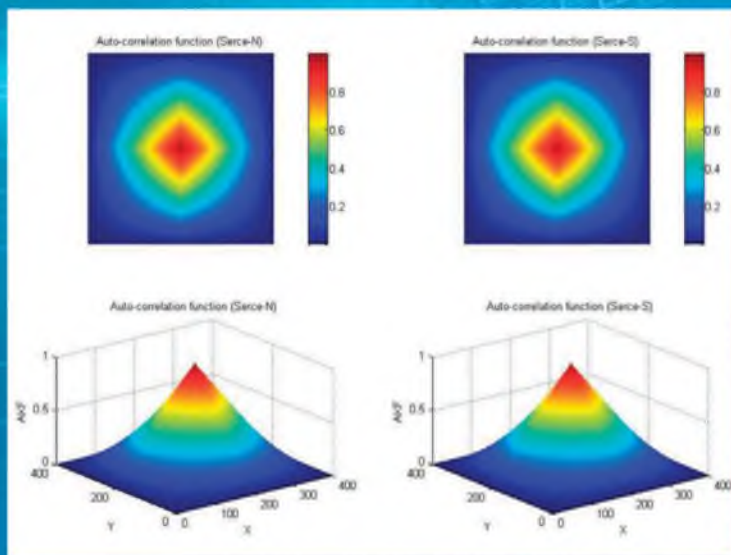


**О. Г. Ушенко, С.В. Павлов, Вальдемар Вуйцік, Л.Я. Кушнерик,
Н.І. Заболотна, Ю.О. Ушенко, О.В. Дуболазов, А.О. Ангельська,
Ю.Я. Томка, В.О. Ушенко**

МЕТОДИ І ЗАСОБИ ЛАЗЕРНОЇ ПОЛЯРИМЕТРІЇ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН І ТОМ



**за редакцією
ОЛЕКСАНДРА УШЕНКА, СЕРГІЯ ПАВЛОВА,
ВАЛЬДЕМАРА ВУЙЦІКА**

**Міністерство освіти і науки України
Вінницький національний технічний університет
Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича**

**О. Г. Ушенко, С.В. Павлов, Вальдемар Вуйцік,
Л.Я. Кушнерик, Н.І. Заболотна, Ю.О. Ушенко, О.В. Дуболазов,
А.О. Ангельська, Ю.Я. Томка, В.О. Ушенко**

**МЕТОДИ І ЗАСОБИ ЛАЗЕРНОЇ
ПОЛЯРИМЕТРІЇ
БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН
І ТОМ**

Монографія

за редакцією

**ОЛЕКСАНДРА УШЕНКА, СЕРГІЯ
ПАВЛОВА, ВАЛЬДЕМАРА ВУЙЦІКА**

Вінниця
ПП «ТД «Едельвейс і К»
2019

УДК 535.361
ББК 22.34:5
М 73

Рекомендовано до друку Вченою радою Вінницького національного технічного університету Міністерства освіти і науки України (протокол № 4 від 30 листопада 2017 року) і Вченою радою Чернівецького національного університету імені Юрія Федьковича Міністерства освіти і науки України (протокол № 6 від 06 червня 2017 року)

Рецензенти:

1. **Поперенко Леонід Володимирович**, доктор фіз.-мат.наук, професор, завідувач кафедри оптики Київського національного університету імені Тараса Шевченка МОН України.

2. **Сахновський Михайло Юрійович**, доктор технічних наук, професор кафедри оптики та видавничо-поліграфічної справи Чернівецького національного університету імені Юрія Федьковича МОН України

3. **Аврунін Олег Григорович**, доктор технічних наук, професор, завідувач кафедри біомедичної інженерії Харківського національного університету радіоелектроніки МОН України

М 73 Методи і засоби поляризаційної поляриметрії біологічних тканин: монографія / [О.Г. Ушенко, С.В. Павлов, Вальдемар Вуйцік, Л.Я. Кушнерик, Н.І. Заболотна та ін.]; за редакцією Олександра Ушенка, Сергія Павлова, Вальдемара Вуйціка. – Вінниця: ПП «ТД «Едельвейс і К», 2019. – 269 с.

ISBN 978-617-7237-64-7

Монографія присвячена розгляду питань взаємодії лазерного випромінювання з оптично-анізотропними структурами біологічних тканин. Розглянуто основні фізичні закономірності формування поляризаційно-неоднорідних об'єктних полів біологічних шарів різної морфологічної будови та фізіологічного стану. Представлена архітектура та особливості будови оптико-електронних систем поляриметричної діагностики оптично-анізотропної структури біологічних тканин. Розглянуто принципи оптичної діагностики важких системних патологій органів людини.

Монографія розрахована на науковців, аспірантів, студентів спеціальностей “Лазерна та оптоелектронна техніка”, “Біотехнічні та медичні апарати та системи”, “Біомедицина інженерія”.

