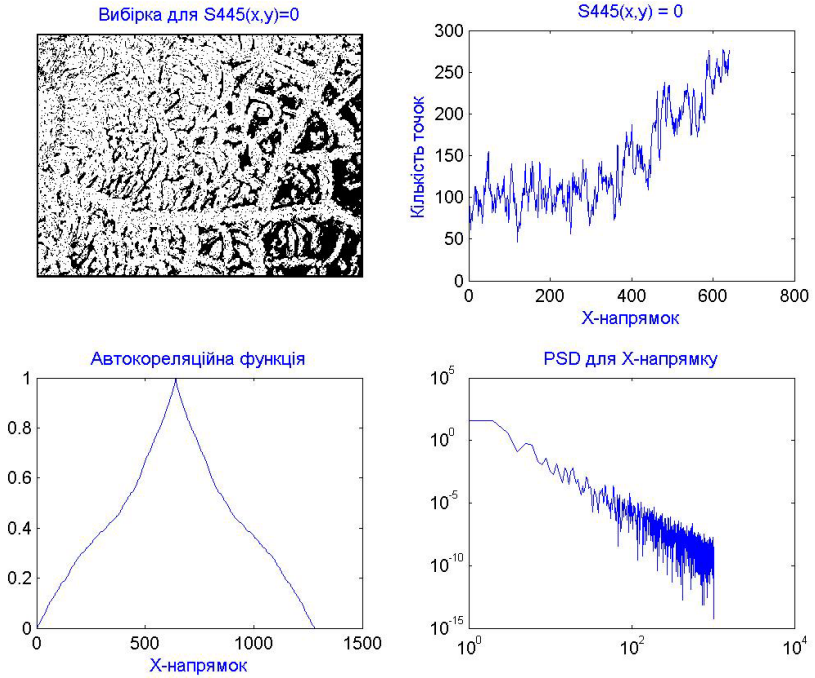


Рис. 4.9. Координатний і кількісний розподіли (верхній рядок) вибірки екстремальних (мінімальних) значень фазових зсувів. Автокореляційна функція і логарифмічна залежність спектру потужності (нижній рядок) розподілу $S_4(x, y) = 0$ синовіальної рідини людини з остеоартритом.

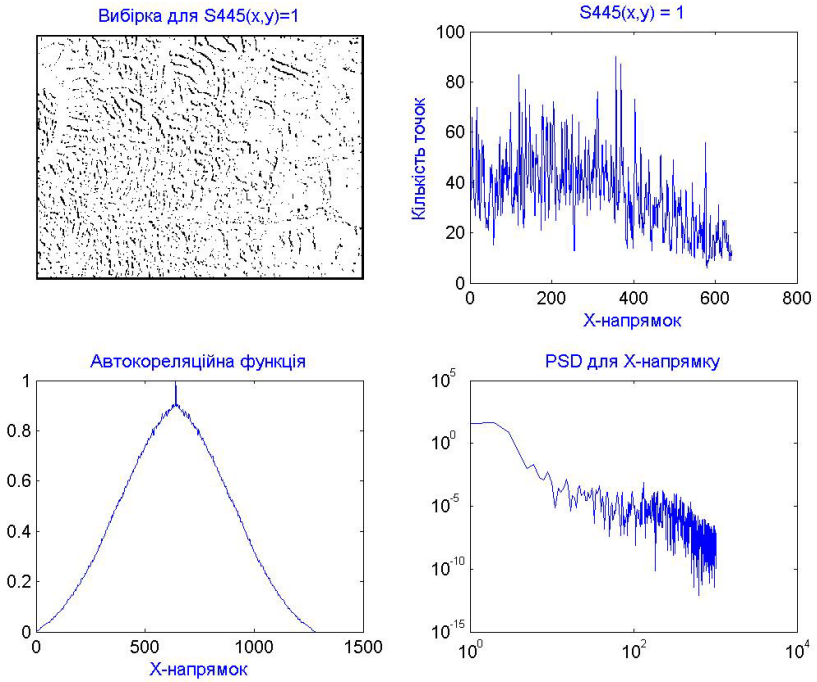


Рис. 4.10. Координатний і кількісний розподіли (верхній рядок) вибірки екстремальних (максимальних) значень фазових зсувів. Автокореляційна функція і логарифмічна залежність спектру потужності (нижній рядок) розподілу $S_4(x, y) = 1$ синовіальної рідини людини з остеоартритом.

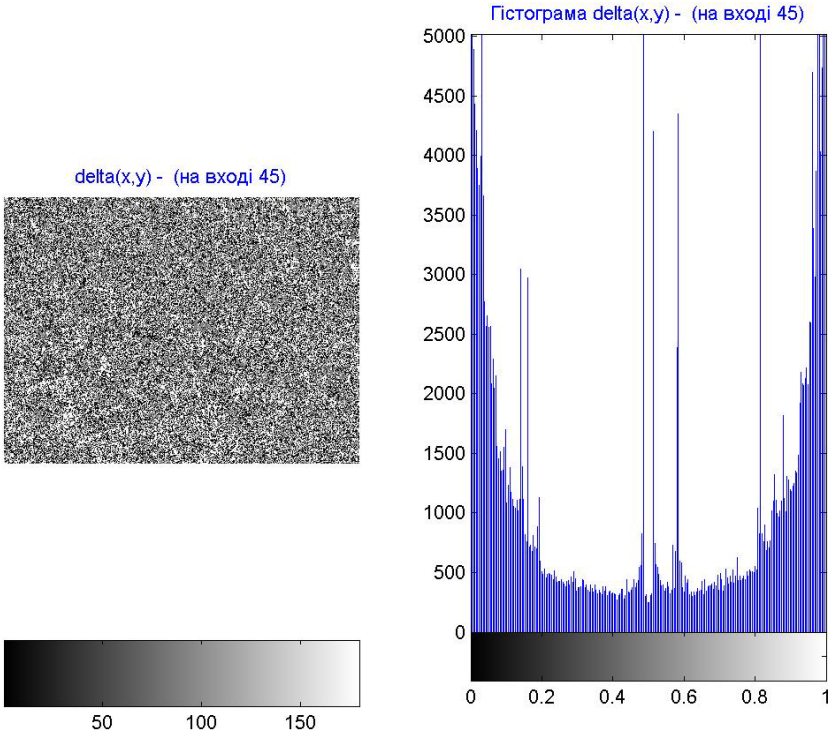


Рис. 4.11. Фазова мапа (ліва частина) і гістограма розподілу $\phi(x, y)$ (права частина) синовіальної рідини людини з ревматоїдним артритом.

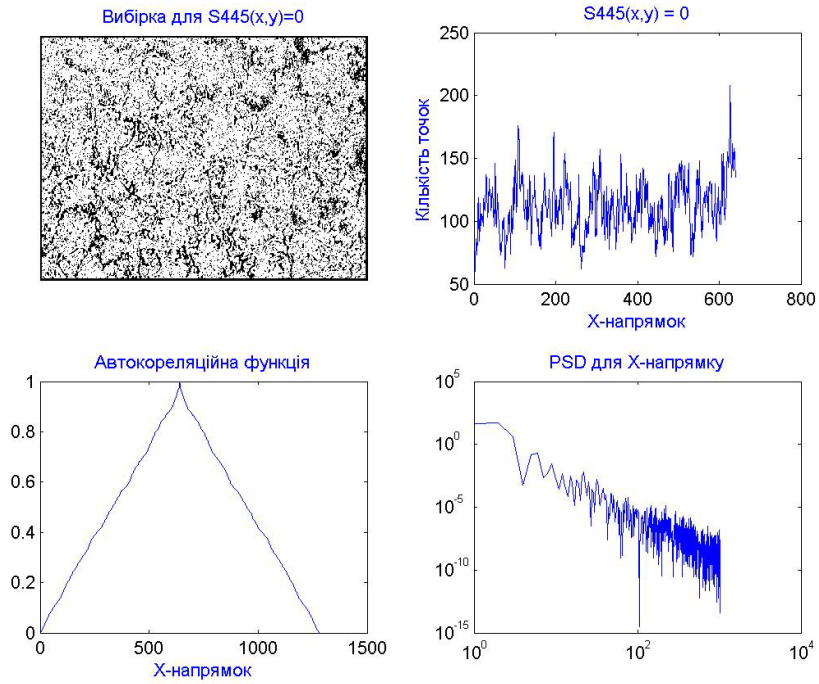


Рис. 4.12. Координатний і кількісний розподіли (верхній рядок) вибірки екстремальних (мінімальних) значень фазових зсувів. Автокореляційна функція і логарифмічна залежність спектру потужності (нижній рядок) розподілу $S_4(x, y) = 0$ синовіальної рідини людини з ревматоїдним артритом.

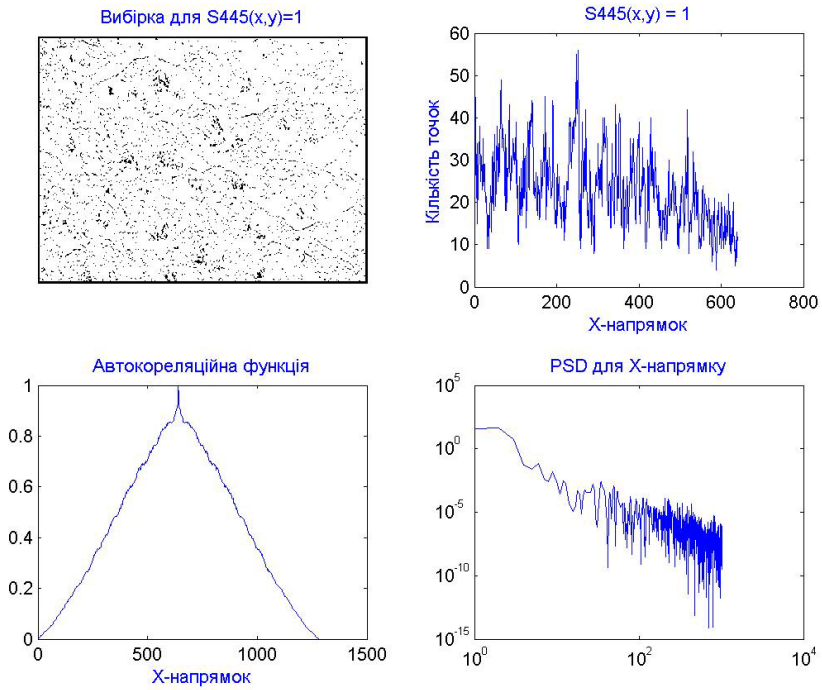


Рис. 4.13. Координатний і кількісний розподіли (верхній рядок) вибірки екстремальних (максимальних) значень фазових зсувів. Автокореляційна функція і логарифмічна залежність спектру потужності (нижній рядок) розподілу $S_4(x,y) = 1$ синовіальної рідини людини з ревматоїдним артритом.

Порівняльний аналіз сукупності експериментальних даних про статистичну, кореляційну і фрактальну структуру фазових розподілів лазерних зображень шарів синовіальної рідини з різними типами захворювань виявив:

1.Загальні закономірності фізичних механізмів перетворення лазерного випромінювання мережами сферолітних біологічних кристалів подібні до аналогічних процесів формування фазових розподілів полів когерентного випромінювання мереж дендритних

кристалів, а також до результатів комп'ютерного моделювання фазозсуваючих властивостей віртуальних двопроменезаломлюючих сіток циліндричних і сферичних кристалів:

- гістограми розподілів $\phi(x, y)$ достатньо рівноймовірні (рис. 4.2, рис. 4.5 і рис. 4.8, рис. 4.11);
- найбільш чутливі до змін оптико-анізотропних властивостей мереж біологічних кристалів статистичні моменти 3-го і 4-го порядків екстремальних фазових вибірок $S_4(x, y) = 1{,}0$ (рис. 4.4, рис. 4.7 і рис. 4.10, рис. 4.13);
- залежності автокореляційних функцій $W\left(N(S_4^*)\right)$ розподілів кількості екстремальних фазових вибірок $N(S_4 = 0{,}0)$ (монотоннє падіння – статистична складова) і $N(S_4 = 1{,}0)$ (монотоннє падіння + осциляції власних значень – статистична і стохастичні складові) подібні (рис. 4.3, рис. 4.4 і рис. 4.9, рис. 4.10);
- найбільш чутливий до змін оптико-анізотропних властивостей мереж біологічних кристалів – ексцес розподілу кількості екстремальних фазових вибірок $N(S_4 = 1{,}0)$ (рис. 4.4, рис. 4.7 і рис. 4.10, рис. 4.13);
- фазові розподіли лазерних зображень рідкої оптико-анізотропної фракції біологічних рідин всіх типів самоподібні або фрактальні;
- множини значень фазових зсувів лазерних зображень мереж двопроменезаломлюючих біологічних кристалів статистичні.

2. Головні відмінності між розподілами фазових зсувів лазерного випромінювання, перетвореного сферолітними мережами біологічних кристалів у порівняні із дендритними кристалічними мережами полягають у:

- значення статистичних моментів вищих порядків екстремальних фазових вибірок $S_4(x, y) = 1{,}0$ зменшуються;

- ексцес розподілу кількості екстремальних фазових вибірок $N(S_4 = 1{,}0)$ лазерних зображень синовіальної рідини зменшується у порівнянні із аналогічним кореляційним параметром, який характеризує фазовозсуваючу здатність плазми крові.

4.5. Статистичні, кореляційні та фрактальні критерії диференціації типів запальних процесів на основі фазового аналізу лазерних зображень сферолітних кристалічних мереж

У серії таблиць 4.5 – 4.8 наведено кількісні параметри, що характеризують величини і діапазони зміни статистичних моментів $R^{\phi}_{i=1;2;3;4}$ фазових розподілів $\phi(x,y)$ (таблиця 4.5); статистичних моментів $R^{\phi}_{i=1-4}(S_4 = 0{,}0)$ і $R^{\phi}_{i=1-4}(S_4 = 1{,}0)$ розподілів кількості екстремальних значень координатних розподілів $\phi(x,y)$ (таблиця 4.6); статистичних моментів $R^{w}_{i=1-4}$ розкладу автокореляційних функцій $W\left(N(S_4^*)\right)$ розподілів кількості кількості екстремальних значень координатних розподілів $\phi(x,y)$ (таблиця 4.7); фрактальні розмірності F_k та дисперсія D_f спектрів потужності вибірок екстремальних значень координатних розподілів $\phi(x,y)$ (таблиця 4.8).

Таблиця 4.5. Статистичні моменти $R^{\phi}_{i=1-4}$ координатних розподілів $\phi(x,y)$ лазерного випромінювання, перетвореного синовіальною рідиною людини з остео- та ревматоїдним артритом

$R^{\phi}_{i=1-4}$	Здорова (11 пацієнтів)	Запалення легенів (10 пацієнтів)
R^{ϕ}_{1}	0,31±0,037	0,32±0,043
R^{ϕ}_{2}	0,23±0,029	0,25±0,032
R^{ϕ}_{3}	0,67±0,073	0,49±0,053
R^{ϕ}_{4}	0,54±0,061	0,37±0,044

Таблиця 4.6. Статистичні моменти $R^{\phi}_{i=1-4}$ вибірок екстремальних значень координатних розподілів $\phi(x,y)$ лазерного випромінювання, перетвореного синовіальною рідиною людини з остео- та ревматоїдним артритом

$S_4(x,y)$	$S_4(x,y)=0$		$S_4(x,y)=1$	
$R^{\phi}_{i=1-4}$	Здорова (11 пацієнтів)	Запалення легенів (10 пацієнтів)	Здорова (11 пацієнтів)	Запалення легенів (10 пацієнтів)
R^{ϕ}_{1}	0,46±0,049	0,51±0,055	0,22±0,028	0,36±0,042
R^{ϕ}_{2}	0,11±0,015	0,09±0,011	0,23±0,03	0,13±0,017
R^{ϕ}_{3}	0,21±0,024	0,15±0,018	0,89±0,097	2,17±0,27
R^{ϕ}_{4}	0,29±0,036	0,23±0,027	0,77±0,081	2,86±0,31

Таблиця 4.7. Статистичні моменти $R^{w}_{i=1-4}$ розкладу автокореляційних функцій $W\left(N(S_4^*)\right)$ розподілів кількості кількості екстремальних значень координатних розподілів $\phi(x,y)$

$S_4(x,y)$	$S_4(x,y)=0$		$S_4(x,y)=1$	
$R^{w}_{i=1-4}$	Здорова (11 пацієнтів)	Запалення легенів (10 пацієнтів)	Здорова (11 пацієнтів)	Запалення легенів (10 пацієнтів)
R^{w}_{1}	0,0	0,0	0,0	0,0
R^{w}_{2}	0,35±0,037	0,36±0,039	0,19±0,022	0,31±0,033
R^{w}_{3}	0,0	0,0	0,0	0,0
R^{w}_{4}	0,11±0,013	0,09±0,009	1,09±0,14	0,64±0,071

Таблиця 4.8. Фрактальні розмірності F_k та дисперсія D_f спектрів потужності вибірок екстремальних значень координатних розподілів $\phi(x,y)$ лазерного випромінювання, перетвореного синовіальною рідиною людини з остео- та ревматоїдним артритом

$S_4(x,y)$	$S_4(x,y)=0$		$S_4(x,y)=1$	
F_k	Здорова (11 пацієнтів)	Запалення легенів (10 пацієнтів)	Здорова (11 пацієнтів)	Запалення легенів (10 пацієнтів)
F_1	2,09±0,17	1,97±0,15	Стат.	Стат.
F_2	-	-	Стат.	Стат.
D_f	0,18±0,022	0,21±0,028	0,27±0,033	0,18±0,023

Порівняльний аналіз експериментально визначених параметрів показав, що діагностично чутливими до типу запального процесу виявилися:

- статистичні моменти 3-го і 4-го порядку розподілів кількості екстремальних значень фазових зсувів $N(S_4(x,y)=1)$ лазерних зображень синовіальної рідини різного фізіологічного стану, – відмінності між ними складають 2,4 і 4,1 рази;
- дисперсія та ексцес розкладу Грама-Шарльє відрізняється для двох типів синовіальної рідини у 1,8 і 1,9 рази;
- дисперсія спектрів потужності вибірок екстремальних значень координатних розподілів $\phi(x,y)$ лазерного випромінювання, перетвореного синовіальною рідиною людини з остео- та ревматоїдним артритом, – відмінності між ними складають 1,75 рази.

Таким чином можна констатувати:

1. Установлено, що лазерні зображення біологічних рідин незалежно від їх фізіологічного стану володіють розвиненою структурою фазових зсувів між ортогональними складовими амплітуди, що формуються оптико анізотропними дендритними і сферолітними мережами біологічних кристалів.
2. Виявлено та обґрунтовано комплекс критеріїв фазової діагностики виникнення запальних процесів (запалення легенів) і диференціації їх типу (остеоартрит і ревматоїдний артрит)

на основі статистичного (статистичні моменти 1-го – 4-го порядків), кореляційного (статистичні моменти розкладу Грама-Шарльє) і фрактального (фрактальна розмірність та дисперсія розподілу екстремумів log – log залежностей спектрів потужності) аналізу фазових розподілів лазерних зображень плазми крові і синовіальної рідини.

Слід зазначити, що проведені дослідження взаємозв'язків координатних розподілів статистичних, кореляційних і фрактальних параметрів, які характеризують фазову структуру лазерних зображень зразків біологічних рідин обмежені наближенням оптично тонких шарів і не несуть інформації про багаторазове розсіяння когерентного випромінювання у оптично товстих шарах біологічних тканин.

Як показало комп'ютерне моделювання процесів перетворення фазової структури багаторазово розсіяних когерентних полів – розподіли випадкових значень фазових зсувів між ортогональними компонентами амплітуди лазерного випромінювання нормалізуються в наслідок суттєвого зростання впливу перехресної інтерференції великої кількості парціальних хвиль. Тому, фазові дослідження втрачають свою інформативність в аспекті діагностики оптико-анізотропної структури оптично товстих шарів. Виходячи з цього актуальним постає завдання пошуку нових параметрів описання фазової структури багаторазово розсіяних полів лазерного випромінювання.

РОЗДІЛ 5
ВЗАЄМОЗВ'ЯЗКИ СТУПЕНЯ ВЗАЄМНОЇ КОГЕРЕНТНОСТІ ПОЛІВ ЛАЗЕРНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ ТА ОПТИКО-ГЕОМЕТРИЧНОЇ СТРУКТУРИ КРИСТАЛІЧНИХ МЕРЕЖ

У даному розділі наведено результати комп'ютерного моделювання процесів формування кореляційно-фазової структури лазерного випромінювання, перетвореного мережами двопроменезаломлюючих кристалів циліндричної і сферичної форми з різним рівнем фазових флуктуацій.

Досліджено трансформацію *статистичних* (статистичні моменти 1-го – 4-го порядків ($R^{\mu}_{i=1-4}$) координатних розподілів комплексного ступеня кореляції μ_{12} між ортогональними компонентами амплітуди лазерного випромінювання у різних його точках), *кореляційних* (статистичні моменти 1-го – 4-го порядків ($R^{w}_{i=1-4}$) розкладу Грама-Шарльє автокореляційних функцій ($W_{\mu}(\Delta r)$) координатних розподілів μ_{12}) і *фрактальних* (фрактальні розмірності (F_k) і дисперсія (D_f) логарифмічних залежностей спектрів потужності (J) розподілів μ_{12} від просторових частот (l^{-1})) параметрів, що характеризують кореляційно-фазову структуру, перетвореного ОАШ, лазерного випромінювання.

Визначено взаємозв'язки між змінами сукупності статистичних, кореляційних і фрактальних параметрів кореляційно-фазових розподілів поля лазерного випромінювання та змінами величини двопроменезаломлення і геометричної конфігурації кристалів ОАШ.

5.1. Ступінь когерентності електромагнітного поля

У даному параграфі наведені короткі теоретичні дані, щодо можливості використання додаткового, «двохточкового» параметру для описання фазової структури полів розсіяного лазерного випромінювання.

У розділі 1 було детально проаналізовано можливість та ефективність використання кореляційного «двохточкового» параметру, – комплексного ступеня взаємної поляризації, а також його модуля і фази, – для описання поляризаційно-неоднорідної структури полів розсіяного лазерного випромінювання.

Даний поляризаційно-кореляційний підхід має багато переваг (більша чутливість, азимутальна стійкість, можливість селекції поляризаційної інформації і т. ін.) у порівняні із «одно точковими» методами лазерної поляриметрії лазерних полів.

Проте, поза увагою даного підходу залишається фазова інформація, що міститься у полях розсіяного оптико-анізотропними шарами. Окрім цього, у випадку багаторазового розсіяння має місце процес деполяризації лазерного випромінювання.

Тому актуальним є пошук нових, додаткових параметрів, які характеризують кореляційну узгодженість фазових розподілів багаторазово розсіяних лазерних полів.

У роботі [*«Degree of coherence for electromagnetic fields», Optic Express 11, 1137-1143 (2003*] Терво і Файберг ввели новий аналітичний параметр $\mu(r_1; r_2)$, – комплексний ступінь когерентності (КСК), який характеризує ступень кореляції між ортогональними складовими амплітуд $(E_x; E_y)$ лазерного поля у двох точках з координатами r_1 і r_2.

З фізичної точки зору КСК $\mu(r_1,\mathrm{r}_2)$ містить інформацію про кореляцію між ортогональними компонентами поля лазерного випромінювання та дорівнює одиниці тільки у випадку повної кореляції між всіма компонентами поля в точках r_1 та r_2.

5.2. Ступінь когерентності лазерного випромінювання, перетвореного кристалічними мережами оптично одноосних двопроменезаломлюючих кристалів

Слід зазначити, що параметр КСК було введено суто для теоретичного аналізу кореляційної структури полів когерентного

випромінювання у вільному просторі їх розповсюдження. При цьому, розглядалися лише механізми інтерференції парціальних хвильових фронтів із довільно розподіленими амплітудами і фазовими зсувами між ними. Механізми ж формування таких хвиль фазово-неоднорідним об'єктом, як результат поляризаційно-фазової модуляції, не розглядався. Тому актуальним постає завдання урахування оптичних властивостей оптико-геометричної структури фазово-неоднорідного шару з метою пошуку взаємозв'язку між розподілами значень КСК поля лазерного випромінювання та параметрами анізотропії (розподілами напрямів оптичних осей і величини двопроменезаломлення).

У нашому випадку такими оптико-анізотропними об'єктами є мережі двопроменезаломлюючих біологічних кристалів (розділ 3, 3.1 і 3.3, розділ 4, 4.1).

Відомо, що вичерпно повно поляризаційно-фазові властивості оптично одноосного двопроменезаломлюючого кристалу описуються наступним оператором або матрицею Джонса:

$$\{D\}_j = \begin{Vmatrix} d_{11} & d_{12} \\ d_{21} & d_{22} \end{Vmatrix}, \tag{5.1}$$

де:

$$d_{ik}(r,\rho,\delta) = \begin{cases} d_{11} = cos^2\,\rho\,(r) + sin^2\,\rho\,(r)\,exp\big(-i\delta(r)\big); \\ d_{12} = d_{21} = cos\,\rho\,(r)\,sin\,\rho\,(r)\big(1 - exp\big(-i\delta(r)\big)\big); \\ d_{22} = sin^2\,\rho\,(r) + cos^2\,\rho\,(r)\,exp\big(-i\delta(r)\big). \end{cases} \tag{5.2}$$

Тут ρ – напрямок оптичної осі; $\delta = {}^{2\pi}/_{\lambda}\,\Delta n d$ – фазовий зсув між ортогональними складовими E_x і E_y амплітуди лазерної хвилі довжиною λ, що пройшла крізь оптико-анізотропний шар з геометричною товщиною d та показником двопроменезаломлення Δn у точці з координатою r.

Для мережі ($j = 1 \div N$) біологічних кристалів сукупність елементів матриці Джонса $\left(\bar{d}_{ik}\right)$ визначається наступним алгоритмом:

$$\bar{d}_{ik} = \sum_{j=1}^{N} \sum_{j=1}^{N} (d_{ik})_j. \quad (5.3)$$

Для «нескінченої» ($N \to \infty$) кількості кристалів вираз (5.4) трансформується наступним чином

$$\tilde{d}_{ik} = \int_0^{\pi} \int_0^{2\pi} Q_\rho W_\delta d_{ik}(\rho, \delta) d\rho d\delta. \quad (5.5)$$

Тут Q_ρ і W_δ – функції розподілу напрямів оптичних осей (ρ) і фазових зсувів (δ), які вносять між ортогональними компонентами амплітуди лазерної хвилі біологічні кристали.

Розглянемо представлення аналітичного виразу (5.1) комплексного ступеня когерентності електромагнітного поля, перетвореного біологічним кристалом, через параметри ρ та δ у двох його довільних точках з координатами r_1 і r_2.

Поперечно-спектральна матриця густини поширюваного поля після взаємодії з біологічною тканиною визначається наступним чином:

$$W_{out}(r_1, r_2) = D^{\circ}(r_1) \cdot W_{in}(r_1, r_2) \cdot D(r_2). \quad (5.5)$$

Тут $D(r_1)$ – матриця Джонса біологічного кристалу в точці з координатою r_1; $D(x_2)$ – матриця Джонса біологічного кристалу в точці з координатою r_2; $W_{in}(x_1, x_2)$ – поперечно-спектральна матриця густини зондуючого лазерного пучка, що визначається наступним чином

$$W_{in}(r_1, r_2) = \begin{bmatrix} E_x^*(r_1)E_x(r_2) & E_x^*(r_1)E_y(r_2) \\ E_y^*(r_1)E_x(r_2) & E_y^*(r_1)E_y(r_2) \end{bmatrix}. \quad (5.6)$$

Розрахунок параметру КСК $\mu(r_1; r_2)$ проводився для наступних станів поляризації лазерного пучка: 0° – $\begin{pmatrix}1\\0\end{pmatrix}$; 90° – $\begin{pmatrix}0\\1\end{pmatrix}$; 45° – $\frac{1}{\sqrt{2}}\begin{pmatrix}1\\1\end{pmatrix}$; права поляризація – $\frac{1}{\sqrt{2}}\begin{pmatrix}1\\i\end{pmatrix}$.

Установлено, що величина комплексного ступеня когерентності лазерного випромінювання, перетвореного різними точками $(r_1; r_2)$ біологічного кристалу є азимутально стійкою.

Проведений аналіз дозволяє констатувати:

- комплексний ступінь взаємної когерентності є азимутально стійким параметром, що не залежить від азимуту поляризації зондуючого лазерного пучка та від повороту самого зразку відносно напряму опромінення:

$$\begin{cases}\mu(r_1; r_2; \alpha) = const;\\ \Delta\rho_{12}(\theta) = const.\end{cases} \tag{5.7}$$

- варіації величини КСК визнаються з точністю до сталого множника виключно величиною різниці фазових зсувів $\delta(r_1) - \delta(r_2)$ між ортогональними складовими амплітуд $E_x(r_1); E_y(r_1)$ і $E_x(r_2); E_y(r_2)$ у точках з координатами $r_1; r_2$

$$\mu_{12}(\delta_{12}) = \{A\, exp(-i2\delta_{12}) + B\}^{-0,5}. \tag{5.8}$$

Таким чином, нами продемонстровано, що комплексний ступінь кореляції поля лазерного випромінювання, перетвореного двопроменезаломлюючими мережами, визначається різницями фазових зсувів у різних його точках. При цьому величина параметру $\mu_{12}(\delta_{12})$ стабільна до варіацій поляризаційних параметрів опромінюючого об'єкт лазерного пучка та зміні геометричних умов експерименту (обертанні зразку).

З іншого боку, такий кореляційно-фазовий параметр $\mu_{12}(\delta_{12})$, на відміну від поляризаційно-кореляційного параметру, – комплексного ступеня взаємної поляризації $V(r_1; r_2)$ лазерного зобра-

ження оптично-тонкого шару біологічної тканини (розділ 1, 1.1), – залишається інформативним при зростанні кратності світлорозсіяння.

Іншими словами, величина КСК може бути використана для аналізу і діагностики змін структури біологічних кристалів оптично-товстих фазово-неоднорідних шарів.

5.3. Статистична, кореляційна і фрактальна структура координатних розподілів комплексного ступеня кореляції лазерного випромінювання, перетвореного сітками впорядкованих циліндричних кристалів різної оптичної товщини.

В якості віртуальних об'єктів для комп'ютерного моделювання нами було обрано сітки впорядкованих за напрямами оптичних осей кристалічних циліндрів з наступними величинами показника двопроменезаломлення:

- оптично – тонкі, – $\Delta n = 1{,}5 \times 10^{-3}$ (тип А) і $\Delta n^* = 1{,}5 \times 10^{-2}$ (тип Б);
- оптично – товсті, – $\Delta n = 1{,}5 \times 10^{-2}$ (тип А) і $\Delta n^* = 1{,}5 \times 10^{-1}$ (тип Б).

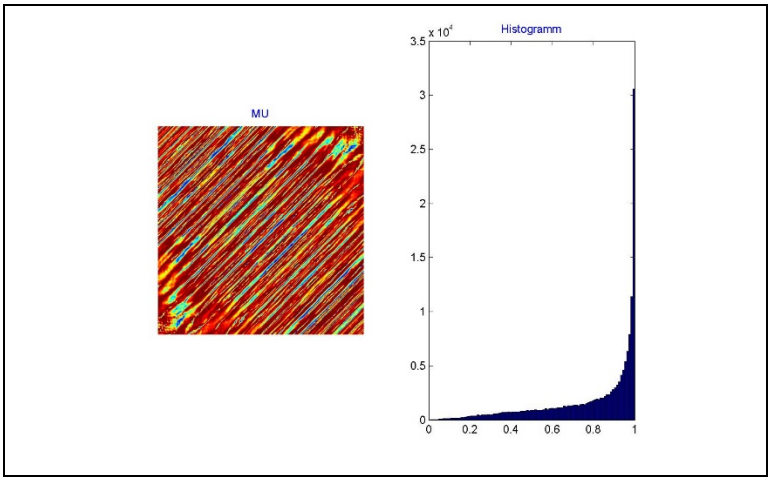
Параметри кристалічних сіток і умови опромінювання співпадали з даними, наведеними у розділі 3, 3.1, при розрахунках фазових розподілів $\phi(x, y)$ полів лазерного випромінювання.

Рис. 5.1 і рис. 5.3 ілюструють результати обчислень (співвідношення (5.3), (5.4), (5.9), (5.12)) координатних (ліві частини) і ймовірнісних (праві частини) залежностей розподілу $\mu_{12}[(x, x + 1pix); (y, y + 1pix)]$ для масиву з $m \times n = 800 \times 600$ (з кроком сканування $\Delta x = \Delta y = 1pix$) лазерного випромінювання, перетвореного віртуальними кристалічними мережами А – (верхні фрагменти) і Б – (нижні фрагменти) оптично – тонких (рис. 5.1) і оптично товстих (рис. 5.3) шарів.

Аналіз координатних розподілів $\mu_{12}(m \times n)$ показав, що вони, як і попередньо досліджені фазові мапи $\phi(x, y)$ в усіх зонах дифракції (розділ 3, рис. 3.4, рис. 3.6 і рис. 3.8) являють собою

складні топологічні структури, що сформовані сукупністю «кореляційних доменів» ($\mu_{12}(x \pm \Delta x, y \pm \Delta y) \approx const$). Розміри таких топологічних структур у поля лазерного випромінювання, що перетворене оптично тонкими шарами кристалічних сіток із слабкими фазовими флуктуаціями (розділ 3, 3.11) збільшуються від $2\mu m \div 3\mu m$ (рис. 5.1, кристалічна сітка А-типу) до $10\mu m \div 25\mu m$ (рис. 5.1, кристалічна сітка А-типу).

Гістограми $H(\mu_{12})$ розподілів значень $\mu_{12}(m \times n)$ (рис. 5.1, правий стовпчик), на відміну від аналогічних достатньо рівноймовірних розподілів $\phi(m \times n)$ (розділ 3, рис. 3.4, рис. 3.6, рис. 3.8) являють собою вузько локалізовані відносно центрального екстремуму ($\mu_{12} = 1{,}0$) ймовірнісні значення КСК.



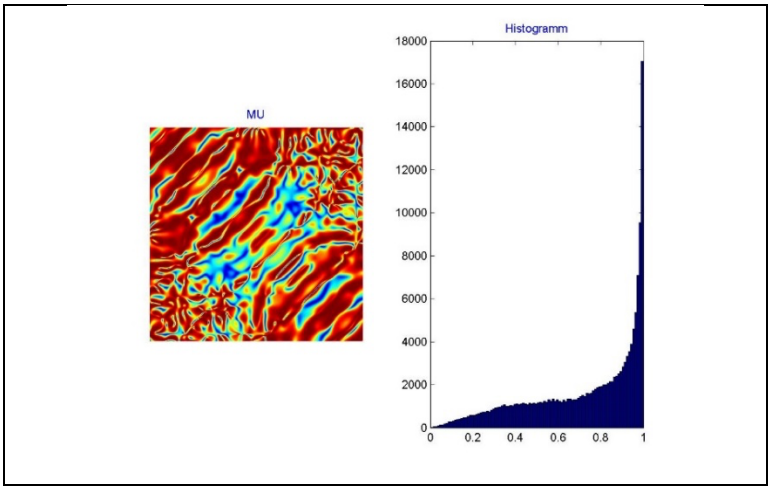


Рис.5.1. Координатний розподіл і гістограма відносних значень ступеня взаємної когерентності лазерного випромінювання, перетвореного оптично тонким шаром прямолінійних двопроменезаломлюючих кристалів А – (верхній фрагмент) і Б – (нижній фрагмент) типів.

З фізичної точки зору такий результат можна пояснити наступними механізмами формування кореляційної структурності фазових розподілів полів лазерного випромінювання.

По-перше, оптично тонкий шар кристалічних циліндрів (радіус R) А-типу формує поле лазерного випромінювання із періодичними змінами фазових зсувів $\delta(r)$ між ортогональними складовими $E_x; E_y$ наступного вигляду

$$\delta(r) = \delta_0(r)\sqrt{R^2 - r^2} = {}^{2\pi\Delta n}/_{\lambda}\, R\sqrt{R^2 - r^2}. \qquad (5.13)$$

Тут $\delta_0(r) = {}^{2\pi\Delta n}/_{\lambda}\, R$ – амплітуда фазової модуляції, величина якої у випадку слабких фазових флуктуацій ($\Delta n = 1{,}5 \times 10^{-3}$) незначна ($0 \le \delta \le {}^{\pi}/_{6}$).

По-друге, з аналізу співвідношень (5.10) і (5.12), які описують величину комплексного ступеня когерентності у залежності від різниці фазових зсувів $\delta_{12} = \delta_1(r_1) - \delta_2(r_2)$, випливає, що при малих варіаціях величини поперечного розміру R параметр μ_{12} швидко змінюється.

По-третє, наявність підансамблю кристалічних циліндрів із «підвищеним» рівнем двопроменезаломлення ($\Delta n^* = 1{,}5 \times 10^{-2}$) виявляється у формуванні локальної ділянки фазових флуктацій із більшою глибиною модуляції ($0 \le \delta \le 2\pi + {}^{\pi}/_{3}$). Внаслідок цього частота зміни величини комплексного ступеня кореляції зменшується і, навпаки, розміри «кореляційних» доменів збільшуються.

По-четверте, для кроку сканування $\Delta r = 1pix$ різниця фаз $\delta_{12} = \delta_1(r_1) - \delta_2(r_1 + 1pix)$ у межах зміни розмірів $R_1(r_1)$ і $R_1(r_1 + 1pix)$ дуже мала, тому для слабких фазових флуктуацій найбільш ймовірними значеннями є $\mu_{12} \to 1{,}0$.

На серії рис. 5.2 і рис. 5.4 представлені автокореляційні функції (ліві фрагменти) $W_\mu(\Delta x)$ і логарифмічні залежності (праві фрагменти) $log\, J\,(\mu) - log\, l^{-1}$ спектрів потужності розподілів ступеня взаємної кореляції μ_{12} поля лазерного випромінювання, перетвореного кристалічними сітками впорядкованих двопроменезаломлюючих циліндрів А – (верхні фрагменти) і Б – (нижні фрагменти) типів.

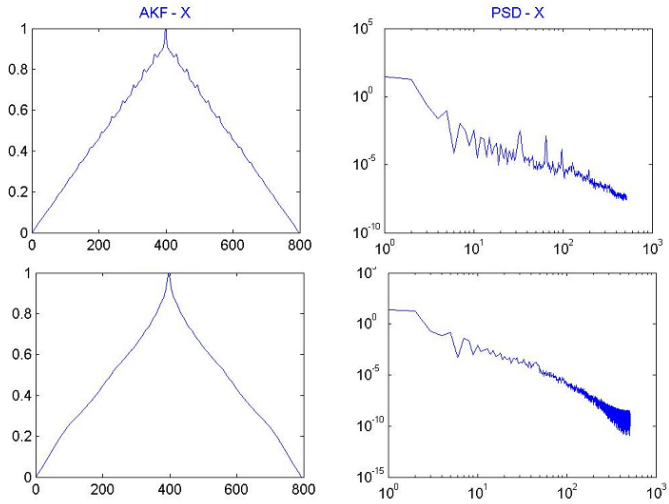


Рис. 5.2. Автокореляційні функції та логарифмічні залежності спектрів потужності розподілів ступеня взаємної кореляції лазерного випромінювання, перетвореного оптично тонким шаром прямолінійних двопроменезаломлюючих кристалів А- (верхній фрагмент) і Б- (нижній фрагмент) типів.

Кореляційна структура координатних розподілів $\mu_{12}(r)$ лазерного випромінювання, перетвореного оптично тонкими шарами з слабкими фазовими модуляціями тісно пов'язана з вище проаналізованими особливостями топологічної структури КСК. Так, як і випадку аналізу фазових мап (розділ 3, рис. 3.4 і рис. 3.6), функції $W_\mu(\Delta r)$ для лазерного випромінювання криталічної мережі А-типу являють собою плавно спадаючі залежності із наявністю періодичних флуктуацій ΔW (рис. 5.2, верхній фрагмент) власних значень. Для кореляційно-фазової структури поля лазерного випромінювання, сформованого оптично тонким кристалічними шаром Б-типу (рис. 5.2, лівий стовпчик) флуктуації значень залежностей $W_\mu(\Delta r)$ відсутні. Характерним для

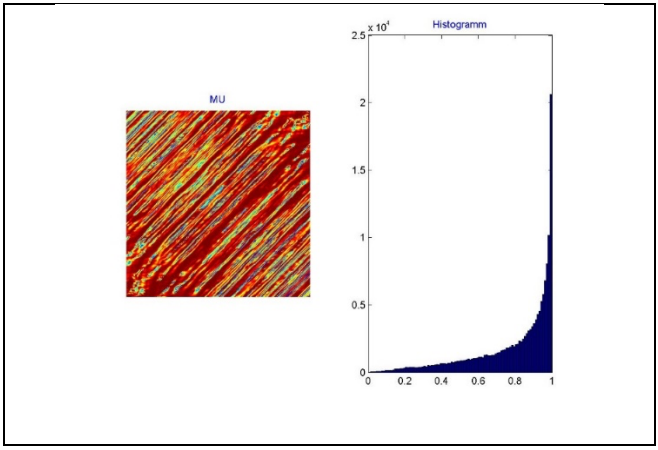
автокореляційних функцій розподілів КСК є суттєве (у 3,5-4,5 раз) зростання півширини L у порівняні з аналогічними кореляційними функціями, що характеризують фазові мапи лазерного випромінювання (розділ 3, рис. 3.5 і рис. 3.7).