УДК 681.5:613

ББК 22.34:5

ISBN 978-617-7237-64-7

*© О. Г. Ушенко, С.В. Павлов, Вальдемар Вуйцік,
Л.Я. Кушнерик, Н.І. Заболотна, Ю.О. Ушенко, О.В.
Дуболазов, А.О. Ангельська, Ю.Я. Томка, В.О. Ушенко*

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ	6
ВСТУП	7
РОЗДІЛ 1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ОПТИЧНИХ СИСТЕМ ДІАГНОСТИКИ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН	8
1.1 Аналіз методів і систем оптичної діагностики структури біологічних тканин	8
1.2 Застосування систем оптичної когерентної томографії для діагностики структури біологічних тканин (БТ)	9
1.3 Система поляризаційного картографування лазерних зображень біологічних тканин	11
1.4 Принципи поляризаційно-кореляційного картографування лазерних зображень біологічних тканин	14
1.4.1 Комплексний ступінь взаємної поляризації об'єктних полів біологічних тканин	16
РОЗДІЛ 2 ФІЗИЧНІ ОСНОВИ МЕТОДІВ ОПТИЧНОЇ ДІАГНОСТИКИ	29
2.1 Розробка фізичних механізмів оптичної анізотропії для підвищення ефективності побудови систем поляриметричної діагностики полікристалічних біологічних мереж	29
2.2 Формування Фур'є-спектра поляризаційно-неоднорідного зображення біологічного шару для діагностики змін його оптичної анізотропії	32
РОЗДІЛ 3 ПРИНЦИПИ РЕАЛІЗАЦІЇ ОПТИЧНИХ СИСТЕМ ТА ПРИЛАДІВ ДІАГНОСТУВАННЯ ТА ЛІКУВАННЯ ПАТОЛОГІЧНИХ ЗМІН БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН ЛЮДИНИ	39
3.1 Розроблення принципів будови оптичного каналу діагностичної системи на основі Стокс-поляриметричного картографування лазерних зображень біологічних шарів	39
3.2. Основні показники системи стокс-поляриметричного картографування лазерних зображень двопротенезаломлюючих біологічних шарів	42
3.3 Архітектура системи картографування мап параметрів вектора Стокса лазерних зображень двопротенезаломлюючих структур біологічних шарів	43
3.4 Алгоритми обробки даних Стокс-поляриметричної діагностики	45
3.5 Класифікація поляризаторів і причини виникнення похибок, що спричинені недоліками поляризаторів	47

3.5.1 Типи поляризаторів	47
3.6 Оцінювання похибок системи стокс-поляриметричної діагностики та аналіз похибок вимірювань у термоелектричному каналі	51
РОЗДІЛ 4 РЕАЛІЗАЦІЯ СИСТЕМИ КОМПЛЕКСНОЇ ОПТИЧНОЇ ДІАГНОСТИКИ (IN VITRO) РАКУ ПРЯМОЇ КИШКИ	56
4.1 Можливості Фур'є-стокс-поляриметрії біологічних тканин <i>in vitro</i> для підвищення ефективності змін оптичної анізотропії	56
РОЗДІЛ 5 СИСТЕМА КОМПЛЕКСНОЇ (IN VIVO) ОПТИЧНОЇ КРИЗШКІРНОЇ ДІАГНОСТИКИ ОРГАНІВ ЛЮДИНИ	62
5.1 Фур'є–Стокс-поляриметрія поля розсіяного лазерного випромінювання шкірою суглоба для підвищення діагностичної ефективності <i>in vivo</i>	62
5.2. Статистична, кореляційна, просторова – частотна структура розподілів другого параметру вектора Стокса у Фур'є площині поля лазерного випромінювання розсіяного шкірою колінного суглобу	63
РОЗДІЛ 6. КОМПЛЕКСНИЙ СТУПІНЬ ВЗАЄМНОЇ ПОЛЯРИЗАЦІЇ ЗОБРАЖЕНЬ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН	73
6.1 Морфологічні основи оптичної анізотропії біологічних тканин	73
6.1.1 Типова сполучна тканина	75
6.1.2 Утворення структури тканини	79
6.1.3. Надмолекулярне утворення (структурування)	80
6.2 Основні підходи у оптичній діагностиці біологічних тканин	88
6.2.1 Теоретичне моделювання вимірювання КСВП	90
6.2.2. Експериментальне вимірювання поляризаційно-кореляційних мап біологічних тканин	92
6.3 Комплексний ступень взаємної поляризації зображень різних типів біологічних тканин	98
6.3.1 Структуровані біологічні тканини. Кісткова тканина	98
6.3.2 Сполучна тканина	101
6.3.3 Тонка кишка. Норма	104
6.3.4 Товста кишка. Норма	106
6.3.5 Селезінка. Норма	128
6.4 Статистичні та фрактальні характеристики розподілу комплексного ступеня взаємної поляризації зображень біологічних тканин	110
6.4.1. Кісткова тканина – X – напрямок, крок 1 піксель	110
6.4.2. Тканина міокарду. Напрямок X, крок сканування 1 піксель	121
6.4.3. Тканина брюзжейки. Напрямок X, крок сканування 1 піксель	131
6.4.4. Лімфа. Напрямок X, крок сканування 1 піксель	143
6.4.5. Нирка X1	154
6.4.6. Селезінка. Напрямок X, крок сканування 1 піксель	165