Виявлені особливості кореляційної структури фазових мап фізично можна пояснити тим, що діапазон зміни параметру $\mu_{12}(r)$ значно менший ніж $\phi(r)$. Тому, координатні розподіли значень комплексного ступеня когерентності більш кореляційно подібні. Виходячи з цього зрозумілим стає зростання півширини залежностей $W_{\mu}(\Delta r)$ і зменшення амплітуди флуктуацій їх власних значень. Окрім цього, фрактальний аналіз розподілів $\mu_{12}(\Delta r)$ виявив самоподібність множин їх значень. На даний факт вказує стабільний кут нахилу апроксимуючої кривої $V(\gamma)$ до спектрів потужності $J(\mu_{12})$ лазерних полів (рис. 5.2, правий стовпчик), сформованих оптично тонкими кристалічними сітками А-типу для всього діапазону зміни їх розмірів $l{\sim}1\mu m \div 1000\mu m$. Множина значень координатного розподілу $\mu_{12}(\Delta r)$ поля лазерного випромінювання Б-типу – мультифрактальна.

Дослідження координатних розподілів і гістограма відносних значень ступеня взаємної когерентності лазерного випромінювання, перетвореного оптично товстим шаром прямолінійних двопроменезаломлюючих кристалів (рис. 5.3) А – (верхній фрагмент) і Б – (нижній фрагмент) типів виявили подібну до попередніх досліджень поляризаційно-фазових характеристик поля лазерного випромінювання, перетвореного оптично тонкими шарами (рис. 5.1), топологічну і статистичну структуру $\mu_{12}(r)$. Даний факт можна пояснити тим, що кореляційна подібність координатних розподілів фазових зсувів полів лазерного випромінювання, перетвореними двопроименезаломлюючими структурами із сильними фазовими зсувами зберігається за рахунок багаторазової зміни періоду фази. При цьому «варіативні» частини ($\tilde{\delta}(r)$) результуючих фазових зсувів ($\delta(r) = \tilde{\delta}(r) + 2k\pi$) у точках ($r$) бага-

торазово розсіяного поля лазерного випромінювання залишаються близькими до значень фазових зсувів $\varphi(r)$, які формуються оптико тонкими слабко анізотропними шарами.

Даний факт ілюструє діапазон зміни фазових зсувів $\delta(R)$, які вносяться між ортогональними складовими амплітуди лазерного випромінювання у точці r за рахунок варіації змін поперечних розмірів $R = 0 \div 50\mu m$ циліндрів, показник двопроменезаломлення яких $\Delta n = 1{,}5 \times 10^{-1}$, складає величину $0{,}0(R=0) \le \delta(R) \le \pi/3 + 24\pi(R = 50\mu m)$. Іншими словами, максимальне варіативне значення $\tilde{\delta}(R) = \pi/3$ для кристалічного шару впорядкованих циліндрів із сильними фазовими флуктуаціями співпадає за величиною з аналогічним абсолютним фазовим зсувом $\delta(R) = \pi/3$, який вноситься оптично тонким кристалічним шаром із слабкими флуктуаціями показника двопроменезаломлення $\Delta n = 1{,}5 \times 10^{-3}$.



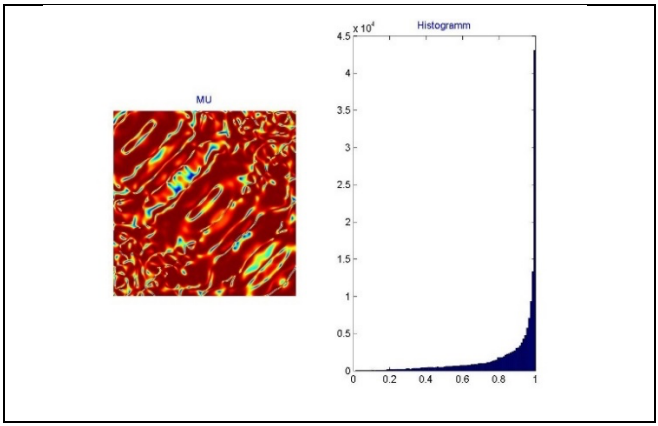


Рис.5.3. Координатний розподіл і гістограма відносних значень ступеня взаємної когерентності лазерного випромінювання, перетвореного оптично товстим шаром прямолінійних двопроменезаломлюючих кристалів А – (верхній фрагмент) і Б – (нижній фрагмент) типів.

Аналогічну подібність кореляційних і фрактальних параметрів, які характеризують координатні розподіли КСК багаторазово розсіяного поля лазерного випромінювання ілюструють залежності, що наведені на рис. 5.4.

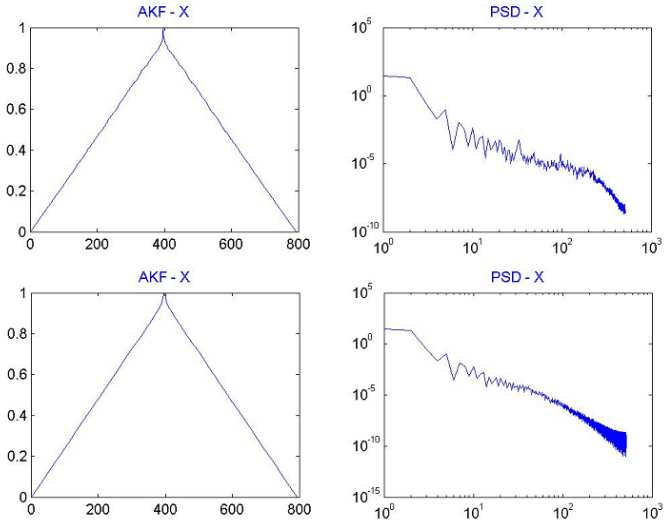


Рис. 5.4. Автокореляційні функції та логарифмічні залежності спектрів потужності розподілів ступеня взаємної кореляції лазерного випромінювання, перетвореного оптично товстим шаром прямолінійних двопроменезаломлюючих кристалів А – (верхній фрагмент) і Б – (нижній фрагмент) типів.

Як видно з рис. 5.4 автокореляційні функції $W_{\mu}(\Delta r)$ плавно спадають практично без флуктуацій. Їх півширина L близька до аналогічних залежностей, приведених на рис. 5.2.

Множини значень розподілів КСК багаторазово розсіяних полів кристалічними сітками Б-типу мультифрактальні. Останній факт, на нашу думку, пов'язаний з тим, що сукупність (N^*) циліндрів із аномально високим значенням показника двопроменезаломлення (Δn^*) (розділ 3, параграф 3.1) формує свій підансамбль самодібних значень $\mu_{12}(r = 10R)$. Аналітично це виявляється у формуванні двох нахилів апроксимуючої до спектрів потужності $J(\mu_{12})$ кривої $V(\gamma)$ (рис. 5.2 і рис. 5.4, нижні фрагменти).

Кількісно статистичну, кореляційну і фрактальну структуру координатних розподілів комплексного ступеня когерентності полів лазерного випромінювання, перетвореного кристалічними сітками А- і Б-типу з різним рівнем фазових флуктацій, ілюструють дані, що приведені у серії таблиць 5.1 – 5.3.

Таблиця 5.1. Статистичні моменти $R^{\mu}_{i=1-4}$ координатних розподілів $\mu(x,y)$ лазерного випромінювання, перетвореного оптично тонкими ($\Delta n = 1{,}5 \times 10^{-3}$) і оптично товстими ($\Delta n = 1{,}5 \times 10^{-1}$) шарами впорядкованих двопроменезаломлюючих кристалів А і Б типів

Δn	А – тип		Б – тип	
$R^{\mu}_{i=1-4}$	$\Delta n = 1{,}5 \times 10^{-3}$	$\Delta n = 1{,}5 \times 10^{-1}$	$\Delta n = 1{,}5 \times 10^{-3}$	$\Delta n = 1{,}5 \times 10^{-1}$
R^{μ}_{1}	0,73	0,81	0,79	0,77
R^{μ}_{2}	0,27	0,22	0,35	0,21
R^{μ}_{3}	0,66	0,46	0,32	0,33
R^{μ}_{4}	3,03	2,11	0,81	0,44

Одержані результати дослідження статистичної структури координатних розподілів $\mu_{12}(\Delta r)$ лазерного випромінювання, перетвореного оптично тонкими та оптично товстими шарами циліндричних кристалів А- і Б-типів, виявили:

- відмінність від нуля всіх статистичних моментів $R^{\mu}_{i=1-4}$, які характеризують розподіли значень комплексного ступеня когерентності.
- із збільшенням величини показника двопроменезаломлення Δn речовини оптико-анізотропних циліндрів статистичні моменти 1-го порядків суттєво не змінюються (середнє на 15%; дисперсія на 10%; асиметрія на 30%);

- найбільш чутливим до зміни оптичної товщини кристалічних сіток виявився ексцес координатних розподілів $\mu_{12}(\Delta r)$, перетворених ними лазерного випромінювання;
- наявність локальних ділянок підвищеної анізотропії (сітка Б-типу) виявляється у зменшені R_4^{μ} зі збільшенням показника двопроменезаломлення у 1,45 (оптично тонкий шар) – 1,94 (оптично товстий шар) рази.

Більш виразно локальна ділянка підвищеної анізотропії (Δn^*) сітки кристалічних циліндрів Б-типу виявляється у варіаціях значень статистичного моменту 4-го порядку розкладу автокореляційних функцій поляризаційно-фазових розподілів полів лазерного випромінювання, яка оцінювалися методом Грама-Шарльє.

Аналіз одержаних даних виявив близькість величин дисперсії R_2^w (до 10%) та ексцесу R_4^w (до 15%), які характеризують автокореляційні функції $W(\mu_{12})$ розподілів $\mu_{12}(\Delta r)$, при значно більшій чутливості ексцесу до наявності локальних ділянок оптичної анізотропії. Так, наявність локальних ділянок підвищеної анізотропії (сітка Б-типу) виявляється у значних розбіжностях значень ексцесу R_4^w (у 3,6-4,8 рази) відповідного кореляційно-фазового розподілу із аналогічними статистичними параметрами R_2^w і R_4^w поля лазерного випромінювання, перетвореного оптико-анізотропним шаром А-типу.

Таблиця 5.2. Статистичні моменти $R_{i=1-4}^w$ розкладу автокореляційних функцій координатних розподілів $\mu(x, y)$ лазерного випромінювання, перетвореного оптично тонкими ($\Delta n = 1{,}5 \times 10^{-3}$) і оптично товстими ($\Delta n = 1{,}5 \times 10^{-1}$) шарами впорядкованих двопроменезаломлюючих кристалів А і Б типів.

Δn	А – тип		Б – тип	
$R_{i=1-4}^w$	$\Delta n = 1{,}5 \times 10^{-3}$	$\Delta n = 1{,}5 \times 10^{-1}$	$\Delta n = 1{,}5 \times 10^{-3}$	$\Delta n = 1{,}5 \times 10^{-1}$

R_1^w	0,0	0,0	0,0	0,0
R_2^w	0,29	0,36	0,33	0,37
R_3^w	0,0	0,0	0,0	0,0
R_4^w	1,76	0,41	1,36	0,28

Порівняльний аналіз особливостей спектрів потужності координатних розподілів комплексного ступеня кореляції фазово-неоднорідних полів лазерного випромінювання виявив діагностично чутливий до локальних змін двопроменезаломлення (таблиця 5.3) параметр – дисперсія D_f розподілу екстремумів логарифмічних залежностей спектрів потужності координатних розподілів $\mu(\Delta r)$ лазерного випромінювання, перетвореного шаром прямолінійних двопроменезаломлюючих кристалів А- і Б-типів різної оптичної товщини. Відмінності між величинами дисперсії D_f розподілу значень логарифмічних залежностей спектрів потужності $log\, J\,(\mu_{12}) - log\, l^{-1}$ розподілів $\mu(\Delta r)$ для лазерних полів, які сформовані сітками А- і Б-типу, лежать в межах від 1,95 (оптично тонкі шари) і 1,45 (оптично товсті шари).

Таблиця 5.3. Фрактальні розмірності F_k та дисперсія D_f розподілу екстремумів логарифмічних залежностей спектрів потужності координатних розподілів $\mu(\Delta r)$ лазерного випромінювання, перетвореного шаром прямолінійних двопроменезаломлюючих кристалів А- і Б-типів різної оптичної товщини.

Тип	Тонкий шар		Товстий шар	
F_k	А-тип	Б-тип	А-тип	Б-тип
F_1	2,18	2,17	2,12	2,14
F_2	-	2,03	2,01	2,03
D_f	0,31	0,16	0,14	0,09

5.4. Дифракційна трансформація статистичної, кореляційної та фрактальної структури фазових мап лазерного випромінювання, перетвореного шаром сферичних кристалів

В якості об'єкту дослідження було розглянуто плаский шар, аналогічний тому, що розглядався у попередньому розділі 3, 3.4.

Результати обчислень координатної ($\phi(x,y)$) статистичної ($M(\mu_{12})$; $R^{\mu}_{i=1;2;3;4}$), кореляційної ($W_{\mu}(\Delta r)$; $R^{w}_{i=1;2;3;4}$) та фрактальної ($log\, J\,(\mu_{12}) - log\, l^{-1}$; F_k; D_f) структури залежностей розподілу $\mu((x = 1 \div m; x + 1pix;)(y = 1 \div n; y + 1pix)$ поля лазерного випромінювання, перетвореного віртуальними об'єктами з різними фазовими флуктуаціями ілюструють рис. 5.5 – рис. 5.8 і таблиці 5.4 – 5.6.

Аналіз координатної та статистичної структури кореляційно-фазових мап поля лазерного випромінювання, перетвореного шарами сферичних двопроменезаломлюючих куль А- і Б-типів різної оптичної товщини (рис. 5.5 і рис. 5.6 та таблиця 5.4), виявив аналогічні, що і для шарів впорядкованих кристалічних циліндрів з різною амплітудою фазових флуктуацій (рис. 5.1 і рис. 5.3), тенденції зміни їх статистичної (гістограми розподілу випадкових значень та сукупність статистичних моментів 1-го – 4-го порядків) структури.

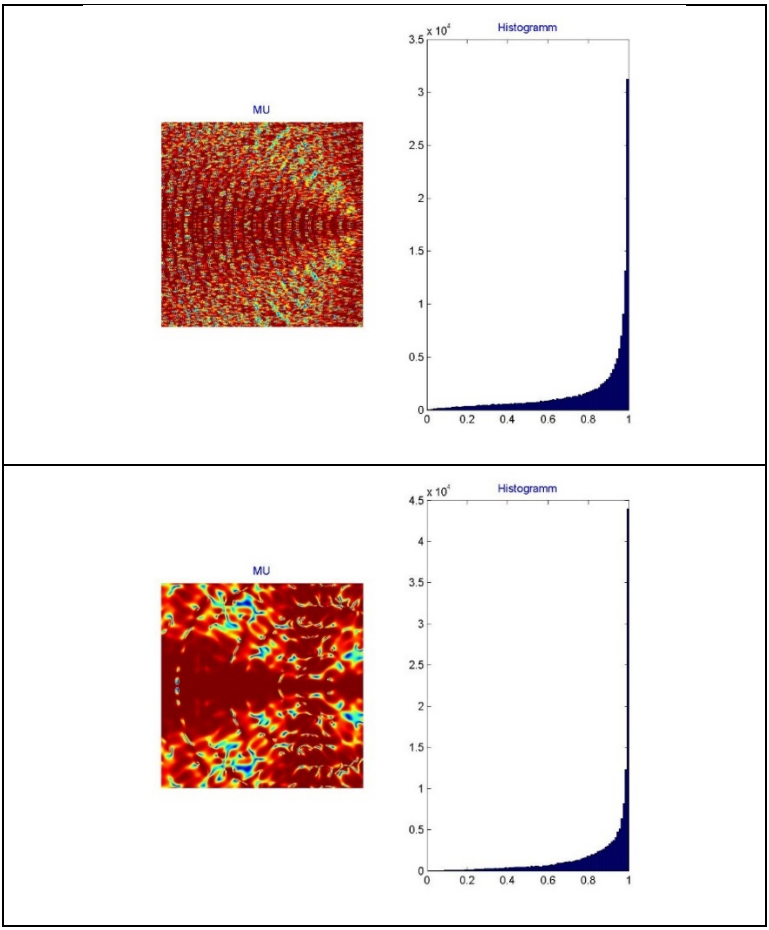


Рис.5.5. Координатний розподіл і гістограма відносних значень ступеня взаємної когерентності лазерного випромінювання, перетвореного оптично тонким шаром сферичних двопроменезаломлюючих кристалів А- (верхній фрагмент) і Б - (нижній фрагмент) типів.

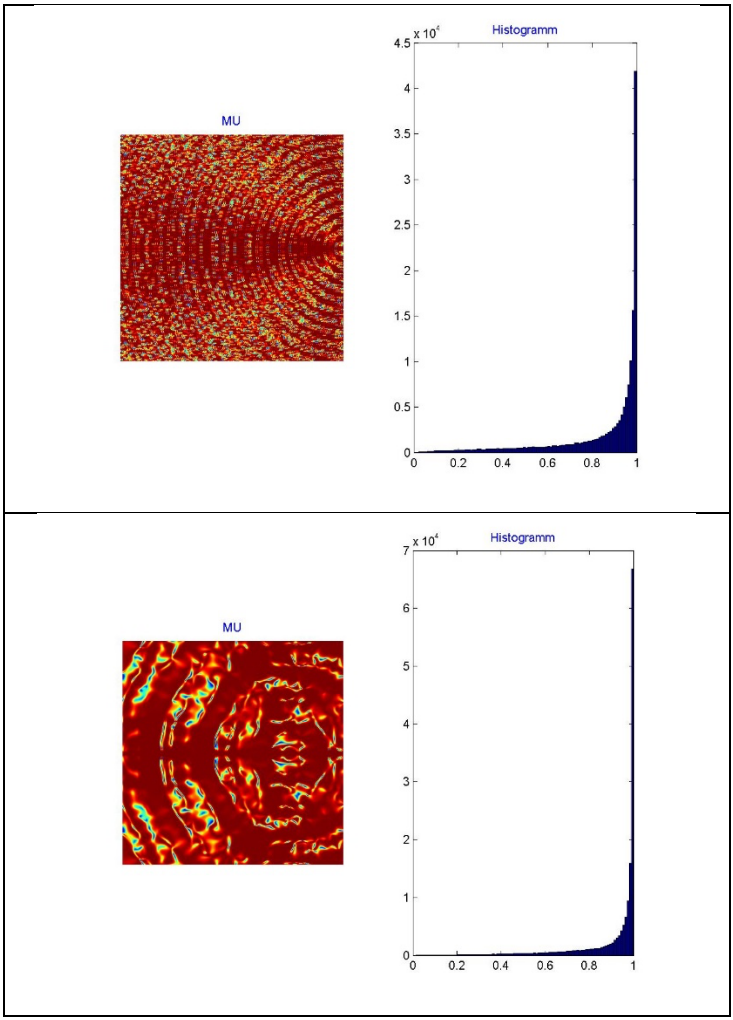


Рис.5.6. Координатний розподіл і гістограма відносних значень ступеня взаємної когерентності лазерного випромінювання, перетвореного оптично товстим шаром сферичних двопроменезаломлюючих кристалів А- (верхній фрагмент) і Б- (нижній фрагмент) типів.

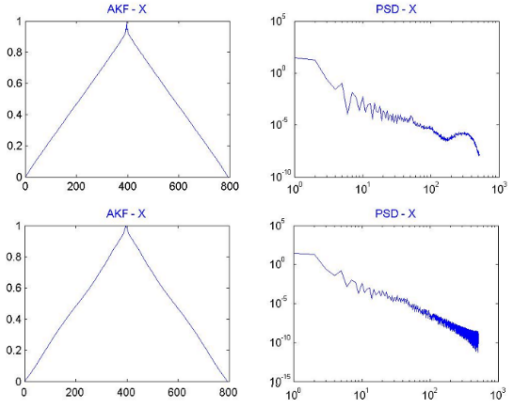


Рис. 5.7. Автокореляційні функції та логарифмічні залежності спектрів потужності розподілів ступеня взаємної кореляції лазерного випромінювання, перетвореного оптично тонким шаром сферичних двопроменезаломлюючих кристалів А- (верхній фрагмент) і Б- (нижній фрагмент) типів.

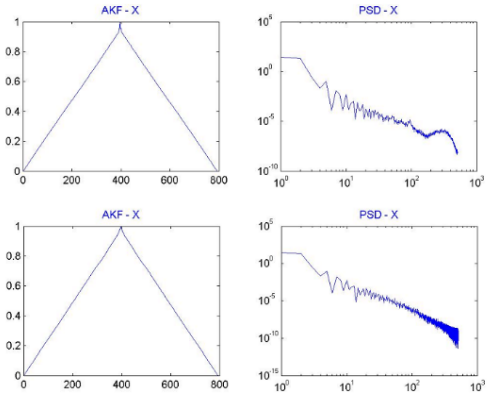


Рис. 5.8. Автокореляційні функції та логарифмічні залежності спектрів потужності розподілів ступеня взаємної кореляції лазерного випромінювання, перетвореного оптично товстим шаром сферичних двопроменезаломлюючих кристалів А- (верхній фрагмент) і Б- (нижній фрагмент) типів.

Таблиця 5.4. Статистичні моменти $R^{\mu}_{i=1-4}$ координатних розподілів $\mu(x,y)$ лазерного випромінювання, перетвореного оптично – тонкими ($\Delta n = 1{,}5 \times 10^{-3}$) і оптично товстими ($\Delta n = 1{,}5 \times 10^{-1}$) шарами сферичних кристалів А і Б типів.

Δn	А-тип		Б-тип	
$R^{\mu}_{i=1-4}$	$\Delta n = 1{,}5 \times 10^{-3}$	$\Delta n = 1{,}5 \times 10^{-1}$	$\Delta n = 1{,}5 \times 10^{-3}$	$\Delta n = 1{,}5 \times 10^{-1}$
R^{μ}_{1}	0,82	0,8	0,78	0,73
R^{μ}_{2}	0,21	0,25	0,24	0,28
R^{μ}_{3}	0,43	0,28	0,39	0,24
R^{μ}_{4}	1,93	0,48	1,76	0,39

Таблиця 5.5. Статистичні моменти $R^{w}_{i=1-4}$ розкладу автокореляційних функцій координатних розподілів $\mu(x,y)$ лазерного випромінювання, перетвореного оптично тонкими ($\Delta n = 1{,}5 \times 10^{-3}$) і оптично товстими ($\Delta n = 1{,}5 \times 10^{-1}$) шарами впорядкованих двопроменезаломлюючих кристалів А і Б типів.

Δn	А-тип		Б-тип	
$R^{w}_{i=1-4}$	$\Delta n = 1{,}5 \times 10^{-3}$	$\Delta n = 1{,}5 \times 10^{-1}$	$\Delta n = 1{,}5 \times 10^{-3}$	$\Delta n = 1{,}5 \times 10^{-1}$
R^{w}_{1}	0,0	0,0	0,0	0,0
R^{w}_{2}	0,26	0,34	0,31	0,35
R^{w}_{3}	0,0	0,0	0,0	0,0
R^{w}_{4}	1,24	0,22	1,18	0,16

Таблиця 5.6. Фрактальні розмірності F_k та дисперсія D_f спектрів потужності координатних розподілів $\mu(x,y)$ лазерного випромінювання, перетвореного шаром сферичних двопроменезаломлюючих кристалів А- і Б-типів різної оптичної товщини.

Тип	Тонкий шар		Товстий шар	
F_k	А-тип	Б-тип	А-тип	Б-тип
F_1	2,15	2,14	2,13	2,11
F_2	Стат.	1,98	Стат.	2,03
D_f	0,26	0,11	0,12	0,07

По-перше. Середнє R_1^{μ}, дисперсія R_2^{μ}, асиметрія R_3^{μ} та ексцес R_4^{μ}, які характеризують координатні розподіли значень комплексного ступеня когерентності для ортогональних складових амплітуди у різних точках поля лазерного випромінювання, перетвореного оптико-анізотропними двопроменезаломлюючими кристалами сферичної форми, відмінні від нуля.

По-друге, значення статистичних моментів $R_{i=1;2;3;4}^{\mu}$ для лазерних полів, перетворених шарами двопроменезаломлюючих куль різної оптичної товщини, близькі за значеннями, – відмінності між ними не перевищують 15%-25%.

По-третє, локальне зростання величини показника двопроменезаломлення «детектується» зменшенням асиметрії (у 1,55 (оптично товстий шар) – 1,7 (оптично тонкий шар) рази) і ексцесу (у 3,4 (оптично тонкий шар) – 4,2 (оптично товстий шар) рази) координатних розподілів параметру μ_{12}, який характеризує кореляційно-фазову узгодженість полів лазерного випромінювання. Порівняльний аналіз кореляційної та фрактальної структури кореляційно-фазових мап $\mu_{12}\left((x;x+1pix);(y;y=1pix)\right)$ лазерних полів, перетворених оптико-анізотропними шарами, що утворені двопроменезаломлюючими кристалами різної геометричної конфігурації виявив наступні спільні особливості:

- більшу діагностичну чутливість до зміни двопроменезаломлення речовини кристалічних мереж, у порівняні із статистичними моментами R_i^{μ}, статистичних моментів R_i^{w} розкладу Грама-Шарльє (таблиця 5.5) автокореляцій-

них функцій $W_{\mu}(\Delta r)$, – локальне зростання величини показника двопроменезаломлення «детектується» зменшенням ексцесу R_4^w (у 5,8 (оптично тонкий шар) – 10 (оптично товстий шар) разів);

- трансформацію статистичних розподілів $\mu_{12}((x; x + 1pix); (y; y = 1pix))$ для малих розмірів $(l = 1\mu m \div 100\mu m)$ кристалічних сіток з слабкими флуктуаціями фаз у мультифрактальні для шарів із багаторазовими змінами фаз між ортогональними складовими амплітуди.

Таким чином, проведене комп'ютерне моделювання виявило основні сценарії формування координатних розподілів комплексного ступеня кореляції $\mu_{12}((x;x+1pix);(y;y=1pix))$ поля лазерного випромінювання, перетвореного мережами оптико-анізотропних кристалів різної геометричної конфігурації та двопроменезаломлення:

1. Статистичні розподіли значень комплексного ступеня кореляції поля лазерного випромінювання, перетвореного віртуальними оптико-анізотропними шарами, як із слабкими $(0{,}0 \le \tilde{\delta} \le 2\pi)$, так і сильними $(\delta \ge 2\pi = \tilde{\delta} + 2k\pi; k = 1; 2; \ldots)$ фазовими модуляціями, близькі між собою за структурою.
2. Статистичні моменти 3-го і 4-го порядків координатного розподілу комплексного ступеня кореляції $\mu_{12}((x;x+1pix);(y;y=1pix))$ поля лазерного випромінювання, перетвореного мережами оптико-анізотропних кристалів різної геометричної конфігурації чутливі до локальних змін показника двопроменезаломлення.
3. Найбільш чутливим до зміни величини двопроменезаломлення речовини кристалів та зміни їх геометричної конфігурації виявився ексцес R_4^w розкладу Грама-Шарльє

автокореляційних функцій $W_{\mu}(\Delta r)$) координатних розподілів $\mu_{12}((x; x + 1pix); (y; y = 1pix))$.

4. Зі збільшенням рівня двопроменезаломлення об'єкту статистичні у діапазоні малих геометричних розмірів множини значень комплексного ступеня когерентності поля лазерного випромінювання трансформуються у мультифрактальні. При цьому величина дисперсії розподілу значень логарифмічних залежностей $log\, J\,(\mu) - log\, l^{-1}$ зменшується зі збільшенням величини двопроменезаломлення Δn речовини кристалічних структур.

Визначені взаємозв'язки між змінами сукупності статистичних, кореляційних і фрактальних параметрів розподілів комплексного ступеня когерентності поля лазерного випромінювання та змінами форми і величини двопроменезаломлення сіток кристалів були покладені в основу аналізу багаторазово розсіяних полів шарами реальних оптично товстих біологічних тканин.

РОЗДІЛ 6
СТАТИСТИЧНІ, КОРЕЛЯЦІЙНІ І ФРАКТАЛЬНІ ПАРАМЕТРИ КОРЕЛЯЦІЙНО- ФАЗОВИХ РОЗПОДІЛІВ ПОЛІВ ЛАЗЕРНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ, РОЗСІЯНОГО ОПТИЧНО-ТОВСТИМИ ШАРАМИ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

У даному розділі проведено аналіз кореляційної подібності ортогональних складових амплітуд у різних точках поля лазерного випромінювання розсіяного оптично товстими шарами тканини пацюка різної морфологічної будови і фізіологічного стану.

Наведено результати експериментального дослідження кореляційно-фазових map $\mu_{12}\big((x;x+1pix);(y;y=1pix)\big)$, лазерного випромінювання, перетвореного багаторазово розсіюючими шарами здорової та септично запаленої м'язової і сполучної тканини пацюка.

Досліджено величини і діапазони зміни статистичних ($R^{\mu}_{i=1-4}$), кореляційних ($R^{w}_{i=1-4}$) і фрактальних (F_k,D_f) параметрів координатних розподілів комплексного ступеня кореляції $\mu_{12}\big((x;x+1pix);(y;y=1pix)\big)$ лазерного випромінювання, перетвореного оптично товстими шарами гістологічних зрізів здорової та септично запаленої м'язової і сполучної тканини пацюка.

Визначено взаємозв'язки між змінами сукупності статистичних, кореляційних і фрактальних параметрів кореляційно-фазових розподілів поля лазерного випромінювання та змінами величини двопроменезаломлення і геометричної конфігурації мереж біологічних кристалів шарів здорової та септично запаленої м'язової і сполучної тканини пацюка.

6.1. Характеристика об'єктів дослідження

Вибір об'єктів експериментального дослідження пов'язаний із наступними міркування фізичного або фундаментального міркування.

Перше. Головним об'єктом методів лазерної поляриметрії та фазометрії є оптично тонкі об'єкти і середовища.

За таких умов реалізується однозначний взаємозв'язок між статистичними, кореляційними, фрактальними і сингулярними параметрами координатних розподілів азимутів $\alpha(x,y)$, еліптичності $\beta(x,y)$ поляризації, фазових зсувів $\phi(x,y)$ та розподілами напрямів оптичних осей $\rho(x,y)$ і величинами двопроменезаломлення $\Delta n(x,y)$ речовини біологічних кристалів тканин і рідин.

Друге. Переважна більшість біологічних тканин з оптичної точки зору є каламутні середовища, в об'ємі яких реалізуються умови багаторазового розсіяння лазерного випромінювання.

За таких умов порушується однозначність взаємозв'язків між поляризаційно-фазової структурою поля розсіяного лазерного випромінювання та оптико-геометричними параметрами біологічних об'єктів.

Іншими словами, діагностична ефективність класичних «одноточкових» методів лазерної поляриметрії або погіршується, або унеможливлюється.

Третє. Проведене комп'ютерне моделювання (розділ 5, 5.1-5.3) виявило, що саме для таких типів об'єктів актуальним та діагностично ефективним є дослідження координатних розподілів комплексного ступеня когерентності або кореляційно-фазових map $\mu_{12}\left((x;x+1pix);(y;y=1pix)\right)$ лазерного випромінювання.

У даній частині роботи досліджено кореляційно-фазову структуру поля лазерного випромінювання, що перетворене оптично товстими шарами (коефіцієнт ослаблення $\tau = 0{,}75$) гістологічних зрізів тканини скелетного м'язу здорових пацюків (рис. 6.1а) і з септичним запаленням (рис. 6.1б).

Друга група об’єктів являла собою оптично товсті шари ($\tau = 0{,}81$) гістологічних зрізів сполучної тканини здорових пацюків (рис. 6.1в) і з септичним запаленням (рис. 6.1г).

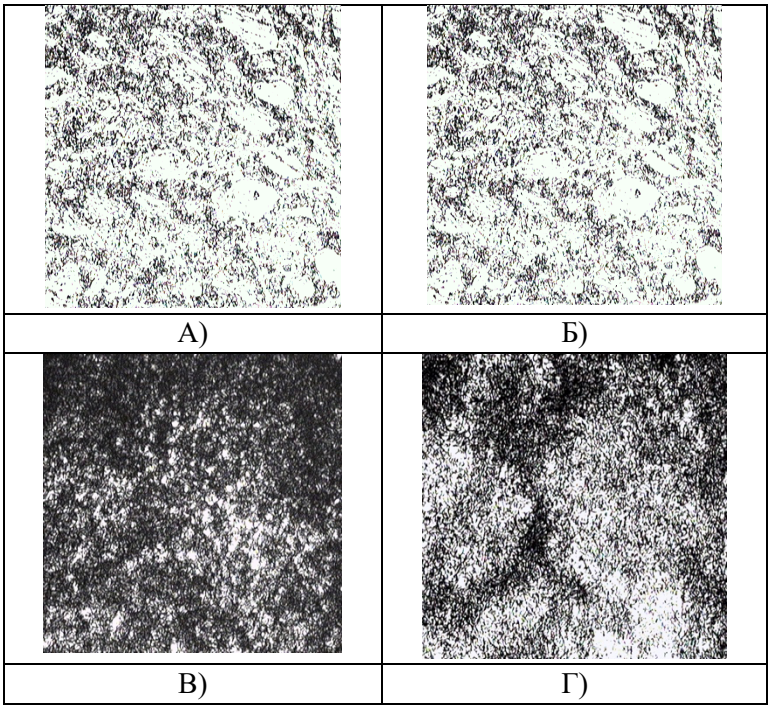


Рис. 6.1. Оптико-анізотропна структура оптично товстих шарів гістологічних зрізів здорової (фрагменти «а» і «в») і септично запаленої (фрагменти «б» і «г») м’язової тканини (фрагменти «а» і «б») і дерми шкіри (фрагменти «в» і «г») пацюка.

Морфологічна будова гістологічних зрізів здорових і запалених тканин пацюка було практично ідентичною, – септичне запалення м’язової і сполучної тканини експериментально формувалося шляхом відповідних ін’єкцій 0,5% бактерицидного розчину.

Таке експериментальне моделювання септичного процесу дозволяє адекватно проводити порівняльні дослідження кореля-

ційно-фазової структури полів лазерного випромінювання розсіяного шарами гістологічних зрізів здорових і запалених тканин.

Окрім, безпосередньо прикладної актуальності обраних для дослідження шарів біологічних тканин, існує важливий фундаментальний аспект.

Так, оптико-анізотропна позаклітинна матриця м'язової тканини сформована мережами впорядкованих циліндричних оптично одноосних двопроменезаломлюючих фібрил.

Кореляційно-фазові властивості такої сітки біологічних кристалів детально проаналізовані у попередньому розділі 5 (5.2, рис. 5.1 – рис. 5.4, таблиця 5.1 – таблиця 5.3) на прикладі мережі впорядкованих за напрямами оптичних осей двопроменезаломлюючих кристалічних циліндрів.

Дана обставина дозволяє не тільки одержати емпіричну, хоча і статистично достовірну, інформацію про досліджуваний оптично товстий шар гістологічного зрізу м'язової тканин, але й проаналізувати та аналітично обґрунтувати сценарії зміни її оптико-анізотропних властивостей, обумовлених запальними септичними процесами.

Інший тип об'єкту, – гістологічні зрізи сполучної тканини пацюка, – являє собою розупорядковану за напрямами оптичних осей мережу колагенових кристалів, фазовозсуваюча здатність яких подібна до властивостей аналітично проаналізованих (розділ 5, 5.3, рис. 5.5 – рис. 5.8, таблиця 5.4 – таблиця 5.6) кристалічних шарів, напрями оптичних осей яких володіють азимутально симетричними властивостями.

Формування септичного запалення з оптичної точки зору призводить до зростання двопроменезаломлення речовини біологічних тканин за рахунок виникнення локальних набряків та крововиливів. Такі фізіологічні зміни не виявляються у зміні морфологічної побудови тканини і подібні до формування доменів з підвищеним рівнем анізотропії, кореляційно-фазові прояви яких

були детально проаналізовані у розділі 5 на прикладі віртуальних кристалічних А- і Б-типів.

6.2. Статистична, кореляційна і фрактальна структура кореляційно-фазових мап багаторазово розсіяного лазерного випромінювання шарами м'язової тканини пацюка різного фізіологічного стану

На рис. 6.2 представлені координатні розподіли комплексного ступеня когерентності $\mu_{12}\left((x;x+1pix);(y;y=1pix)\right)$ багаторазово розсіяного, шарами здорової (верхній фрагмент) і септично запаленої (нижній фрагмент) тканини скелетного м'яза пацюка, поля лазерного випромінювання (ліві частини фрагментів рис. 6.2) і гістограми розподілу його випадкових значень (праві частини фрагментів рис. 6.2).

Одержані експериментальні результати дослідження координатного розподілу кореляційного параметру $\mu_{12}\left((x;x+1pix);(y;y=1pix)\right)$ вказують на значне (у 2 – 3 рази) зменшення масштабів відповідної кореляційно-фазової мапи гістологічних зрізів м'язової тканини обох типів.

Така дрібномасштабність кореляційно-фазової структури поля розсіяного лазерного випромінювання, на нашу думку, пов'язана із впливом наступних фізичних факторів:

- дисперсністю поперечних розмірів ($R = 1\mu m \div 65\mu m$) оптично одноосних двопроменезаломлюючих міозинових фібрил;
- азимутальними і сагітальними відхиленнями орієнтацій оптичних осей відносно площини гістологічного зрізу;
- варіаціями величини показника заломлення $\Delta n \approx 10^{-4} \div 10^{-2}$;
- координатно-неоднорідною щільністю пакування локальних фібрил.

Комплекс відмічених факторів за умов багаторазового розсіяння сприяє формуванню просторово високочастотних і коор-

динатно неоднорідних флуктуацій фазових зсувів $\delta(r)$ між ортогональними компонентами амплітуд поля лазерного випромінювання. За рахунок цього зменшуються поперечні розміри і масштаби просторової кореляції у різних точках такого поля розсіяного когерентного випромінювання.

Окрім цього, більш складну у порівнянні із теоретично обчисленими (розділ 5, 5.2, рис. 5.1 і рис. 5.3) ймовірнісними розподілами, ілюструють гістограми $H(\mu_{12})$ розподілів експериментально визначених значень комплексного ступеня кореляції μ_{12}.

Як видно, такі розподіли $H(\mu_{12})$ (праві частини верхнього і нижнього фрагментів рис. 6.2) являють собою складні, асиметричні залежності із декількома переважаючими екстремумами ($\mu_{12} = 0{,}7; \mu_{12} = 0{,}9; \mu_{12} = 0{,}82$), величини яких у 2-7 рази більші за ймовірність інших значень всього діапазону зміни ($\mu_{12} = 0{,}0 \div 1{,}0$) комплексного ступеня кореляції μ_{12}.

Порівняльний аналіз гістограм $H(\mu_{12})$ розподілів значень комплексного ступеня кореляції μ_{12} полів, розсіяного шарами здорової і септично запаленої м'язової тканини, виявив зменшення (на 15%) величини основного екстремуму ($\mu_{12} = 0{,}7$) і, навпаки, зростання (на 35% і 20%) локальних ($\mu_{12} = 0{,}9; \mu_{12} = 0{,}82$) екстремумів даного параметру.

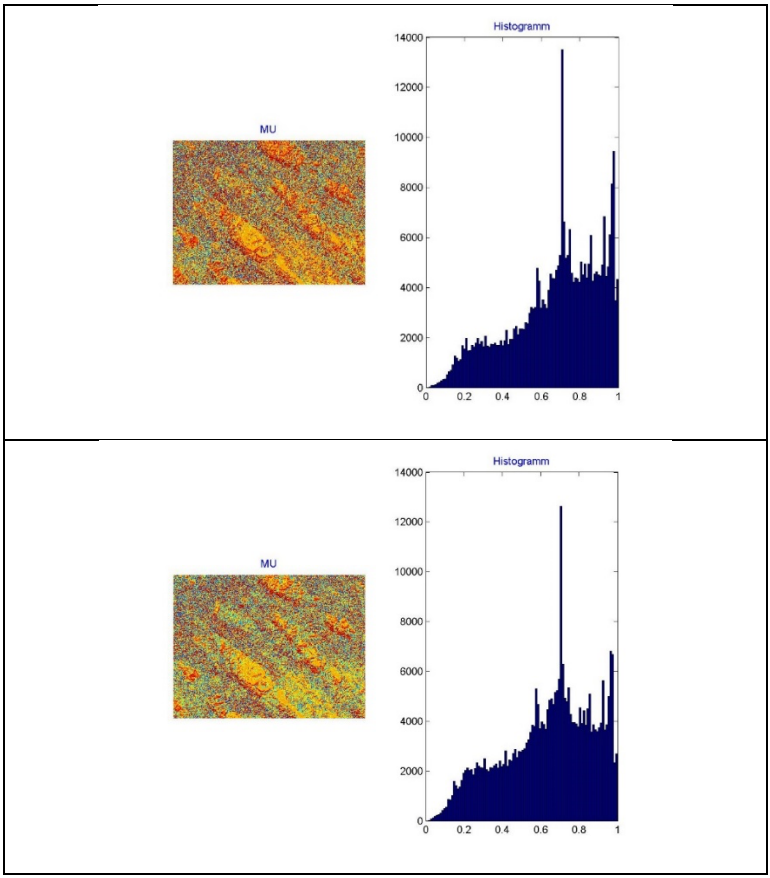


Рис. 6.2. Координатні (лівий стовпчик) та ймовірнісні (правий стовпчик) розподіли ступеня взаємної кореляції лазерного випромінювання, перетвореного оптично-товстими шарами здорової (верхній рядок) і запаленої (нижній рядок) м'язової тканини пацюка.

Така трансформація, на нашу думку, пов'язана із зростанням рівня двопроменезаломлення речовини септично запаленої м'язової тканини і формуванням структур із сильними фазовими зсувами (розділ 3, 3.1.2).

З фізичної точки зору, такий процес зміни анізотропії сітки біологічних кристалів, як було показано у процесі комп'ютерного моделювання (розділ 5, рис. 5.1 і рис. 5.3, нижні фрагменти) властивостей сіток Б-типу, супроводжується формуванням більш рівноймовірного розподілу величин фазових зсувів між ортогональними складовими амплітуд точок поля розсіяного лазерного випромінювання.

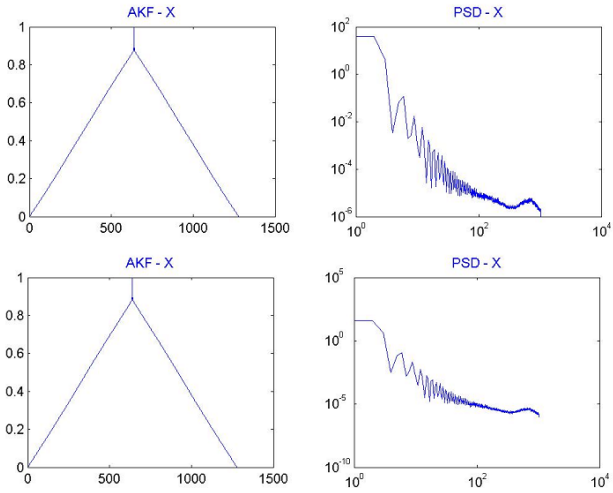


Рис. 6.3. Автокореляційні функції (лівий стовпчик) та логарифмічні залежності спектрів потужності (правий стовпчик) розподілів ступеня взаємної кореляції лазерного випромінювання, перетвореного оптично-товстими шарами здорової (верхній рядок) і запаленої (нижній рядок) м'язової тканини пацюка.

На рис. 6.3 представлені автокореляційні функції (ліві фрагменти) $W_{\mu}(\Delta x)$ і логарифмічні залежності (праві фрагменти) $log\, J\,(\mu) - log\, l^{-1}$ спектрів потужності розподілів ступеня взаємної кореляції μ_{12} поля лазерного випромінювання, перетвореного оптично товстими гістологічними зрізами здорової (верхні фраг-

менти) і септично запаленої (нижні фрагменти) м'язової тканини пацюка.

Кореляційна структура координатних розподілів $\mu_{12}(r)$ полів лазерного випромінювання тісно пов'язана з вище теоретично проаналізованими (розділ 5, 5.2, рис.5.2 і рис. 5.4) і експериментально визначеними (розділ 6, 6.2, рис. 6.2) особливостями топологічної структури КСК.

Так, автокореляційні функції $W_\mu(\Delta r)$ для полів лазерного випромінювання, розсіяних гістологічними зрізами обох типів тканини скелетного м'язу пацюка, являють собою спадаючі залежності з двома ділянками – «швидкого ($\Delta r = 0\mu m \times\div 50\mu m$)» і «повільного ($\Delta r = 50\mu m \times\div 400\mu m$)» зменшення власних значень (рис. 6.3, лівий стовпчик). Перша ділянка залежностей $W_\mu(\Delta r)$ пов'язана із вищезазначеними швидкими змінами значень комплексного ступеня когерентності μ_{12} багаторазово розсіяного поля лазерного випромінювання мережами координатно-неоднорідно розташованими міозинових фібрил із дисперсністю геометричних розмірів і значень показника двопроменезаломлення.

«Уповільнення» координатного падіння значень автокореляційних функцій можна пояснити наявністю певної крупно масштабної координатної повторюваності (розділ 5, 5.2, рис. 5.2 і рис. 5.4) значень параметру μ_{12} для мережі циліндричних оптично одноосних двопроменезаломлюючих кристалів біологічного походження.

Фрактальний аналіз розподілів $\mu_{12}(\Delta r)$ виявив мультифрактальність множин їх значень у ділянці «повільного» падіння автокореляційних залежностей $W_\mu(\Delta r)$, яка припадає на ділянку середніх ($F_1 = 1{,}6$ – здорова тканина і $F_1 = 2{,}01$ – септично запалена тканина) і великих ($F_1 = 2{,}09$ – здорова тканина і $F_1 = 2{,}47$ – септично запалена тканина) розмірів структурних елементів мережі біологічних кристалів. На даний факт вказують два значення кутів нахилу апроксимуючої кривої $V(\gamma)$ до спектрів потужності

$J(\mu_{12})$ розподілів комплексного ступеня когерентності лазерних полів (рис. 6.3, правий стовпчик), сформованих оптично товстими шарами гістологічних зрізів тканини скелетного м'язу пацюка. Множина значень координатного розподілу $\mu_{12}(\Delta r)$ поля лазерного випромінювання, перетвореного зразками м'язової тканини обох типів для малих масштабів кореляції («швидке» падіння $W_{\mu}(\Delta r)$) – статистична. Кількісно статистичну, кореляційну і фрактальну структуру координатних розподілів комплексного ступеня когерентності полів лазерного випромінювання ілюструють дані, що приведені у серії таблиць 6.1 – 6.3.

Таблиця 6.1. Статистичні моменти $R^{\mu}_{i=1-4}$ координатних розподілів $\mu(x,y)$ лазерного випромінювання, перетвореного оптично товстими шарами м'язової тканини різного фізіологічного стану.

$R^{\mu}_{i=1-4}$	Норма	Сепсис
R^{μ}_{1}	0,67±0,078	0,71±0,082
R^{μ}_{2}	0,23±0,031	0,21±0,033
R^{μ}_{3}	2,04±0,27	0,23±0,031
R^{μ}_{4}	9,36±1,02	1,21±0,17

Таблиця 6.2. Статистичні моменти $R^{w}_{i=1-4}$ розкладу автокореляцінийх функцій координатних розподілів $\mu(x,y)$ лазерного випромінювання, перетвореного оптично товстими шарами м'язової тканини різного фізіологічного стану.

$R^{w}_{i=1-4}$	Норма	Сепсис
R^{w}_{1}	0,0	0,0
R^{w}_{2}	0,24±0,036	0,31±0,039
R^{w}_{3}	0,0	0,0
R^{w}_{4}	1,65±0,24	0,26±0,031

Таблиця 6.3. Фрактальні розмірності F_k та дисперсія D_f спектрів потужності координатних розподілів $\mu(x, y)$ лазерного випромінювання, перетвореного шарами м'язової тканини різного фізіологічного стану

F_k	Норма	Сепсис
F_1	1,65±0,19	2,01±0,23
F_2	2,09±0,22	2,47±0,24
D_f	0,18±0,023	0,043±0,0052

Одержані результати дослідження статистичної структури координатних розподілів $\mu_{12}(\Delta r)$ лазерного випромінювання, розсіяного оптично товстими шарами гістологічних зрізів здорової і септично запаленої м'язової тканини пацюка, виявили:

- відмінність, як і у випадку теоретичного аналізу (розділ 5, таблиця 5.1 і таблиця 5.4), від нуля всіх статистичних моментів $R^{\mu}_{i=1-4}$, які характеризують розподіли значень комплексного ступеня когерентності;
- значення експериментально визначених статистичних моментів 3-го і 4-го порядків у 3,1 і 3,3 рази більші за аналогічні теоретичні параметри (таблиця 6.1), які характеризують розподіл значень комплексного ступеня когерентності, що свідчить про більш складну (координатна неоднорідність, дисперсність поперечних розмірів і значень показника двопроменезаломлення) оптико-геометричну будову мережі міозинових фібрил;
- зміни оптичної анізотропії септично запаленої тканини скелетного м'язу виявилися у зменшенні величин асиметрії R^{μ}_3 (у 9,1 рази) та ексцесу R^{μ}_4 (у 7,5 рази) координатних розподілів $\mu_{12}(\Delta r)$.

Не менш чутливим до септичного стану м'язової тканини виявився статистичний момент 4-го порядку розкладу методом Грама-Шарльє автокореляційних функцій $W_{\mu}(\Delta r)$ полів лазерно-

го випромінювання (таблиця 6.2). Так, виникнення локальних ділянок оптичної анізотропії виявляється у значному зменшенні (у 6,6 рази) величини ексцесу R_4^w відповідного кореляційно-фазового розподілу у порівнянні із аналогічним статистичним параметром поля лазерного випромінювання, перетвореного оптично товстим шаром здорової тканини.

Порівняльний аналіз особливостей спектрів потужності координатних розподілів комплексного ступеня кореляції фазово-неоднорідних полів лазерного випромінювання зразків м'язової тканини виявив чутливість до септичних змін двопроменезаломлення (таблиця 6.3) дисперсії D_f і фрактальних розмірностей F_k.

Відмінність між величинами дисперсії D_f розподілу значень логарифмічних залежностей спектрів потужності $log\, J\,(\mu_{12}) - log\, l^{-1}$ величин $\mu_{12}(\Delta r)$ для лазерних полів, які сформовані зразками тканин скелетного м'язу обох типів складає 4 рази.

Фрактальні розмірності множин значень $\mu_{12}(\Delta r)$ поля лазерного випромінювання, перетвореного шаром септично запаленої тканини скелетного м'язу, зростають на 25%-35%.

6.3. Трансформація статистичної, кореляційної та фрактальної структури кореляційно-фазових мап лазерного випромінювання, перетвореного шаром хаотично орієнтованих біологічних кристалів

В якості об'єкту дослідження було розглянуто оптично товсті шари здорової і септично запаленої сполучної тканини пацюка (6.1, рис. 6.1).

Результати обчислень координатної ($\mu_{12}(\Delta r)$) статистичної ($M(\mu_{12})$; $R^{\mu}_{i=1;2;3;4}$), кореляційної ($W_{\mu}(\Delta r)$; $R^{w}_{i=1;2;3;4}$) та фрактальної ($log\, J\,(\mu_{12}) - log\, l^{-1}$; F_k; D_f) структури залежностей розподілу $\mu((x = 1 \div m; x + 1pix;)(y = 1 \div n; y + 1pix)$ поля лазерного випромінювання, перетвореного оптично товстими гістологічни-

ми зрізами здорової і септично запаленої сполучної тканини пацюка ілюструють рис. 6.4, рис. 6.5 і таблиці 6.4-6.7.

Аналіз координатної та статистичної структури кореляційно-фазових мап поля лазерного випромінювання, перетвореного шарами сферичних двопроменезаломлюючих куль А- і Б-типів різної оптичної товщини (рис. 6.4 і таблиця 6.4), виявив аналогічні, що і для шарів з впорядкованими міозиновими фібрилами (рис. 6.2 і таблиця 6.1), тенденції зміни їх статистичної (гістограми розподілу випадкових значень та сукупність статистичних моментів 1-го – 4-го порядків) структури у залежності від фізіологічного стану.

Трансформація статистичного розподілу $\mu_{12}(\Delta r)$ у порівняні із гістограмами КСК, одержаними для тканин скелетного м'яза, на нашу думку, пов'язана з ростом кратності світлорозсіяння за рахунок дифракційного розширення лазерних пучків на окремих колагенових фібрилах, геометричні розміри яких у 3-10 разів менші за аналогічні масштаби мережі міозинових пучків. З точки зору центральної граничної теореми такі процеси об'єктивно збільшують кількість незалежних внесків лазерних парціальних хвиль у формування фазового зсуву кожної точки багаторазово розсіяного поля лазерного випромінювання. Результатом цього є тенденція до формування нормально розподілених за величинами фазових зсувів.

Трансформація статистичного розподілу $\mu_{12}(\Delta r)$ у порівняні із гістограмами КСК, одержаними для тканин скелетного м'яза, на нашу думку, пов'язана з ростом кратності світлорозсіяння за рахунок дифракційного розширення лазерних пучків на окремих колагенових фібрилах, геометричні розміри яких у 3-10 разів менші за аналогічні масштаби мережі міозинових пучків.

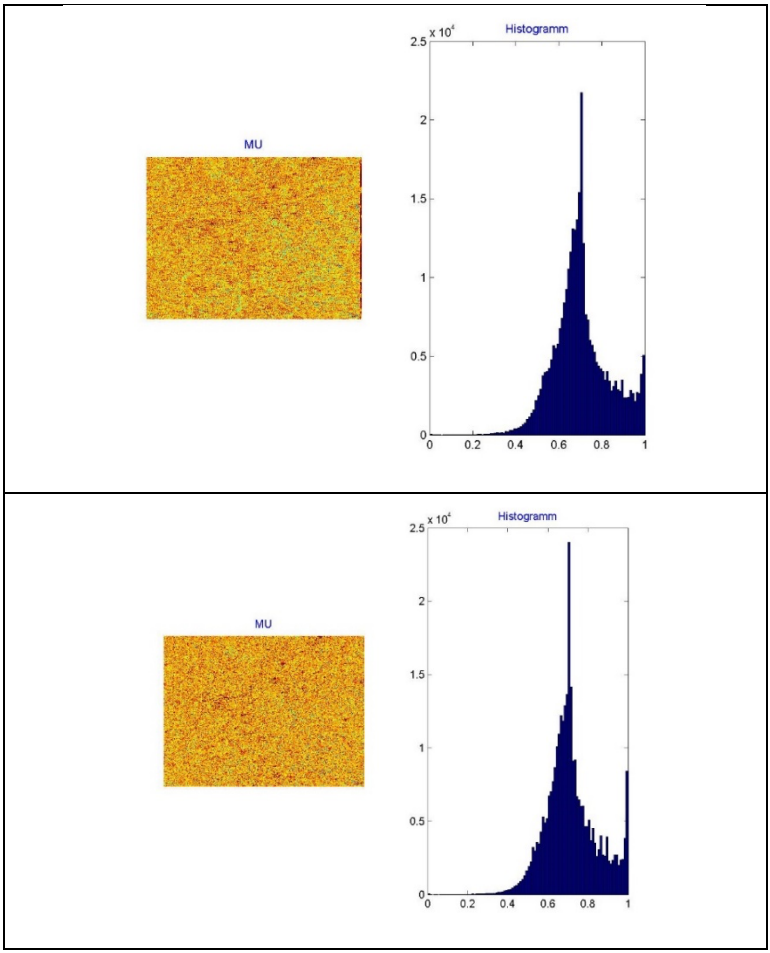


Рис. 6.4. Координатні (лівий стовпчик) та ймовірнісні (правий стовпчик) розподіли ступеня взаємної кореляції лазерного випромінювання, перетвореного оптично-товстими шарами здорової (верхній рядок) і запаленої (нижній рядок) дерми шкіри пацюка.

З точки зору центральної граничної теореми такі процеси об’єктивно збільшують кількість незалежних внесків лазерних парціальних хвиль у формування фазового зсуву кожної точки

багаторазово розсіяного поля лазерного випромінювання. Результатом цього є тенденція до формування нормально розподілених за величинами фазових зсувів.

Аналогічну подібність кореляційних і фрактальних параметрів, які характеризують координатні розподіли КСК багаторазово розсіяного гістологічними зрізами сполучної тканини поля лазерного випромінювання ілюструють залежності, що наведені на рис. 6.5.

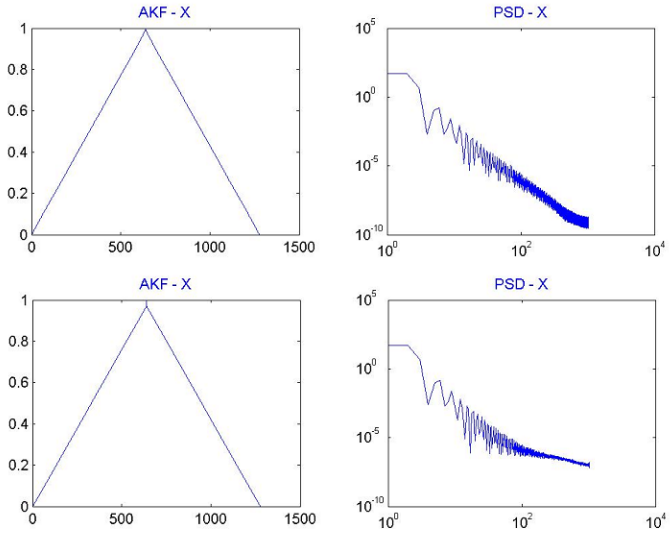


Рис. 6.5. Автокореляційні функції (лівий стовпчик) та логарифмічні залежності спектрів потужності (правий стовпчик) розподілів ступеня взаємної кореляції лазерного випромінювання, перетвореного оптично-товстими шарами здорової (верхній рядок) і запаленої (нижній рядок) дерми шкіри пацюка.

Автокореляційні функції (рис. 6.5, лівий стовпик) розподілів випадкових значень комплексного ступеня когерентності поля, розсіяного дермою шкіри пацюка, на відміну від аналогіч-

них залежностей $W_\mu(\Delta r)$ лазерного випромінювання, перетвореного зразками тканини скелетного м'яза, характеризуються монотонним зменшенням власних значень і більшою (у 1,2-1,35 рази) півширино L.

Виявлені особливості кореляційної структури розподілів $\mu((x = 1 \div m; x + 1pix;)(y = 1 \div n; y + 1pix)$ поля лазерного випромінювання, перетвореного оптично товстими гістологічними зрізами здорової і септично запаленої сполучної тканини пацюка, добре корелюють з даними комп'ютерного моделювання його фазової (розділ 3, 3.2 і 3.4) і кореляційно-фазової (розділ 5, 5.1 і 5.3) структури.

Фрактальний аналіз розподілів $\mu_{12}(\Delta r)$ виявив їх самоподібність ($F = 1{,}98$) для поля лазерного випромінювання розсіяного зразками здорової дерми шкіри пацюка (рис. 6.4, права частина верхнього фрагменту).

Лазерне випромінювання, перетворене зразками септично запаленої сполучної тканини характеризується мультифрактальним ($F_1 = 1{,}95$: $F_2 = 2{,}26$) розподілом $\mu((x = 1 \div m; x + 1pix;)(y = 1 \div n; y + 1pix)$ комплексного ступеня кореляції (рис. 6.4, права частина нижнього фрагменту).

Кількісно статистичну, кореляційну і фрактальну структуру координатних розподілів комплексного ступеня когерентності полів розсіяного зразками оптично товстих гістологічних зрізів здорової і септично запаленої дерми шкіри пацюка лазерного випромінювання ілюструють дані, що приведені у серії таблиць 6.4-6.6.

Таблиця 6.4. Статистичні моменти $R^{\mu}_{i=1-4}$ координатних розподілів $\mu(x, y)$ лазерного випромінювання, перетвореного оптично товстими шарами дерми шкіри.

$R^{\mu}_{i=1-4}$	Норма (11 зразків)	Сепсис (11 зразків)
R^{μ}_1	0,71±0,078	0,69±0,073

R_2^{μ}	0,11±0,014	0,12±0,017
R_3^{μ}	0,08±0,009	0,02±0,003
R_4^{μ}	0,78±0,085	0,33±0,046

Таблиця 6.5. Статистичні моменти $R_{i=1-4}^{w}$ розкладу автокореляційних функцій координатних розподілів $\mu(x,y)$ лазерного випромінювання, перетвореного оптично товстими шарами дерми шкіри.

$R_{i=1-4}^{w}$	Норма (11 зразків)	Сепсис (11 зразків)
R_1^{w}	0,0	0,0
R_2^{w}	0,21±0,26	0,32±0,39
R_3^{w}	0,0	0,0
R_4^{w}	2,17±0,31	0,29±0,33

Таблиця 6.6. Фрактальні розмірності F_k та дисперсія D_f спектрів потужності координатних розподілів $\mu(x,y)$ лазерного випромінювання, перетвореного шарами дерми шкіри різного фізіологічного стану.

F_k	Норма (11 зразків)	Сепсис (11 зразків)
F_1	1,98±0,16	1,95±0,17
F_2		2,26±0,15
D_f	0,11±0,018	0,08±0,009

Одержані результати дослідження статистичної структури координатних розподілів $\mu_{12}(\Delta r)$ лазерного випромінювання, перетвореного оптично товстими шарами дерми шкіри пацюка обох типів, виявили наступне.

По-перше. Середнє R_1^{μ}, дисперсія R_2^{μ}, асиметрія R_3^{μ} та ексцес R_4^{μ}, які характеризують координатні розподіли значень комплексного ступеня когерентності для ортогональних складових амплітуди у різних точках поля лазерного випромінювання,

багаторазово розсіянні колагеновими мережами хаотично орієнтованих двопроменезаломлюючих фібрил, також відмінні від нуля.

По-друге, значення експериментально визначених статистичних моментів 3-го і 4-го порядків у 7,5 і 3,5 рази менші за аналогічні теоретичні параметри (таблиця 6.1), що свідчить про тенденцію до формування розподілених за нормальним законом (рис. 6.3, ліві частини верхнього і нижнього фрагментів) значень комплексного ступеня когерентності багаторазово розсіяного лазерного випромінювання мережами реальних біологічних кристалів.

По-третє, зміни оптичної анізотропії септично запаленої сполучної тканини пацюка виявилися у зменшенні величин асиметрії R_3^{μ} (у 4 рази) та ексцесу R_4^{μ} (у 2,5 рази) координатних розподілів $\mu_{12}(\Delta r)$.

Значно більш діагностично чутливим до септичного стану дерми шкіри пацюка виявився статистичний момент 4-го порядку розкладу методом Грама-Шарльє автокореляційних функцій $W_{\mu}(\Delta r)$ полів лазерного випромінювання (таблиця 6.5). Так, виникнення локальних ділянок оптичної анізотропії виявляється у значному зменшенні (у 8,1 рази) величини ексцесу R_4^{w} відповідного кореляційно-фазового розподілу у порівнянні із аналогічним статистичним параметром поля лазерного випромінювання, перетвореного оптично товстим шаром здорової тканини.

Порівняльний аналіз особливостей спектрів потужності координатних розподілів комплексного ступеня кореляції фазово-неоднорідних полів лазерного випромінювання оптично-товстих шарів сполучної тканини виявив чутливість до септичних змін ступеня самоподібності (таблиця 6.6).

Так, фрактальні множини величин $\mu_{12}(\Delta r)$ для лазерних полів, які сформовані зразками здорової сполучної тканини трансформуються у мультифрактальні при наявності процесу септичного запалення.

Таким чином, проведене експериментальне дослідження координатних розподілів комплексного ступеня кореляції $\mu_{12}\left((x;x+1pix);(y;y=1pix)\right)$ поля лазерного випромінювання, перетвореного мережами оптико-анізотропних біологічних кристалів різної структури та фізіологічного стану виявило:

1. Статистичні моменти 3-го і 4-го порядків координатного розподілу комплексного ступеня кореляції $\mu_{12}\left((x;x+1pix);(y;y=1pix)\right)$ поля лазерного випромінювання, багатократно розсіяного мережами біологічних кристалів м'язової і сполучної тканини пацюка чутливі до змін оптичної анізотропії, що пов'язані із септичними процесами.
2. Найбільш чутливим до зміни величини двопроменезаломлення речовини міозинових і колагенових біологічних кристалів виявився ексцес R_4^w розкладу Грама-Шарльє автокореляційних функцій $W_\mu(\Delta r)$) координатних розподілів $\mu_{12}((x;x+1pix);(y;y=1pix))$ комплексного ступеня кореляції полів багатократно розсіяного лазерного випромінювання.
3. Зі збільшенням рівня двопроменезаломлення м'язової тканини статистичні у діапазоні малих геометричних розмірів множини значень комплексного ступеня когерентності поля лазерного випромінювання трансформуються у мультифрактальні. При цьому величина дисперсії розподілу значень логарифмічних залежностей $log\,J\,(\mu) - log\,l^{-1}$ зменшується зі збільшенням величини двопроменезаломлення Δn речовини кристалічних структур.
4. Фрактальні множини координатних розподілів значень комплексного ступеня когерентності $\mu_{12}(\Delta r)$ багаторазово розсіяних оптично-товстими гістологічними зрізами зразків здорової сполучної тканини пацюка лазерних

полів трансформуються у мультифрактальні при наявності процесу септичного запалення

6.4. Порівняльні діагностичні можливості методів лазерної поляриметрії, поляризаційної корелометрії та фазометрії багаторазо розсіяних оптично-товстими біологічними тканинами полів когерентного випромінювання

Визначені взаємозв'язки між змінами сукупності статистичних, кореляційних і фрактальних параметрів розподілів комплексного ступеня когерентності поля лазерного випромінювання та змінами форми і величини двопроменезаломлення біологічних кристалів були покладені в основу порівняльного аналізу багаторазово розсіяних полів шарами реальних оптично-товстих біологічних тканин різними методами:

- лазерна поляриметрія розподілів азимутів $\alpha(r)$ і еліптичності $\beta(r)$ поляризації;
- поляризаційна корелометрія модуля $|V(\Delta r)|$ і фази $\Psi(\Delta r)$ комплексного ступеня взаємної поляризації $V(\Delta r)$ [];
- кореляційна фазометрія комплексного ступеня когерентності $\mu(\Delta r)$.

Таблиця 6.7. Порівняльні статистичні, кореляційні і фрактальні параметри методів лазерної поляриметрії, поляризаційної корелометрії та фазометрії полів, розсіяного тканинами скелетного м'яза, когерентного випромінювання

Параметри	Лазерна поляриметрія ($\alpha(r)$; $\beta(r)$)	Поляризаційна корелометрія (модуль КСВП)	Поляризаційна корелометрія (фаза КСВП)	Комплексний ступінь когерентності
Статистичні моменти R_i – норма;	R_3/R_3^* = 0,94	R_3/R_3^* = 0,89	R_3/R_3^* =0,79 R_4/R_4^* =0,72	R_3/R_3^* =9,1 R_4/R_4^* =7,5

R_i^* – сепсис	${R_4}/{R_4^*}$ =0,91	${R_4}/{R_4^*}$ =0,86		
Кореляційні моменти K_i – норма; K_i^* -–сепсис	${K_2}/{K_2^*}$ =0,97 ${K_4}/{K_4^*}$ =0,92	${K_2}/{K_2^*}$ =0,95 ${K_4}/{K_4^*}$ =1,71	${K_2}/{K_2^*}$ =1,06 ${K_4}/{K_4^*}$ =2,87	${K_2}/{K_2^*}$ =1,19 ${K_4}/{K_4^*}$ =6,6
Дисперсія $log-log$ залежностей D - норма; D^* - сепсис	${D}/{D^*}$ =0,96	${D}/{D^*}$ =0,94	${D}/{D^*}$ =0,88	${D}/{D^*}$ =1,97
Ефективність	− −	+ −	+ − −	+ + +

В якості зразків дослідження були використані попередньо досліджені (розділ 6, 6.1, рис. 6.1) оптично-товсті гістологічні зрізи здорової і септично запаленої тканини скелетного м'яза і дермального шару пацюка.

Результати експериментальних досліджень поляризаційної ($\alpha(r);\beta(r)$), поляризаційно-кореляційної ($|V|(\Delta r);\Psi(\Delta r)$) та кореляційно-фазової ($\mu_{12}(\Delta r)$) структури багаторазово розсіяних, дослідними групами тканин, полів лазерного випромінювання представлені у таблиці 6.7 і таблиці 6.8 порівняльним чином у вигляді відношень статистичних моментів ${R_3}/{R_3^*}$ і ${R_4}/{R_4^*}$, кореляційних моментів ${K_2}/{K_2^*}$ і ${K_4}/{K_4^*}$ та дисперсій ${D}/{D^*}$ розподілу екстремумів логарифмічних залежностей спектрів потужності.

З аналізу приведених в таблиці 6.7 і таблиці 6.8 даних випливає, що статистичний, кореляційний аналіз і фрактальний аналіз координатних розподілів комплексного ступеня когерентності полів лазерного випромінювання, багаторазово розсіяного зразками м'язової і сполучної тканин пацюка на відмінну від відомих методів лазерної поляриметрії та поляризаційної корелометрії є ефективним у визначенні септичного процесу.

Таблиця 6.8. Порівняльні статистичні, кореляційні і фрактальні параметри методів лазерної поляриметрії, поляризаційної корелометрії та фазометрії полів, розсіяного тканинами дермального шару, когерентного випромінювання.

Параметри	Лазерна поляриметрія $(\alpha(r);\beta(r))$	Поляризаційна корелометрія (модуль КСВП)	Поляризаційна корелометрія (фаза КСВП)	Комплексний ступінь когерентності
Статистичні моменти R_i – норма; R_i^* – сепсис	R_3/R_3^* =0,97 R_4/R_4^* =0,94	R_3/R_3^* =0,93 R_4/R_4^* =0,91	R_3/R_3^* =1,18 R_4/R_4^* =1,33	R_3/R_3^* =4 R_4/R_4^* =2,5
Кореляційні моменти K_i – норма; K_i^* – сепсис	K_2/K_2^* =0,94 K_4/K_4^* =0,91	K_2/K_2^* =0,92 K_4/K_4^* =1,46	K_2/K_2^* =1,08 K_4/K_4^* =2,37	K_2/K_2^* =1,1 K_4/K_4^* =8,1
Дисперсія $log-log$ залежностей D – норма; D^* – сепсис	D/D^* =0,95	D/D^* =0,92	D/D^* =0,9	D/D^* =1,6
Ефективність	−−−	−+−	+−−	+++

РОЗДІЛ 7.
МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ ПОЛЯРИЗАЦІЙНОЇ, АЗИМУТАЛЬНО-ІНВАРІАНТНОЇ МЮЛЛЕР-МАТРИЧНОЇ І СПЕКТРАЛЬНО-СЕЛЕКТИВНОЇ ФЛУОРЕСЦЕНТНОЇ МІКРОСКОПІЇ

Даний розділ містить:

- структурно-логічну схему і дизайн дослідження;
- модельний аналіз полікристалічної структури шарів синовіальної рідини (СР);
- структурно логічну схему та характеристики оптичного розташування методів поляризаційної цифрової мікроскопії зображень полікристалічних плівок СР;
- структурно логічну схему та характеристики оптичного розташування методів азимутально-інваріантної Мюллер-матричної мікроскопії полікристалічних плівок СР;
- структурно логічну схему та характеристики оптичного розташування методів поляризаційного відтворення (томографії) параметрів оптичної анізотропії плівок СР;
- структурно логічну схему та характеристики оптичного розташування спектрально-селективної лазерної флуоресцентної мікроскопії різних біохімічних складових полікристалічних плівок СР;
- алгоритми статистичної обробки експериментальних даних поляризаційної, азимутально-інваріантної Мюллер-матричної і спектрально-селективної флуоресцентної мікроскопії;
- алгоритми кореляційної обробки даних поляризаційної, азимутально-інваріантної Мюллер-матричної і спектрально-селективної флуоресцентної мікроскопії;
- алгоритми статистичної і кореляційної обробки даних вейвлет-аналізу результатів поляризаційної, азимутально-інва-

ріантної Мюллер-матричної і спектрально-селективної флуоресцентної мікроскопії;

- алгоритми інформаційного аналізу для визначення сили діагностичного методу шляхом установлення набору операційних характеристик – чутливості, специфічності і точності;
- характеристику об'єктів дослідження.

7.1. Дизайн і структурно-логічна схема дослідження

Дослідження спрямоване на розробку диференціальної діагностики шляхом використання новітніх методик багатофункціональної цифрової мікроскопії і томографії полікристалічної структури плівок синовіальної рідини (СР).

Дана багатопараметрична цифрова методологія диференціації ступеня важкості патології суглоба базується на визначенні та діагностичному використанні комплексу об'єктивних (експериментально відтворюваних) взаємозв'язків між мапами (координатними розподілами) поляризаційних (орієнтаційного (ОП) та фазового (ФП) параметрів вектора Стокса точок цифрового мікроскопічного зображення), азимутально-інваріантних Мюллер-матричних (ММІ) і спектрально-селективних флуоресцентних параметрів мікроскопічних зображень, які характеризують оптичну анізотропію полікристалічних плівок шарів СР пацієнтів з різною важкістю патології суглоба.

Для досягнення цієї мети нами застосовано комплекс взаємодоповнюючих методик багатофункціонального поляриметричного, Мюллер-матричного і флуоресцентного мікроскопічного дослідження структури полікристалічних плівок СР, які характеризує наступна структурно-логічна схема (рис. 7.1)

Диференціальна діагностика асептичного і септичного розхитування чашки ендопротезу штучного кульшового суглоба методами поляризаційної та автофлуоресцентної мікроскопії полікристалічних плівок синовіальної рідини

<table>
<tr><td colspan="6">Модель аморфно-кристалічної структури синовіальної рідини (СР)</td></tr>
<tr><td colspan="6">Методи і системи дослідження полікристалічної структури шарів СР</td></tr>
<tr><td colspan="6">Поляризаційна і Мюллер-матрична мікроскопія полікристалічних плівок СР</td></tr>
<tr><td colspan="3">Мапи орієнтаційного (ОП) і фазового параметрів (ФП) мікроскопічних зображень полікристалічних плівок СР</td><td colspan="3">Мапи орієнтаційного (ММІ ОА) і фазового (ММІ ЛД) Мюллер-матричних інваріантів полікристалічних плівок СР</td></tr>
<tr><td colspan="6">Поляризаційна томографія полікристалічних плівок СР</td></tr>
<tr><td colspan="3">Мапи циркулярного двопроменезаломлення (ЦД) полікристалічних плівок СР</td><td colspan="3">Мапи лінійного двопроменезаломлення (ЦД) полікристалічних плівок СР</td></tr>
<tr><td colspan="6">Спектрально-селективна лазерна автофлуоресцентна мікроскопія полікристалічних плівок СР</td></tr>
<tr><td colspan="3">Мапи інтенсивності флуоресценції (МІФ(λ_2)) небілкової складової полікристалічних плівок СР</td><td colspan="3">Мапи інтенсивності флуоресценції (МІФ(λ_1)) білкової складової полікристалічних плівок СР</td></tr>
<tr><td colspan="6">Статистичний, кореляційний і вейвлет-аналіз розподілів</td></tr>
<tr><td>ОП</td><td>ФП</td><td>ММІ ОА</td><td>ММІ ЛД</td><td>ЦД</td><td>ЛД</td></tr>
<tr><td colspan="3">МІФ(λ_1)</td><td colspan="3">МІФ(λ_2)</td></tr>
<tr><td colspan="6">Критерії диференціальної діагностики ступеня важкості патології суглоба</td></tr>
<tr><td colspan="6">Операційні характеристики методів багатофункціональної цифрової мікроскопії полікристалічних плівок СР</td></tr>
<tr><td colspan="2">Чутливість, Se</td><td colspan="2">Специфічність, Sp</td><td colspan="2">Точність, Ac</td></tr>
</table>

Рис. 7.1. Структурно-логічна схема багатофункціонального поляриметричного, Мюллер-матричного і флуоресцентного мікроскопічного дослідження структури полікристалічних плівок СР.

Представлений на рис. 7.1 дизайн дослідження ефективності диференціальної діагностики ступеня важкості патології суглоба з клінічної, біофізичної та інформаційної точки зору включає наступні основні етапи:

1. Двовимірну цифрову поляризаційну мікроскопію полікристалічних плівок СР і визначення з набору 4 параметрів вектора

Стокса координатних розподілів величини орієнтаційного і фазових параметрів мікроскопічного зображення.

2. Мюллер-матричне картографування полікристалічних плівок СР та визначення набору з 16 координатних розподілів (Мюллер-матричних зображень (ММЗ)) азимутально-інваріантних елементів (ММІ), які характеризують прояви оптичної активності (ММІ ОА) і лінійного двопроменезаломлення (ММІ ЛД).

3. Обчислення на базі сукупності ММЗ набору координатних розподілів елементів диференціальної матриці циркулярного і лінійного двопроменезаломлення полікристалічних плівок СР.

4. Розроблення алгоритмів поляризаційного відтворення координатних розподілів величини лінійного (ЛД) та циркулярного двопроменезаломлення (ЦД) оптично анізотропної складової полікристалічних плівок СР.

5. Статистичний, кореляційний та вейвлет-аналіз одержаних мап ОП, ФП, ММІ ОА, ММІ ЛД, ЛД, ЦД полікристалічних плівок СР пацієнтів з різною важкістю патології суглоба.

6. Виявлення цифрових статистичних, кореляційних і вейвлет критеріїв поляризаційної та Мюллер-матричної диференціальної діагностики ступеня важкості патології суглоба.

7. Визначення мап лазерно-індукованої флуоресценції небілкової (МІФ(λ_2)) та білкової (МІФ(λ_1)) складових полікристалічних плівок СР.

8. Статистичний і кореляційний аналіз мап лазерно-індукованої флуоресценції небілкової (МІФ(λ_2)) та білкової (МІФ(λ_1)) складових полікристалічних плівок СР.

9. Виявлення статистичних і кореляційних критеріїв флуоресцентної диференціальної діагностики ступеня важкості патології суглоба.

10. Операційні характеристики сили методів азимутально-інваріантної поляризаційної, Мюллер-матричної та лазерної автофлуоресцентної мікроскопії полікристалічних плівок СР.

7.2. Модельна структура полікристалічних плівок синовіальної рідини

З метою виявлення комплексу діагностичних взаємозв'язків між даними багатофункціональної цифрової мікроскопії (поляризаційна мікроскопія, азимутально-інваріантне Мюллер-матричне картографування, мікроскопічна поляризаційна томографія та лазерно-індукована спектрально-селективна флуоресцентна мікроскопія) і біохімічним складом та полікристалічною структурою плівок СР нами використано наступну модельну схему, – рис. 7.2.

<table>
<tr><td colspan="3">Полікристалічна плівка синовіальної рідини</td></tr>
<tr><td>Аморфна складова</td><td>Білкова складова</td><td>Фібрилярні сітки</td></tr>
<tr><td colspan="3">Оптико-фізичні параметри</td></tr>
<tr><td rowspan="4">Координатний розподіл інтенсивності автофлуоресценції в жовто-зеленій області ($\lambda_1 = 0{,}55 мкм$) спектру</td><td colspan="2">Координатний розподіл величини ОП і ФП мікроскопічних зображень полікристалічних плівок СР</td></tr>
<tr><td colspan="2">Координатний розподіл величини ММІ ОА і ММІ ЛД полікристалічних плівок СР</td></tr>
<tr><td>Координатний розподіл величини ЦД</td><td>Координатний розподіл величини ЛД</td></tr>
<tr><td colspan="2">Координатний розподіл інтенсивності флуоресценції в синій області ($\lambda_2 = 0{,}45 мкм$) спектру</td></tr>
</table>

Рис. 7.2. Модельна структури полікристалічних плівок СР.

7.3. Структурно-логічна схема і методики поляризаційної та Мюллер-матричної мікроскопії шарів синовіальної рідини

<table>
<tr><td colspan="2">Блок когерентного опромінення ($\lambda = 0{,}63$мкм)полікристалічних плівок СР</td></tr>
<tr><td colspan="2">Блок формування станів поляризації лазерного зонда</td></tr>
<tr><td colspan="2">Об’єктний блок розміщення зразків полікристалічних плівок СР</td></tr>
<tr><td colspan="2">Блок формування мікроскопічного зображення полікристалічних плівок СР</td></tr>
<tr><td colspan="2">Блок поляризаційного аналізу мікроскопічних зображень полікристалічних плівок СР</td></tr>
<tr><td colspan="2">Блок цифрової реєстрації поляризаційних мікроскопічних зображень полікристалічних плівок СР</td></tr>
<tr><td colspan="2">Комп’ютерний процесор розрахунку параметрів вектора Стокса</td></tr>
<tr><td colspan="2">Комп’ютерний процесор розрахунку елементів матриці Мюллера</td></tr>
<tr><td>Координатні розподіли величини орієнтаційного (ОП) і фазового (ФП) параметрів мікроскопічного зображення полікристалічних плівок СР</td><td>Координатні розподіли величини Мюллер-матричних інваріантів ММІ ОА і ММІ ЛД поляризаційних проявів оптичної анізотропії полікристалічних плівок СР</td></tr>
<tr><td colspan="2">Комп’ютерний процесор розрахунку елементів диференціальної матриці 1-го порядку і параметрів оптичної анізотропії полікристалічних плівок СР</td></tr>
<tr><td>Координатні розподіли величини циркулярного двопроменезаломлення (ЦД) полікристалічних плівок СР</td><td>Координатні розподіли величини лінійного двопроменезаломлення (ЛД) полікристалічних плівок СР</td></tr>
<tr><td colspan="2">Комп’ютерний процесор статистичного, кореляційного і вейвлет-аналізу даних поляризаційної та Мюллер-матричної мікроскопії полікристалічних плівок СР</td></tr>
</table>

Рис. 7.3. Структурно-логічна схема і методики поляризаційної та Мюллер-матричної мікроскопії полікристалічних плівок СР.

Експериментальне вимірювання координатних розподілів величини параметрів вектора Стокса і елементів матриці Мюллера, диференціальних матричних елементів та ЦД і ЛД проводилося у розташуванні класичного лазерного мікрополяриметра, оптична схема якого приведена попередньо і представлена в нашій роботі на рис. 7.4

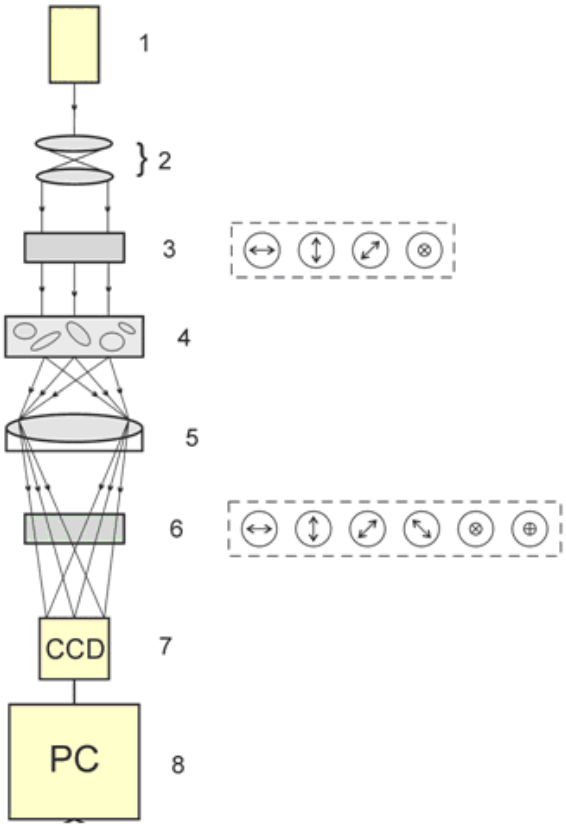


Рис. 7.4. Оптична схема лазерного мікрополяриметра полікристалічних плівок синовіальної рідини.