6.4.7. Товста кишка. Нарямок X, крок сканування 1 піксель	174
6.4.8. Тонка кишка. Напрямок X, крок сканування 1 піксель	184
6.5 Поляризаційно-інтерференційні дослідження комплексного ступеня взаємної поляризації об'єктних полів біологічних тканин	195
6.5.1. Теоретичне моделювання поляризаційно-інтерференційного вимірювання комплексного ступеня поляризації	195
6.5.2. Поляризаційно-кореляційні функції зображень біологічних тканин	196
6.5.3. Поляризаційна картографія зображень біологічних тканин	199
6.5.4. Фазова картографія зображень біологічних тканин	200
6.5.5. Поляризаційно-кореляційна картографія зображень біологічних тканин	201
6.5.6. Поляризаційно-кореляційні функції зображень біологічних тканин	204
6.6 Альбом поляризаційно-кореляційних мап біологічних тканин	205
6.6.1. М'язова тканина. Поляризаційна мапа	206
6.6.2. Шкіра (норма). Поляризаційні мапи	209
6.6.3. Шкіра (псоріаз). Поляризаційні мапи	211
6.6.4. М'язова тканина – дистрофія. Поляризаційні мапи	214
6.6.5. Легені – норма. Поляризаційні мапи	217
6.6.6. Легені – сепсис. Поляризаційні мапи	220
6.6.7. Нирка – норма. Поляризаційні мапи	222
6.6.8. Нирка – сепсис. Поляризаційні мапи	224
6.7 Поляризаційно - інтерференційна структурність полів шорсткої поверхні шкіри	226
6.7.1. Теоретичне моделювання інтерференційної структури об'єктного поля шкіри	226
6.7.2. Поляризаційна структурність лазерних полів шкіри	227
6.7.3. Поляризаційні карти об'єктних полів дерми шкіри	233
6.7.4. Поляризаційно-інтерференційна структура об'єктних полів шкіри	236
6.8 Поляризаційно-інтерференційна структурність об'єктних полів двопроменезаломлюючих структур біологічних тканин	240
6.8.1. М'язова тканина	240
6.8.2. Легенева тканина	242
6.8.3. Приклади поляризаційних сингулярностей	244
6.8.3.1. М'язова тканина	244
6.8.3.2. Легенева тканина	245
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	247

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

ОКТ - оптична когерентна томографія

БТ – біологічна тканина

θ – оптична активність

λ – довжина лазерної хвилі

δ – фазовий зсув

d – геометричний переріз фібрили

α і β – азимут та еліптичність

Δn – показник двопронезаломлення

ВСТУП

Порушення екологічної рівноваги в промислових районах, розширення обсягів медичних послуг від фізіотерапевтичних процедур до хірургічного втручання, поглиблення діагностики захворювань зумовили попит на просте в експлуатації, недороге оптичне обладнання. За останні роки сформувалися нові неінвазивні напрями в діагностиці біологічних тканин людини, зокрема лазерна поляриметрія (В. В. Тучин, J. F. De Boer, T. E. Milner, M. G. Ducros, S. M. Srinivas, J. S. Nelson). На її основі визначено взаємозв'язки між набором статистичних моментів 1–4-го порядків, які характеризуються оптико-анізотропною структурою біологічних тканин і поляризаційними параметрами (розподіли азимутів та еліптичностей) їх лазерних зображень (О. В. Ангельський, О. Г. Ушенко).

Постчорнобильські захворювання, порушення екологічної рівноваги у промислових районах, розширення обсягів медичних послуг від фізіотерапевтичних процедур до хірургічного втручання в разі онкозахворювань, поглиблення діагностики захворювань на ранніх стадіях зумовило попит на просте в експлуатації, недороге оптичне обладнання. Так за останні 10 – 15 років сформувалися нові неінвазивні напрями у діагностиці біологічних тканин людини з використанням когерентного випромінювання – лазерна [1 – 12] поляриметрія [13]. На їх основі визначено прямі взаємозв'язки між набором статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, функцій автокореляції, фрактальних розмірностей, які характеризують оптико-анізотропну структуру біологічних тканин та поляризаційними параметрами (координатні розподіли азимутів і еліптичності поляризації, елементи матриці Мюллера) їх лазерних зображень [14 – 29].

Однак, незважаючи на помітні успіхи, важливий процес впровадження методів лазерної діагностики в медицину ще надто далекий до завершення. Він потребує всебічного глибокого вивчення особливостей протікання фізико-хімічних процесів у здорових і вражених тканинах людини.