Тут:

1 – джерело когерентного випромінювання He-Ne лазер з довжиною хвилі $\lambda = 0{,}6328\mu m$;

2 – оптичний вузол (коліматор) формування плоскої хвилі;

3 – поляризаційний вузол (поляризатор і фазовозсуваюча пластинка 0.25λ) формування станів поляризації лазерного зонда;

4 – полікристалічна плівка CP;

5 – мікрооб'єктив, який виправлений на поляризаційні аберації;

6 – вузол поляризаційного аналізу (поляризатор і фазовозсуваюча пластинка 0.25λ);

7 – CCD камера цифрової реєстрації мікроскопічних зображень полікристалічних плівок CP;

8 – пристрій аналітичної обробки даних мікрополяриметрії – PC.

Лазерне опромінювання полікристалічних плівок CP 4 проводилося за допомогою, сформованого оптичним коліматором 2, паралельного (діаметр 2 мм) пучком He-Ne лазера 1 з довжиною хвилі випромінювання λ = 0,63 мкм.

Формування набору станів поляризації лазерного опромінювача реалізовувалося з використанням фазовозсуваючих $(0{,}25\lambda)$ пластинок 3, 5 (виробник – Achromatic True Zero-Order Waveplate) і лінійного поляризатора 4 (виробник – B+W Kaesemann XS-Pro Polarizer MRC Nano).

Полікристалічна плівка CP 4 послідовно опромінювалася набором лазерних пучків із наступними станами і типами поляризації: лінійна з азимутами 0°, 90°, +45° і права циркуляція (⊗).

Формування такого набору станів лінійних поляризацій здійснювалося шляхом повороту осі найбільшої швидкості фазовозсуваючої пластинки 3 на кут $\div 45^0$ з наступним послідовним обертанням осі пропускання лінійного поляризатора на кути 0°, 90°, +45°.

Циркулярно поляризована лазерна хвиля формувалася за допомогою застосування чвертьхвильової пластинки з орієнтацією осі найбільшої швидкості під кутом 0° відносно площини поляризації лазерного пучка +45°.

Мікроскопічні зображення полікристалічних плівок CP 4 за допомогою поляризаційного мікрооб'єктиву 5 (виробник – Nikon CFI Achromat P, фокусна відстань – 30 мм, числова апертура – 0,1, збільшення – 4x) проектувалися у площину цифрової CCD камери 7 (The Imaging Source DMK 41AU02.AS, monochrome 1/2" CCD, Sony ICX205AL (progressive scan); роздільна здатність – 1280x960; розмір світлочутливої площадки – 7600x6200мкм; чутливість – 0,05 lx; динамічний діапазон – 8 bit, SNR – 9 bit), світлочутлива площадка якої містить $m \times n = 1280 \times 960$ пікселів.

За допомогою комплексного поляризаційного фільтра 6 (лінійні поляризатори з кутами площини пропускання 0°; 90°; 45°; 135° і чвертьхвильові пластинки, кут орієнтації осі найбільшої швидкості яких складав 45°; 135° відбувалась поляризаційна селекція координатних розподілів величини інтенсивності цифрових мікроскопічних зображень полікристалічних плівок CP 4.

Алгоритми обчислення сукупності поляризаційних параметрів вектора Стокса, елементів матриці Мюллера та параметрів лінійного і циркулярного двопроменезаломлення полікристалічної плівки CP у межах окремих пікселів світлочутливої площадки CCD камери 7 базуються на традиційних для Стокс-поляриметрії алгоритмах.

7.4. Структурно-логічна схема і методики спектрально-селективної лазерно-індукованої флуоресцентної мікроскопії полікристалічних плівок синовіальної рідини

У даній частині представлені матеріали, щодо дизайну флуоресцентної мікроскопії – структурно-логічна схема і методики

спектрально-селективної лазерно-індукованої флуоресцентної мікроскопії полікристалічних плівок синовіальної рідини (рис. 7.5).

<table>
<tr><td colspan="2">Блок формування лазерно-індукованої автофлуоресценції ($\lambda = 0{,}405 мкм$) полікристалічних плівок СР</td></tr>
<tr><td colspan="2">Об’єктний блок розміщення зразків полікристалічних плівок СР</td></tr>
<tr><td colspan="2">Блок формування мікроскопічного зображення авто флуоресценції полікристалічних плівок СР</td></tr>
<tr><td colspan="2">Блок спектральної селекції автофлуоресцентних мікроскопічних зображень полікристалічних плівок СР</td></tr>
<tr><td colspan="2">Блок цифрової реєстрації автофлуоресцентних мікроскопічних зображень полікристалічних плівок СР</td></tr>
<tr><td>Координатні розподіли величини інтенсивності флуоресценції небілкової складової полікристалічних плівок СР</td><td>Координатні розподіли величини інтенсивності флуоресценції білкової складової полікристалічних плівок СР</td></tr>
<tr><td colspan="2">Комп’ютерний процесор статистичного і кореляційного аналізу даних спектрально-селективної лазерної флуоресцентної мікроскопії полікристалічних плівок СР</td></tr>
</table>

Рис. 7.5. Структурно-логічна схема і методики спектрально-селективної лазерної флуоресцентної мікроскопії полікристалічних плівок СР.

На рис. 7.6 наведена оптична схема та характеристики спектрально-селективної лазерної флуоресцентної мікроскопії полікристалічних плівок синовіальної рідини.

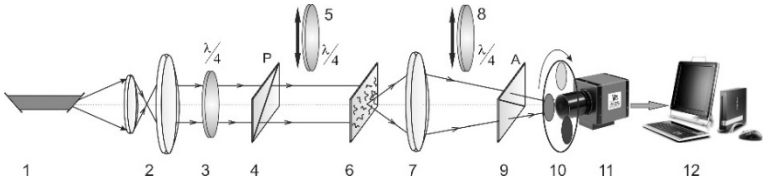


Рис. 7.6. Оптична схема лазерного спектрально-селективного автофлуоресцентного мікроскопа полікристалічних плівок CP.

Параметри і принцип дії лазерного спектрально-селективного автофлуоресцентного мікроскопа полікристалічних плівок CP детально представлені попередньо.

Для збудження автофлуоресценції у розташуванні лазерного спектрально-селективного мікроскопа (рис. 2.6) використали «синій» напівпровідниковий лазер LSR405ML-LSR-PS-II з довжиною хвилі $\lambda = 0{,}405 мкм$ і потужністю $W = 50 мВт$.

Вимірювання координатних розподілів величини інтенсивності автофлуоресценції полікристалічних плівок CP 6 у площині світлочутливої площадки цифрової камери 11 здійснювалося з використанням смугових світлофільтрів 10 із наступними максимумами спектрального пропускання $\lambda_{max}^{(1)}$ і $\lambda_{max}^{(2)}$.

7.5. Аналітичні алгоритми обробки даних

Об’єктивне оцінювання статистичної, кореляційної та масштабно селективної структури (Φ) координатних розподілів ОП, ФП, ММІ ОА, ММІ ЛД, ЦД, ЛД, МІФ(λ_1), МІФ(λ_2) полікристалічних плівок CP здійснювалося у межах наступних аналітичних підходів.

7.5.1. Статистичний аналіз

Для координатних розподілів Φ визначалася величина центральних статистичних моментів 1-го – 4-го порядків (SM_1 –

середнє, SM_2 – дисперсія, SM_3 – асиметрія, SM_4 – ексцес) за класичними алгоритмами.

$$\begin{aligned} SM_1 &= \frac{1}{N}\sum_{j=1}^{N}(\Phi)_j; \\ SM_2 &= \sqrt{\frac{1}{N}\sum_{j=1}^{N}(\Phi-\bar{\Phi})^2{}_j}; \\ SM_3 &= \frac{1}{(SM_2)^3}\frac{1}{N}\sum_{j=1}^{N}(\Phi-\bar{\Phi})^3{}_j; \\ SM_4 &= \frac{1}{(SM_2)^4}\frac{1}{N}\sum_{j=1}^{N}(\Phi-\bar{\Phi})^4{}_j, \end{aligned} \tag{7.1}$$

Тут N – кількість пікселів світлочутливої площадки CCD камери; $\bar{\Phi}$ – середнє множини Φ.

7.5.2. Кореляційний аналіз

Для оцінювання кореляційної структури координатних розподілів Φ нами використана класична методика, яка базується на припущенні того, що будь-який такий розподіл можна оцінити шляхом розкладу у двох взаємно перпендикулярних напрямках Ox, Oy з наступним обчисленням автокореляційних функцій за відомими алгоритмами.

У результаті одержується дві ортогональні (K_x, K_y) автокореляційні функції, які характеризують особливості кореляційної структури розподілів Φ у двох взаємно перпендикулярних напрямках.

7.5.3. Вейвлет-аналіз

Основи вейвлет-аналізу розподілів Φ за допомогою вейвлет-функції, що утворена з базової функції шляхом зміщення (b) та масштабування (a).

Використання вейвлет-перетворення різного типу одномірних розподілів Φ, які характеризують поляризаційні прояви оптичної анізотропії полікристалічної структури плівок CP, дoз-

воляє одержати двомірний масив (мапу) амплітуд вейвлет-коефіцієнтів $K_{a,b}$ забезпечують можливість виявлення величини та координатної локалізації, як великомасштабних (лінійне двопроменезаломлення), так і дрібномасштабних (циркулярне двопроменезаломлення) характеристик розподілу Φ.

7.6. Інформаційний аналіз

Завдяки застосуванню методів багафункціональної поляризаційної та автофлуоресцентної мікроскопії одержуються наступні параметри оцінки полікристалічних плівок СР:

1. Статистичні моменти 1-го-4-го порядків, які характеризують розподіли параметрів Φ - $SM_1; SM_2; SM_3; SM_4$;

2. Кореляційні моменти 2-го і 4-го порядків, які характеризують півширину та гостроту піку автокореляційних функцій розподілів параметрів Φ – $KM_2; KM_4$

3. При проведенні наших досліджень зразків полікристалічних плівок СР суглоба різних груп пацієнтів, будемо використовувати загальноприйняту у доказовій медицині термінологію – «операційні характеристики діагностичної сили»:

- Інтерпретація «позитивний» для пацієнтів з наявністю захворювання. Це «істинно позитивний випадок» – (TP).
- Інтерпретація «негативний» для пацієнтів з відсутністю захворювання. Це «істинно негативний випадок» – (TN).
- Інтерпретація «позитивний» для пацієнтів з відсутністю захворювання. Це «хибно позитивний випадок» – (FP).
- Інтерпретація «негативний» для хворих з наявністю захворювання. Це «хибно негативний випадок» – (FN).

Для характеристики інформативності методів багатофункціональної цифрової мікроскопії полікристалічних плівок СР використано групу операційних характеристик.

Чутливість (Se) – це пропорція правильних позитивних результатів (TP) діагностичного методу багатофункціональної

цифрової мікроскопії полікристалічних плівок СР серед усіх хворих пацієнтів (D_+):

$$Se = \frac{TP}{D_+} 100\%. \quad (7.2)$$

Специфічність (Sp) – це пропорція правильних від'ємних результатів (TN) методики багатофункціональної цифрової мікроскопії полікристалічних плівок СР серед групи здорових пацієнтів ($D_$):

$$Sp = \frac{TN}{D_-} 100\%. \quad (7.3)$$

Точність (Ac) – пропорція правильних результатів ($TP + TN$) тесту багатофункціональної цифрової мікроскопії полікристалічних плівок СР серед всіх обстежених пацієнтів ($D_+ + D_$)

$$Ac = \frac{TP+TN}{D_+ + D_-} 100\%. \quad (7.4)$$

Якщо $D_+ = D_-$, то Ac називають *збалансованою точністю*.

7.7. Коротка характеристика об'єктів дослідження

В якості об'єктів дослідження використовувалися зразки шарів полікристалічних плівок синовіальної рідини (СР) пацієнтів з різною важкістю патології суглоба.

Зразки полікристалічних плівок СР виготовлялись шляхом нанесення краплі рідини на оптично-однорідне скло с наступним просушуванням при кімнатній температурі.

Досліджувалися наступні групи зразків пацієнтів з наступними патологіями:

- Деформуючий остеоартроз кульшового суглоба – «контрольна» група 1 (25 зразків);

- Асептичне розхитування чашки ендопротезу кульшового суглоба – «дослідна» група 2 (25 зразків);
- Септичне розхитування чашки ендопротезу кульшового суглоба – «дослідна» група 3 (25 зразків).

На серії рис. 7.7 – рис. 7.9 представлені мікроскопічні поляризаційні зображення полікристалічних плівок СР пацієнтів з контрольної групи 1 (рис. 7.7), дослідної групи 2 (рис. 7.8) і дослідної групи 3 (рис. 7.9)

В серії таблиць 7.1 – 7.3 приведені величини статистичних моментів $SM_{i=1;2;3;4}$, які характеризують розподіли величини інтенсивності мікроскопічних зображень полікристалічних плівок СР пацієнтів з контрольної групи 1, дослідної групи 2 і дослідної групи 3.

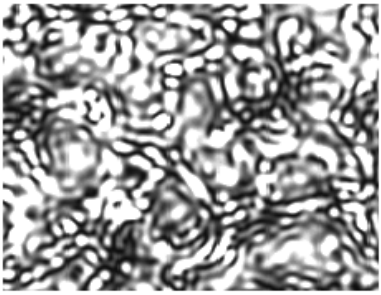


Рис. 7.7. Поляризаційні мікроскопічні зображення полікристалічної плівки СР з групи 1.

Таблиця 7.1. Статистичні параметри мікроскопічних зображень полікристалічних плівок СР пацієнтів з контрольної групи 1

SM_1	0.54
SM_2	0.18
SM_3	0.41
SM_4	0.61

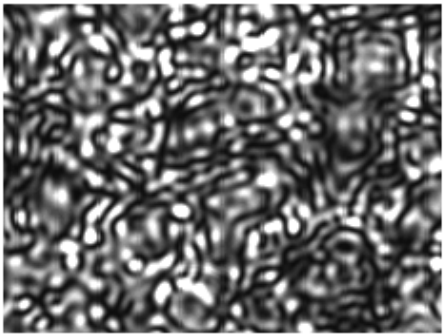


Рис. 7.8. Поляризаційні мікроскопічні зображення полікристалічної плівки СР з групи 2.

Таблиця 7.2. Статистичні параметри мікроскопічних зображень полікристалічних плівок СР пацієнтів з контрольної групи 2

SM_1	0.49
SM_2	0.19
SM_3	0.51
SM_4	0.66

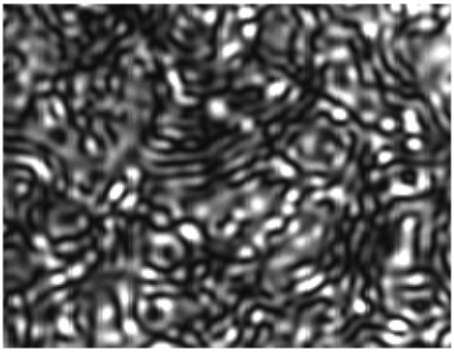


Рис. 7.9. Поляризаційні мікроскопічні зображення полікристалічної плівки СР з групи 3.

Таблиця 7.3. Статистичні параметри мікроскопічних зображень полікристалічних плівок СР пацієнтів з контрольної групи 3.

SM_1	0.31
SM_2	0.12
SM_3	0.82
SM_4	0.97

Порівняльний аналіз одержаних даних поляризаційної мікроскопії полікристалічних плівок СР пацієнтів з різною важкістю патології суглоба виявив:

- наявність полікристалічної оптично-анізотропної складової полікристалічних плівок СР всіх груп (мапи «просвітлення» в площині цифрових мікроскопічних зображень), – рис. 7.7 – рис. 7.9;
- індивідуальність координатних розподілів величини інтенсивності мікроскопічних зображень полікристалічних плівок СР з різних груп;
- чутливість величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують координатні розподіли величини інтенсивності поляризаційних мікроскопічних зображень полікристалічних плівок СР, до важкості патології суглоба, – таблиця 7.1 – таблиця 7.3;
- із зростанням важкості патології (група 3) величина середнього SM_1 і дисперсії SM_2 розподілів інтенсивності поляризаційних зображень полікристалічних плівок СР зменшуються;
- розвиток септичних ускладнень супроводжується збільшенням величини статистичних моментів вищих порядків – асиметрії SM_3 та ексцесу SM_4 розподілів інтенсивності в площині мікроскопічних зображень полікристалічних плівок СР.

РОЗДІЛ 8
ДИФЕРЕНЦІАЛЬНА ДІАГНОСТИКА АСЕПТИЧНОГО І СЕПТИЧНОГО РОЗХИТУВАННЯ ЧАШКИ ЕНДОПРОТЕЗУ ШТУЧНОГО КУЛЬШОВОГО СУГЛОБА МЕТОДАМИ ЦИФРОВОЇ ПОЛЯРИЗАЦІЙНОЇ МІКРОСКОПІЇ

Даний розділ містить;

- Структурно-логічну схему та опис диференціальної діагностики асептичного і септичного розхитування чашки ендопротезу штучного кульшового суглоба методами поляризаційного картографування розподілів величини орієнтаційного та фазового параметрів вектора Стокса точок цифрового мікроскопічного зображення полікристалічних плівок СР.
- Результати статистичного аналізу розподілів величини ОП та ФП точок цифрового мікроскопічного зображення полікристалічних плівок СР пацієнтів з контрольної групи та груп з різною важкістю патології кульшового суглоба.
- Результати статистичного аналізу розподілів амплітуд вейвлет-коефіцієнтів мап величини ОП та ФП точок цифрового мікроскопічного зображення полікристалічних плівок СР пацієнтів з контрольної групи та груп з різною важкістю патології кульшового суглоба.
- Результати інформаційного аналізу (визначення чутливості, специфічності та точності) методу вейвлет-аналізу даних поляризаційної мікроскопії полікристалічних плівок СР пацієнтів з контрольної групи та груп з різною важкістю патології кульшового суглоба.

8.1. Структурно-логічна схема поляризаційної мікроскопії

<table>
<tr><td colspan="3">Полікристалічні плівки синовіальної рідини (СР)</td></tr>
<tr><td colspan="3">Поляризаційне картографування ОП
і ФП мікроскопічних зображень СР</td></tr>
<tr><td colspan="2">Мапи ОП</td><td>Мапи ФП</td></tr>
<tr><td colspan="3">Статистичний аналіз</td></tr>
<tr><td colspan="2">Середні значення і флуктуації величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли величини ОП у межах репрезентативних вибірок зразків СР 1 – 3 груп</td><td>Середні значення і флуктуації величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли величини ФП у межах репрезентативних вибірок зразків СР 1 – 3 груп</td></tr>
<tr><td colspan="3">Інформаційний аналіз методу поляризаційної мікроскопії</td></tr>
<tr><td>Чутливість, Se</td><td>Специфічність, Sp</td><td>Точність, Ac</td></tr>
<tr><td colspan="3">Статистичний аналіз розподілів амплітуд вейвлет-коефіцієнтів поляризаційних мап ОП і ФП</td></tr>
<tr><td colspan="2">Середні значення і флуктуації величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують мапи вейвлет-коефіцієнтів розподілів величини ОП у межах репрезентативних вибірок зразків СР 1 – 3 груп</td><td>Середні значення і флуктуації величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують мапи вейвлет-коефіцієнтів розподілів величини ФП у межах репрезентативних вибірок зразків СР 1 – 3 груп</td></tr>
<tr><td colspan="3">Інформаційний аналіз методу поляризаційної мікроскопії</td></tr>
<tr><td>Чутливість, Se</td><td>Специфічність, Sp</td><td>Точність, Ac</td></tr>
<tr><td colspan="3">Критерії диференціальної діагностики</td></tr>
</table>

Рис. 8.1. Структурно-логічна схема поляризаційної мікроскопії полікристалічних плівок СР у диференціальній діагностиці асептичного і септичного розхитування чашки ендопротезу штучного кульшового суглоба.

Дизайн дослідження полікристалічної структури плівок СР кульшового суглоба у диференціальній діагностиці асептичного і септичного розхитування чашки ендопротезу методами поляризаційної мікроскопії полягає у наступній послідовності логічно взаємопов'язаних експериментальних та аналітичних кроків:

1. Формуються вибірки зразків полікристалічних плівок синовіальної рідини наступних груп пацієнтів:
   - Деформуючий остеоартроз правого і лівого кульшового суглоба III ст.; коксартроз справа і зліва III ст.; асептичний некроз головки лівої та правої стегнової кістки IV ст. – група 1 (25 пацієнтів);
   - Асептичне розхитування компонентів ендопротеза лівого і правого штучного кульшового суглоба – група 2 (25 пацієнтів);
   - септичне розхитування компонентів ендопротеза лівого і правого штучного кульшового суглоба – група 3 (25 пацієнтів).
2. У межах кожної з груп для кожного зразку проводять:
   - вимірювання розподілу величини ОП;
   - вимірювання розподілу величини ФП;
   - обчислюють статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли ОП і ФП.
3. Визначають середні значення та флуктуації величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків у межах кожної з груп.
4. Проводять перехресний аналіз статистичної достовірності одержаних даних і визначають критерії діагностики асептичного і септичного розхитування чашки ендопротезу штучного кульшового суглоба методом поляризаційної мікроскопії.
5. Для кожної з мап ОП і ФП проводять масштабно-селективний вейвлет-аналіз.

6. Обчислюють статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли амплітуд вейвлет-коефіцієнтів мап ОП і ФП.

7. Визначають середні значення та флуктуації величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли амплітуд вейвлет-коефіцієнтів мап ОП і ФП, у межах кожної з груп.

8. Проводять перехресний аналіз статистичної достовірності одержаних даних і визначають критерії діагностики асептичного і септичного розхитування чашки ендопротезу штучного кульшового суглоба методом масштабно-селективної поляризаційної мікроскопії.

8.2. Диференціальна діагностика асептичного і септичного розхитування чашки ендопротезу штучного кульшового суглоба методом поляризаційної мікроскопії розподілів орієнтаційного параметру цифрових зображень полікристалічних плівок синовіальної рідини

Приведені матеріали експериментальних вимірювань координатних розподілів величини ОП мікроскопічних зображень біологічних препаратів і статистичного аналізу одержаних даних у межах наступних всіх груп зразків полікристалічних плівок синовіальної рідини.

Експериментальні вимірювання та процес виготовлення зразків полікристалічних плівок СР представлений в розділі 7.

На серії рис. 8.2 – рис. 8.4 представлені мапи ОП (ліві частини) і гістограми розподілу величини ОП (праві частини), які визначені для цифрових мікроскопічних зображень полікристалічних плівок пацієнтів з групи 1 (рис. 8.2), групи 2 (рис. 8.3) і групи 3 (рис. 8.4).

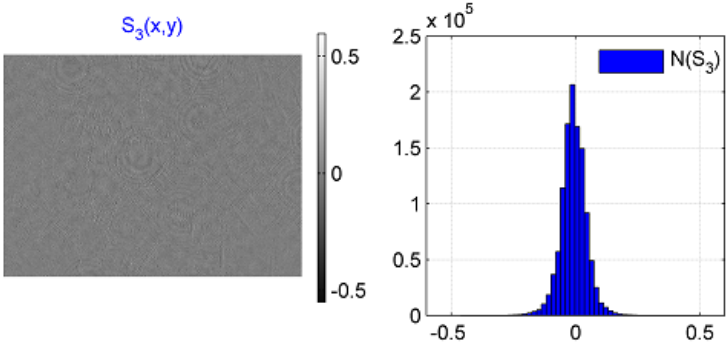


Рис. 8.2. Мапа (ліва частина) та гістограма розподілу (права частина) випадкових величин ОП цифрового мікроскопічного зображення полікристалічної плівки СР пацієнта з групи 1.

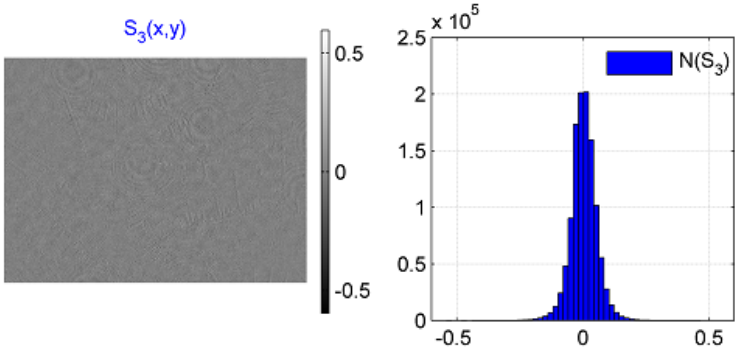


Рис. 8.3. Мапа (ліва частина) та гістограма розподілу (права частина) випадкових величин ОП цифрового мікроскопічного зображення полікристалічної плівки СР пацієнта з групи 2.

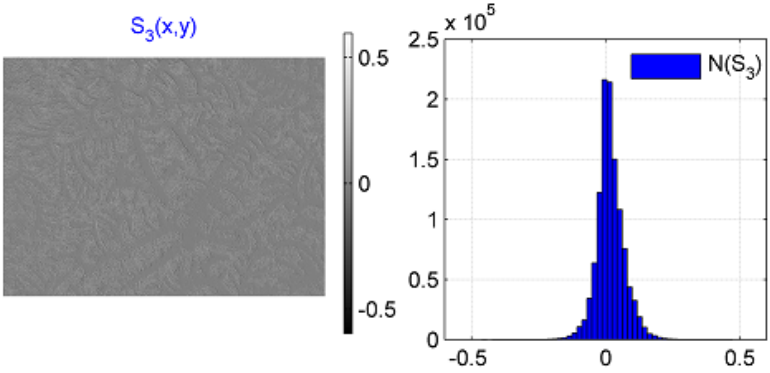


Рис. 8.4. Мапа (ліва частина) та гістограма розподілу (права частина) випадкових величин ОП цифрового мікроскопічного зображення полікристалічної плівки СР пацієнта з групи 3.

В таблиці 8.1 приведені дані статистичного аналізу всієї сукупності поляризаційних мап ОР у межах кожної з груп зразків.

Таблиця 8.1. Статистичні моменти 1 – 4-го порядків, які характеризують розподіли величини ОП цифрових мікроскопічних зображень полікристалічних плівок СР

Статистичні моменти SM_{1-4}	**Контрольна група**	**Дослідні групи**	
	Група 1(n=25)	**Група 2 (n=25)**	**Група 3 (n=25)**
Середнє, SM_1	0,11±0,007	0,1±0,006	0,09±0,006
p_1		$p \succ 0{,}05$	$p \succ 0{,}05$
P_2		$p \succ 0{,}05$	
Дисперсія, SM_2	0,13±0,007	0,12±0,006	0,11±0,006
p_1		$p \succ 0{,}05$	$p \succ 0{,}05$
P_2		$p \succ 0{,}05$	

Асиметрія, SM_3	0,47±0,028	0,51±0,031	0,56±0,033
P_1		$p \succ 0{,}05$	$p \succ 0{,}05$
P_2		$p \succ 0{,}05$	
Ексцес, SM_4	0.82±0,042	0,88±0,047	0,92±0,053
p_1		$p \succ 0{,}05$	$p \succ 0{,}05$
P_2		$p \succ 0{,}05$	

- p_1 – достовірність диференціації груп 2 і 3 у порівнянні з групою 1;
- p_2 – достовірність між групової диференціації групи 2 і групи 3.

Перехресний статистичний аналіз даних поляризаційної мікроскопії розподілів величини ОП здійснювався згідно класичні методиці, опис якої представлений в розділі 7.

Як видно (таблиця 8.1) даний метод поляризаційного картографування виявися неефективним у диференціальній діагностиці станів асептичного і септичного розхитування чашки ендопротезу штучного кульшового суглоба.

Для кожного з статистичних моментів SM_{1-4}, які характеризують середнє, дисперсію, асиметрію та ексцес координатних розподілів величини ОП, параметр $p \succ 0{,}05$, що означає статистично недостовірну різницю між даними цифрової поляризаційної мікроскопії полікристалічних плівок СР. На нашу думку це пов'язано із слабкою оптичною активністю речовини зразків СР, а також певним рівнем розсіяного деполяризованого фону, що усереднює розподіли величини ОП мікроскопічних зображень досліджуваних біологічних препаратів.

8.2.1. Інформаційний аналіз даних методу картографування розподілів величини ОП цифрових мікроскопічних зображень полікристалічних плівок CP

Представлені результати обчислення величини чутливості Se, специфічності Sp та точності Ac методу поляризаційного картографування розподілів величини ОП цифрових мікроскопічних зображень полікристалічних плівок CP визначені за методикою, що наведена у розділі 7.

З аналізу даних, які наведені в таблиці 8.2, випливає:

- діапазон зміни чутливості складає$48\% \leq Se \leq 52\%$;
- діапазон зміни чутливості складає $48\% \leq Sp \leq 52\%$;
- діапазон зміни чутливості складає $50\% \leq Ac \leq 52\%$.

Виявлені параметри, які визначають силу методу поляризаційного картографування мап величини ОП мікроскопічних зображень полікристалічних плівок CP видно, що ймовірність позитивного і негативного результатів практично однакова.

Таблиця 8.2. Операційні характеристики методу картографування розподілів величини ОП цифрових мікроскопічних зображень полікристалічних плівок CP

	Se		Sp		Ac
n	a	b	c	d	n
$ST1$	13	12	12	13	25
	52		**48**		**50**
n	a	b	c	d	n
$ST2$	12	13	13	12	25
	48		**52**		**50**
n	a	b	c	d	n
$ST3$	13	12	13	12	25
	52		**52**		**52**
n	a	b	c	d	n
$ST4$	13	12	13	12	25
	52		**52**		**52**

Тому, наступним кроком було визначення діагностичної ефективності іншого різновиду методу цифрової мікроскопії – поляризаційного картографування розподілів величини фазового параметру, який пов'язаний із структурною анізотропією полікристалічних плівок СР (розділ 7).

8.3. Диференціальна діагностика асептичного і септичного розхитування чашки ендопротезу штучного кульшового суглоба методом поляризаційної мікроскопії розподілів фазового параметру цифрових зображень полікристалічних плівок синовіальної рідини колінного суглоба

Приведені матеріали експериментальних вимірювань координатних розподілів величини ФП мікроскопічних зображень біологічних препаратів і статистичного аналізу одержаних даних у межах зразків полікристалічних плівок синовіальної рідини суглобів пацієнтів з групи 1 – групи 3.

Експериментальні вимірювання розподілів ФП зразків полікристалічних плівок СР представлений в розділі 7.

У розділі 7 ми вже зазначали, що даний параметр визначається наявністю структурної анізотропії або лінійного двопроменезаломлення фібрилярних мереж.

В процесі кристалізації синовіальної рідини утворюються просторово орієнтовані мережі гіалуронової кислоти. Окрім цього, присутні колагенові волокна. Всі ці структури геометрично мають певний просторовий порядок і формують фазову анізотропію, яку традиційно називають лінійним двопроменезалмоленням.

На серії рис. 8.5 – рис. 8.7 представлені мапи ФП (ліві частини) і гістограми розподілу величини ФП (праві частини), які визначені для цифрових мікроскопічних зображень полікристалічних плівок СР кульшового суглоба пацієнтів з контрольної групи 1 (рис. 8.5), дослідної групи 2 (рис.8.6) і дослідної групи 3 (рис. 8.7).

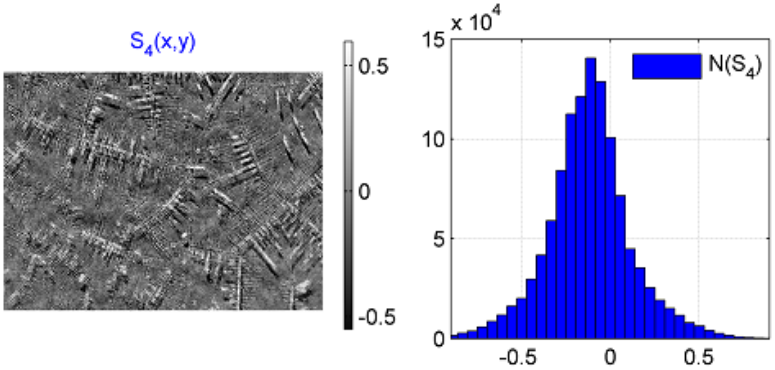


Рис. 8.5. Мапа (ліва частина) та гістограма розподілу (права частина) випадкових величин ФП цифрового мікроскопічного зображення полікристалічної плівки СР пацієнта з групи 1.

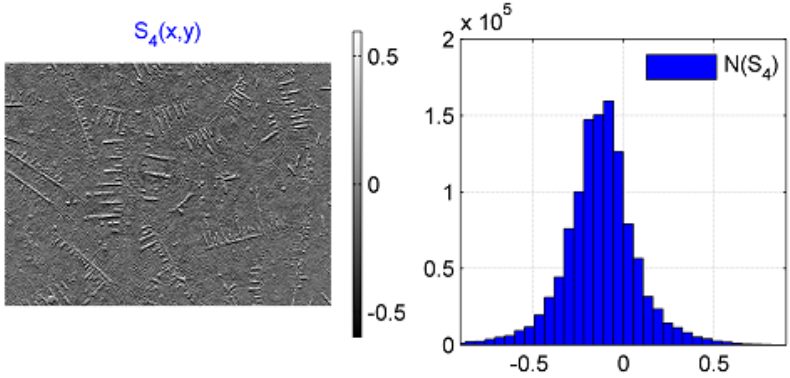


Рис. 8.6. Мапа (ліва частина) та гістограма розподілу (права частина) випадкових величин ФП цифрового мікроскопічного зображення полікристалічної плівки СР пацієнта з групи 2.

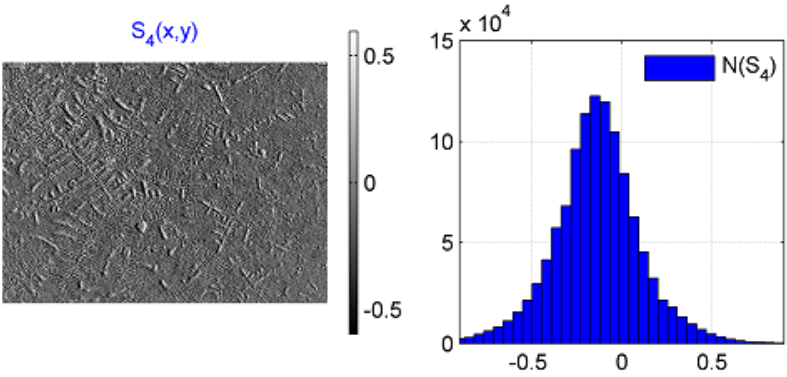


Рис. 8.7. Мапа (ліва частина) та гістограма розподілу (права частина) випадкових величин ФП цифрового мікроскопічного зображення полікристалічної плівки СР пацієнта з групи 3.

Порівняльний (із попередньо одержаними даними поляризаційного картографування розподілів ОП (рис. 8.2 – рис. 8.5)) аналіз одержаних даних визначення мап розподілів ФП мікроскопічних зображень полікристалічних плівок СР кульшового суглоба виявив:

- зростання координатної неоднорідності розподілів величини ОП (ліві частини рис. 8.5 – рис. 8.7) – відповідні гістограми (праві частини рис. 3.5 – рис. 3.7) характеризуються збільшенням в 2-3 рази півширини розкиду значень ФП
- значну відмінність статистичної координатної структури мап ФП (праві частини рис. 8.5 – рис. 8.7) цифрових мікроскопічних зображень репрезентативних вибірок полікристалічних плівок СР пацієнтів з групи 1 і груп 2 та 3..

В таблиці 8.3 приведені дані відповідного статистичного аналізу всієї сукупності поляризаційних мап ФП полікристалічних плівок у межах кожної з контрольної та дослідних груп зразків мазків синовіальної рідини кульшового суглоба пацієнтів з різною важкістю патології.

Таблиця 8.3. Статистичні моменти 1 – 4-го порядків, які характеризують розподіли величини ОП цифрових мікроскопічних зображень полікристалічних плівок СР

Статистичні моменти SM_{1-4}	**Контрольна група**	**Дослідні групи**	
	Група 1 (n=25)	**Група 2 (n=25)**	**Група 3 (n=25)**
Середнє, SM_1	0,21±0,011	0,14±0,007	0,12±0,006
P_1		$p \prec 0{,}05$	$p \prec 0{,}05$
P_2		$p \succ 0{,}05$	
Дисперсія, SM_2	0,18±0,009	0,11±0,006	0.009±0,005
P_1		$p \prec 0{,}05$	$p \prec 0{,}05$
P_2		$p \succ 0{,}05$	
Асиметрія, SM_3	0,27±0,015	0,19±0,011	0,18±0,009
P_1		$p \prec 0{,}001$	$p \prec 0{,}001$
P_2		$p \succ 0{,}05$	
Ексцес, SM_4	0,41±0,024	0,32±0,017	0,27±0,015
P_1		$p \prec 0{,}05$	$p \prec 0{,}05$
P_2		$p \prec 0{,}001$	

Наведені в таблиці 8.3 результати ілюструють покращення ефективності методу поляризаційного картографування розподілів ФП мікроскопічних зображень полікристалічних плівок СР колінного суглоба у диференціальній діагностиці станів асептичного і септичного розхитування чашки ендопротезу штучного кульшового суглоба.

Зокрема для кожного з статистичних моментів SM_{1-4}, які характеризують середнє, дисперсію, асиметрію та ексцес координатних розподілів величини ФП зразків групи 1 і обох дослідних груп, параметр $p \prec 0{,}05$, що означає наявність статистично достовірної різницю між середніми величинами статистичних моментів 1-го – 4-го порядків у межах контрольної та дослідних груп даними цифрової поляризаційної мікроскопії полікристалічних плівок СР.

Разом з тим статистично достовірної різниці між статистичними параметрами, які характеризують мапи ФП мікроскопічних зображень зразків СР з групи 2 і групи 3 не виявлено – для середніх у межах всіх груп зразків значень статистичних моментів 1-го – 4-го порядків параметр $p \succ 0{,}05$, що означає статистично недостовірну різницю між даними цифрової фазової поляризаційної мікроскопії полікристалічних плівок СР кульшового суглоба пацієнтів з різним ступенем важкості патології.

8.3.1. Інформаційний аналіз даних методу картографування розподілів величини ФП цифрових мікроскопічних зображень полікристалічних плівок СР

Представлені результати визначення сили методу поляризаційної мікроскопії розподілів величини еліптичності в точках цифрових мікроскопічних зображень полікристалічних плівок СР шляхом обчислення величини чутливості Se, специфічності Sp та точності Ac за методикою, що наведена у розділі 7, – таблиця 8.4.

З одержаних даних видно, що дана методика поляризаційної мікроскопії забезпечує можливість диференціації зразків полікристалічних плівок СР контрольної (група 1) і дослідних груп 2 і 3.

Для статистичних моментів 3-го і 4-го порядків, які характеризують розподіли величини ФП, має місце зростання (у порів-

няні з даними мікроскопії розподілів ОП, – таблиця 3.2) величини чутливості Se, специфічності Sp та точності Ac на 5% – 15%.

Таблиця 8.4. Операційні характеристики методу картографування розподілів величини ФП цифрових мікроскопічних зображень полікристалічних плівок СР

	Se		Sp		Ac
n	a	b	c	d	n
$ST1$	13	12	12	13	25
	52		**48**		**50**
n	a	b	c	d	n
$ST2$	13	12	13	12	25
	52		**52**		**52**
n	a	b	c	d	n
$ST3$	14	11	13	12	25
	56		**52**		**54**
n	a	b	c	d	n
$ST4$	14	11	14	11	25
	56		**56**		**56**

Проте загальний рівень параметрів (таблиця 8.4) сили даного мікроскопічного методу не є достатнім для достовірних і, головне, скринінгових, досліджень.

Тому з метою покращення чутливості методик поляризаційної мікроскопії полікристалічних плівок СР колінного суглоба пацієнтів з дослідної та контрольних груп ми застосували додатковий аналітичний масштабно-селективний аналіз координатної структури мап розподілів ОП (рис. 8.2 – рис. 8.4) і ФП (рис. 8.5 – рис. 8.7), який дозволяє шляхом статистичного аналізу розподілів амплітуд вейвлет-коефіцієнтів оцінити зміни полі-

кристалічної структури плівок СР на різних масштабах геометричних розмірів.

8.4. Вейвлет-аналіз мап ОП мікроскопічних зображень полікристалічних плівок СР кульшового суглоба пацієнтів з різної важкістю патології

На серії рис. 8.8 – рис. 8.10 представлені результати вейвлет-аналізу мап ОП мікроскопічних зображень полікристалічних плівок СР кульшового суглоба пацієнтів з різної важкістю патології – контрольна група 1 (рис. 8.8), дослідна група 2 (рис. 8.9) і дослідна група 3 (рис. 8.10).

Кожен рисунок складається з трьох фрагментів:

- мапа вейвлет-коефіцієнтів розподілу ОП (ліва частина);
- лінійний переріз з масштабом МНАТ функції 15 (верхня права частина);
- лінійний переріз з масштабом МНАТ функції 55 (нижня права частина).

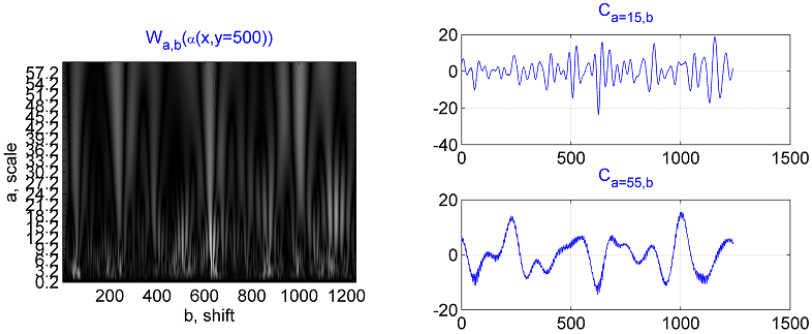


Рис. 8.8. Двомірні і лінійні розподіли вейвлет-коефіцієнтів мапи ОП мікроскопічного зображення полікристалічної плівки СР пацієнта з контрольної групи 1.

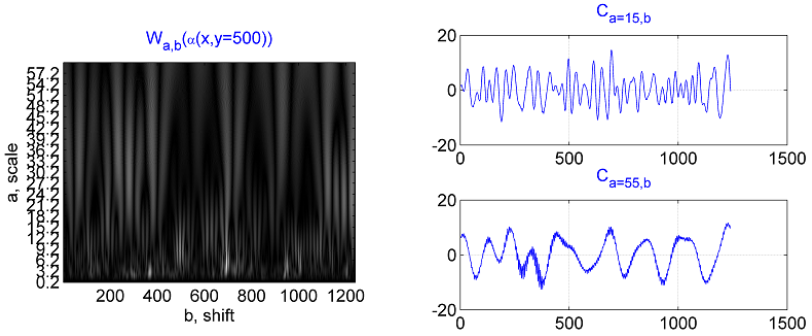


Рис. 8.9. Двомірні і лінійні розподіли вейвлет-коефіцієнтів мапи ОП мікроскопічного зображення полікристалічної плівки СР пацієнта з дослідної групи 2.

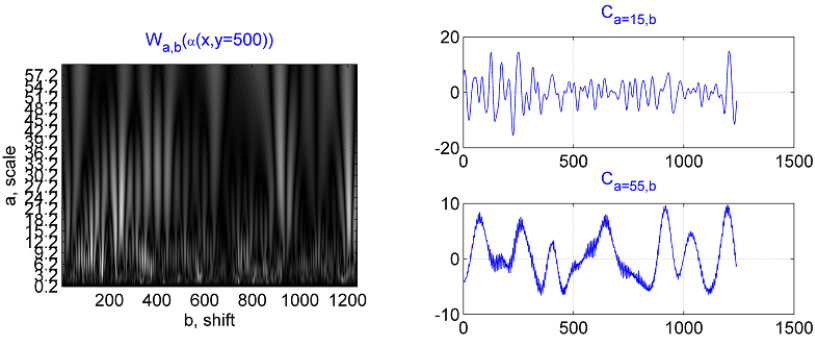


Рис. 8.10. Двомірні і лінійні розподіли вейвлет-коефіцієнтів мапи ОП мікроскопічного зображення полікристалічної плівки СР пацієнта з дослідної групи 3.

Таблиця 8.5. Середнє і дисперсія, які характеризують розподіли величини амплітуд вейвлет-коефіцієнтів ОП мікроскопічних зображень полікристалічних плівок СМР (масштаб МНАТ функції 55).

Статистичні моменти SM_{1-4}	**Контрольна група**	**Дослідні групи**	
	Група 1 (n=25)	**Група 2 (n=25)**	**Група 3 (n=25)**
Середнє, SM_1	0,13±0,007	0,11±0,006	0,09±0,005
P_1		$p < 0{,}05$	$p < 0{,}05$
P_2		$p > 0{,}05$	
Дисперсія, SM_2	0,12±0,007	0,14±0,008	0,11±0,006
P_1		$p < 0{,}05$	$p < 0{,}05$
P_2		$p > 0{,}05$	

Таблиця 8.6. Середнє і дисперсія, які характеризують розподіли величини амплітуд вейвлет-коефіцієнтів ОП мікроскопічних зображень полікристалічних плівок СМР (масштаб МНАТ функції 15)

Статистичні моменти SM_{1-4}	**Контрольна група**	**Дослідні групи**	
	Група 1 (n=25)	**Група 2 (n=25)**	**Група 3 (n=25)**
Середнє, SM_1	0,16±0,007	0,23±0,013	0,26±0,014
P_1		$p < 0{,}05$	$p < 0{,}05$
P_2		$p > 0{,}05$	
Дисперсія, SM_2	0,11±0,006	0,15±0,008	0,17±0,009
P_1		$p < 0{,}05$	$p < 0{,}05$
P_2		$p > 0{,}05$	

Порівняльний аналіз одержаних даних рис. 8.8 – рис. 8.10 виявив чутливість методу масштабно селективного аналізу координатних розподілів ОП до змін полікристалічної структури плівок СР пацієнтів з контрольної та досліджених груп.

Кількісно такі зміни ілюструють розподіли (середнє і дисперсія) величини амплітуд вейвлет-коефіцієнтів мап ОП мікроскопічних зображень зразків СР всіх груп, які представлені в таблиці 8.5 (масштаб МНАТ функції 55) і таблиці 8.6 (МНАТ функції 15).

З аналізу одержаних даних випливає, що найбільш суттєві відмінності між розподілами величини амплітуд вейвлет-коефіцієнтів мап ОП полікристалічних плівок СР кульшового суглоба пацієнтів контрольної та обох дослідних груп спостерігаються для малих масштабів МНАТ функції 15:

- відмінності між середніми SM_1 складають 35%-40%;
- відмінності між дисперсіями SM_2 складають 30% -40%.

Разом з тим, аналогічні показники для великих масштабів МНАТ функції 55 є незначними і не перевищують 15% - 20%.

Подібна ситуація має місце і для статистичних моментів 1-го і 2-го порядків, які характеризують множини вейвлет-коефіцієнтів мап ОП зразків полікристалічних плівок СР кульшового суглоба пацієнтів з групи 2 і групи 3 для всіх масштабів МНАТ функції.

8.4.1. Інформаційний аналіз даних вейвлет-аналізу методу картографування розподілів величини ОП цифрових мікроскопічних зображень полікристалічних плівок СР

Представлені результати визначення сили методу вейвлет-аналізу поляризаційної мікроскопії розподілів величини ОП в точках цифрових мікроскопічних зображень полікристалічних плівок СР шляхом обчислення набору операційних характерис-

тик – величини чутливості Se, специфічності Sp та точності Ac за методикою, що наведена у розділі 7, – таблиця 8.7.

З одержаних даних видно, що дана методика масштабно-селективного аналізу даних про розподіли величини вейвлет-коефіцієнтів мап ОП, одержаних з використанням поляризаційної мікроскопії забезпечує можливість диференціації зразків полікристалічних плівок СР кульшового суглоба пацієнтів з контрольної (група 1) і дослідних груп 2 і 3.

Порівняльний аналіз одержаних даних рис. 8.8 – рис. 8.10 виявив чутливість методу масштабно селективного аналізу координатних розподілів ОП до змін полікристалічної структури плівок СР пацієнтів з контрольної та досліджених груп.

Кількісно такі зміни ілюструють розподіли (середнє і дисперсія) величини амплітуд вейвлет-коефіцієнтів мап ОП мікроскопічних зображень зразків СР всіх груп, які представлені в таблиці 8.5 (масштаб МНАТ функції 55) і таблиці 8.6 (МНАТ функції 15).

Аналіз даних, які наведені в таблиці 8.7, виявив, що для статистичних моментів 1-го (середнє) і 2-го (дисперсія) порядків, які характеризують розподіли величини амплітуди вейвлет-коефіцієнтів мап ОП мікроскопічних зображень полікристалічних плівок СР кульшового суглоба на малих масштабах МНАТ функції, має місце зростання (у порівняні з даними поляризаційної мікроскопії цифрових розподілів ОП зразків СР, – таблиця 3.2) величини чутливості Se, специфічності Sp та збалансованої точності Ac на 5% - 15%.

Таблиця 8.7. Операційні характеристики вейвлет-аналізу методу картографування розподілів величини ОП цифрових мікроскопічних зображень полікристалічних плівок СР

	Se		Sp		Ac
Масштаб МНАТ 55					
n	a	b	c	d	n
$ST1$	14	11	12	13	25
	56		**48**		**53,5**
n	a	b	c	d	n
$ST2$	13	12	13	12	25
	52		**52**		**52**
Масштаб МНАТ 15					
n	a	b	c	d	n
$ST1$	15	10	14	11	25
	60		**56**		**58**
n	a	b	c	d	n
$ST2$	14	11	14	11	25
	56		**56**		**56**

8.5. Вейвлет-аналіз мап ФП мікроскопічних зображень полікристалічних плівок СР кульшового суглоба пацієнтів з різною важкістю патології

На серії рис. 8.11 – рис. 8.13 представлені результати вейвлет-аналізу мап ФП цифрових мікроскопічних зображень полікристалічних плівок СР кульшового суглоба пацієнтів з різної важкістю патології – контрольна група 1 (рис. 8.11), дослідна група 2 (рис. 8.12) і дослідна група 3 (рис. 8.13).

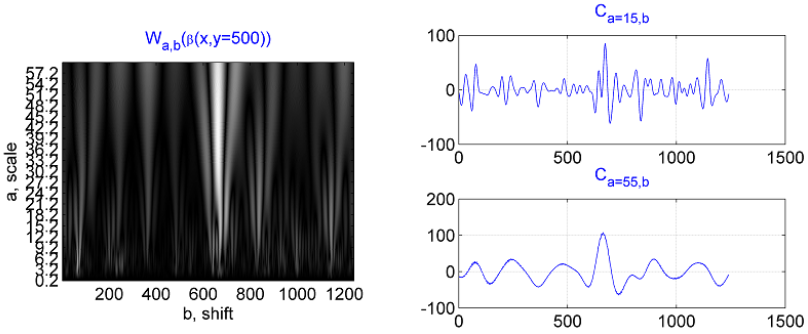


Рис. 8.11. Двомірні і лінійні розподіли вейвлет-коефіцієнтів мапи ФП мікроскопічного зображення полікристалічної плівки СР пацієнта з дослідної групи 1.

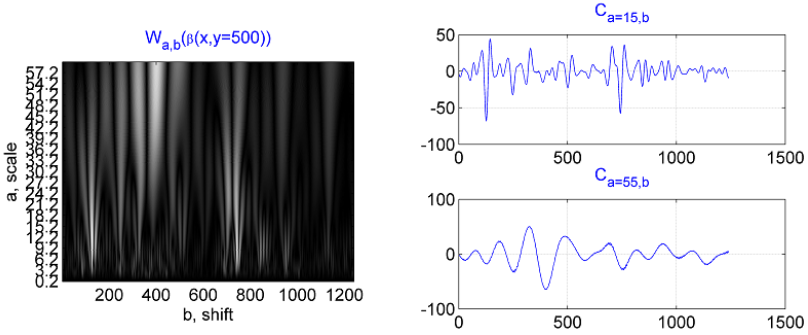


Рис. 8.12. Двомірні і лінійні розподіли вейвлет-коефіцієнтів мапи ФП мікроскопічного зображення полікристалічної плівки СР пацієнта з дослідної групи 2.

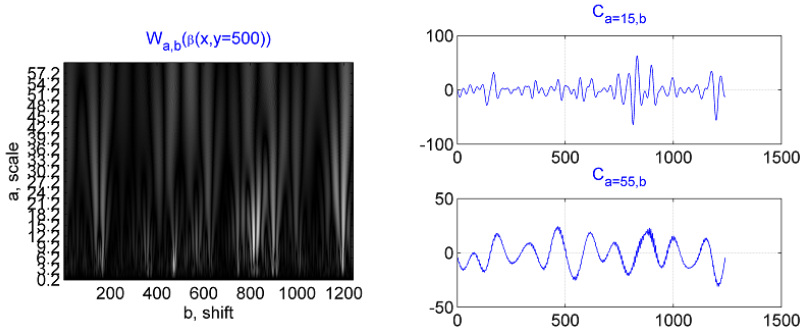


Рис. 8.13. Двомірні і лінійні розподіли вейвлет-коефіцієнтів мапи ФП мікроскопічного зображення полікристалічної плівки СР пацієнта з дослідної групи 3.

Порівняльний аналіз одержаних даних рис. 8.11 – рис. 8.13 підтвердив, як і у випадку масштабно селективного аналізу координатних розподілів ОП (рис. 8.8 – рис. 8.10, таблиця 8.5 і таблиця 8.6), чутливість вейвлет-методу до змін мап ФП, що характеризують полікристалічну структуру плівок СР пацієнтів з контрольної та досліджених груп.

Кількісно такі зміни ілюструють розподіли (середнє і дисперсія) величини амплітуд вейвлет-коефіцієнтів мап ОП мікроскопічних зображень зразків СР всіх груп, які представлені в таблиці 8.8 (масштаб МНАТ функції 55) і таблиці 8.9 (МНАТ функції 15).

Аналіз одержаних даних виявив для малих масштабів МНАТ функції 15 суттєві відмінності між розподілами величини амплітуд вейвлет-коефіцієнтів мап ФП мікроскопічних зображень полікристалічних плівок СР кульшового суглоба пацієнтів контрольної та обох дослідних груп:

- відмінності між середніми SM_1 складають 45%-55%;
- відмінності між дисперсіями SM_2 складають 40% -50%.

Таблиця 8.8. Середнє і дисперсія, які характеризують розподіли величини амплітуд вейвлет-коефіцієнтів ФП мікроскопічних зображень полікристалічних плівок СМР (масштаб МНАТ функції 55).

Статистичні моменти SM_{1-4}	**Контрольна група**	**Дослідні групи**	
	Група 1 (n=25)	**Група 2 (n=25)**	**Група 3 (n=25)**
Середнє, SM_1	0,16±0,009	0,13±0,007	0,11±0,006
P_1		$p \prec 0{,}05$	$p \prec 0{,}05$
P_2		$p \succ 0{,}05$	
Дисперсія, SM_2	0,14±0,008	0,17±0,009	0,19±0,011
P_1		$p \prec 0{,}05$	$p \prec 0{,}05$
P_2		$p \succ 0{,}05$	

Таблиця 8.9. Середнє і дисперсія, які характеризують розподіли величини амплітуд вейвлет-коефіцієнтів ФП мікроскопічних зображень полікристалічних плівок СМР (масштаб МНАТ функції 15).

Статистичні моменти SM_{1-4}	**Контрольна група**	**Дослідні групи**	
	Група 1 (n=25)	**Група 2 (n=25)**	**Група 3 (n=25)**
Середнє, SM_1	0,19±0,011	0,27±0,017	0,29±0,018
P_1		$p \prec 0{,}05$	$p \prec 0{,}05$
P_2		$p \succ 0{,}05$	
Дисперсія, SM_2	0,16±0,009	0,21±0,012	0,24±0,013
P_1		$p \prec 0{,}05$	$p \prec 0{,}05$
P_2		$p \succ 0{,}05$	

Аналогічні показники для великих масштабів МНАТ функції 55 є меншими на 15% – 20%.

8.5.1. Інформаційний аналіз даних вейвлет-аналізу методу картографування розподілів величини ФП цифрових мікроскопічних зображень полікристалічних плівок СР

Представлені результати визначення величини чутливості Se, специфічності Sp та точності Ac методу вейвлет-аналізу поляризаційної мікроскопії розподілів величини ФП в точках цифрових мікроскопічних зображень полікристалічних плівок СР кульшового суглоба пацієнтів всіх груп, – таблиця 8.10.

Таблиця 8.10. Операційні характеристики вейвлет-аналізу методу картографування розподілів величини ФП цифрових мікроскопічних зображень полікристалічних плівок СР

	Se		Sp		Ac
Масштаб МНАТ 55					
n	a	b	c	d	n
$ST1$	14	11	13	12	25
	56		**52**		**54**
n	a	b	c	d	n
$ST2$	14	11	14	11	25
	56		**56**		**56**
Масштаб МНАТ 15					
n	a	b	c	d	n
$ST1$	16	9	15	10	25
	64		**60**		**62**
n	a	b	c	d	n
$ST2$	15	10	15	10	25
	60		**60**		**60**

Показано, що методика масштабно-селективного аналізу даних про розподіли величини вейвлет-коефіцієнтів мап ФП, одержаних з використанням поляризаційної мікроскопії забезпечує можливість диференціації зразків полікристалічних плівок СР кульшового суглоба пацієнтів з контрольної (група 1) і дослідних груп 2 і 3.

Аналіз даних, які наведені в таблиці 8.10, виявив, що має місце зростання (у порівняні з даними поляризаційної мікроскопії цифрових розподілів ФП зразків СР, – таблиця 8.7) величини чутливості Se, специфічності Sp та збалансованої точності Ac на 5% – 15%.

РОЗДІЛ 9
ДИФЕРЕНЦІАЛЬНА ДІАГНОСТИКА АСЕПТИЧНОГО І СЕПТИЧНОГО РОЗХИТУВАННЯ ЧАШКИ ЕНДОПРОТЕЗУ ШТУЧНОГО КУЛЬШОВОГО СУГЛОБА МЕТОДАМИ АЗИМУТАЛЬНО-ІНВАРІАНТНОЇ МЮЛЛЕР-МАТРИЧНОЇ МІКРОСКОПІЇ

Даний розділ містить;

- Структурно-логічну схему та опис диференціальної діагностики асептичного і септичного розхитування чашки ендопротезу штучного кульшового суглоба методами Стокс-поляриметричного картографування розподілів величини Мюллер-матричних інваріантів (ММІ) оптичної активності (ОА) та лінійного двопроменезаломлення (ЛД) полікристалічних плівок СР.
- Результати статистичного аналізу розподілів величини ММІ ОА та ММІ ЛД полікристалічних плівок СР пацієнтів з контрольної групи та груп з різною важкістю патології кульшового суглоба.
- Результати статистичного аналізу розподілів амплітуд вейвлет-коефіцієнтів мап величини ММІ ОА та ММІ ЛД полікристалічних плівок СР пацієнтів з контрольної групи та груп з різною важкістю патології кульшового суглоба.
- Результати інформаційного аналізу (визначення чутливості, специфічності та точності) методу вейвлет-аналізу даних Стокс-поляриметричного картографування розподілів величини ММІ полікристалічних плівок СР пацієнтів з контрольної групи та груп з різною важкістю патології кульшового суглоба.

9.1. Структурно-логічна схема азимутально-інваріантної Мюллер-матричної мікроскопії

<table>
<tr><td colspan="3">Полікристалічні плівки синовіальної рідини (СР)</td></tr>
<tr><td colspan="3">Стокс-поляриметричне картографування ММІ полікристалічних плівок СР</td></tr>
<tr><td colspan="2">Мапи ММІ ОА</td><td>Мапи ММІ ЛД</td></tr>
<tr><td colspan="3">Статистичний аналіз</td></tr>
<tr><td colspan="2">Середні значення і флуктуації величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли величини ММІ ОА у межах репрезентативних вибірок зразків СР 1 – 3 груп</td><td>Середні значення і флуктуації величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли величини ММІ ЛД у межах репрезентативних вибірок зразків СР 1 – 3 груп</td></tr>
<tr><td colspan="3">Інформаційний аналіз методу Мюллер-матричної мікроскопії</td></tr>
<tr><td>Чутливість, Se</td><td>Специфічність, Sp</td><td>Точність, Ac</td></tr>
<tr><td colspan="3">Статистичний аналіз розподілів амплітуд вейвлет-коефіцієнтів мап ММІ ОА і ММІ ЛД</td></tr>
<tr><td colspan="2">Середні значення і флуктуації величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують мапи вейвлет-коефіцієнтів розподілів величини ММІ ОА у межах репрезентативних вибірок зразків СР 1 – 3 груп</td><td>Середні значення і флуктуації величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують мапи вейвлет-коефіцієнтів розподілів величини ММІ ЛД у межах репрезентативних вибірок зразків СР 1 – 3 груп</td></tr>
<tr><td colspan="3">Інформаційний аналіз методу Мюллер-матричної мікроскопії</td></tr>
<tr><td>Чутливість, Se</td><td>Специфічність, Sp</td><td>Точність, Ac</td></tr>
<tr><td colspan="3">Критерії диференціальної діагностики методу азимутально-інваріантної Мюллер-матричної мікроскопії</td></tr>
</table>

Рис. 9.1. Структурно-логічна схема Мюллер-матричної мікроскопії полікристалічних плівок СР у диференціальній діагностиці патології кульшового суглоба.

Дизайн даної частини дослідження ефективності диференціальній діагностиці асептичного і септичного розхитування чашки ендопротезу штучного кульшового суглоба методами азимутально-інваріантної Мюллер-матричної мікроскопії полікристалічної структури плівок СР містить наступну послідовність логічно взаємопов'язаних експериментальних та аналітичних кроків:

1. У межах кожної з репрезентативних вибірок (групи 1 – групи 3) для кожного зразку полікристалічної плівки СР проводять:

- вимірювання розподілу величини ММІ ОА;
- вимірювання розподілу величини ММІ ЛД;
- обчислюють статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли величини ММІ ОА і ММІ ЛД.

2. Визначають середні значення та флуктуації величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків у межах множини азимутально-інваріантних Мюллер-матричних зображень полікристалічної структури зразків СР кожної з груп пацієнтів.

3. Проводять перехресний аналіз статистичної достовірності одержаних даних і визначають критерії діагностики асептичного і септичного розхитування чашки ендопротезу штучного кульшового суглоба методом азимутально-інваріантної Мюллер-матричної мікроскопії.

4. Для координатної структури кожної з мап ММІ ОА і ММІ ЛД полікристалічних плівок СР проводять масштабно-селективний вейвлет-аналіз.

5. Обчислюють статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли амплітуд вейвлет-коефіцієнтів мап ММІ ОА і ММІ ЛД.

6. Визначають середні значення та флуктуації величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли амплітуд вейвлет-коефіцієнтів мап ММІ ОА і ММІ ЛД, у межах кожної з груп зразків полікристалічних плівок СР кульшового суглоба.

7. Проводять перехресний аналіз статистичної достовірності одержаних даних і визначають критерії діагностики асептичного і септичного розхитування чашки ендопротезу штучного кульшового суглоба методом масштабно-селективної азимутально-інваріантної Мюллер-матричної мікроскопії.

9.2. Диференціальна діагностика асептичного і септичного розхитування чашки ендопротезу штучного кульшового суглоба методом азимутально-інваріантної Мюллер-матричної мікроскопії розподілів ММІ оптичної активності полікристалічних плівок синовіальної рідини колінного суглоба

Даний параграф містить матеріали експериментальних вимірювань і статистичного аналізу координатних розподілів величини ММІ ОА полікристалічних плівок синовіальної рідини пацієнтів з контрольної групи1 і дослідних груп 2 і 3 (розділ 3).

Експериментальні вимірювання координатних розподілів величини сукупності ММІ зразків полікристалічних плівок СР представлений в розділі 7.

На серії рис. 9.2 – рис. 9.4 представлені мапи ММІ ОА (ліві частини) і гістограми розподілу величини ММІ ОА (праві частини), які визначені для полікристалічних плівок СР кульшового суглоба пацієнтів з групи 1 (рис. 9.2), групи 2 (рис. 9.3) і групи 3 (рис. 9.4).

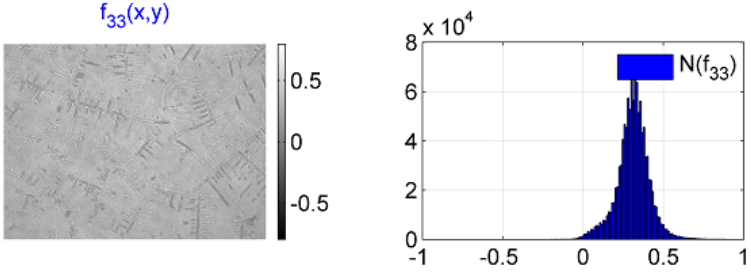


Рис. 9.2. Мапа (ліва частина) та гістограма розподілу (права частина) випадкових величин ММІ ОА полікристалічної плівки СР пацієнта з групи 1.

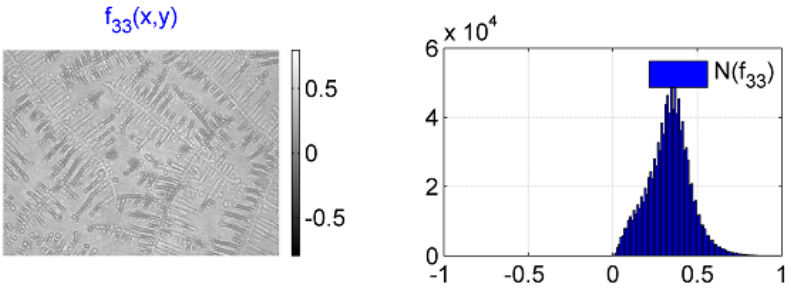


Рис. 9.3. Мапа (ліва частина) та гістограма розподілу (права частина) випадкових величин ММІ ОА полікристалічної плівки СР пацієнта з групи 2.

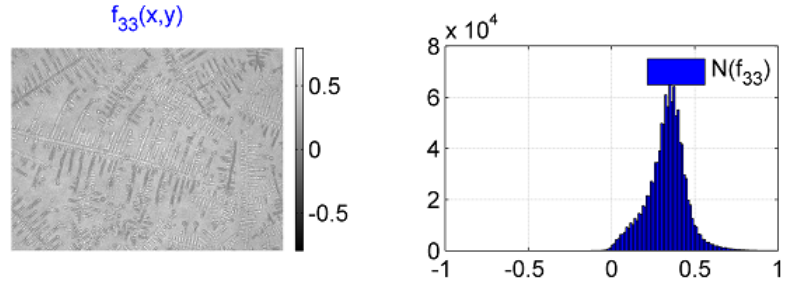


Рис. 9.4. Мапа (ліва частина) та гістограма розподілу (права частина) випадкових величин ММІ ОА полікристалічної плівки СР пацієнта з групи 3.

Порівняльний аналіз даних азимутально-інваріантної Мюллер-матричної мікроскопії (рис. 9.2 – рис. 9.4) полікристалічних плівок СР кульшового суглоба пацієнтів всіх груп виявив:

- індивідуальну топографічну структурність координатних розподілів величини ММІ ОА (ліві частини рис. 9.2 – рис. 9.4);
- значний діапазон зміни значень, асиметрію та гостроту піку (ексцес) відповідних гістограм розподілів величини ММІ ОА (праві частини рис. 9.2 – рис. 9.4).

В таблиці 9.1 приведені дані статистичного аналізу всієї сукупності мап ММІ ОА у межах кожної з груп зразків полікристалічних плівок синовіальної рідини.

Аналіз представлених в таблиці 9.1 даних статистичного аналізу координатних розподілів величини ММІ ОА полікристалічних плівок СР виявив ефективність диференціальної діагностики станів асептичного і септичного розхитування чашки ендопротезу штучного кульшового суглоба шляхом визначення асиметрії та ексцесу таких розподілів.

Для кожного з статистичних моментів 3-го і 4-го порядків параметр $p \prec 0{,}05$, що означає наявність на відміну від даних методу поляризаційної мікроскопії розподілів ОП (розділ 8, таблиця 8.1) статистично достовірної різниці між даними цифрової азимутально-інваріантної Мюллер-матричної мікроскопії полікристалічних плівок СР кульшового суглоба пацієнтів з контрольної групи 1 та обох дослідних груп 2 і 3.

Таке покращення чутливості диференціальної діагностики пов'язано із тим, що мапи ММІ ОА на відмінну від поляризаційних мап мікроскопічних зображень ОП дають пряму інформацію про оптичну активність речовини зразків СР кульшового суглоба пацієнтів з різним ступенем важкості патології.

Таблиця 9.1. Статистичні моменти 1 – 4-го порядків, які характеризують розподіли величини ММІ ОА полікристалічних плівок СР

Статистичні моменти SM_{1-4}	**Контрольна група**	**Дослідні групи**	
	Група 1 (n=25)	**Група 2 (n=25)**	**Група 3 (n=25)**
Середнє, SM_1	0,31±0,017	0,36±0,018	0,43±0,023
p_1		$p \succ 0{,}05$	$p \succ 0{,}05$
P_2		$p \succ 0{,}05$	

Дисперсія, SM_2	0,18±0,009	0,22±0,013	0,26±0,015
p_1		$p \succ 0{,}05$	$p \succ 0{,}05$
P_2		$p \succ 0{,}05$	
Асиметрія, SM_3	0,36±0,019	0,51±0,027	0,64±0,039
P_1		$p \prec 0{,}05$	$p \prec 0{,}05$
P_2		$p \succ 0{,}05$	
Ексцес, SM_4	0,53±0,028	0,76±0,041	0,89±0,046
p_1		$p \prec 0{,}05$	$p \prec 0{,}05$
P_2		$p \succ 0{,}05$	

9.2.1. Інформаційний аналіз даних методу картографування розподілів величини ММІ ОА полікристалічних плівок СР

У даній частині роботи представлені результати визначення сили методу азимутально-інваріантного Мюллер-маричного картографування розподілів величини оптичної активності полікристалічних плівок СР шляхом обчислення величини чутливості Se, специфічності Sp та точності Ac даного методу для всіх трьох груп пацієнтів.

Приведені в таблиці 9.2 дані виявили наступне:

- діапазон зміни чутливості картографування ММІ ОА складає $56\% \leq Se \leq 68\%$;
- діапазон зміни специфічності картографування ММІ ОА складає $56\% \leq Sp \leq 72\%$;
- діапазон зміни збалансованої точності картографування ММІ ОА складає $56\% \leq Ac \leq 70$.

Таблиця 9.2. Операційні характеристики методу картографування розподілів величини MMI ОА полікристалічних плівок СР

	Se		Sp		Ac
n	a	b	c	d	n
$ST1$	14	11	14	11	25
	56		**56**		**56**
n	a	b	c	d	n
$ST2$	15	10	14	11	25
	60		**56**		**58**
n	a	b	c	d	n
$ST3$	16	9	17	8	25
	64		**68**		**66**
n	a	b	c	d	n
$ST4$	17	8	18	7	25
	68		**72**		**70**

З аналізу одержаних параметрів (таблиця 9.2), які визначають силу методу азимутально-інваріантного Мюллер-матричного картографування мап величини MMI ОА полікристалічних плівок СР видно, показники операційних характеристик зростають на 10%-15% у порівняні із аналогічними параметрами сили методу поляризаційного картографування розподілів ОП мікроскопічних зображень таких зразків (розділ 8, таблиця 8.2). Проте загальний рівень величини чутливості Se, специфічності Sp і збалансованої точності Ac не перевищує 70%.

Тому, наступним кроком було визначення діагностичної ефективності азимутально-інваріантного Мюллер-матричного картографування розподілів величини MMI іншого типу оптичної анізотропії – лінійного двопроменезаломлення фібрилярних мереж полікристалічних плівок СР.

9.3. Диференціальна діагностика асептичного і септичного розхитування чашки ендопротезу штучного кульшового суглоба методом Мюллер-матричної мікроскопії розподілів величини ММІ ЛД полікристалічних плівок синовіальної рідини

Тут представлені експериментально одержані координатні розподіли величини ММІ ЛД і статистичного аналізу одержаних даних у межах сукупності зразків полікристалічних плівок синовіальної рідини кульшових суглобів пацієнтів з групи 1 – групи 3.

Експериментальні Стокс-поляриметричні вимірювання розподілів ММІ ЛД, який характеризує наявність структурної анізотропії або лінійного двопроменезаломлення фібрилярних мереж зразків полікристалічних плівок СР кульшового суглоба пацієнтів з різною патологією представлений в розділі 7.

На серії фрагментів рис. 9.5 – рис. 9.7 представлені координатні розподіли (мапи) ММІ ЛД (ліві частини) і гістограми розподілу величини ММІ ЛД (праві частини), які визначені шляхом азимутально-інваріантного Мюллер-матричного картографування сукупності полікристалічних плівок СР пацієнтів з контрольної групи 1 (рис. 9.5), дослідної групи 2 (рис. 9.6) і дослідної групи 3 (рис. 9.7).

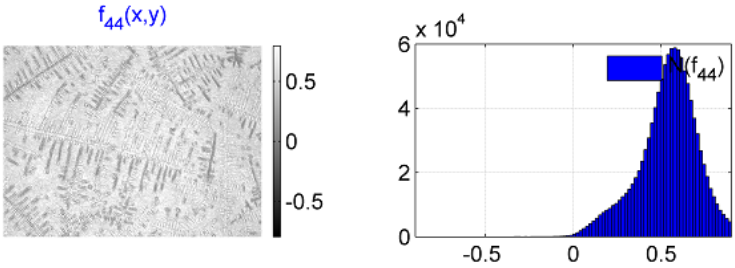


Рис. 9.5. Мапа (ліва частина) та гістограма розподілу (права частина) випадкових величин ММІ ЛД полікристалічної плівки СР пацієнта з групи 1.

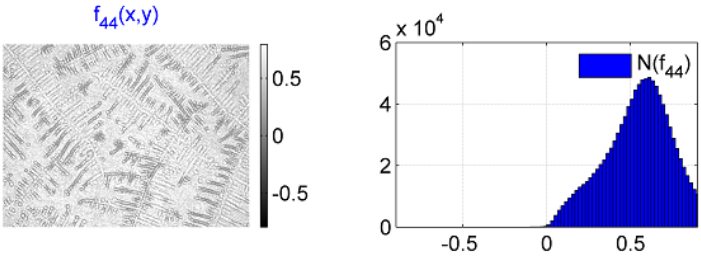


Рис. 9.6. Мапа (ліва частина) та гістограма розподілу (права частина) випадкових величин ММІ ЛД полікристалічної плівки СР пацієнта з групи 2.

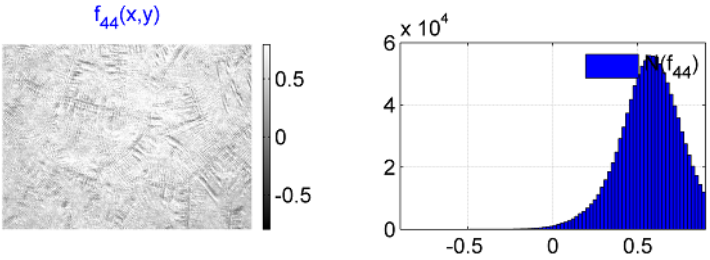


Рис. 9.7. Мапа (ліва частина) та гістограма розподілу (права частина) випадкових величин ММІ ЛД полікристалічної плівки СР пацієнта з групи 3.

Співставлення результатів азимутально-інваріантної Мюллер-матричної мікроскопії розподілів параметрів оптичної активності (рис. 9.2 – рис. 9.4) і лінійного двопроменезаломлення (рис. 9.5 – рис. 9.7) полікристалічних плівок СР виявило:

- зростання глибини координатної модуляції та топографічної неоднорідності розподілів величини ММІ ОА (ліві частини рис. 9.5 – рис. 9.7);
- гістограми (праві частини рис. 9.5 – рис. 9.7) розподілів матричного параметру лінійного двопроменезаломлення є асиметричними і характеризуються збільшенням в 1,5-2 рази півширини розкиду значень ММІ ЛД репрезентативних вибірок полікристалічних плівок СР пацієнтів з групи 1 і груп 2 та 3.

Кількісні характеристики статистичного та перехресного аналізу всієї сукупності азимутально-інваріантних Мюллер-матричних мап розподілів величини лінійного двопроменезаломлення полікристалічних плівок у межах репрезентативних вибірок кожної з контрольної та дослідних груп зразків мазків синовіальної рідини кульшового суглоба пацієнтів з різною важкістю патології.

Приведені результати (таблиця 9.3) вказують на покращення діагностичної ефективності методу азимутально-інваріантного Мюллер-матричного картографування розподілів величини матричного інваріанта лінійного двопромнезаломлення полікристалічних плівок СР у диференціальній діагностиці асептичного і септичного розхитування чашки ендопротезу штучного кульшового суглоба.

Свідченням цього є той факт, що для кожного з статистичних моментів SM_{1-4}, які характеризують середнє, дисперсію, асиметрію та ексцес координатних розподілів величини ММІ ЛД зразків контрольної групи 1 і дослідних груп 2 і 3 реалізується умова достовірної різницю між середніми величинами статистичних моментів 1-го – 4-го порядків – параметр $p \prec 0{,}05$.

Таблиця 9.3. Статистичні моменти 1 – 4-го порядків, які характеризують розподіли величини ММІ ЛД полікристалічних плівок СР

Статистичні моменти SM_{1-4}	**Контрольна група**	**Дослідні групи**	
	Група 1 (n=25)	**Група 2 (n=25)**	**Група 1 (n=25)**
Середнє, SM_1	0,55±0,031	0,63±0,037	0,68±0,039
P_1		$p \prec 0{,}05$	$p \prec 0{,}05$
P_2		$p \succ 0{,}05$	

Дисперсія, SM_2	0,31±0,017	0,42±0,022	0,44±0,023
P_1		$p \prec 0{,}05$	$p \prec 0{,}05$
P_2		$p \succ 0{,}05$	
Асиметрія, SM_3	0,52±0,027	0,71±0,038	0,93±0,052
P_1		$p \prec 0{,}05$	$p \prec 0{,}05$
P_2		$p \prec 0{,}05$	
Ексцес, SM_4	0,41±0,023	0,32±0,017	0,19±0,011
P_1		$p \prec 0{,}05$	$p \prec 0{,}05$
P_2		$p \prec 0{,}05$	

Іншими словами, дана методика забезпечує можливість не тільки диференціації станів «норма (група 1) – патологія (група 2 + група 3)», але й між групову (група 2 – група 3) диференціацію мап ММІ ЛД зразків СР кульшового суглоба пацієнтів з групи 2 і групи 3.

9.3.1. Інформаційний аналіз даних методу картографування розподілів величини ФП цифрових мікроскопічних зображень полікристалічних плівок СР

Представлені дані інформаційного аналізу для визначення сили методу азимутально-інваріантної Мюллер-матричної мікроскопії розподілів величини інваріанта лінійного двопроменезаломлення в точках полікристалічних плівок СР шляхом обчислення величини чутливості Se, специфічності Sp та точності Ac, – таблиця 4.4.

Таблиця 9.4. Операційні характеристики методу азимутально-інваріантного Мюллер-матричного картографування розподілів величини ММІ ЛД полікристалічних плівок СР

	Se		Sp		Ac
n	a	b	c	d	n
$ST1$	16	9	15	10	25
	64		**60**		**62**
n	a	b	c	d	n
$ST2$	17	8	16	9	25
	68		**64**		**66**
n	a	b	c	d	n
$ST3$	18	7	18	7	25
	72		**73**		**72**
n	a	b	c	d	n
$ST4$	19	6	20	5	25
	76		**80**		**78**

Наведені результати ілюструють зростання (у порівняні з даними Мюллер-матричної мікроскопії розподілів ММІ ОА, – таблиця 9.2) величини операційних характеристик (чутливості Se, специфічності Sp та точності Ac) методу картографування інваріанту лінійного двопроменезаломлення на 5% – 15%.

З метою покращення чутливості інформативності методу азимутально-інваріантної Мюллер-матричної мікроскопії оптичної активності та лінійного двопроменезаломлення полікристалічних плівок СР кульшового суглоба пацієнтів з дослідної та контрольних груп ми застосували додатковий аналітичний масштабно-селективний аналіз координатної структури мап розподілів ММІ ОА (рис. 9.2 – рис. 9.4) і ММІ ЛД (рис. 9.5 – рис. 9.7).

9.4. Вейвлет-аналіз мап ММІ ОА полікристалічних плівок СР кульшового суглоба пацієнтів з різної важкістю патології

Результати масштабно-селективного вейвлет-аналізу координатних розподілів величини ММІ ОА полікристалічних плівок СР пацієнтів з різної важкістю патології ілюструє серія рис. 9.8 – рис. 9.10, де представлені:

- мапа вейвлет-коефіцієнтів розподілу ММІ ОА (ліва частина);
- лінійний переріз з масштабом МНАТ функції 15 (верхня права частина);
- лінійний переріз з масштабом МНАТ функції 55 (нижня права частина).

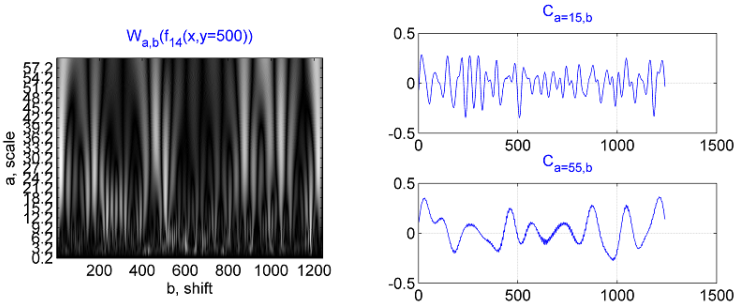


Рис. 9.8. Двомірні і лінійні розподіли вейвлет-коефіцієнтів мапи ММІ ОА пацієнта з контрольної групи 1.

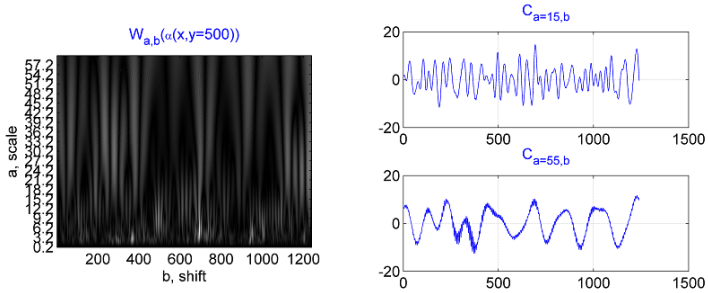


Рис. 9.9. Двомірні і лінійні розподіли вейвлет-коефіцієнтів мапи ММІ ОА пацієнта з контрольної групи 2.

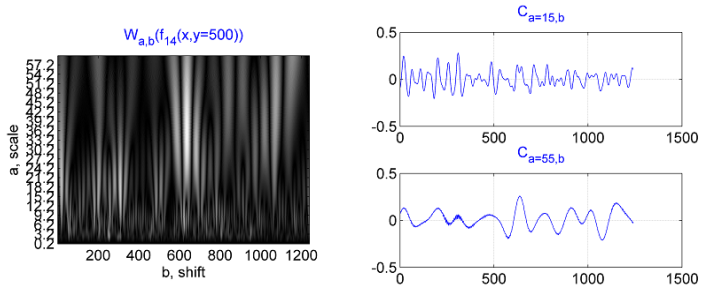


Рис. 9.10. Двомірні і лінійні розподіли вейвлет-коефіцієнтів мапи ММІ ОА пацієнта з контрольної групи 3.

Кількісно зміни розподілів величини ММІ ОА, яка обумовлена оптичною активністю полікристалічних плівок СР, ілюструють розподіли (середнє і дисперсія) величини амплітуд вейвлет-коефіцієнтів мап ММІ ОА зразків СР кульшового суглоба пацієнтів всіх груп – таблиця 9. і таблиця 9.6.