РОЗДІЛ 1

АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ОПТИЧНИХ СИСТЕМ ДІАГНОСТИКИ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

§ 1.1 Аналіз методів і системи лазерної оптичної діагностики структур біологічних тканин

Усе різноманіття фізичних об'єктів оптично-неоднорідне. Окремим типом є біологічні структури, що належать до живої матерії, – різноманітні біологічні рідини (кров, лімфа та ін.) та тканини (м'язова, сполучна, епітеліальна, нервова). Ці об'єкти широко вивчаються в межах різноманітних оптичних теоретичних напрямів [1–15].

За останні 10 років сформувався підхід, згідно якого всі типи біологічних структур тваринного походження розглядаються у вигляді двох фаз: аморфної та оптично анізотропної, яка являє собою сукупність оптично одновісних двоприменезаломлюючих протеїнових фібрил [16–24].

Фотометричні, спектральні, поляризаційні і кореляційні характеристики поля розсіяного фазово-неоднорідними біологічними шарами випромінювання стають носіями інформації про їх властивості. Це робить вивчення явища розсіяння оптичного випромінювання актуальним у діагностиці будови певних біологічних структур [25–32].

Одним з найбільш універсальних та інформаційно “ємних” діагностичних методів є Мюллер-матричний метод, заснований на універсальному описуванні поляризації світлових пучків параметрами вектора Стокса і моделюванні матричними операторами оптичних властивостей біологічних об'єктів і середовищ [33 – 41].

До останнього часу застосування даного методу в оптиці біологічних тканин гальмувалося тим, що внаслідок ефектів багаторазового світлорозсіяння в біологічних об'єктах відбувається швидка деполаризація світла. З іншого боку, існують числені дані про збереження стану поляризації оптичного випромінювання на достатньо великих глибинах занурення в біологічні тканини.

Основним сучасним інструментом одержання такої інформації є метод поляризаційно чутливої оптичної когерентної томографії, що використовує низькокогерентну інтерферометрію й задіє інформацію, закладену в станах поляризації лазерного випромінювання. Головний результат такого методу – можливість отримання розподілу азимутів і еліптичностей поляризації зображень об'єкта на різних глибинах, розраховуючи матричні оператори Джонса для даного зразка [42–72].

Застосування координатних світлоприймачів (цифрових CCD-камер) сформувало новий етап у матричних дослідженнях поляризаційних властивостей біологічних структур. Головною методологічною особливістю та новизною такого підходу є можливість матричного вивчення (описання) координатних розподілів поляризаційних властивостей оптично

неоднорідних шарів біологічного походження – поляризаційного або Мюллер-матричного картографування [73–83].

Слід зазначити, що дані спектрофотометричних досліджень процесів розсіяння світла шкірою та іншими біологічними тканинами [84 – 86] виявили складний просторово неоднорідний розподіл таких властивостей. Тому вивчення особливостей структури Мюллер-матричних зображень стало принципово важливим кроком у формуванні не тільки інших, більш досконалих підходів у діагностиці (оптична когерентна томографія та її різновиди) оптико-геометричної будови біологічних тканин, але й у розробці нових, поряд зі статистичним, методів (кореляційного [87–89] і фрактального [90; 91] та ін.) аналізу одержаних даних.

Застосування методу статистичного аналізу експериментально вимірених Мюллер-матричних зображень дозволило встановити взаємозв'язок між статистичними моментами 1–4 порядків, що характеризують будову анізотропної архітекtonіки біологічних тканин, і сукупністю відповідних статистичних моментів двовимірних розподілів координатних розподілів елементів матриці Мюллера [92].

Розроблений у [93] метод виявився ефективним у ранній діагностиці м'язової дистрофії, передракових станів сполучної тканини, колагенозів та ін.

Застосування інших, відмінних від класичного статистичного, підходів до аналізу Мюллер-матричних зображень дозволило встановити взаємозв'язок між ієрархічною геометрією будови архітекtonіки різних типів біологічних тканин і ступенем самоподібності (фрактальний, стохастичний або статистичний) їх поляризаційних властивостей [94].

§ 1.2 Застосування систем оптичної когерентної томографії для діагностики структури біологічних тканин (БТ)

Головним експериментальним інструментом неінвазивного вивчення структури біологічних тканин стали різноманітні технології, що використовуються в оптичних дослідженнях. Оптичні методи мають багато переваг над звичайними методами рентгеноскопії, дослідження за допомогою ультразвуку, магніто-резонансної томографії внаслідок безпечності, нижчої вартості та високої роздільної здатності.

Оптичні методи використовуються для отримання глибоких зображень тканин, що дають необхідну інформацію про стан оксигенації пухлини мозку та інших органів [95], тоді як методи конфокальної мікроскопії та отримання зображень за допомогою багатofотонного збудження використовуються для отримання клітинної та субклітинної інформації поверхневих живих тканин [96].