Аналіз, приведених в таблиці 9.5 і таблиці 9.6, даних виявив, що максимальні відмінності між розподілами величини амплітуд вейвлет-коефіцієнтів мап ММІ ОА полікристалічних плівок СР кульшового суглоба пацієнтів контрольної (група 1) та обох дослідних груп спостерігаються для малих масштабів МНАТ функції 15: відмінності між середніми SM_1 складають 40%-45%; відмінності між дисперсіями SM_2 складають 45% -50%.

Таблиця 9.5. Середнє і дисперсія, які характеризують розподіли величини амплітуд вейвлет-коефіцієнтів ММІ ОА полікристалічних плівок СМР (масштаб МНАТ функції 55).

Статистичні моменти SM_{1-4}	**Контрольна група**	**Дослідні групи**	
	Група 1 (n=25)	**Група 2 (n=25)**	**Група 3 (n=25)**
Середнє, SM_1	0,38±0,021	0,31±0,017	0,28±0,015

P_1		$p \prec 0{,}05$	$p \prec 0{,}05$
P_2		$p \succ 0{,}05$	
Дисперсія, SM_2	0,22±0,012	0,19±0,011	0,17±0,009
P_1		$p \prec 0{,}05$	$p \prec 0{,}05$
P_2		$p \succ 0{,}05$	

Таблиця 9.6. Середнє і дисперсія, які характеризують розподіли величини амплітуд вейвлет-коефіцієнтів ММІ ОА полікристалічних плівок СМР (масштаб МНАТ функції 15).

Статистичні моменти SM_{1-4}	**Контрольна група**	**Дослідні групи**	
	Група 1 (n=25)	**Група 2 (n=25)**	**Група 3 (n=25)**
Середнє, SM_1	0,18±0,011	0,13±0,007	0,08±0,005
P_1		$p \prec 0{,}05$	$p \prec 0{,}05$
P_2		$p \succ 0{,}05$	
Дисперсія, SM_2	0,13±0,007	0,09±0,005	0,06±0,004
P_1		$p \prec 0{,}05$	$p \prec 0{,}05$
P_2		$p \succ 0{,}05$	

9.4.1. Інформаційний аналіз даних вейвлет-аналізу методу картографування розподілів величини ММІ ОА полікристалічних плівок СР

У даній частині наведені дані інформаційного аналізу щодо визначення сили методу вейвлет-аналізу азимутально-інваріантної Мюллер-матричної мікроскопії розподілів величини ММІ ОА в точках полікристалічних плівок СР шляхом обчислення набору операційних характеристик – величини чутливості Se, специфічності Sp та точності Ac за методикою, що наведена у розділі 7 – таблиця 9.7.

Таблиця 9.7. Операційні характеристики вейвлет-аналізу методу Мюллер-матричного картографування розподілів величини ММІ ОА полікристалічних плівок СР

	Se		Sp		Ac
Масштаб МНАТ 55					
n	a	b	c	d	n
$ST1$	18	7	17	8	25
	72		**68**		**70**
n	a	b	c	d	n
$ST2$	18	7	17	8	25
	72		**68**		**70**
Масштаб МНАТ 15					
n	a	b	c	d	n
$ST1$	19	6	18	7	25
	76		**72**		**74**
n	a	b	c	d	n
$ST2$	19	6	18	7	25
	76		**72**		**74**

Результати інформаційного аналізу діагностичних можливостей додаткового застосування вейвлет-аналізу в методі Мюллер-матричного картографування проявів оптичної активності полікристалічних плівок СР, які представлені в таблиці 9.7, ілюструють покращення (у порівняні з даними прямої Мюллер-матричної мікроскопії розподілів величини ММІ ОА зразків СР, – таблиця 9.2) величини чутливості Se, специфічності Sp та збалансованої точності Ac на 7% - 11%.

9.5. Вейвлет-аналіз мап ММІ ЛД полікристалічних плівок СР кульшового суглоба пацієнтів з різної важкістю патології

На серії фрагментів рис. 9.11 – рис. 9.13 представлені результати масштабно-селективного вейвлет-аналізу координатних розподілів величини ММІ ЛД полікристалічних плівок СР па-

цієнтів з різною важкістю патології – контрольна група 1 (рис. 9.11), дослідна група 2 (рис. 9.12) і дослідна група 3 (рис. 9.13).

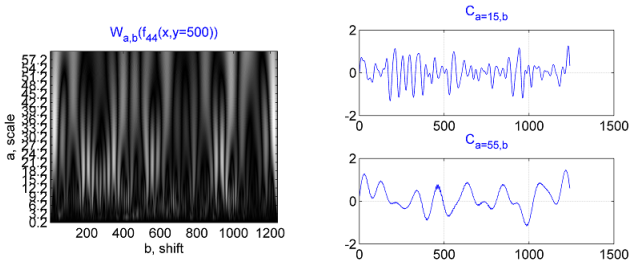


Рис. 9.11. Двомірні і лінійні розподіли вейвлет-коефіцієнтів мапи ММІ ЛД пацієнта з контрольної групи 1.

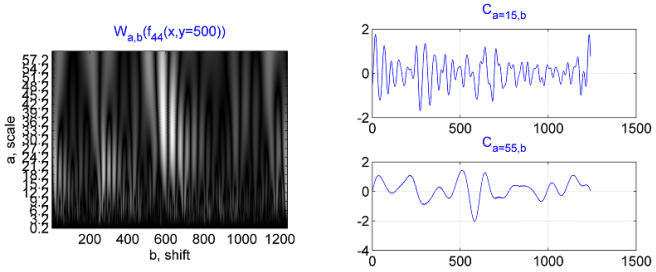


Рис. 9.12. Двомірні і лінійні розподіли вейвлет-коефіцієнтів мапи ММІ ЛД пацієнта з контрольної групи 2.

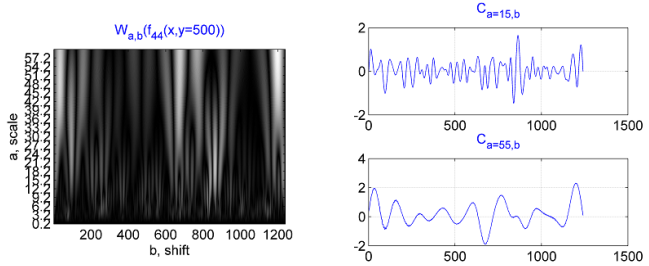


Рис. 9.13. Двомірні і лінійні розподіли вейвлет-коефіцієнтів мапи ММІ ЛД пацієнта з контрольної групи 3.

Кількісно зміни розподілів величини ММІ ОА, яка обумовлена оптичною активністю полікристалічних плівок СР, ілюструють розподіли (середнє і дисперсія) величини амплітуд вейвлет-коефіцієнтів мап ММІ ОА зразків СР кульшового суглоба пацієнтів всіх груп, які представлені в таблиці 9.5 (масштаб МНАТ функції 55) і таблиці 9.6 (МНАТ функції 15).

Таблиця 9.8. Середнє і дисперсія, які характеризують розподіли величини амплітуд вейвлет-коефіцієнтів ММІ ЛД полікристалічних плівок СМР (масштаб МНАТ функції 55).

Статистичні моменти SM_{1-4}	**Контрольна група**	**Дослідні групи**	
	Група 1 (n=25)	**Група 2 (n=25)**	**Група 3 (n=25)**
Середнє, SM_1	0,43±0,025	0,35±0,018	0,31±0,017
P_1		$p \prec 0{,}05$	$p \prec 0{,}05$
P_2		$p \succ 0{,}05$	
Дисперсія, SM_2	0,26±0,014	0,21±0,012	0,19±0,011
P_1		$p \prec 0{,}05$	$p \prec 0{,}05$
P_2		$p \succ 0{,}05$	

Таблиця 9.9. Середнє і дисперсія, які характеризують розподіли величини амплітуд вейвлет-коефіцієнтів ММІ ЛД полікристалічних плівок СМР (масштаб МНАТ функції 15).

Статистичні моменти SM_{1-4}	**Контрольна група**	**Дослідні групи**	
	Група 1 (n=25)	**Група 2 (n=25)**	**Група 3 (n=25)**
Середнє, SM_1	0,21±0,012	0,14±0,008	0,09±0,005
P_1		$p \prec 0{,}05$	$p \prec 0{,}05$
P_2		$p \succ 0{,}05$	
Дисперсія, SM_2	0,17±0,009	0,11±0,006	0,08±0,005
P_1		$p \prec 0{,}05$	$p \prec 0{,}05$
P_2		$p \succ 0{,}05$	

Аналіз одержаних даних про масштабно-селективну структуру мап ММІ ЛД (рис. 9.11 – рис. 9.13) підтвердив, як і у випадку вейвлет-аналізу координатних розподілів ММІ ОА (рис. 9.8 – рис. 9.10, таблиця 9.5 і таблиця 9.6), виявив для малих масштабів МНАТ функції 15 суттєві відмінності між розподілами величини амплітуд вейвлет-коефіцієнтів мап лінійного двопроменезаломлення полікристалічних плівок СР кульшового суглоба пацієнтів контрольної та обох дослідних груп:

- відмінності між середніми SM_1 складають 55%-65%;
- відмінності між дисперсіями SM_2 складають 50% -60%.

Для масштабу МНАТ функції 55 відмінності між середніми SM_1 і дисперсіями SM_2 не перевищують 25% -30%.

9.5.1. Інформаційний аналіз даних вейвлет-аналізу методу Мюллер-матричного картографування розподілів величини ММІ ЛД полікристалічних плівок СР

Представлені результати визначення операційних характеристик (величини чутливості Se, специфічності Sp та точності Ac) методу вейвлет-аналізу азимутально-інваріантної Мюллер-матричної мікроскопії розподілів величини лінійного двопроменезаломлення в точках полікристалічних плівок СР пацієнтів всіх груп, – таблиця 9.10.

Установлено, що статистичний аналіз розподілів величини вейвлет-коефіцієнтів мап ММІ ЛД забезпечує можливість диференціації зразків полікристалічних плівок СР кульшового суглоба пацієнтів з контрольної (група 1) і дослідних груп 2 і 3:

- діапазон зміни чутливості складає $76\% \leq Se \leq 84\%$;
- діапазон зміни чутливості складає $76\% \leq Sp \leq 84\%$;
- діапазон зміни чутливості складає $78\% \leq Ac \leq 84$.

Як видно, має місце зростання (у порівняні з даними Мюллер-матричної мікроскопії цифрових розподілів ММІ ЛД зразків

полікристалічних плівок СР, – таблиця 9.7) величини чутливості Se, специфічності Sp та збалансованої точності Ac на 9% – 14%.

Таблиця 9.10. Операційні характеристики вейвлет-аналізу методу Мюллер-матричного картографування розподілів величини ММІ ЛД полікристалічних плівок СР.

	Se		Sp		Ac
Масштаб МНАТ 55					
n	a	b	c	d	n
$ST1$	19	6	20	5	25
	76		**80**		**78**
n	a	b	c	d	n
$ST2$	20	5	19	6	25
	80		**76**		**78**
Масштаб МНАТ 15					
n	a	b	c	d	n
$ST1$	21	4	20	5	25
	84		**80**		**82**
n	a	b	c	d	n
$ST2$	21	4	21	4	25
	84		**84**		**84**

РОЗДІЛ 10
ДИФЕРЕНЦІАЛЬНА ДІАГНОСТИКА АСЕПТИЧНОГО І СЕПТИЧНОГО РОЗХИТУВАННЯ ЧАШКИ ЕНДОПРОТЕЗУ ШТУЧНОГО КУЛЬШОВОГО СУГЛОБА МЕТОДАМИ ПОЛЯРИЗАЦІЙНОЇ ТОМОГРАФІЇ

Даний розділ містить;

- Структурно-логічну схему та аналітичний опис диференціальної діагностики асептичного і септичного розхитування чашки ендопротезу штучного кульшового суглоба методами диференціального Мюллер-матричного картографування розподілів величини циркулярного двопроменезаломлення (ЦД) та лінійного двопроменезаломлення (ЛД) полікристалічних плівок СР.
- Результати статистичного аналізу розподілів величини ЦД і ЛД полікристалічних плівок СР пацієнтів з контрольної групи та груп з різною важкістю патології кульшового суглоба.
- Результати установлення сили методу диференціального Мюллер-матричного картографування розподілів величини ЦД та ЛД полікристалічних плівок СР засобами інформаційного аналізу на основі визначення чутливості, специфічності та точності техніки поляризаційної томографії.
- Результати визначення чутливості, специфічності та точності методу вейвлет-аналізу даних диференціального Мюллер-матричного картографування розподілів величини ЦД і ЛД полікристалічних плівок СР пацієнтів з контрольної групи та груп з різною важкістю патології кульшового суглоба.

10.1. Структурно-логічна схема диференціальної Мюллер-матричної томографії полікристалічної структури плівок СР

<table>
<tr><td colspan="3">Полікристалічні плівки синовіальної рідини (СР)</td></tr>
<tr><td colspan="3">Диференціальне Мюллер-матричне картографування полікристалічних плівок СР</td></tr>
<tr><td colspan="2">Мапи ЦД</td><td>Мапи ЛД</td></tr>
<tr><td colspan="3">Статистичний і кореляційний аналіз</td></tr>
<tr><td colspan="2">Середні значення і флуктуації величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли величини ЦД вибірок зразків СР 1 – 3 груп</td><td>Середні значення і флуктуації величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли величини ЛД зразків СР 1 – 3 груп</td></tr>
<tr><td colspan="3">Інформаційний аналіз методу Мюллер-матричної поляризаційної томографії полікристалічної структури плівок СР</td></tr>
<tr><td>Чутливість, Se</td><td>Специфічність, Sp</td><td>Точність, Ac</td></tr>
<tr><td colspan="3">Статистичний аналіз розподілів амплітуд вейвлет-коефіцієнтів мап ЦД і ЛД</td></tr>
<tr><td colspan="2">Середні значення і флуктуації величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, а також дисперсії і гостроти піку автокореляційних функцій у межах множини мап ЦД і ЛД полікристалічної структури зразків СР 1 – 3 груп</td><td>Середні значення і флуктуації величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, а також дисперсії і гостроти піку автокореляційних функцій вейвлет-коефіцієнтів розподілів величини ЛД зразків СР 1 – 3 груп</td></tr>
<tr><td colspan="3">Інформаційний аналіз методу Мюллер-матричної поляризаційної томографії полікристалічної структури плівок СР</td></tr>
</table>

Чутливість, Se	Специфічність, Sp	Точність, Ac
Критерії диференціальної діагностики методу Мюллер-матричної поляризаційної томографії полікристалічної структури плівок СР		

Рис. 10.1. Структурно-логічна схема диференціальної Мюллер-матричної томографії полікристалічних плівок СР у диференціальній діагностиці асептичного і септичного розхитування чашки ендопротезу штучного кульшового суглоба.

Дизайн експериментального дослідження ефективності диференціальної діагностики асептичного і септичного розхитування чашки ендопротезу штучного кульшового суглоба методами Мюллер-матричної поляризаційної томографії розподілів лінійного та циркулярного двопроменезаломлення полікристалічної структури плівок СР побудований з використанням наступних експериментальних та аналітичних кроків:

1. У межах кожної з репрезентативних вибірок (групи 1 – групи 3) для кожного зразку полікристалічної плівки СР проводять диференціальне Мюллер-матричне картографування.
2. За допомогою алгоритмів поляризаційної реконструкції одержують розподіли циркулярного і лінійного двопроменезаломлення.
3. Проводять статистичний і кореляційний аналіз мап ЦД і ЛД.
4. Визначають середні значення та флуктуації величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, а також дисперсії і гостроти піку автокореляційних функцій у межах множини мап ЦД і ЛД полікристалічної структури зразків СР кожної з груп пацієнтів.
5. Проводять перехресний аналіз статистичної достовірності одержаних даних і визначають критерії діагностики асептичного і септичного розхитування чашки ендопротезу штучного кульшового суглоба методом Мюллер-матричної томографії.

6. Визначають силу методу Мюллер-матричної томографії оптичної анізотропії полікристалічної структури плівок СР.

7. Для кожного координатного розподілу ЦД і ЛД полікристалічних плівок СР проводять масштабно-селективний вейвлет-аналіз.

8. Обчислюють статистичні і кореляційні моменти, які характеризують розподіли амплітуд вейвлет-коефіцієнтів мап ЦД і ЛД.

9. Визначають середні значення та флуктуації величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, а також дисперсії і гостроти піку автокореляційних функцій які характеризують розподіли амплітуд вейвлет-коефіцієнтів мап ЦД і ЛД, у межах кожної з груп зразків полікристалічних плівок СР.

10. Проводять перехресний аналіз статистичної достовірності одержаних даних і визначають критерії діагностики асептичного і септичного розхитування чашки ендопротезу штучного кульшового суглоба методом масштабно-селективної Мюллер-матричної томографії.

11. Визначають операційні характеристики (чутливість, специфічність, точність) сили методу Мюллер-матричної томографії оптичної анізотропії полікристалічної структури плівок СР.

10.2. Диференціальна діагностика асептичного і септичного розхитування чашки ендопротезу штучного кульшового суглоба методом Мюллер-матричної реконструкції розподілів ЦД полікристалічних плівок синовіальної рідини колінного суглоба

У даній частині приведені матеріали експериментальної реалізації поляризаційного відтворювання з комплексним статистичним і кореляційним аналізом координатних розподілів величини циркулярного двопроменезаломлення полікристалічних плівок синовіальної рідини кульшового суглоба пацієнтів з контрольної групи1 і дослідних груп 2 і 3 (розділ 8).

Експериментальний алгоритм визначення координатних розподілів величини ЦД зразків полікристалічних плівок СР представлений в розділі 7.

На серії фрагментів рис. 10.2 – рис. 10.4 представлені мапи ЦД (ліві частини), координатні розподіли величини ЦД (праві частини) і автокореляційні функції мап ЦД (нижні частини), які визначені для полікристалічних плівок СР кульшового суглоба пацієнтів з групи 1 (рис. 10.2), групи 2 (рис. 10.3) і групи 3 (рис. 10.4).

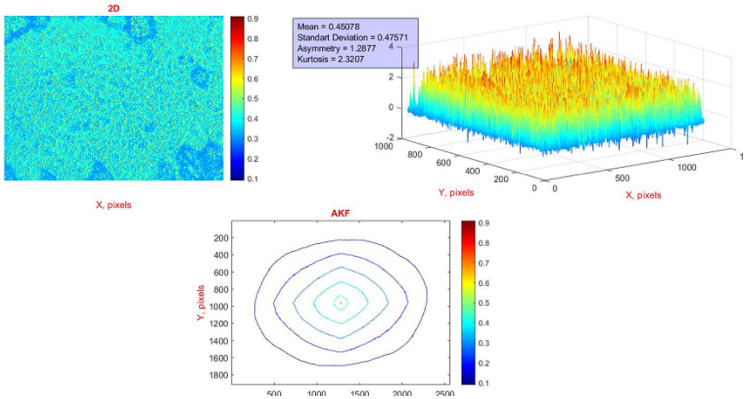


Рис. 10.2. Мапа (ліва частина), координатний розподіл (права частина) і автокореляційна функція (нижня частина) випадкових величин ЦД полікристалічної плівки СР пацієнта з групи 1.

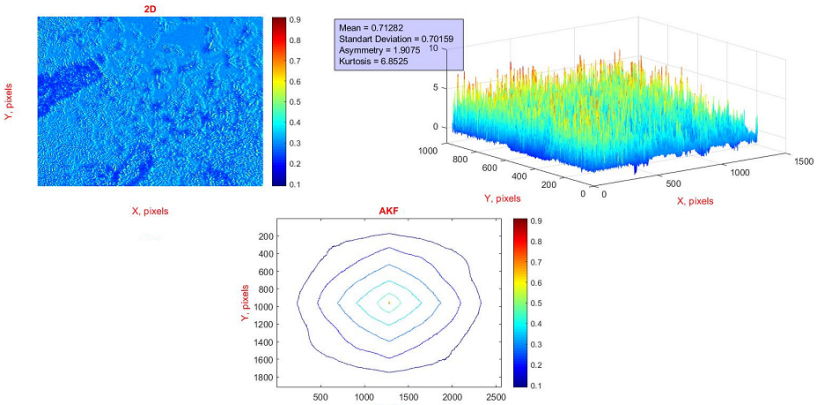


Рис. 10.3. Мапа (ліва частина), координатний розподіл (права частина) і автокореляційна функція (нижня частина) випадкових величин ЦД полікристалічної плівки СР пацієнта з групи 2.

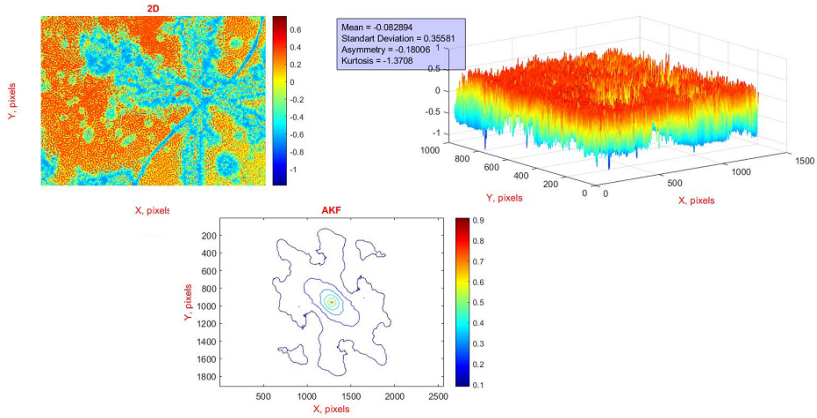


Рис. **10.4.** Мапа (ліва частина), координатний розподіл (права частина) і автокореляційна функція (нижня частина) випадкових величин ЦД полікристалічної плівки СР пацієнта з групи 3.

Співставлення результатів Мюллер-матричної томографії (рис. 10.2 – рис. 10.4) параметрів оптичної анізотропії полікристалічних плівок СР кульшового суглоба пацієнтів всіх груп виявило:

- індивідуальну для кожної групи зразків топографічну структурність координатних розподілів величини ЦД (ліві частини рис. 10.2 – рис. 10.4);
- значний діапазон координатно-неоднорідної зміни величини циркулярного двопроменезаломлення (праві частини рис. 10.2 – рис. 10.4).
- складну та асиметричну структуру для кожної з груп розподілів власних значень автокореляційних функцій (нижні частини рис. 10.2 – рис. 10.4).

В таблиці 10.1 приведені дані статистичного і кореляційного аналізу всієї сукупності мап циркулярного двопроменезаломлення у межах кожної з груп зразків полікристалічних плівок синовіальної рідини пацієнтів з різною важкістю патології кульшового суглоба.

З аналізу наведених в таблиці 10.1 даних статистичного (SM_{1-4}) і кореляційного ($KM_{2,4}$) аналізу координатних розподілів величини циркулярного двопроменезаломлення полікристалічних плівок СР установлено:

- ефективність диференціальної діагностики станів асептичного і септичного розхитування чашки ендопротезу штучного кульшового суглоба шляхом визначення набору SM_{1-4}, які характеризують поляризаційно-відтворені розподіли ЦД;

Таблиця 10.1. Статистичні $\boldsymbol{SM_{1-4}}$ і кореляційні $\boldsymbol{KM_{2,4}}$ моменти, які характеризують розподіли величини ЦД полікристалічних плівок СР.

Статистичні моменти	**Контрольна група**	**Дослідні групи**	
	Група 1 (n=25)	**Група 2 (n=25)**	**Група 3 (n=25)**
Середнє, SM_1	0,51±0,027	0,35±0,019	0,22±0,013
p_1		$p < 0{,}05$	$p < 0{,}05$
P_2		$p < 0{,}05$	
Дисперсія, SM_2	0,31±0,017	0,19±0,011	0,12±0,007
p_1		$p < 0{,}05$	$p < 0{,}05$
P_2		$p < 0{,}05$	
Асиметрія, SM_3	0,18±0,011	0,24±0,013	0,31±0,017
P_1		$p < 0{,}05$	$p < 0{,}05$
P_2		$p < 0{,}05$	
Ексцес, SM_4	0,25±0,014	0,39±0,021	0,52±0,028
p_1		$p < 0{,}05$	$p < 0{,}05$
P_2		$p < 0{,}05$	
Дисперсія, KM_2	0,09±0,005	0,07±0,004	0,05±0,003
P_1		$p < 0{,}05$	$p < 0{,}05$
P_2		$p < 0{,}05$	
Ексцес, KM_4	0,54±0,029	0,88±0,047	1,09±0,057
p_1		$p < 0{,}05$	$p < 0{,}05$
P_2		$p < 0{,}05$	

- для кожного з статистичних моментів 1-го - 4-го порядків параметр $p < 0{,}05$ – статистично достовірна різниця між даними Мюллер-матричної томографії циркулярного двопроменезалом-

лення полікристалічних плівок СР кульшового суглоба пацієнтів з контрольної групи 1 та обох дослідних груп 2 і 3;

- ефективність кореляційного аналізу мап ЦД у міжгруповій диференціації мап ЦД полікристалічних плівок СР пацієнтів дослідних груп 2 і 3;
- для кореляційних моментів 2-го порядку і 4-го порядку, які характеризують півширину та гостроту піку автокореляційної функції координатного розподілу ЦД полікристалічних плівок СР з групи 2 і групи 3, параметр $p \prec 0{,}05$.

Покращення чутливості диференціальної діагностики (у порівняні з даними Мюллер-матричної мікроскопії розподілів величини ММІ ОА, таблиця 4.1) пов'язано із тим, що мапи ЦД на відмінну від Мюллер-матричних мап дають пряму інформацію про поляризаційно-відтворену оптичну активність речовини зразків СР колінного суглоба пацієнтів з різним ступенем важкості асептичного і септичного розхитування чашки ендопротезу.

10.2.1. Інформаційний аналіз даних методу Мюллер-матричної реконструкції розподілів величини циркулярного двопроменезаломлення полікристалічних плівок СР

Даний розділ містить результати визначення сили методу Мюллер-маричного відтворення розподілів величини ЦД полікристалічних плівок СР шляхом обчислення величини набору операційних характеристик – чутливості Se, специфічності Sp та точності Ac техніки поляризаційної томографії для всіх трьох груп пацієнтів (розділ 8, параграф 8.2).

З аналізу операційних характеристик методу поляризаційного відтворення розподілів ЦД, які приведені в таблиці 5.2, випливає наступне:

- діапазон зміни величини чутливості поляризаційного відтворення розподілів ЦД складає $80\% \leq Se \leq 92\%$;

- діапазон зміни величини специфічності поляризаційного відтворення розподілів ЦД складає $80\% \leq Sp \leq 92$;
- діапазон зміни величини збалансованої точності поляризаційного відтворення розподілів ЦД складає $80\% \leq Ac \leq 92\%$

Таблиця 10.2 Операційні характеристики методу Мюллер-матричної томографії циркулярного двопроменезаломлення полікристалічних плівок CP.

	Se		Sp		Ac
n	a	b	c	d	n
$ST1$	21	4	20	5	25
	84		**80**		**82**
n	a	b	c	d	n
$ST2$	20	5	20	5	25
	80		**80**		**80**
n	a	b	c	d	n
$ST3$	22	3	22	3	25
	88		**88**		**88**
n	a	b	c	d	n
$ST4$	23	2	22	3	25
	92		**88**		**90**
n	a	b	c	d	n
$KT2$	21	4	20	5	25
	84		**80**		**82**
n	a	b	c	d	n
$KT4$	23	2	23	2	25
	92		**92**		**92**

Установлено зростання чутливості, специфічності та збалансованої точності томографічної мікроскопії полікристалічної структури CP на 10%-15% у порівняні із аналогічними параметрами сили методу Мюллер-матричного картографування розподілів ММІ ОА таких зразків (розділ 9, таблиця 9.2). Загальний рівень величини операційних характеристик метолики поляри-

заційної томографії (чутливості Se, специфічності Sp і збалансованої точності Ac) досягає 90%.

У попередніх розділах (розділ 8 і розділ 9) було продемонстровано діагностичну ефективність статистичного аналізу даних поляризаційної та Мюллер-матричної мікроскопії фібрилярних структур полікристалічних плівок СР. Тому, наступним кроком було визначення діагностичної ефективності Мюллер-матричного відтворення розподілів величини лінійного двопроменезаломлення фібрилярних мереж полікристалічних плівок СР.

10.3. Диференціальна діагностика асептичного і септичного розхитування чашки ендопротезу штучного кульшового суглоба методом Мюллер-матричної реконструкції розподілів величини ЛД полікристалічних плівок синовіальної рідини колінного суглоба

Представлені поляризаційно-відтворені координатні розподіли величини ЛД, а також результати статистичного і кореляційного аналізу одержаних даних у межах сукупності зразків полікристалічних плівок синовіальної рідини суглобів пацієнтів з групи 1 – групи 3.

Серія рис. 10.5 – рис. 10.7 ілюструє мапи ЛД (ліві частини), координатні розподіли величини ЛД (праві частини), а також двомірні автокореляційні функції, які визначені шляхом Мюллер-матричного відтворення лінійного двопроменезаломлення фібрилярних мереж сукупності полікристалічних плівок СР кульшового суглоба пацієнтів з контрольної групи 1 (рис. 10.5), дослідної групи 2 (рис. 10.6) і дослідної групи 3 (рис. 10.7).

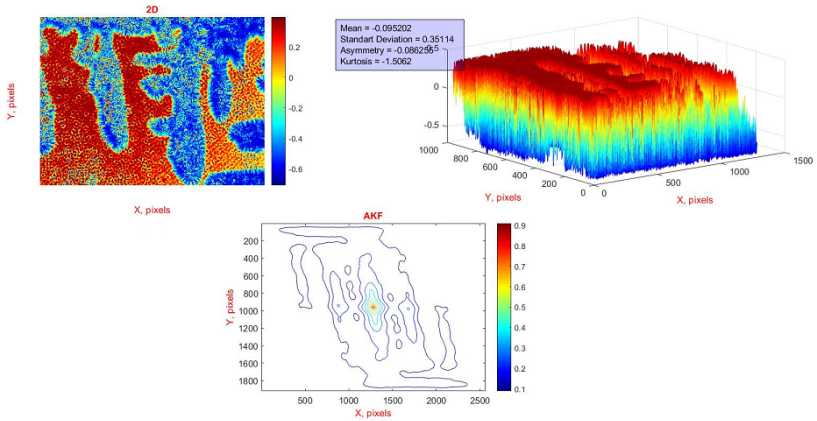


Рис. 10.5. Мапа (ліва частина), координатний розподіл (права частина) і автокореляційна функція (нижня частина) випадкових величин ЛД полікристалічної плівки CP пацієнта з групи 1.

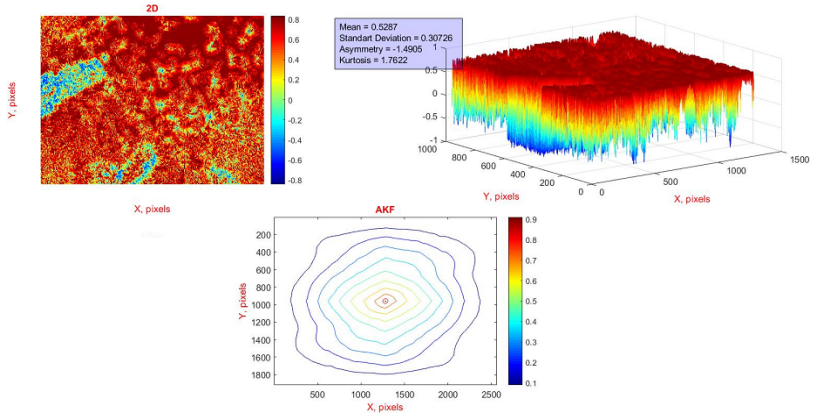


Рис. 10.6. Мапа (ліва частина), координатний розподіл (права частина) і автокореляційна функція (нижня частина) випадкових величин ЛД полікристалічної плівки CP пацієнта з групи 2.

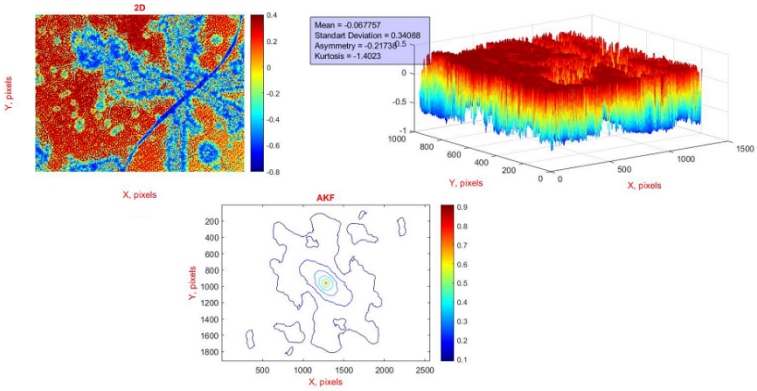


Рис. 10.7. Мапа (ліва частина), координатний розподіл (права частина) і автокореляційна функція (нижня частина) випадкових величин ЦД полікристалічної плівки СР пацієнта з групи 3.

Порівняльний аналіз результатів поляризаційного відтворення розподілів параметрів циркулярного (рис. 10.2 – рис. 10.4) і лінійного двопроменезаломлення (рис. 10.5 – рис. 10.7) полікристалічних плівок СР кульшового суглоба виявив:

- різноманітну та індивідуальну для кожної групи зразків СР топографічну структуру мап лінійного двопроменезаломлення (ліві частини рис. 10.5 – рис. 10.7);
- суттєве зростання глибини дисперсії розкиду розподілів величини лінійного двопроменезаломлення (праві частини рис. 10.5 – рис. 10.7);
- складну та асиметричну структуру для кожної з груп розподілів, як і у випадку кореляційного аналізу мап циркулярного двопроменезаломлення (нижні частини рис. 10.2 – рис. 10.4), власних значень автокореляційних функцій мап лінійного двопроменезаломлення (нижні частини рис. 10.5 – рис. 10.7).

Таблиця 10.3. Статистичні $\boldsymbol{SM_{1-4}}$ і кореляційні $\boldsymbol{KM_{2,4}}$ моменти, які характеризують розподіли величини ЛД полікристалічних плівок CP.

Статистичні моменти	**Контрольна група**	**Дослідні групи**	
	Група 1 (n=25)	**Група 2 (n=25)**	**Група 3 (n=25)**
Середнє, SM_1	0,75±0,041	0,51±0,027	0,32±0,019
p_1		$p < 0{,}001$	$p < 0{,}001$
P_2		$p < 0{,}001$	
Дисперсія, SM_2	0,41±0,023	0,29±0,016	0,18±0,011
p_1		$p < 0{,}001$	$p < 0{,}001$
P_2		$p < 0{,}001$	
Асиметрія, SM_3	0,24±0,014	0,38±0,021	0,49±0,026
P_1		$p < 0{,}001$	$p < 0{,}001$
P_2		$p < 0{,}001$	
Ексцес, SM_4	0,41±0,022	0,61±0,034	0,88±0,046
p_1		$p < 0{,}001$	$p < 0{,}001$
P_2		$p < 0{,}001$	
Дисперсія, KM_2	0,08±0,005	0,06±0,004	0,04±0,002
P_1		$p < 0{,}001$	$p < 0{,}001$
P_2		$p < 0{,}001$	
Ексцес, KM_4	0,67±0,012	0,99±0,047	1,12±0,063
p_1		$p < 0{,}001$	$p < 0{,}001$
P_2		$p < 0{,}001$	

Кількісні характеристики статистичного та кореляційного аналізу всієї сукупності мап розподілів величини лінійного двопроменезаломлення полікристалічних плівок у межах репрезентативних вибірок кожної з контрольної та дослідних груп зразків

мазків синовіальної рідини пацієнтів з різною важкістю патології кульшового суглоба представлені в таблиці 10.3.

Аналіз результатів статистичного (SM_{1-4}) і кореляційного ($KM_{2,4}$) аналізу розподілів величини ЛД полікристалічних плівок СР виявив:

- найвищу ефективність диференціальної діагностики станів асептичного і септичного розхитування чашки ендопротезу штучного кульшового суглоба на основі обчислення статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли лінійного двопроменезаломлення;
- для кожного з статистичних параметрів SM_{1-4} у межах всіх трьох груп величина $p \prec 0{,}001$;
- для кореляційних параметрів, які характеризують півширину та гостроту піку автокореляційної функції координатного розподілу лінійного двопроменезаломлення полікристалічних плівок СР з групи 2 і групи 3, параметр також змінюється до величини $p \prec 0{,}001$.

10.3.1. Інформаційний аналіз даних методу Мюллер-матричної реконструкції розподілів величини циркулярного двопроменезаломлення полікристалічних плівок СР

Величини чутливості Se, специфічності Sp та точності Ac методу Мюллер-матричного відтворення розподілів ЛД для зразків СР всіх трьох груп пацієнтів представлені в таблиці 10.4.

Як видно, загальний рівень величини операційних характеристик методики поляризаційної томографії (чутливості Se, специфічності Sp і збалансованої точності Ac) розподілів лінійного двопроменезаломлення фібрилярних мереж полікристалічних плівок СР досягає максимально високого рівня 95% -97%.

Таблиця 10.4 Операційні характеристики методу Мюллер-матричної томографії ЛД

	Se		Sp		Ac
n	a	b	c	d	n
$ST1$	22	3	21	4	25
	88		**84**		**86**
n	a	b	c	d	n
$ST2$	23	2	23	2	25
	92		**92**		**92**
n	a	b	c	d	n
$ST3$	24	1	22	3	25
	96		**88**		**92**
n	a	b	c	d	n
$ST4$	24	1	23	2	25
	96		**92**		**94**
n	a	b	c	d	n
$KT2$	23	2	21	4	25
	92		**84**		**88**
n	a	b	c	d	n
$KT4$	24	1	24	1	25
	96		**96**		**96**

У попередніх розділах було продемонстровано діагностичну ефективність вейвлет-аналізу поляризаційних і Мюллер-матричних мап полікристалічних плівок СР. Тому, наступним кроком було визначення ефективності методу масштабно-селективного аналізу відтворених розподілів величини ЦД і ЛД плівок СР.

10.4. Вейвлет-аналіз мап ЦД полікристалічних плівок СР колінного суглоба пацієнтів з різної важкістю патології

На фрагментах серії рис. 10.8 – рис. 10.10 представлені мапа вейвлет-коефіцієнтів розподілу ЦД (верхня частина); лінійний переріз з масштабом МНАТ функції 15 (нижня частина).

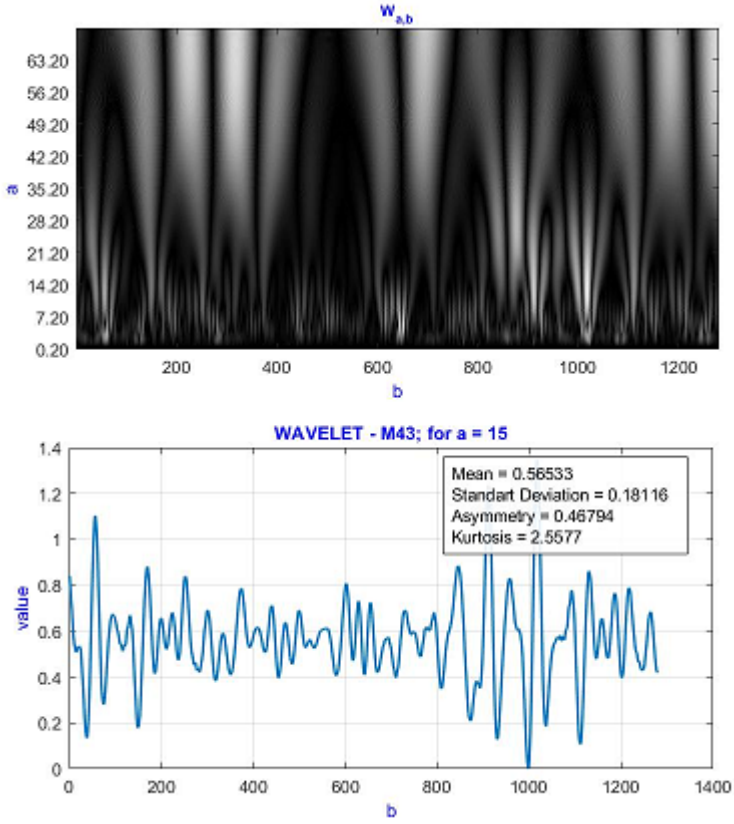


Рис. 10.8. Двомірні і лінійні розподіли вейвлет-коефіцієнтів мапи ЦД полікристалічної плівки СР колінного суглоба пацієнта з контрольної групи 1.

Кількісно зміни розподілів величини ЦД, яка обумовлена оптичною активністю полікристалічних плівок СР, ілюструють розподіли (середнє і дисперсія) величини амплітуд вейвлет-коефіцієнтів мап циркулярного двопроменезаломлення зразків

СР кульшового суглоба пацієнтів всіх груп, які представлені в таблиці 10.5.

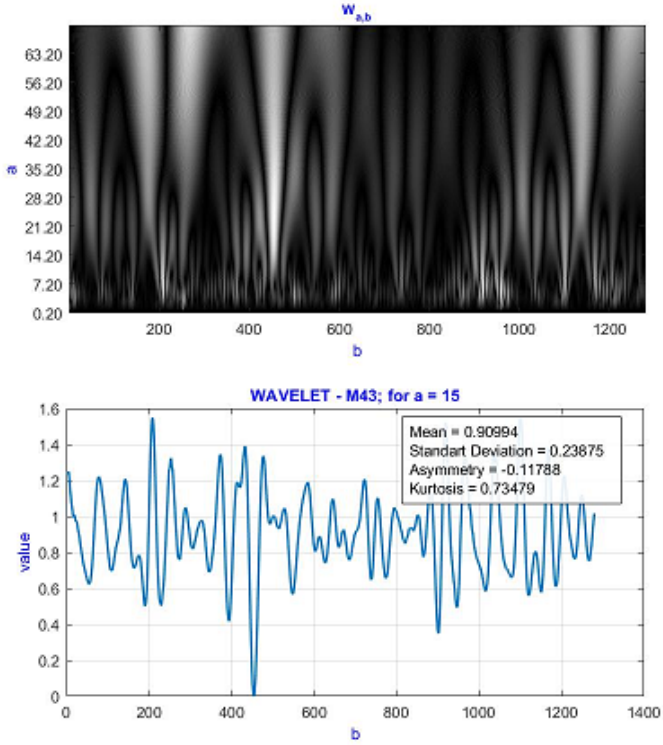


Рис. 10.9. Двомірні і лінійні розподіли вейвлет-коефіцієнтів мапи ЦД полікристалічної плівки СР кульшового суглоба пацієнта з групи 1.

Таблиця 10.5. Середнє і дисперсія, які характеризують розподіли величини амплітуд вейвлет-коефіцієнтів ЦД полікристалічних плівок СР

Статистичні моменти SM_{1-4}	**Контрольна група**	**Дослідні групи**	
	Група 1 (n=25)	**Група 2 (n=25)**	**Група 3 (n=25)**
Середнє, SM_1	0,47±0,025	0,32±0,017	0,19±0,011
P_1		$p < 0,05$	$p < 0,05$

P_2		$p \prec 0{,}05$	
Дисперсія, SM_2	0,22±0,014	0,16±0,009	0,09±0,005
P_1		$p \prec 0{,}05$	$p \prec 0{,}05$
P_2		$p \prec 0{,}05$	

Одержані результати (таблиця 10.5) вказують на зростання ефективності диференціації мап ЦД на основі статистичного аналізу розподілів величини амплітуд вейвлет-коефіцієнтів для малих масштабів МНАТ функції 15 полікристалічних плівок СР кульшового суглоба пацієнтів контрольної (група 1) та обох (група 2 і група 3) дослідних груп:

- відмінності між середніми SM_1 складають 50%-55%;
- відмінності між дисперсіями SM_2 складають 55% -60%.

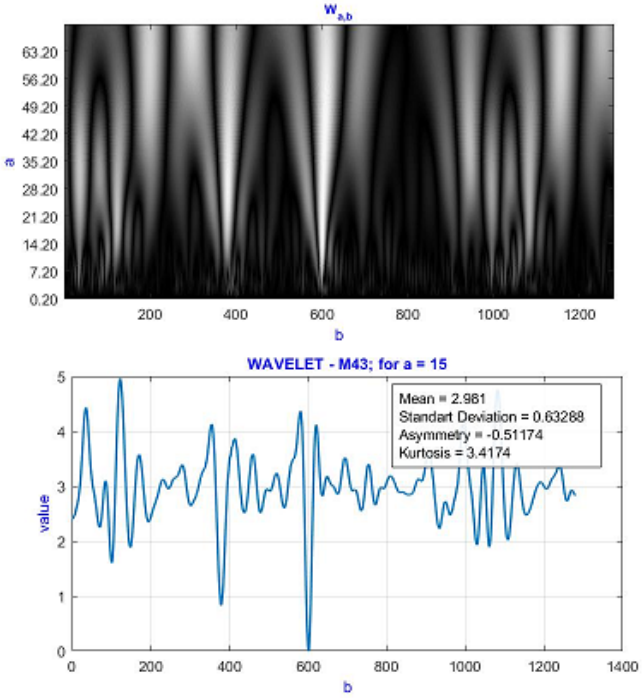


Рис. 10.10. Двомірні і лінійні розподіли вейвлет-коефіцієнтів мапи ЦД полікристалічної плівки СР кульшового суглоба пацієнта з контрольної групи 3.

10.4.1. Інформаційний аналіз даних вейвлет-аналізу розподілів величини ЦД полікристалічних плівок CP

Дані інформаційного аналізу сили методу вейвлет-аналізу Мюллер-матричної томографії розподілів величини ЦД представлені в таблиці 10.6.

Таблиця 10.6. Операційні характеристики вейвлет-аналізу методу Мюллер-матричного відтворення розподілів величини ЦД полікристалічних плівок CP.

	Se		Sp		Ac
Масштаб МНАТ 55					
n	a	b	c	d	n
$ST1$	21	4	21	4	25
	84		**84**		**84**
n	a	b	c	d	n
$ST2$	22	3	21	4	25
	88		**84**		**86**
Масштаб МНАТ 15					
n	a	b	c	d	n
$ST1$	23	2	22	3	25
	92		**88**		**90**
n	a	b	c	d	n
$ST2$	22	3	22	3	25
	88		**88**		**88**

Установлено:

- діапазон зміни величини чутливості Мюллер-матричного відтворення мап ЦД складає $84\% \leq Se \leq 92\%$;
- діапазон зміни величини специфічності Мюллер-матричного відтворення мап ЦД складає $84\% \leq Sp \leq 88\%$;
- діапазон зміни величини збалансованої точності Мюллер-матричного відтворення мап ЦД складає $84\% \leq Ac \leq 90\%$.

- Таким чином, має місце зростання загального рівня величини операційних характеристик методики поляризаційної томографії (чутливості Se, специфічності Sp і збалансованої точності Ac) розподілів циркулярного двопроменезаломлення полікристалічних плівок CP до 87% - 92%.

10.5. Вейвлет-аналіз мап ЛД полікристалічних плівок CP колінного суглоба пацієнтів з різної важкістю патології

Рис. 10.11 – рис. 10.13 і таблиця 10.7 ілюструють результати вейвлет-аналізу розподілів ЛД плівок CP колінного суглоба пацієнтів з контрольної групи 1 (рис. 10.11), дослідних групи 2 (рис. 10.12) і групи 3 (рис. 10.13).

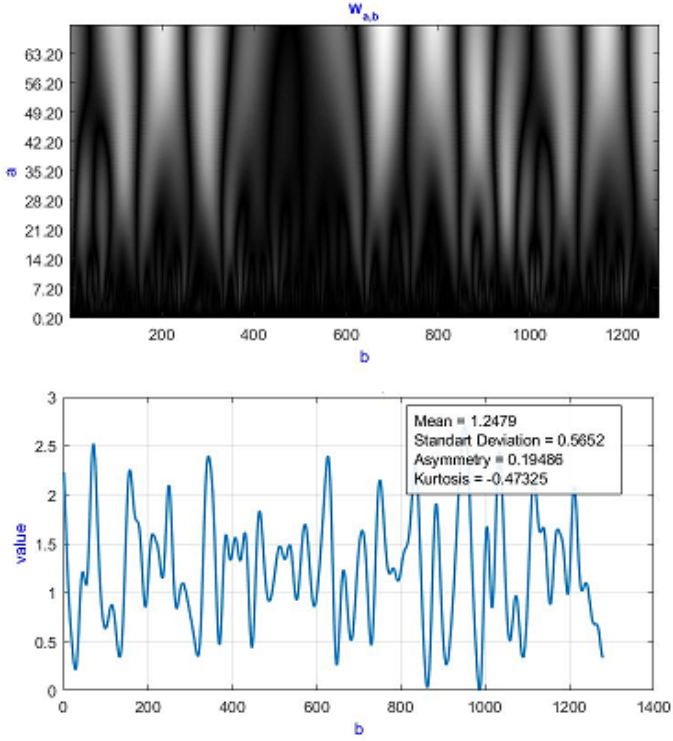


Рис. 10.11. Двомірні і лінійні розподіли вейвлет-коефіцієнтів мапи ЛД пацієнта з контрольної групи 1.

Таблиця 10.7. Середнє і дисперсія, які характеризують розподіли величини амплітуд вейвлет-коефіцієнтів ЛД полікристалічних плівок СР.

Статистичні моменти SM_{1-4}	**Контрольна група**	**Дослідні групи**	
	Група 1 (n=25)	**Група 2 (n=25)**	**Група 3 (n=25)**
Середнє, SM_1	0,71±0,039	0,49±0,027	0,28±0,015
P_1		$p \prec 0{,}001$	$p \prec 0{,}001$
P_2		$p \prec 0{,}001$	
Дисперсія, SM_2	0,36±0,019	0,21±0,012	0,13±0,007
P_1		$p \prec 0{,}001$	$p \prec 0{,}001$
P_2		$p \prec 0{,}001$	

Аналіз одержаних даних про масштабно-селективну структуру мап ММІ ЛД (рис. 9.11 – рис. 9.13) підтвердив, як і у випадку вейвлет-аналізу координатних розподілів ММІ ОА (рис. 9.8 – рис. 9.10, таблиця 9.5 і таблиця 9.6), виявив для малих масштабів МНАТ функції 15 суттєві відмінності між розподілами величини амплітуд вейвлет-коефіцієнтів мап лінійного двопроменезалом-лення полікристалічних плівок СР кульшового суглоба пацієнтів контрольної та обох дослідних груп:

- відмінності між середніми SM_1 складають 55%-65%;
- відмінності між дисперсіями SM_2 складають 50% -60%.

Для масштабу МНАТ функції 55 відмінності між середніми SM_1 і дисперсіями SM_2 не перевищують 25% – 30%.

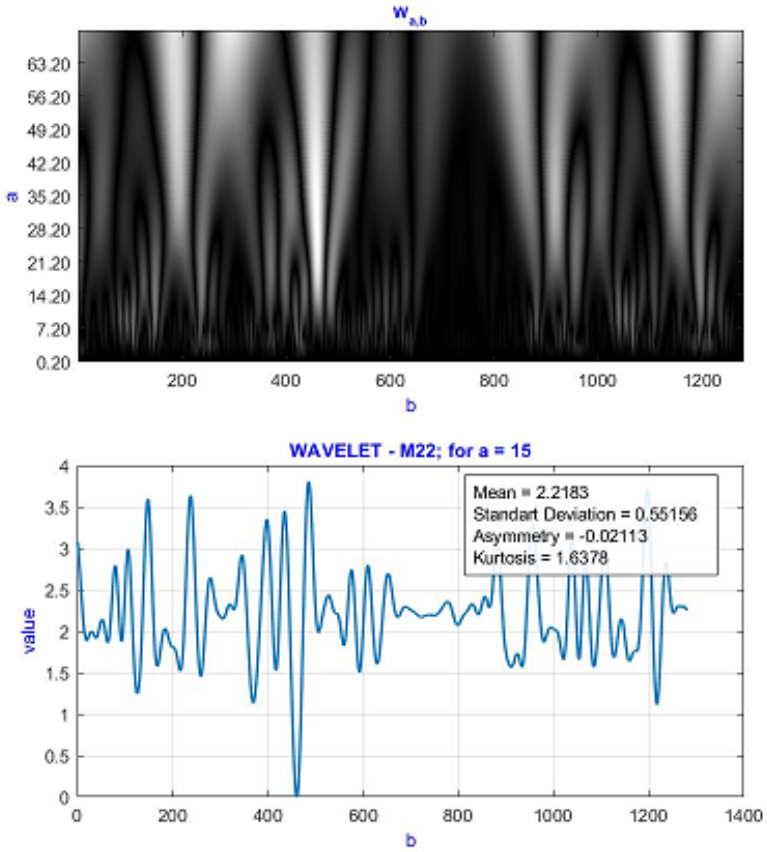


Рис. 10.12. Двомірні і лінійні розподіли вейвлет-коефіцієнтів мапи ЛД пацієнта з дослідної групи 2.

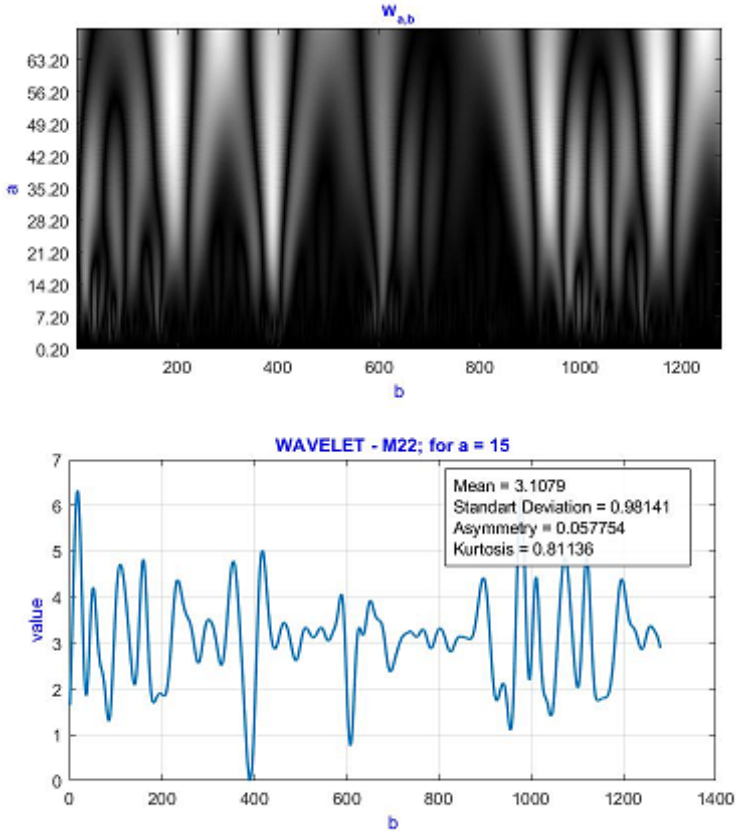


Рис. 10.13. Двомірні і лінійні розподіли вейвлет-коефіцієнтів мапи ЛД пацієнта з дослідної групи 3.

10.5.1. Інформаційний аналіз даних вейвлет-аналізу методу Мюллер-матричного відтворення розподілів величини ЛД полікристалічних плівок СР

Представлені результати визначення операційних характеристик (величини чутливості Se, специфічності Sp та точності Ac) методу вейвлет-аналізу азимутально-інваріантної Мюллер-матричної мікроскопії розподілів величини лінійного двопроменезаломлення в точках полікристалічних плівок СР кульшового суглоба пацієнтів всіх груп, – таблиця 10.10.

Таблиця 10.10. Операційні характеристики вейвлет-аналізу методу Мюллер-матричного відтворення розподілів величини ЛД полікристалічних плівок СР.

	Se		Sp		Ac
Масштаб МНАТ 55					
n	a	b	c	d	n
$ST1$	22	3	22	3	25
	88		**88**		**88**
n	a	b	c	d	n
$ST2$	23	2	22	3	25
	92		**88**		**90**
Масштаб МНАТ 15					
n	a	b	c	d	n
$ST1$	24	1	23	2	25
	96		**92**		**94**
n	a	b	c	d	n
$ST2$	24	1	24	1	25
	96		**96**		**96**

Статистичний аналіз (таблиці 10.10) даних Мюллер-матричної томографії полікристалічної структури плівок СР виявив

- діапазон зміни чутливості складає $88\% \leq Se \leq 96\%$;
- діапазон зміни чутливості складає$88\% \leq Sp \leq 96\%$;

діапазон зміни чутливості складає $88\% \leq Ac \leq 96\%$.

Як видно, має місце зростання (у порівняні з даними Мюллер-матричної мікроскопії цифрових розподілів ММІ ЛД зразків полікристалічних плівок СР, – таблиця 9.7) величини чутливості Se, специфічності Sp та збалансованої точності Ac на 9% – 14%.

ОСНОВНІ РЕЗУЛЬТАТИ І ВИСНОВКИ

1. Аналітично обґрунтовані та експериментально виявлені взаємозв'язки між оптичними проявами властивостей оптико-анізотропних мереж протеїнових двопроменезаломлюючих рідких кристалів біологічних рідин і тканин із слабкими і сильними фазовими флуктуаціями і:

- статистичними моментами 1-го – 4-го порядків, які описують координатні розподіли фаз лазерних зображень оптично-тонких шарів плазми крові і синовіальної рідини та комплексного ступеня когерентності багаторазово розсіяних оптично-товстими шарами тканини скелетного м'яза і дермального шару;
- дисперсією та ексцесом розкладу Грама-Шарльє автокореляційних функцій координатних розподілів фаз і комплексного ступеня кореляції полів лазерного випромінювання, перетвореного біологічними рідинами і тканинами;
- фрактальними розмінностями і дисперсією розподілу значень логарифмічних залежностей спектрів потужності розподілів фаз і комплексного ступеня кореляції полів лазерного випромінювання, перетвореного біологічними рідинами і тканинами різної оптичної товщини.

Обґрунтування таких взаємозв'язків базується на таких фактах:

а) значення ексцесу та кореляційного моменту 4-го порядку, що описують координатні розподіли фаз лазерних зображень плазми крові і синовіальної рідини у 1,7 – 2,3 рази менші за аналогічні статистичні параметри зображень рідин пацієнтів із запальними процесами різного ступеня важкості;

б) збільшення анізотропії мереж протеїнових рідких кристалів оптично-товстих шарів м'язової тканини і дерми шкіри виявляється у зменшенні значення асиметрії, ексцесу та кореляційних моментів 2-го і 4-го порядку, що описують координатні розподіли значень комплексного ступеня когерентності точок полів розсіяного лазерного випромінювання у 1,7 – 2,3 рості;

в) логарифмічні залежності спектрів потужності розподілів фаз лазерних зображень фізіологічно нормальних біологічних рідин характеризуються одним нахилом, визначеної методом найменших квадратів, апроксимуючої кривої, для поля лазерного випромінювання, розсіяного шарами здорових тканин характерним є два нахили;

г) зміни двопроменезаломлення мереж біологічних рідких кристалів виявляються у трансформації фрактальних розподілів фази лазерних зображень у мультифрактальні і мультифрактальних розподілів значень комплексного ступеня когерентності точок багаторазово розсіяних лазерних полів у статистичні.

На цій основі сформульовані критерії ранньої діагностики виникнення запальних септичних процесів і диференціації ступеня їх важкості для організму людини.

2. Аналітично обґрунтована та експериментально підтверджена діагностична ефективність аналізу полів розсіяного лазерного випромінювання на основі оптичної анізотропії позаклітинної матриці багатошарових БТ на основі використання нового параметру – комплексного ступеня когерентності, що характеризує кореляційну подібність ортогональних складових амплітуд у різних точках. Установлена кореляція розподілів даного кореляційного параметру для полів, перетворених мережами оптично-одноосних двопроменезаломлюючих кристалів із слабкими і сильними фазовими флуктуаціями.

3. Аналітично обґрунтовано і експериментально виявлено взаємозв'язок між координатними розподілами фазових зсувів між ортогональними складовими амплітуд лазерного випромінювання, перетвореного мережами рідких кристалів біологічних кристалів та розподілами величини двопроменезаломлення їх речовини. На основі цього вперше визначені статистичні (ексцес розподілу фаз), кореляційні (кореляційний момент 4-го порядку розкладу Грама-Шарльє) і фрактальні (дисперсія логарифмічних залежностей спектрів потужності розподілів фаз) критерії діагнос-

тики та диференціації оптичних властивостей мереж рідких двопроменезаломлюючих кристалів плазми крові (норма – запальний процес) і синовіальної рідини (остеоартрит – ревматоїдний артрит).

4. Вперше установлено, що зміна двопроменезаломелння мереж дендритних і сферолітних рідкокристалічних мереж біологічних кристалів виявляється у зміні величини статистичних моментів вищих порядків (асиметрія, ексцес і кореляційний момент 4-го порядку, – відмінності складають), які характеризують координатні розподіли фазових зсувів між ортогональними складовими амплітуд лазерного поля, перетвореного оптично-тонкими шарами плазми крові і синовіальної рідини. На основі цього здійснена діагностика виникнення запального легеневого процесу та реалізована диференціація (остеоартрит і ревматоїдний артит) змін оптичних властивостей сітки біологічних кристалів, пов'язаних із патологічним станом суглобів людини.

5. Установлено, що фрактальна (апроксимуючі криві до Log-log залежностей спектрів потужності являють прямі з одним кутом нахилу) структура фазових мап лазерних зображень оптико-анізотропних шарів із слабкими фазовими флуктуаціями при зміні їх двопроменезаломлення трансформуються у мультифрактальні (апроксимуючі криві до Log-log залежностей спектрів потужності являють ламані із двома кутами нахилу), а дисперсія розподілу значень логарифмічних залежностей спектрів потужності зменшується у два рази. Зміна двопроменезаломлення рідкокристалічної сітки плазми крові на ранніх стадіях запалення виявляються у формуванні мультифрактальних множин фаз поля лазерного випромінювання; глобалізація запальних процесів супроводжується виникненням статистично (для апроксимуючих кривих до Log-log залежностей спектрів потужності відсутній стабільний нахил) розподілу фазових зсувів.

6. Порівняльний аналіз даних комп'ютерного моделювання і результатів експериментальних досліджень виявили ефективність використання комплексного ступеня кореляції для аналізу

фазової структури полів, багаторазово розсіяного оптично-товстими шарами біологічних тканин, лазерного випромінювання. Розроблено кореляційно-фазовий метод вимірювання координатних розподілів комплексного ступеня кореляції точок лазерних полів і виявлені критерії (екстремуми значень статистичних моментів 3-го та 4-го порядків, – відмінності складають, кореляційних моментів 2-го і 4-го порядків, – відмінності складають; дисперсія розподілів логарифмічних залежностей спектрів потужності, – відмінності складають) для діагностики змін двопроменезаломлення оптично-товстих шарів біологічних тканин – септичні зміни мереж протеїнових кристалів м'язової і сполучної тканини.

7. Встановлено, що фізичною причиною зменшення асиметрії, ексцесу та кореляційного моменту 4-го порядку координатного розподілу значень комплексного ступеня кореляції багаторазово розсіяного, оптично-товстими шарами біологічних тканин, поля лазерного випромінювання є збільшення амплітуди фазових флуктуацій, пов'язане із ростом двопроменезаломлення мереж протеїнових кристалів. На цій основі вперше здійснена рання (доклінічна) діагностика виникнення запального септичного процесу м'язової тканини і дермального шару.

8. Устанновлений взаємозв'язок між змінами дисперсії розподілу екстремумів логарифмічних залежностей спектрів потужності координатних розподілів комплексного ступеня кореляції багаторазо розсіяних лазерних полів та орієнтаційно (розподіл орієнтацій оптичних осей) – фазовими (розподіл поперечних геометричних розмірів і величини показника двопроменезаломлення) змінами структури мереж протеїнових кристалів. На основі цього вперше експериментально реалізована диференціація стадій септичного запалення оптично – товстих шарів тканини скелетного м'яза і сполучної тканини.

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Polarization imaging // *Applied Optics.* 1981. Vol. 20, No. 9. P. 1537–1544.

2. Zhao Y., Yi C., Kong S. G., Pan Q., Cheng Y. / Multi-band polarization imaging // *Multi-band polarization imaging and applications.* Berlin : Springer Berlin Heidelberg, 2016. P. 47–71.

3. Diagnostics of Structure and Physiological State of Birefringent Biological Tissues: Statistical, Correlation and Topological Approaches / Y. A. Ushenko, T. M. Boychuk, V. T. Bachynsky, O. P. Mincer // *Handbook of Coherent-Domain Optical Methods.* New York : Springer Science+Business Media, 2013. P. 107-148.

4. Ghosh N. Mueller matrix approach for probing multifractality in the underlying anisotropic connective tissue / Nandan Kumar Das, Rajib Dey, Nirmalya Ghosh // J. Biomed. Opt. 2016. 21(9). 095004.

5. Qi J. Mueller polarimetric imaging for surgical and diagnostic applications: a review / Qi J., Elson D.S. // *Journal of Biophotonics.* 2017. 10 (8). PP. 950-982.

6. V.T. Bachinskyi. Laser polarimetry of biological tissues and fluids Chapter 1. Polarization mapping of optically thin layers of biological tissues and fluids / V.T. Bachinskyi, T.M. Boychuk, A. G. Ushenko, A. V. Dubolazov, O.Ya. Vanchuliak, Yu. A. Ushenko, V.A. Ushenko // LAP LAMBERT Academic Publishing. 2017. 196 p.

7. Ушенко О. Г. Лазерна поляриметрія фазово-неоднорідних об’єктів і середовищ / О. Г. Ушенко. Чернівці : Медакадемія, 2000. 256 с.

8. Придій О. Г. Двовимірна стоксполяриметрія лазерних полів, перетворених сітками двопроменезаломлюючих біологічних кристалів : автореф. дис. на здобуття наук. ступеня канд. фіз.-мат. наук : спец. 01.04.05 «Оптика, лазерна фізика» / О. Г. Придій. Чернівці, 2010. 20 с.

9. Ангельська А. О. Комплексний ступінь взаємної поляризації лазерних полів двопроменезаломлюючих матриць біологічних

тканин : автореф. дис. на здобуття наук. ступеня канд. фіз.-мат. наук : спец. 01.04.05 «Оптика, лазерна фізика» / А.О. Ангельська. Чернів. нац. ун-т ім. Ю. Федьковича. Чернівці, 2009. 20 с.
10. Kobata T. Digital holographic three-dimensional Mueller matrix imaging / Kobata T., Nomura T. // Appl. Opt. 2015. 54(17). pp. 5591-5596.
11. Ronchi V. *The Nature of Light* / Harvard University Press, Cambridge, Massachusetts, 1970. 288 p.
12. Michl J. *Spectroscopy with Polarized Light* / J. Michl, E. W. Thulstrup // VCH, New York, 1986. 573 p.
13. Hegstrom R.A. The handedness of the universe / R. A. Hegstrom and D. K. Kondepudi // *Sci. Am*, 1990. 262. pp. 108-115.
14. Browne C.A. *Physical and Chemical Methods of Sugar Analysis*/ C. A. Browne and F. W. Zerban// Wiley, New York, 1941. 1353 p.
15. Jirgensons B. *Optical Rotatory Dispersion of Proteins and Other Macromolecules* / Springer Verlag, New York, USA, 1969. 202 p.
16. Kliger D. S. *Polarized Light in Optics and Spectroscopy*/ D. S. Kliger, J. W. Lewis, and C. E. Randall// Academic Press – Harcourt Brace Jovanovich, New York, 1990. 304 p.
17. Brouseau C. *Fundamentals of Polarized Light a Statistical Approach.* Wiley, New York, 1998. 424 p.
18. Gadsden M. Detection of circularly polarized-light from noctilucent clouds / M. Gadsden, P. Rothwell, and M. J. Taylor // *Nature*, 1979. 278. pp. 628–629.
19. Chrysostomou A. Circular polarimetry reveals helical magnetic fields in the young stellar object HH 135-136 / A. Chrysostomou, P. W. Lucas, and J. H. Hough // *Nature,* 2007. 450. pp. 71-73.
20. Gurjar R. S. Imaging human epithelial properties with polarized light scattering spectroscopy / R. S. Gurjar, V. Backman, L. T. Perelman, I. Georgakoudi, K. Badizadegan, I. Itzkan, R. R. Dasari, and M. S. Feld // *Nat. Med, 2001.* 7. pp. 245-248.

21. Chenault D. B. Polarization imaging through scattering media / Chenault D. B., Pezzaniti J. L. // Polarization Analysis, Measurement, and Remote Sensing III. *SPIE*, 2000. Vol. 4133. P. 124–133.
22. Wang L. V. Special section guest ´ editorial: tissue polarimetry / L. V. Wang, G. L Cote, and S. L. Jacques // *J. Biomed. Opt*. 2002. 7. 278.
23. Li X. Polarization 3D imaging technology: a review / Li X., Liu Z., Cai Y., Pan C., Song J., Wang J., Shao X. // *Frontiers in Physics*, 2023. Vol. 11. 1198457.
24. Wang Y. Principle and implementation of Stokes vector polarization imaging technology / Wang Y., Su Y., Sun X., Hao X., Liu Y., Zhao X., Yang J. // *Applied Sciences*, 2022. 12(13). 6613.
25. Vitkin A. Effects of molecular asymmetry of optically active molecules on the polarization properties of multiply scattered light / I. A. Vitkin, R. D. Laszlo, and C. L. Whyman // *Opt. Express*, 2002. 10. P. 222–229.
26. Ishimaru A. *Wave Propagation and Scattering in Random Media* //Academic Press, New York, 1978. 250 p.
27. Review of spectral and polarization imaging systems / S. Sattar, P. J. Lapray, A. Foulonneau, L. Bigué // *Unconventional Optical Imaging II*. *SPIE*, 2020. Vol. 11351. P. 191–203.
28. Huang D. Optical coherence tomography / Huang D, Swanson E.A., Lin C.P. // *Science*. 1991. 254(5035). P. 1178-1181.
29. Dunn A.K. Dynamic imaging of cerebral blood flow using laser speckle / Dunn A.K., Bolay H., Moskowitz M.A., Boas D.A. // J Cereb Blood Flow Metab, 2001. 21(3). P. 195-201.
30. Cheng H. Laser speckle imaging of blood flow in microcirculation / Cheng H., Luo Q., Liu Q., Lu Q., Gong H., Zeng S. // *Phys Med Biol*, 2004. 49(7). P. 1347-1357.
31. Alali S. Polarized light imaging in biomedicine: emerging Mueller matrix methodologies for bulk tissue assessment / Alali S, Vitkin A. // J Biomed Opt, 2015. 20(6). 61104.

32. Jacques S.L. Imaging skin pathology with polarized light / Jacques S.L., Ramella-Roman J.C., Lee K. // J Biomed Opt, 2002. 7(3). P. 329-340.
33. Jacques S.L. Imaging superficial tissues with polarized light / Jacques S.L., Roman J.R., Lee K. // *Lasers Surg Med*, 2000. 26(2). P. 119-129.
34. Groner W. Orthogonal polarization spectral imaging: a new method for study of the microcirculation/ Groner W, Winkelman J.W., Harris A.G.// *Nat Med,* 1999. 5(10). P. 1209-1212.
35. Da Silva A. Elliptically polarized light for depth resolved optical imaging/ Da Silva A, Deumié C, Vanzetta I. // *Biomed Opt Express*, 2012. 3(11). P. 2907-2915.
36. Snik F. An overview of polarimetric sensing techniques and technology with applications to different research fields/ F. Snik, J. Craven-Jones, M. Escuti, S. Fineschi, D. Harrington, A. De Martino, D. Mawet, J. Riedi, J. S. Tyo // *International Society for Optics and Photonics,* 2014. 90920. pp.90990B-90990B.
37. Backman V. Polarized light scattering spectroscopy for quantitative measurement of epithelial cellular structures in situ // *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics,* 1999. 5(4). pp. 1019-1026.
38. Pierangelo A, Nazac A, Benali A, et al. Polarimetric imaging of uterine cervix: a case study / Pierangelo A., Nazac A., Benali A.*// Opt Express,* 2013. 21(12). pp. 14120-14130.
39. Light-scattering patterns from collagen films in relation to the texture of a random assembly of anisotropic rods in three dimensions / M. Moritani, N. Hayashi, A. Utsuo, H. Kawai // Polym. J. 1971. V. 2. P. 74-87.
40. Jacques SL, Ramella-Roman JC, Lee K. Imaging skin pathology with polarized light/ Jacques S.L., Ramella-Roman J.C., Lee K. // J Biomed Opt, 2002. 7(3). pp. 329-340.

41. Collette E. *Polarized light: Fundamentals and Applications* // Marcel Dekker, Inc., New York, 1990. 581 p.
42. Bohren C. F. *Absorption and Scattering of Light by Small Particles* / C. F. Bohren and D. R. Huffman// Wiley, New York, 1983. 530 p.
43. Iftikhar Ahmad Mueller matrix polarimetry for characterization of skin tissue samples: A review / Iftikhar Ahmad, Ahmar Khaliq, Muaz Iqbal, Shamim Khan // *Photodiagnosis and Photodynamic Therapy,* 2020. 30. 101708.
44. B. Laude-Boulesteix Mueller polarimetric imaging system with liquid crystals / B. Laude-Boulesteix, A. De Martino, B. Drevillon, and L. Schwartz // Appl. Opt, 2004. 43. pp. 2824-2832.
45. F. Meriaudeau Polarization imaging for industrial inspection / F. Meriaudeau, M. Ferraton, C. Stolz, O. Morel, L. Bigué // *Image Processing: Machine Vision Applications. SPIE,* 2008. Vol. 6813. P. 72–81.
46. Polarization imagery / R. Walraven // *Optical Polarimetry: Instrumentation and Applications. SPIE,* 1977. Vol. 112. P. 164–167.
47. Polarization imaging and edge detection with image-processing metasurfaces / M. Cotrufo, S. Singh, A. Arora, A. Majewski, A. Alù // *Optica*, 2023. 10(10). P. 1331–1338.
48. Real-time underwater polarization imaging without relying on background / J. Deng, J. Zhu, H. Li, X. Zhang, F. Guo, X. Hou // *Optics and Lasers in Engineering*, 2023. Vol. 169. P. 107721.
49. Polarization vision: a new sensory approach to image understanding / L. B. Wolff // *Image and Vision Computing*, 1997. 15(2). P. 81–93.
50. Dosimetry of Laser Radiation in Medicine and Biology / Ed. by G. J. Muller, D. H. Sliney // Bellingham, WA: SPIE Inst. Advanced Opt. Techn., 1989. V. IS5.

51. Johnston R. G. Polarized light scattering/ Johnston R. G., Singham S. B., Salzman G. C. // Comments on Molecular and Cellular Biophysics. Gordon and Breach Sci. Publ. Inc., 1988. 5(3). P. 171–192.
52. Schmitt J. M. Use of polarized light to discriminate short-photons in a multiply scattering medium/ Schmitt J. M., Gandjbakhche A. H., Bonnar R. F. // *Appl. Opt,* 1992. 31. P. 6535–6546.
53. Bronk B. V. In vivo measure of average bacterial cell size from a polarized light scattering function/ Bronk B. V., van de Merwe W. P., Stanley M. // *Cytometry*, 1992. 13. P. 155–162.
54. Tissue optics / Ed. by A. J. Welch, M. C. J. van Gemert // N. Y.: Academic, 1992. 476 p.
55. Zijp J. R. Anisotropy of volume-backscattered light/ Zijp J. R., ten Bosch J. J. // *Appl. Opt,* 1997. 36. P. 1671-1680.
56. Handbook of Optical Coherence Tomography / Ed. by B. E. Bouma, G. J. Tearney // N. Y.: Marcel-Dekker, 2002. 741 p.
57. *Silver F. H.* Biological Materials: Structure, Mechanical Properties, and Modeling of Soft Tissues // N. Y.: N. Y. Univ. Press, 1987. 466 p.
58. *Kessel R. G.* Basic Medical Histology: The Biology of Cells, Tissues, and Organs. N. Y.: Oxford Univ. Press, 1998. 720 p.
59. Tuchin V. V., Wang L., Zimnyakov D. A. Optical Polarization in Biomedical Applications. Berlin, Heidelberg, N. Y.: Springer-Verlag, 2006.
60. Special section on tissue polarimetry / Ed. by L. V. Wang, G. L. Cot´e, S. L. J. Jacques // *Biomed. Opt,* 2002. 7(3). P. 278–397.
61. Dental and oral tissue optics // Photonics in Dentistry. Series of Biomaterials and Bioengineering / Ed. by A. Kishen, A. Asundi // London, Imperial College Press, 2006. P. 245–300.
62. Optical Coherence Tomography: Technology and Applications / Ed. by W. Drexler, J. G. Fujimoto // Berlin: Springer, 2008. 2571 p.

63. Handbook of Optical Sensing of Glucose in Biological Fluids and Tissues / Ed. By V. V. Tuchin // London: CRC Press, Taylor & Francis Group, 2009.744 p.
64. Handbook of Photonics for Biomedical Science / Ed. by V. V. Tuchin. // London: CRC Press, Taylor & Francis Group, 2010. 868 p.
65. Backman V. Polarized light scattering spectroscopy for quantitative measurement of epithelial cellular structures in situ/ Backman V., Gurjar R., Badizadegan K., Dasari R., Itzkan I., Perelman L. T., Feld M. S. // *IEEE J. Sel. Top. Quant. Elect,* 1999. 5. P. 1019–1027.
66. Mourant J. R.Light scattering from cell: the contribution of the nucleus and the effects of proliferative status/ Mourant J. R., Canpolat M., Brocker C., Esponda-Ramos O., Johnson T. M., Matanock A., Stetter K., Freyer J. P. // J. Biomed. Opt., 2000. 5(2). P. 131–137.
67. de Boer J. R. Two-dimensional birefringence imaging in biological tissue by polarization-sensitive optical coherence tomography/ de Boer J. R., Milner T. E., van Gemert M. J. C., Nelson J. S. // Opt. Lett., 1997. 22. P. 934–936.
68. Everett M. J. Birefringence characterization of biological tissue by use of optical coherence tomography/ Everett M. J., Schoenerberger K., Colston Jr. B. W., Da Silva L. B. // Opt. Lett, 1998. 23 (3). P. 228–230.
69. de Boer J. F. Determination of the depth resolved stokes parameters of light backscattered from turbid media using polarization sensitive optical coherence tomography/ de Boer J. F., Milner T. E., Nelson J. S. // Opt. Lett., 1999. 24. P. 300-302.
70. de Boer J. F. Review of polarization sensitive optical coherence tomography and Stokes vector determination/ de Boer J. F., Milner T. E. // J. Biomed. Opt., 2002. 7(3). P. 359-371.
71. Hitzenberger C. K. Measurement and imaging of birefringence and optic axis orientation by phase resolved polarization sensitive optical coherence tomography/ Hitzenberger C. K., Gotzinger E.,

Sticker M., Pircher M., Fercher A. F.// Opt. Express., 2001. 9. P. 780-790.
72. Jiao S. Jones-matrix imaging of biological tissues with quadruple-channel optical coherence tomography/ Jiao S., Wang L. V. // J. Biomed. Opt., 2002. 7(3). P. 350-358.
73. He H. Application of sphere-cylinder scattering model to skeletal muscle / He H., Nan Z., Ran L., Tianliang Y., Wei L., Yonghong H., Hui M. // Opt. Express., 2010. 18. 15104-15112.
74. Pierangelo A. Ex-vivo characterization of human colon cancer by Mueller polarimetric imaging/ Pierangelo A., Benali A., Antonelli M.-R., Novikova T., Validire P., Gayet B., De Martino A. // Opt. Express., 2011. 19. P. 1582-1593.
75. Dreher A. W., Spatially resolved birefringence of the retinal never fiber layer assessed with a retinal laser ellipsometer/ Dreher A. W., Reiter K., Weinreb R. N. // Appl. Opt., 1992. 31. P. 3730-3735.
76. Greenfield D. S. Effect of corneal polarization axis on assessment of retinal nerve fiber layer thickness by scanning laser polarimetry/ Greenfield D. S., Knighton R. W., Huang X.-R. // Am. J. Ophthalmol., 2000. 129. P. 715–722.
77. Knighton R. W. Linear birefringence of the central human cornea/ Knighton R. W., Huang X.-R. // *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.,* 2002. 43.P. 82–86.
78. Zhou Q. Individualized compensation of anterior segment birefringence during scanning laser polarimetry/ Zhou Q., Weinreb R. N. // *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.,* 2002. 43. P. 2221–2228.
79. Burns S. A. Improved contrast of subretinal structures using polarization analysis/ Burns S. A., Elsner A. E., Mellem-Kairala M. B., Simmons R. B. // *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.,* 2003. 44. P. 4061-4068.
80. Bueno J. M. Measurement of parameters of polarization in the living human eye using imaging polarimetry // *Vision Res,* 2000. 40. P. 3791–3799.