Оптична когерентна томографія (ОКТ) заповнює цю нішу. Дана методика використовує низько-когерентну інтерферометрію для отримання внутрішніх зображень тканин на глибині до двох міліметрів з мікронною роздільною здатністю [42–72]. Найперші застосування ОКТ у медицині були здійснені в останнє десятиліття [42–47]. ОКТ дозволяє візуалізувати

мікроскопічні структури за межами, доступними для конфокальної мікроскопії. В [48–63] представлені фундаментальні аспекти оптичної когерентної томографії і короткий опис застосування їх у медицині і біології. Обговорені: вплив багатократного розсіювання на оптичні когерентні томограми; розробки для зменшення шкідливого багатократного розсіювання, поліпшення зображуючої здатності з використанням осаджуючого методу (імерсійного методу). Описана новітня методика заснована на використанні біосумісного й осмотично активного хімічного агента, щоб наситити тканину і поліпшити ОКТ-зображення. Представлені аналітичні та числові моделі для опису і розуміння поширення світла у зразках біологічних тканин, зображення яких отримані за допомогою систем ОКТ. Запропонована аналітична модель для розрахунку ОКТ-сигналу, заснована на принципі Гюйгенса – Френеля дійсного для одно- і багатократного розсіювання. Підтверджена сучасна модель Монте-Карло для обчислення ОКТ-сигналу. З аналітичної моделі розвинутий алгоритм для поліпшення ОКТ-зображень, так званий алгоритм прямого відбивання у якому, ОКТ-сигнал, може бути відкоректований для ослаблення, спричиненого розсіюванням.

У [64–66] розглядаються теоретичні питання формування ОКТ-зображення з хвильової точки зору й відповідно до енергетичного підходу. Обговорюється розробка і створення оптичних елементів, що базуються на збереженні поляризації волокон для “серцевини” ОКТ-схеми – інтерферометра Майкельсона. Визначено критерії ОКТ норми і патології, діагностичне значення ОКТ і медичні показання для ОКТ. Показано вплив на ОКТ-зображення ущільнень тканини і різних хімічних агентів.

Дослідження [67–72] використовують додаткову поляризаційну інформацію про структуру ОКТ- зображень. Тут використаний принцип визначення параметрів Стокса у ОКТ-когерентному детектуванні БТ та продемонстровано визначення двоприменезаломлення шкіри *in vivo* і двоприменезаломлення шару нервового волокна ретини для глаукоми.

Переважа у використанні поляризаційно чутливої ОКТ полягає в підвищеному контрасті та специфіці ідентифікації структур в ОКТ-зображеннях шляхом детектування змін у стані поляризації світла, відбитого від БТ. Окрім цього, зміни у двоприменезаломленні можуть бути, наприклад, викликані змінами у структурі, функціональності чи життєздатності БТ.

Отже, можна констатувати, що сучасна техніка ОКТ, яка дозволяє в безпосередньому режимі *in vivo* неінвазивно одержувати двовимірні класичні та поляризаційні зображення різних шарів БТ із різних глибин, знайшла широке й ефективне використання у клінічній практиці при визначенні існуючих, морфологічно сформованих патологічних утворень (пухлини, гематоми і т.ін.).

Наведені вражаючі дані про ефективність діагностичного використання *in vivo* технологій ОКТ у різноманітних біомедичних застосування, об’єктивно стимулюють подальший розвиток методів аналізу одержаних зображень.

§ 1.3 Система поляризаційного картографування лазерних зображень біологічних тканин

Схематично технологію поляризаційного картографування описує наступна система наступних логічних кроків [97–107].

Оптична схема експериментальних досліджень поляризаційної структури об'єктного поля зображена на рис. 1.1.

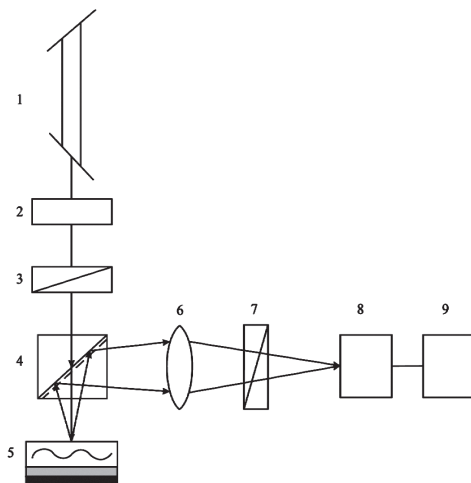


Рис. 1.1 – Оптична схема поляризаційного картографування: 1 – лазер, 2 – чверть хвильова пластинка, 3 – поляризатор, 4 – світлоподільник, 5 – зображення епідермісу, 6 – об'єктив, 7 – аналізатор, 8 – CCD-камера, 9 – мікропроцесор

Лінійно поляризоване випромінювання He – Ne-лазера 1 трансформується чвертьхвильовою пластинкою 2 у циркулярно поляризоване. За допомогою поляризатора 3 задається азимут поляризації (α_0) освітлюючого пучка. На світлоподільнику 4 розділяються освітлюючий і об'єктний пучки. Зображення епідермісу 5 проектується об'єктивом 6 крізь аналізатор 7 у площину CCD-камери 8.

Одержана (для кожного пікселя) сукупність значень інтенсивності зображення шорсткої поверхні аналізується мікропроцесором 9.

Методика визначення поляризаційних мап БТ полягала в такій послідовності дій:

1. За допомогою обертання осі пропускання аналізатора Θ в межах $= 0^0 - 180^0$ визначали масиви мінімальних і максимальних рівнів

інтенсивностей $I_{\min} \begin{pmatrix} I_1, \dots, I_m \\ \dots \\ I_n, \dots, I_m \end{pmatrix}; I_{\max} \begin{pmatrix} I_1, \dots, I_m \\ \dots \\ I_n, \dots, I_m \end{pmatrix}$ зображення БТ для кожного окремого

пікселя (mn) CCD-камери і відповідні їм кути повороту

$$\Theta \begin{pmatrix} r_1, \dots, r_m \\ \dots \dots \dots \\ r_n, \dots, r_m \end{pmatrix} \begin{pmatrix} r_1, \dots, r_m \\ \dots \dots \dots \\ r_n, \dots, r_m \end{pmatrix} \equiv \min.$$

2. Розраховували ПМ зображення БТ з використанням таких співвідношень:

$$\alpha \begin{pmatrix} r_1, \dots, r_m \\ \dots \dots \dots \\ r_n, \dots, r_m \end{pmatrix} = \Theta(I(r_i) \equiv \min) - \frac{\pi}{2};$$

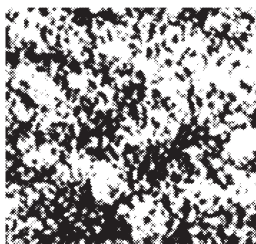
$$\beta \begin{pmatrix} r_1, \dots, r_m \\ \dots \dots \dots \\ r_n, \dots, r_m \end{pmatrix} = \arctg \frac{I(r_i)_{\min}}{I(r_i)_{\max}}.$$
(1.1)

Сукупність експериментально визначених величин азимуту поляризації

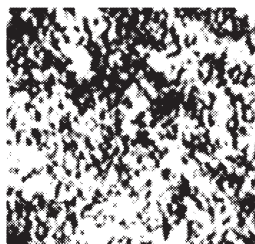
(співвідношення (1)) $\alpha \begin{pmatrix} r_1, \dots, r_m \\ \dots \dots \dots \\ r_n, \dots, r_m \end{pmatrix}$ в межах $m \times n$ пікселів CCD камери утворює

поляризаційну мапу шорсткої поверхні шкіри.

Як об'єкти дослідження у працях [97–107] використовувалися дві групи гістологічних зрізів шару епідермісу – фізіологічно нормальної шкіри та з ранніми формами псоріазу (див. рис. 1.2 (а) та (б) відповідно). Товщина зрізів складала 10 мкм, що відповідало умові однократного світлорозсіювання. На рис. 1.3, (а, б) наведені поляризаційні мапи епідермісу фізіологічно нормальної і патологічно зміненої шкіри, а також гістограми розподілу значень азимутів поляризації світлових коливань відповідних зображень (рис. 1.3, (в, г)).



(а)



(б)

Рис. 1.2 – Поляризаційні зображення фізіологічно нормальної (а) та патологічно зміненої (б) шкіри

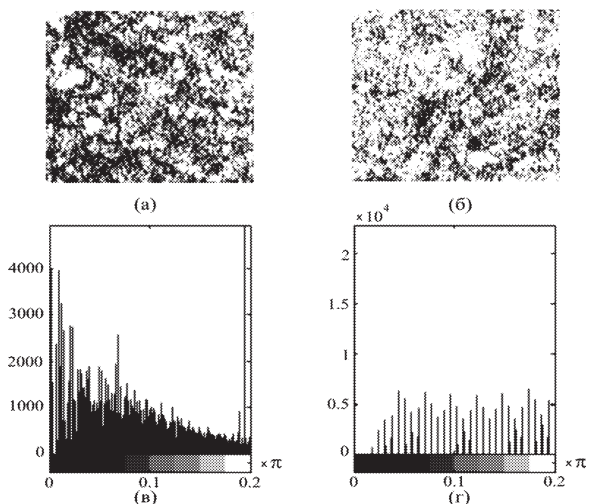


Рис. 1.3 – Поляризаційна структура зображень шкіри:

а) – епідерміс фізіологічно нормальної шкіри; б) – епідерміс патологічно зміненої шкіри; в) – гістограма розподілу значень азимутів поляризації світлових коливань епідермісу фізіологічно нормальної шкіри; г) – гістограма розподілу значень азимутів поляризації світлових коливань епідермісу патологічно зміненої шкіри

Локальні значення величини азимуту поляризації $\alpha(r)$ в точках з координатами r ілюструються у “градаціях сірого”, шкала зміни якого наведена на фрагментах “в”, “г”.