81. Born M., Wolf E. Principles of Optics, 7th ed.// Cambridge, Cambridge Univ. Press, 1999. 952 p.
83. Hee M.R. Polarization-sensitive low-coherence reflectometer for birefringence characterization and ranging/ Hee M. R., Huang D., Swanson E. A., Fujimoto J. G. // J. Opt. Soc. Am. B., 1992. 9. P. 903–908.
84. *de Boer J. R.* Two-dimensional birefringence imaging in biological tissue by polarization-sensitive optical coherence tomography/ *de Boer J. R.*, *Milner T. E.*, *van Gemert M. J. C.*, *Nelson J. S.* // Opt. Lett., 1997. 22. P. 934–936.
85. *Everett M. J.* Birefringence characterization of biological tissue by use of optical coherence tomography/ *Everett M. J.*, *Schoenerberger K.*, *Colston Jr. B. W.*, *Da Silva L. B.* // Opt. Lett., 1998. 23. P. 228–230.
86. *de Boer J. F.* Determination of the depth resolved stokes parameters of light backscattered from turbid media using polarization sensitive optical coherence tomography/ *de Boer J. F.*, *Milner T. E.*, *Nelson J. S.* // Opt. Lett., 1999. 24. P. 300-302.
87. *de Boer J. F.* Review of polarization sensitive optical coherence tomography and Stokes vector determination/ *de Boer J. F.*, *Milner T. E.* // J. Biomed. Opt., 2002. 7(3). P. 359–371.
88. *Hitzenberger C. K.* Measurement and imaging of birefringence and optic axis orientation by phase resolved polarization sensitive optical coherence tomography/ *Hitzenberger C. K.*, *Gotzinger E.*, *Sticker M.*, *Pircher M.*, *Fercher A. F.* // Opt. Express., 2001. 9. P. 780–790.
89. *Jiao S.* Jones-matrix imaging of biological tissues with quadruple-channel optical coherence tomograthy/ *Jiao S.*, *Wang L. V.* // J. Biomed. Opt., 2002. 7(3). P. 350–358.
90. Ghosh N. Polarized light assessment of complex turbid media such as biological tissues via Mueller matrix decomposition/ Ghosh N., Wood M. F. G., Vitkin I. A. // Handbook of Photonics for Biomedical

Science / Ed. by V. V. Tuchin. London: CRC Press, Taylor & Francis Group, 2010. P. 253–282.
91. Ghosh N. Mueller matrix decomposition for polarized light assessment of complex turbid media such as biological tissues/ Ghosh N., Wood M. F. G., Li S., Weisel R. D., Wilson B. C., Li R.-K., Vitkin I. A. // J. Biophoton. 2009. 2. P. 145–156.
92. Wood M. F. G. Proof-of-principle demonstration of a Mueller matrix decomposition method for polarized light-based tissue characterization in vivo/ Wood M. F. G., Ghosh N., Moriyama E. H., Wilson B. C., Vitkin I. A. // J. Biomed. Opt., 2009. 14. 014029-1–4.
93. Jiao S. Jones-matrix imaging of biological tissues with quadruple-channel optical coherence tomograthy/ Jiao S., Wang L. V. // J. Biomed. Opt., 2002. V. 7(3). P. 363–368.
94. Applequist J. Optical activity: biot's bequest // Am. Sci., 1987. 75. P. 59–67.
95. Barron L. D. Molecular Light Scattering and Optical Activity / London: Cambridge Univ.,1982. 408 p.
96. Izotova V. F. Investigation of Mueller matrices of anisotropic nonhomogeneous layers in application to optical model of cornea/ Izotova V. F., Maksimova I. L., Nefedov I. S., Romanov S. V. // Appl. Opt., 1997. 36(1). P. 164–169.
97. Manhas S. Mueller matrix approach for determination of optical rotation in chiral turbid media in backscattering geometry/ Manhas S., Swami M.K., Buddhiwant, P., Ghosh, N., Gupta, P.K., Singh, K.// Opt. Exp., 2006. 14. P. 190–202.
98. Deng Y. Characterization of backscattering Mueller matrix patterns of highly scattering media with triple scattering assumption/ Deng, Y.; Zeng, S.; Lu, Q.; Luo, Q. // Opt. Exp., 2007. 15. 9672–9680.
99. Ushenko A.G. Laser Polarimetry of Biological Tissue: Principles and Applications. In *Handbook of Coherent-Domain Optical Methods: Biomedical Diagnostics, Environmental and Material*

Science / Ushenko A.G., Pishak V.P. // Ed. by Tuchin V.V.// Kluwer Academic Publishers: Boston, MA, USA, 2004. V. I. P. 93–138.
100. Zhou Q. Light scattering and form birefringence of parallel cylindrical arrays that represent cellular organelles of the retinal nerve fiber layer/ Zhou Q., Knighton R. W. // Appl. Opt., 1997. 36(10). P. 2273–2285.
101. Чандлер Д. Оптична та електронна мікроскопія в медицині й біології / Чандлер Д., Роберсон Р. // Пер. з англ. К.: Видавничий дім «Інтелект», 2010. 234 с.
102. Rappaz B. Measurement of the integral refractive index and dynamic cell morphotometry of living cells with digital holographic microscopy/ Rappaz B., Marquet P., Cuche E., Emery Y., Depeursinge C., Magistretti P. // *Optics Express.,* 2005. 13. P. 9361–9373.
103. Charriere F. Living specimen tomography by digital holographic microscopy: morphometry of testate amoeba/ Charriere F. , Pavillon N., Colomb T., Depeursinge C., Heger T. J. // Opt. Express., 2006. 14. P. 7005–7013.
104. Rappaz B. Simultaneous cell morphometry and refractive index measurement with dual-wavelength digital holographic microscopy and dye-enhanced dispersion of perfusion medium/ Rappaz B., Charriere F., Depeursinge C., Magistretti P. J., Marquet P. // Opt. Lett., 2008. 33. P. 744–746.
105. Popescu G. Erythrocyte structure and dynamics quantified by Hilbert phase microscopy/ Popescu G., Ikeda T., Best C., Badizadegan K., Dasari R. R., Feld M. S. // J. Biomed. Opt., 2005. 10. 060503-1–3.
106. Park Y. Diffraction phase and fluorescence microscopy/ Park Y., Popescu G., Badizadegan K., Dasari R., Feld M. // Opt. Express., 2006. 14(18). P. 8263–8268.
107. Lue N. S. Live cell refractometry using microfluidic devices/ Lue N., Popescu G., Ikeda T., Dasari R. R., Badizadegan K., Feld M. S. // Opt. Lett., 2006. 31. P. 2759–2761.

108. Choi W. Tomographic phase microscopy / Fang-Yen C., Badizadegan K., Oh S., Lue N., Dasari R. R., Feld M. S. // *Nature Methods,* 2007. 4. P. 717–719.
109. Jacques S. L. Scattering of polarized light by biological tissues / Jacques S. L., Lee K., Roman J. // *Proc. SPIE,* 2000. 4001. P. 14–28.
110. Tyo J. S. Enhancement of the point-spread function for imaging in scattering media by use of polarization-difference imaging // J. Opt. Soc. Am. A. 2000. 17. P. 1–10.
111. Tower T. T. Alignment maps of tissues: II. Fast harmonic analysis for imaging / Tower T. T., Tranquillo R. T. // Biophys. J., 2001. 81. P. 2964–2971.
112. Yakovlev D. A. Polarization monitoring of structure and optical properties of the heterogenous birefringent media: Application in the study of liquid crystals and biological tissues / Yakovlev D. A., Kurchatkin S. P., Pravdin A. B., Gurianov E. V., Kasatkin M. Yu., Zimnyakov D. A. // Proc.SPIE., 2003. 5067. P. 64–72.
113. Gan X. Image enhancement through turbid media under a microscope by use of polarization gating methods / Gan X., Schilders S. P., Gu M. // J. Opt. Soc. Am. A., 1999. 16. P. 2177–2184.
114. Gan X., Image reconstruction through turbid media under a transmission-mode microscope / Gan X., Gu M. // J. Biomed. Opt., 2002. 7(3). P. 372–377.
115. Polarized light scattering spectroscopy for quantitative measurement of epithelial cellular structures in situ / V. Backman, R. Gurjar, K. Badizadegan, I. Itzkan, R. R. Dasari, L. T. Perelman, M. S. Feld // IEEE J. Selected Topics Quant. Electron, 1999. V. 5. P.1019-1026.
116. Huang D. Optical coherence tomography / Huang, D., Swanson, E. A., Lin, C. P., Schuman, J. S., Stinson, W. G., Chang, W., Hee, M. R., Flotte, T., Gregory, K., Puliafito, C. A. // Science (New York, N.Y.). 1991. 254(5035). P. 1178–1181.

116. Dunn A.K. Dynamic imaging of cerebral blood flow using laser speckle / Dunn A.K., Bolay H., Moskowitz M.A., Boas D.A. // J. Cereb. Blood Flow Metab. 2001. 21(3). P. 195-201.
117. Cheng H. Laser speckle imaging of blood flow in microcirculation / Cheng H., Luo Q., Liu Q., Lu Q., Gong H., Zeng S. // *Phys. Med. Biol,* 2004. 49(7). P. 1347-57.
118. Alali S. Polarized light imaging in biomedicine: emerging Mueller matrix methodologies for bulk tissue assessment / Alali S, Vitkin A. // *Journal of Biomed. Opt.*, 2015. 20(6). 61104.
119. Jacques S.L. Ramella-Roman JC, Lee K. Imaging skin pathology with polarized light / Jacques S.L. Ramella-Roman J.C., Lee K. // *J. Biomed Opt.*, 2002. 7(3). 329-40.
120. Jacques S.L. Imaging superficial tissues with polarized light / Jacques S.L., Roman J.R., Lee K. // *Lasers Surg. Med.*, 2000. 26(2). 119-29.
121. Groner W. Orthogonal polarization spectral imaging: a new method for study of the microcirculation / Groner W., Winkelman J.W., Harris A.G., Ince C., Bouma G.J., Messmer K, Nadeau R.G. // Nat Med., 1999. 10. 1209-12.
122. V. Backman, R. Gurjar, K. Badizadegan, I. Itzkan, R. R. Dasari, L. T. Perelman, M. S. Feld. Polarized light scattering spectroscopy for quantitative measurement of epithelial cellular structures in situ / V. Backman, R. Gurjar, K. Badizadegan, I. Itzkan, R. R. Dasari, L. T. Perelman, M. S. Feld // *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics.*,1999. 5(4). P. 1019-1026.
123. Pierangelo A. Polarimetric imaging of uterine cervix: a case study / Angelo Pierangelo, André Nazac, Abdelali Benali, Pierre Validire, Henri Cohen, Tatiana Novikova, Bicher Haj Ibrahim, Sandeep Manhas, Clément Fallet, Maria-Rosaria Antonelli, and Antonello-De Martino // Opt. Express., 2013. 21. 14120-14130.
124. Pierangelo A. Ex vivo photometric and polarimetric multilayer characterization of human healthy colon by multispectral Mueller

imaging / Angelo Pierangelo, Sandeep Manhas, Abdelali Benali, Clément Fallet, Maria-Rosaria Antonelli, Tatiana Novikova, Brice Gayet, Pierre Validire, Antonello De Martino // J. Biomed. Opt., 2012. 17(6). 066009.
125. Chung J. Use of polar decomposition for the diagnosis of oral precancer / Jungrae Chung, Woonggyu Jung, Marie J. Hammer-Wilson, Petra Wilder-Smith, and Zhongping Chen // Appl. Opt., 2007. 46. 3038-3045.
126. Antonelli M.-R. Mueller matrix imaging of human colon tissue for cancer diagnostics: how Monte Carlo modeling can help in the interpretation of experimental data / Maria-Rosaria Antonelli, Angelo Pierangelo, Tatiana Novikova, Pierre Validire, Abdelali Benali, Brice Gayet, and Antonello De Martino // Opt. Express., 2010. 18. 10200-10208.
127. Novikova T. The origins of polarimetric image contrast between healthy and cancerous human colon tissue / T. Novikova, A. Pierangelo, S. Manhas, A. Benali, P. Validire, B. Gayet, A. De Martino // Appl. Phys. Lett., 2013. 102. 241103.
128. Pierangelo A. Ex-vivo characterization of human colon cancer by Mueller polarimetric imaging / Angelo Pierangelo, Abdelali Benali, Maria-Rosaria Antonelli, Tatiana Novikova, Pierre Validire, Brice Gayet, and Antonello De Martino// Opt. Express., 2011. 19. P. 1582-1593.
129. Alali S. Rapid wide-field Mueller matrix polarimetry imaging based on four photoelastic modulators with no moving parts / Sanaz Alali, Adam Gribble, and I. Alex Vitkin // Opt. Lett., 2016. 41. P. 1038-1041.
130. Rehbinder J. Diagnosis of uterine cervix cancer using Muller polarimetry: a comparison with histopathology / J. Rehbinder, S. Deby, H. Haddad, B. Teig, A. Nazac, A. Pierangelo, F. Moreau // SPIE-Int Soc Optical Engineering, Bellingham, 2015. 95400W.
131. Shukla P. Mueller decomposition images for cervical tissue: Potential for discriminating normal and dysplastic states / Prashant Shukla and Asima Pradhan // Opt. Express., 2009. 17. P. 1600-1609.

132. Gratiet A. Scanning Mueller polarimetric microscopy / Aymeric Le Gratiet, Matthieu Dubreuil, Sylvain Rivet, and Yann Le Grand // Opt. Lett., 2016. 41.P. 4336-4339.
133. Alali S. Assessment of local structural disorders of the bladder wall in partial bladder outlet obstruction using polarized light imaging / Sanaz Alali, Karen J. Aitken, Annette Schröder, Adam Gribble, Darius J. Bagli, and I. Alex Vitkin // Biomed. Opt. Express., 2014. 5. P. 621-629.
134. Ellingsen P. Mueller matrix three-dimensional directional imaging of collagen fibers / Ellingsen PG, Aas LM, Hagen VS, Kumar R, Lilledahl MB, Kildemo M. // J Biomed Opt., 2014. 19(2). 026002.
135. Ahmad M. Do different turbid media with matched bulk optical properties also exhibit similar polarization properties?/ Manzoor Ahmad, Sanaz Alali, Anthony Kim, Michael F. G. Wood, Masroor Ikram, and I. Alex Vitkin // Biomed. Opt. Express., 2011. 2. P. 3248-3258.
136. Qi, J. A high definition Mueller polarimetric endoscope for tissue characterisation / Qi, J., Elson, D. // Sci Rep., 2016. 6. 25953.
137. Alali S. Optical assessment of tissue anisotropy in ex vivo distended rat bladders / Sanaz Alali, Karen J. Aitken, Annette Shroder, Darius J. Bagli M.D., I. Alex Vitkin // J. Biomed. Opt., 2012. 17(8). 086010.
138. Ali S. Transmission of polarized light in skeletal muscle / Shuaib, Ali S., Xin Li, and Gang Yao // *Journal of biomedical optics.,* 2011. 16(2). 025001.
139. Soni J. Quantitative fluorescence and elastic scattering tissue polarimetry using an Eigenvalue calibrated spectroscopic Mueller matrix system / Jalpa Soni, Harsh Purwar, Harshit Lakhotia, Shubham Chandel, Chitram Banerjee, Uday Kumar, and Nirmalya Ghosh // Opt. Express. 2013. 21. P. 15475-15489.
140. Giakos G. C. Polarimetric phenomenology of photons with lung cancer tissue / G. C. Giakos, S. Marotta, C. Narayan, J. Petermann,

S. Shrestha, J. Baluch, D. Pingili, D. B. Sheffer, L. Zhang, M. Zervakis, G. Livanos, M. Kounelakis // *Meas. Sci. Technol.,* 2011. P. 22.
141. Ahmad I. Polarimetric assessment of healthy and radiofrequency ablated porcine myocardial tissue / Ahmad I, Gribble A, Ikram M, Pop M, Vitkin A. *// J Biophotonics,* 2016. 9(7). 750-9.
142. He H. Application of sphere-cylinder scattering model to skeletal muscle / Honghui He, Nan Zeng, Ran Liao, Tianliang Yun, Wei Li, Yonghong He, and Hui Ma // Opt. Express. 2010. 18. 15104-15112.
143. Ji Qi. Eigenvalue calibration method for 3×3 Mueller polarimeters / Ji Qi, Daniel S. Elson, and Danail Stoyanov // Opt. Lett. 2019. 44. 2362-2365.
144. Dillet J. Size determination by use of two-dimensional Mueller matrices backscattered by optically thick random media / Jérôme Dillet, Christophe Baravian, François Caton, and Alan Parker// Appl. Opt. 2006. 45. 4669-4678.
145. Smith M. H. Mueller matrix imaging polarimetry in dermatology / M. H. Smith, P. D. Burke, A. Lompado, E. A. Tan-ner, L. W. Hillman// *Proc. SPIE.* 2000. 3911. pp. 210–216.
146. Ushenko, Y.A. Statistical structure of skin derma Mueller matrix images in the process of cancer changes / Ushenko, Y.A., Dubolazov, O.V. & Karachevtsev, A.O. // Opt. Mem. Neural Networks. 2011. 20. P. 145–154.
147. Ushenko Y. A New Method of Mueller-Matrix Diagnostics and Differentiation of Early Oncological Changes of the Skin Derma / Y. A. Ushenko, A. Peresunko, B. Adel Baku // *Advances in Optical Technologies*, 2010. 952423.
148. Li D. Influence of absorption in linear polarization imaging of melanoma tissues / D. Li, H. He, N. Zeng, W. Xie, R. Liao, J. Wu, Y. He, H. Ma // *J. Innov. Opt. Health Sci.,* 2014. 07. 1450009.
149. Wang X. Polarization studies for backscattering of RBC suspensions based on Mueller matrix decomposition / Wang, X., Lai, J., & Li, Z. // Optics express. 2012. 20(18). 20771-20782.

150. Ahmad M. Ex Vivo Assessment of Carbon Tetrachloride (CCl4)-Induced Chronic Injury Using Polarized Light Spectroscopy / Manzoor Ahmad, Safdar Ali, Malik Sajjad Mehmood, Hamid Ali, Ahmat Khurshid, Shamaraz Firdous, Saleh Muhammad, and Masroor Ikram// Appl. Spectrosc. 2013. 67. P. 1382-1389.
151. Wu P. J. Stokes polarimetry imaging of rat-tail tissue in a turbid medium using incident circularly polarized light / P. J. Wu and J. T. Walsh, Jr., // *Lasers Surg. Med.,* 2005. 37(5). P. 396–406.
152. He C. Characterizing microstructures of cancerous tissues using multispectral transformed Mueller matrix polarization parameters / Chao He, Honghui He, Jintao Chang, Yang Dong, Shaoxiong Liu, Nan Zeng, Yonghong He, and Hui Ma // *Biomed. Opt. Express.* 2015. 6. 2934-2945.
153. Ushenko Yu.Investigation of formation and interrelations of polarization singular structure and Mueller-matrix images of biological tissues and diagnostics of their cancer changes // *J. Biomed. Opt.* 2011. 16(6). 066006.
154. Ushenko Y. A. Mueller-matrix mapping of optically anisotropic fluorophores of biological tissues in the diagnosis of cancer/ Y. A. Ushenko, M. I. Sidor, G. B. Bodnar, G. D.Koval // *Quantum Electronics.* 2014. 44. P. 785–790.
155. Cuando-Espitia N. Mechanical assessment of bovine pericardium using Müeller matrix imaging, enhanced backscattering and digital image correlation analysis/ Natanael Cuando-Espitia, Francisco Sánchez-Arévalo, and Juan Hernández-Cordero// Biomed. Opt. Express. 2015. 6. 2953-2960.
156. Angelsky O. V. Statistical, correlation and topological approaches in diagnostics of the structure and physiological state of birefringent biological tissues / Angelsky, O. V., Ushenko, A. G., Ushenko, Y. A., Pishak, V. P., & Peresunko, A. P. // *Handbook of Photonics for Biomedical Science*. 2010. *1*. P. 283-322.

157. Imaging superficial tissues with polarized light / S. L. Jacques, J. R. Roman, K. Lee // *Lasers in Surgery and Medicine.* 2000. 26(2). P. 119–129.
158. A polarization-imaging-based machine learning framework for quantitative pathological diagnosis of cervical precancerous lesions / Y. Dong, J. Wan, X. Wang, J. H. Xue, J. Zou, H. He, H. Ma // *IEEE Transactions on Medical Imaging,* 2021. 40(12). P. 3728–3738.
159. Angelsky O. V. Laser polarimetry of pathological changes in biotissues / Angelsky, O. V., Ushenko, A. G., Burkovets, D. N., Pishak, V. P., & Pishak, O. V. // SPIE Proc. 2002. 4900. pp. 1045.
160. Angelsky, O. V., Ushenko, A. G., Ushenko, Y. A., Pishak, V. P., & Peresunko, A. P. (2010). Statistical, correlation and topological approaches in diagnostics of the structure and physiological state of birefringent biological tissues. *Handbook of Photonics for Biomedical Science*, *1*, 283-322.
161. Angelsky O. V. Investigation of 2D Mueller matrix structure of biological tissues for pre-clinical diagnostics of their pathological states / Angelsky, O. V., Tomka, Y. Y., Ushenko, A. G., Ushenko, Y. G., & Ushenko, Y. A.// *Journal of Physics D: Applied Physics*. 2005. *38*(23). 4227.
162. Angelsky O. V. 2-D tomography of biotissue images in pre-clinic diagnostics of their pre-cancer states/ Angelsky, O. V., Tomka, Y. Y., Ushenko, A. G., Ushenko, Y. G., Yermolenko, S. B., & Ushenko, Y. A. //SPIE Proc. 2005. 5972, p. 59720N.
163. Hauge P. S. Mueller matrix ellipsometry with imperfect compensators // J. Opt. Soc. Am. A. 1978. № 68. P. 1519-1528.
164. Gutsul A. Azimuthally invariant Mueller-matrix tomography of the distribution of phase and amplitude anisotropy of biological tissues / A. Gutsul, V. Ushenko, I. Soltys, M. Shaplavsky, S. Sokolnyuk, A. Dubolazov, A. Ushenko, A. Motrich, R. Besaga // Proc. SPIE. 2017. 11510. 115102S.

165. Ushenko A. G. Diffuse tomography of optical anisotropy of tumors of the uterus wall/ Ushenko A. G., Zhytaryuk V. G., Sidor M. I., Wulchulyak O. Y., Motrich A. V., Soltys I. V., Pavliukovich N. // SPIE Proc. 2018. 10728. 107280Q.
166. Bachinskyi V. *Laser polarimetry of biological tissues and fluids*/ Bachinskyi, V., Boychuk, T., & Ushenko, A. // LAP LAMBERT Academic Publishing, 2017. 108 p.
167. Ushenko A. G. Differential diagnostics of aseptic and septic loosening of the cup of the endoprosthesis of the artificial hip joint by the methods of polarisation tomography/ Ushenko, A. G., & Olar, O.// *Informatyka, Automatyka, Pomiary w Gospodarce i Ochronie Środowiska*. 2019. *9*(3). P. 22-25.
168. Zabolotna N. I. System of the phase tomography of optically anisotropic polycrystalline films of biological fluids / Zabolotna, N. I., Pavlov, S. V., Ushenko, A. G., Karachevtsev, A. O., Savich, V. O., Sobko, O. V., & Olar, O. V. //SPIE Proc. 2014. 9166. 916616.
169. Бойчук Т. М. Лазерно-поляриметрична діагностика структурної організації легеневої тканини в нормі та патології / Бойчук Т. М., Петришен О. І., Чернікова Г. М., Григоришин П. М., Єрмоленко С. Б. // СМБ. 2012. №3.
170. Zabolotna N. I. Diagnostics of pathologically changed birefringent networks by means of phase Mueller matrix tomography / Zabolotna N. I., Wojcik W., Pavlov S. V., Ushenko O. G., Suleimenov B. // SPIE Proc. 2013. 8698. 86980E.
171. Ushenko Y. A. Laser polarization fluorescence of the networks of optically anisotropic biological crystals / Ushenko, Y. A., Dubolazov, A. V., Angelsky, A. P., Sidor, M. I., Bodnar, G. B., Koval, G., Junisbekov, M. S. // SPIE Proc. 2013. 8698. 869809.
172. Cassidy L. Basic concepts of statistical analysis for surgical research // *Journal of Surgical Research.* 2005. 128. P. 199-206.
173. Davis C.S. Statistical Methods of the Analysis of Repeated Measurements // Springer: New York, NY, USA, 2002. 371 p.

174. Robinson S. P. Principles of Forensic Medicine // Greenwich Medical Media: London, UK, 1996. 188 p.
175. Ushenko A. G. Diagnostics of the prescriptions of death by a method of azimuthally-invariant Mueller-matrix microscopy / Ushenko, A. G., Sarkisova, Y., Bachinsky, V. T., Vanchuliak, O. Y., Dubolazov, A. V., Ushenko, Y. O., Abdihanov, A. // SPIE Proc. 2020. 11581. 115810J.
176. Gutsul A. Azimuthally invariant Mueller-matrix tomography of the distribution of phase and amplitude anisotropy of biological tissues / Gutsul A., Ushenko V., Soltys I., Shaplavsky M., Sokolnyuk S., Dubolazov A., Besaga R. // SPIE Proc. 2020. 11510. 115102S.
177. Ushenko, Y. O., Azimuthally invariant Mueller-matrix mapping of biological optically anisotropic network / Ushenko, Y. O., Vanchuliak, O., Bodnar, G. B., Ushenko, V. O., Grytsyuk, M., Pavlyukovich, N., Antonyuk, O. //SPIE Proc. 2017. 10396. 103962N.
178. Ushenko V.A. Spatial-Frequency Azimuthally Stable Cartography of Biological Polycrystalline Networks / Ushenko V.A., Pavlyukovich N.D., Trifonyuk L. // *Int. J. Opt*. 2013. 2013. 683174.
179. Ellis J. Complex degree of mutual polarization / J. Ellis and A. Dogariu // Opt. Lett. – 2004. – Vol. 29. – P. 536-538.
180. Tervo J. Degree of coherence for electromagnetic fields / J.Tervo, T. Setala, A. Friberg. // Opt. Express. 2003. Vol. 11. P. 1137-1143.
181. Martínez-Herrero, R., Mejías, P.M. Invariant parameters for characterizing nonuniformly partially polarized beams / Martínez-Herrero, R., Mejías, P.M. // Opt. Spectrosc. 2007. 103. P. 886–889.
182. Chabanov A. A. Dynamic Correlation in Wave Propagation in Random Media / A. A. Chabanov, B. Hu, A. Z. Genack // Phys. Rev. Lett. 2004. 93. 123901.
183. Ангельська А. О. Комплексний ступінь взаємної поляризації полів двопроменезаломлюючих матриць біологічних тканин: дис. ... канд. фіз.-мат. наук: 01.04.05 / А. О. Ангельська. Чернівці, 2009. 141 с.

184. Wolf E. Correlation-induced changes in the degree of polarization, the degree of coherence, and the spectrum of random electromagnetic beams on propagation // Opt. Lett. 2003. 28. P. 1078-1080.
185. Ангельський А-П. І. Локальна деполяризація когерентних полів та діагностика структурних і часових змін оптичної анізотропії фазово-неоднорідних шарів: дис. ... канд. фіз.-мат. наук: 01.04.05 / А-П. І. Ангельський. Чернівці, 2012. 152 с.
186. Angelsky O. V. Correlation optics in progress: introduction to the feature issue / Oleg V. Angelsky, Anton S. Desyatnikov, Gregory J. Gbur, Steen G. Hanson, Yoko Miyamoto, Tomasz Szoplik // Appl. Opt. 2014. 53. CO1-CO2.
187. Gbur G. The structure of partially coherent fields / G. Gbur, T. D. Visser // Prog. Opt. 2010. 55. P. 285–341.
188. New parameter for describing and analyzing the optical-anisotropic properties of biological tissues / Yu. A. Ushenko, O. I. Telenga, A. P. Peresunko and O. K. Numan // J. Innov. Opt. Health Sci. 2011. № 4(4). P. 463-475.
189. Dubolazov O. V. The complex degree of coherence of the laser images of blood plasma and the diagnostics of oncological changes of human tissues / Dubolazov, O. V., Ushenko, A. G., Ushenko, Y. A., Sakhnovskiy, M. Y., Grygoryshyn, P. M., Pavlyukovich, N., Mamyrbaev, O. // CRC Press, 2018. 185p.
190. Ellis J. Differentiation of globally unpolarized complex random fields / J. Ellis and A. Dogariu // J. Opt. Soc. Am. 2004. A 21. 988–993.
191. Wolf E. Unified theory of coherence and polarization of random electromagnetic beams // Phys. Lett. A. 2003. Vol. 312. P. 263-267.
192. Wolf E. Correlation-induced changes in the degree of polarization, the degree of coherence, and the
193. Savenkov S. N. Mueller-matrix characterization of biological tissues // Polarimetric Detection, Characterization and Remote Sensing, edited by M. Mishchenko et al., Germany: Springer. 2011. P. 437-472.

194. Фізичні основи поляриметрії високої інформаційної здатності / Г. В. Бекетов, О. С. Климов, Є. А. Оберемок, І. Є. Матяш, С. П. Руденко, С. М. Савенков, А. В. Самойлов, Б. К. Сердега, Ю. В. Ушенін, Ю. М. Ширшов; під ред. Б. К. Сердеги. К.: НТУУ«КПІ», 2013. 252 с.
195. Savenkov S. N. Mueller Matrix Polarimetry in Material Science // *Springer.* 2013. P. 1175-1253.
196. Polarized light propagation through scattering media: time-resolved Monte Carlo simulation and experiments / Xueding Wang, Lihong V. Wang, Chia-Wei Sun, Chin-Chung Yang // J. Biomed. Opt. 2003. V. 8. P. 608-617.
197. Wang X. Monte Carlo model and single-scattering approximation of polarized light propagation in turbid media containing glucose / X. Wang, G. Yao, and L.-H. Wang // Appl. Opt. 2002. Vol. 41. P. 792-801.
198. Jiao Shuliang. Depth-resolved two-dimensional Stokes vectors of backscattered light and Mueller matrices of biological tissue measured with optical coherence tomography / Shuliang Jiao, Gang Yao, and Lihong V. Wang // Appl. Opt. 2000. V. 39. P. 6318-6324.
199. Ангельська А. О. Комплексний ступінь взаємної поляризації полів двопроменезаломлюючих матриць біологічних тканин: дис. ... канд. фіз.-мат. наук: 01.04.05 / А. О. Ангельська. Чернівці, 2009. 141 с.
200. Andreau A. G. Polarization imaging: principles and integrated polarimeters / A. G. Andreau and Z. K. Kalayjian // IEEE Sens. J. 2002. № 2. P. 566-576.
201. Багатофункціональна поляризаційно-кореляційна мікроскопія та лазерна автофлуоресцентна поляриметрія оптично-анізотропних біологічних шарів [Текст] : автореф. дис. ... д-ра фіз.-мат. наук : 01.04.05 / Ушенко Юрій Олександрович ; Київ. нац. ун-т ім. Тараса Шевченка. Київ, 2015. 39 с. : табл., рис.
202. Gerrard A. Introduction to matrix methods in optics / A. Gerrard, J. M. Burch // New York : John Wiley & Sons, 1975. 384 p.

203. Баланецька В. О. Багатопараметрична Джонс-матрична мікроскопія плівок біологічних рідин людини у діагностиці та класифікації їхніх оптичних властивостей : дис. ... канд. фіз.-мат. наук: 01.04.05 / В. О. Баланецька. Чернівці, 2012. 192 с.
204. Setälä T. Stokes parameters and polarization contrasts in Young's interference experiment/ Setälä T., Tervo J., Friberg A. T. // *Optics letters.* 2006. Т. 31. №. 14. С. 2208-2210.
205. Tervo J. et al. Two-point Stokes parameters: interpretation and properties //*Optics Letters.* 2009. Т. 34. №. 20. С. 3074-3076.
206. Mandel L. Optical Coherence and Quantum Optics / L. Mandel and E. Wolf // Cambridge U. Press, 1995. 903p.
207. Brosseau C. Fundamentals of Polarized Light: A Statistical Optics Approach // Wiley, 1998. 424 p.
208. Angelsky O. V. Complex degree of mutual polarization of biological tissue coherent images for the diagnostics of their physiological state / Angelsky, O. V., Ushenko, A. G., Ushenko, Y. G. // *Journal of Biomedical Optics.* 2005. 10(6). 060502.
209. Ушенко О. Г. Лазерна поляриметрія фазово-неоднорідних об'єктів і середовищ / О. Г. Ушенко. Чернівці : Медакадемія, 2000. 256 с.
210. Ushenko Y. A. Spatial-frequency Fourier polarimetry of the complex degree of mutual anisotropy of linear and circular birefringence in the diagnostics of oncological changes in morphological structure of biological tissues / Ushenko Y. A., Gorskii M. P., Dubolazov A. V., Motrich A. V., Ushenko V. A., Sidor M. I. // *Quantum Electronics.* 2012. 42(8). 727.
211. A. G. Ushenko, A. V. Dubolazov, O. Yu. Litvinenko, V. T. Bachinskiy, Lin Bin, Guo Bin, Chen Zhebo, «3D polarization correlometry of object fields of networks of biological crystals / A. G. Ushenko, A. V. Dubolazov, O. Yu. Litvinenko, V. T. Bachinskiy, Lin Bin, Guo Bin, Chen Zhebo// Proc. SPIE. 2020. 11369. 113691M.

212. Ushenko V. 3D Mueller-matrix diffusive tomography of polycrystalline blood films for cancer diagnosis / Ushenko V., Dubolazov A., et al.// *Photonics*. 2018. 5(4). 54 p.
213. Bachinskyi V. Laser Polyrimetry of Biological Tissues and Fluids / Bachinskyi V, Boychuk T and Ushenko A// Riga: Lap Lambert Academic Publishing. 2018. 204 p.
214. Ushenko A. G. Polarization introscopy of phase-inhomogeneous layers // Proc SPIE. 2002. Vol. 4900. P. 1323-1326.
215. Ghosh N. Tissue polarimetry: concepts, challenges, applications and outlook / Ghosh N. and Vitkin I. A. // *J. Biomed. Opt.* 2011. 16. 110801.
216. Унгурян В. П. Методи поляризаційної та фазової діагностики патологічних змін біологічних тканин : монографія / В. П. Унгурян, Ю. О. Ушенко, Л. І. Бізер. Чернівці : ЧНУ. 2009. 247 с.
217. Карачевцев А. О. Фур'є-стокспоряриметрія полів лінійно та циркулярно двопрпоменезаломлюючих протеїнових мереж : автореф. дис. на здобуття наук. ступеня канд. фіз.-мат. наук : спец. 01.04.05 «Оптика, лазерна фізика» / А. О. Карачевцев. Чернівці, 2012. 20 с.
218. Дуболазов О. В. Трансформація амплітудно-фазових параметрів лазерного випромінювання полікристалічними мережами плазми крові. Статистичний та локальний підходи : автореф. дис. на здобуття наук. ступеня канд. фіз.-мат. наук : спец. 01.04.05 «Оптика, лазерна фізика» / О. В. Дуболазов ; Чернів. нац. ун-т ім. Ю.Федьковича. Чернівці, 2010. 20 с.
219. Dubolazov O.V. Laser Müller matrix diagnostics of changes in the optical anisotropy of biological tissues / A.G. Ushenko, A.V. Dubolazov, Y.A. Ushenko, M.Yu. Sakhnovskiy, P.M. Grygoryshyn, N. Pavlyukovich, O.V. Pavlyukovich, V.T. Bachynskiy, S.V. Pavlov, R. Dzierzak, O. Mamyrbaev // Information Technology in Medical Diagnostics II / Wójcik W. (Ed.), Pavlov S. (Ed.), Kalimoldayev M. (Ed.). London: CRC Press 2019, Chapter 23. P.199-209.

220. Пат. 134214 Україна: МПК A61B 5/00, G01N 33/00, G01J 4/00.Спосіб 3D Мюллер-матричної діагностики і диференціації жовчнокам'яної хвороби на фоні некаменевого холециститу і цукрового діабету II типу / Ушенко О. Г.; Ушенко Ю. О.; Ушенко В. О.; Дуболазов О. В.; Григоришин П. М.; Сахновський М. Ю.; Мотрич А. В.; заявник і патентовласник Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича. № u2018 11579; заявл. 26.11.2018; опубл. 10.05.2019, бюл. № 9.
221. Пат. 134210 Україна: МПК A61B 5/00, G01N 33/00. № u2018 11575 Спосіб 3D цифрового голографічного відтворення розподілів двопроменезаломлення біологічних шарів / Ушенко О. Г.; Ушенко Ю. О.; Ушенко В. О.; Дуболазов О. В. ; Григоришин П. М.; Сахновський М. Ю.; Мотрич А. В.; заявл. 26.11.2018; опубл. 10.05.2019, бюл. № 9.
222. Zhengbing Hu , Yuriy A. Ushenko , Iryna V. Soltys , Oleksandr V. Dubolazov, M. P. Gorsky, Oleksandr V. Olar, Liliya Yu. Trifonyuk, Mueller-Matrix Tomography of Biological Tissues and Fluids. Digital Image Processing and Analysis Techniques, Springer Singapore, 2024. 115 p., ISBN: 978-981-99-8227-1.
223. Ushenko, Y.A., Gorsky, M.P., Dubolazov, A.V., Ushenko, A.G., Zheng, J. / Materials and Optical-Physical and Fluorescent Research Methods. In: Digital Information Methods of Polarization, Mueller-Matrix and Fluorescent Microscopy. Springer Singapore, 2023. 25 p. ISBN: 978-981-99-4734-8.
224. Zhengbing Hu, Yuriy A. Ushenko, Iryna V. Soltys, Oleksandr V. Dubolazov, M. P. Gorsky, Oleksandr V. Olar & Liliya Yu. Trifonyuk / Differential Diagnosis of Tumors of the Prostate. Polarization-Singular Approach. In: Mueller-Matrix Tomography of Biological Tissues and Fluids.. Springer Singapore, 2023. 53 p. ISBN: 978-981-99-8227-1.
225. Gorsky M. Mueller matrix polarization interferometry of optically anisotropic architectonics of biological tissue object fields:

the fundamental and applied aspects / Ushenko A, Dubolazov A, Zheng J, Bakun O, Gorsky M, Ushenko Y, Litvinenko O, Gordey I, Zhebo C and Sklyarchuk V // Front. Phys. 2023. 11. 1302254.
226. Mykhaylo Gorsky. Scale-selective wavelet differentiation of layered phased maps of polarization azimuth for images of biological crystal networks / Mykhaylo Gorsky, Alexander Salega, Alexander Pavlyukovich, Yuliya Litvinenko, Oxana Kinzerska, Ivan Gordey, V. Sklyarchuk, and Zhebo Chen. // Proc. SPIE. 2024. 12938. 129380Z.
227. Gorsky, M. Differential diagnosis in prostate tumors by the 3D Stokes-correlometry of layer-by-layer polarization-inhomogeneous images of polycrystalline blood films / Tryfonyuk, L., Shcheglovska, T., Bakun, O., Soltys, I., Maksymjak, G., Gorsky, M., Dubolazov, O., Ushenko, Y., Pavlukovich, N. and Ushenko, O. // *European Urology Open Science,* 2022. 11. S26-S27.
228. Gorsky M. 3D digital holographic polarimetry of diffuse optically anisotropic biological tissue object fields / Ushenko A, Zheng J, Gorsky M, Dubolazov A, Ushenko Y, Soltys I, Mikirin I, Chen Z, Wanchuliak O, Gordey I and Jingxian C // Front. Phys. 2023. 11. 1288935.
229. Mykhaylo Gorsky. 3D polarization-interference holographic histology for wavelet-based differentiation of the polycrystalline component of biological tissues with different necrotic states. Forensic applications / Alexander Ushenko, Alexander Dubolazov, Jun Zheng, Alexandra Litvinenko, Mykhaylo Gorsky, Yuriy Ushenko, Iryna Soltys, Olexander Salega, Zhebo Chen, and Oleh Wanchuliak // Journal of Biomedical Optics. 2024. 29(5). 052920.
230. Hu, Z., Ushenko, O., Motrich, A., Dubolazov, A., Gavrylyak, M., Soltys, I., Gorsky, M., Matymish, M., Nanaka, O., Kovalchuk, O., Panas, P., Sarsembayev, M. 3D digital method and algorithm for the reconstruction of the polymer films polycrystalline structure (2022) *Proceedings of SPIE – The International Society for Optical Engineering,* 12476, № 124760H.

231. Ushenko, O., Ushenko, V., Besaha, R., Ryabiy, P., Horodynska, N., Oliynik, I., Yan, W., Prokopovich, I., Kravets, S., Katayev, N., Komada, P. 3D digital technology differentiation of high-quality and low-quality organic polymers (2022) *Proceedings of SPIE – The International Society for Optical Engineering,* 12476, № 124760F.
232. Ushenko O., Soltys I., Dubolazov O., Pavlov S., Garasym V., Kolomiiets A., Yeraliyeva B. Methods and means of laser layer Jones matrix mapping of polycrystalline films of biological fluids // Informatyka, Automatyka, Pomiary w Gospodarce i Ochronie Środowiska. 2025. Vol. 15, No. 3. P. 33–37.
233. Ushenko Y., Ushenko A., Dubolazov A., Gorsky M., Soltys I., Litvinenko O., Bachinsky V., Mikirin I., Salega O., Garasim I., Zheng J., Bin L. Phase waves of local depolarization in biological tissue object speckle fields: fundamental and applied aspects // *Journal of Innovative Optical Health Sciences*. 2025. Vol. 18, No. 5. 2550009.
234. Ushenko Y., Soltys I., Dubolazov O., Pavlov S., Paliy V., Garazdiuk M., Kozbakova A. Diagnostic capabilities of Jones matrix theziogaphy of the multifractal structure of dehydrated blood films // Informatyka, Automatyka, Pomiary w Gospodarce i Ochronie Środowiska., 2025. Vol. 15, No. 2. P. 57–60.

ДЛЯ НОТАТОК

ДЛЯ НОТАТОК

Наукове видання

Дуболазов О.В.,
Ушенко О.Г.,
Ангельский П.О.,
Процюк В.В.,
Солтис І.В.

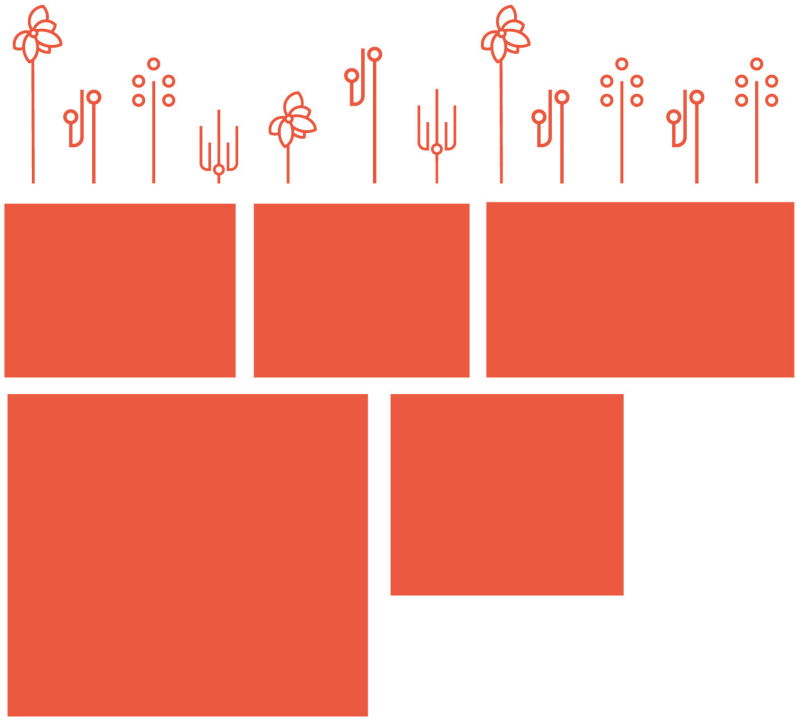
ЗОБРАЖУВАЛЬНА ЛАЗЕРНА ПОЛЯРИМЕТРІЯ БІОЛОГІЧНИХ ШАРІВ

Монографія

Відповідальний за випуск	Ушенко О.
Літературний редактор	Солтис І.
Технічна редакторка	Віщак Ю.
Дизайн обкладинки	Добрянський А.

Підписано до друку 25.11.2025. Формат 60x84/16.
Папір офсетний. Цифровий друк. Умов.-друк. арк. 15,3.
Обл.-вид. арк. 16,5. Тираж 50. Зам. 1007.
Видавництво та друкарня Чернівецького національного університету.
58002, Чернівці, вул. Коцюбинського, 2.
e-mail: ruta@chnu.edu.ua

Свідоцтво суб'єкта видавничої справи ДК № 891 від 08.04.2002.


ЧНУ
РУТА