Установлено, що границне поле зразків епідермісу шкіри обох типів поляризаційно-неоднорідне. Розподіл азимутів поляризації граничного поля поверхні патологічно зміненої шкіри близький до рівномірного (рис. 1.3, г). Гістограма для фізіологічно нормальної поверхні шкіри – асиметрична (рис. 1.3, в).

У межах статистичного підходу виявлено, що патологічні зміни виявляються у збільшенні в 2–3 рази асиметрії й ексцесу таких розподілів.

Результати фрактального аналізу ілюструють наведені на рис. 1,4, (а, б) залежності $(\log P(\alpha) - \log(r^{-1}))$ спектрів потужності координатних розподілів $\alpha(r)$.

Установлено, що процеси патологічних змін структури поверхні шкіри виявляються в “руйнуванні” фрактальної структури і “статистизації” координатних розподілів $\alpha(r)$. Для залежності $\log P(\alpha) - \log(1/d)$ практично відсутні постійні значення кутів нахилу дотичних η_i .

У результаті такого підходу установлені взаємозв'язки між змінами значень статистичних моментів 1–4-го порядків, які характеризують розподіли станів поляризації, і значеннями розподілів напрямів оптичних

осей і фазових зсувів, що вносяться двопротенезаломлюючими протейновими кристалами шарів епітеліальної, сполучної та м'язової тканин, які формують тканини органів (простата, міометрій, ендометрій жіночої репродуктивної сфери) людини. Показано, що координатні розподіли станів поляризації зображення впорядкованої за напрямками оптичних осей кристалічної сітки позаклітинної матриці епітеліальної тканини фрактальні – апроксимуючі криві логарифмічних залежностей спектрів потужності таких розподілів мають стабільний нахил у межах усього діапазону зміни (від $2\text{ }\mu\text{m}$ до $2000\text{ }\mu\text{m}$) геометричних розмірів протейнових фібрил; для розупорядкованої за напрямками оптичних осей полікристалічної сітки сполучної тканини розподіли станів поляризації трансформуються в мультифрактальні – логарифмічним залежностям спектрів потужності притаманні кілька (два, три) кутів нахилу.

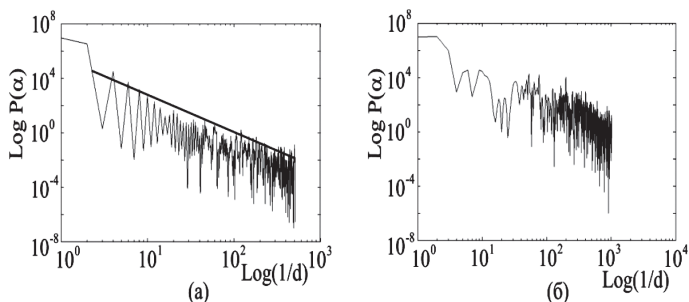


Рис. 1.4 – Log-log залежності спектрів потужності розподілів азимутів поляризації зображень епідермісу:

а) – здорова шкіра;

б) – патологічно змінена шкіра

Доведена ефективність поляриметричної диференціації змін розподілів напрямків оптичних осей та показників двопротенезаломлення багат шарових сіток фібрилярних кристалів тканин органів людини шляхом використання комплексного статистичного (статистичні моменти 1–4-го порядків), кореляційного (автокореляційні функції) і фрактального (log-log залежності спектрів потужності) підходів до аналізу координатних розподілів станів поляризації лазерних зображень.

§ 1.4 Принципи поляризаційно-кореляційного картографування лазерних зображень біологічних тканин

Формалізм, заснований на застосуванні матриці когерентності [117 – 129] точок лазерного розсіяного поля, недостатній для описання просторово-неоднорідних розподілів його поляризаційних параметрів. Тому актуальним є

пошук взаємозв'язків між станами поляризації та ступенем когерентності в різних точках поля такого поля.

Першим відомим нам кроком у цьому напрямку стало узагальнення матриці когерентності двоточною поляризаційною матрицею когерентності [121, 126]. На цій основі була розвинена уніфікована теорія когерентності та поляризації для визначення зміни стану поляризації світла в процесі його розповсюдження [122 – 124] шляхом застосування нового параметру – ступеня взаємної когерентності.

Розвитком такого кореляційного підходу стало його узагальнення [125] на поляризаційно – неоднорідні поля розсіяного випромінювання шляхом введення комплексного ступеня взаємної поляризації різнополяризованих точок.

Ще однією складовою кореляційного аналізу полів лазерного випромінювання став аналіз статистики флуктуацій інтенсивності хвиль, що пройшли через фазово-неоднорідне середовище [126].

На базі зазначених уявлень в роботах [126, 127] вдалося теоретично довести, що частково поляризоване світло може бути також описане через кореляції неполяризованих компонент. Розвитком таких досліджень став матричний метод визначення поляриметричних характеристик світла шляхом вимірювання контрасту флуктуацій інтенсивності [128]. Такий аналіз кореляційних властивостей поля розсіяного когерентного випромінювання шляхом введення 3×3 матриці кореляції розповсюджено на випадок повністю поляризованих полів [129, 130].

Отже, у циклі досліджень [117 – 129] було сформовано основні теоретичні засади кореляційних підходів до векторних полів розсіяного лазерного випромінювання.

Паралельно з цим, у технології лазерної поляриметрії виокремився напрямок – поляризаційна корелометрія гістологічних зрізів біологічних тканин і плівок біологічних рідин. В його основі лежать техніки прямого поляризаційного вимірювання координатних розподілів різноманітних кореляційних двоточкових параметрів лазерних зображень біологічних шарів.

Новим кроком у розвитку таких методів став двоточковий аналіз кореляційної узгодженості поляризаційних проявів оптичної анізотропії шарів біологічних тканин і рідин, проведений у циклі досліджень, результати яких опубліковані у працях [153 – 155]. Тут введений новий поляризаційно – кореляційний параметр – комплексний ступень взаємної анізотропії точок полікристалічних мереж біологічних шарів. Головною перевагою таких досліджень перед одно точковими методами є азимутальна стійкість та більша чутливість до змін оптичної анізотропії [146 – 161].

1.4.1 Комплексний ступінь взаємної поляризації об'єктних полів біологічних тканин

Величина комплексного ступеня взаємної поляризації (КСВП) для двох точок (r_1, r_2) лазерного зображення гістологічного зрізу біологічної тканини визначається співвідношенням [63]

$$V(r_1, r_2) = \frac{(U_x(r_1)U_x(r_2) - U_y(r_1)U_y(r_2))^2 + 4U_x(r_1)U_x(r_2)U_y(r_1)U_y(r_2)\exp(i(\delta_2(r_2) - \delta_1(r_1)))}{(U_x^2(r_1) + U_y^2(r_1))(U_x^2(r_2) + U_y^2(r_2))}. \quad (1.2)$$

У [67, 128, 129, 134] було встановлено чутливість даного параметру до координатної зміни станів поляризації об'єктного поля, Окрім цього виявлено стабільність сукупності статистичних, кореляційних і фрактальних параметрів, які характеризують координатні розподіли КСВП, до поворотів досліджуваного біологічного шару. На цій основі було запропоновано методику поляризаційно – кореляційної діагностики оптичної анізотропії полікристалічних протеїнових мереж біологічних об'єктів.

Таким чином, можна констатувати головну перевагу двоточкової поляризаційної корелометрії у порівнянні з методами одно точкової лазерної поляриметрії - азимутальна стабільність (незалежність від орієнтації напрямків оптичних осей лінійно двопротенезаломлюючих біологічних кристалів) величини КСВП, який є функціоналом відносно сталого ортогонального базису розкладу амплітуди лазерного випромінювання.

Важливим кроком у розвитку методології двоточкових методів стало розширення або виявлення додаткових інформаційних можливостей поляризаційної корелометрії лазерних зображень гістологічних зрізів біологічних тканин. На основі аналізу виразу (1.2) комплексного ступеня взаємної поляризації V у роботах [142 – 151] було розвинено його теоретичний аналіз шляхом визначення дійсної ($\text{Re}\{V\}$) та уявної ($\text{Im}\{V\}$) частини даного комплексного параметра:

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

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

На основі виразів (1.3) і (1.4) було одержано теоретичні вирази для модуля $|V|$ і фази Ψ комплексного ступеня взаємної поляризації V :

$$|V| = \frac{A^2 + B^2 + 2AB\cos\delta_{12}}{C^2} = Q(\rho_{12}) + W(\rho_{12}, \delta_{12}); \quad (1.5)$$

$$\Psi = \arctg \frac{B \sin \delta_{12}}{A + B \cos \delta_{12}} \equiv R(\rho_{12}, \delta_{12}), \quad (1.6)$$

де

$$\begin{cases} A = (U_x(r_1)U_x(r_2) - U_y(r_1)U_y(r_2))^2; \\ B = 4U_x(r_1)U_x(r_2)U_y(r_1)U_y(r_2); \\ C = (U_x^2(r_1) + U_y^2(r_1))(U_x^2(r_2) + U_y^2(r_2)). \end{cases} \quad (1.7)$$

Аналіз виразів (1.2) - (1.7) виявив важливе з точки зору інформаційного застосування співвідношення:

$$Q(\rho_{12}) > W(\rho_{12}; \delta_{12}). \quad (1.8)$$

Виходячи з (1.8) було продемонстровано, що модуль $|V|$ комплексного ступеня взаємної поляризації V переважним чином визначається параметром $tg\Theta = \frac{U_y}{U_x}$. Неважко бачити, що остання величина залежить від співвідношеннями між ортогональними складовими амплітуди зонduючого лазерного випромінювання, що перетворене орієнтованою під певним напрямком протейінової фібрили двопротенезаломлюючої сітки біологічного об'єкту. Таким чином, продемонстровано, що координатний розподіл модуля комплексного ступеня взаємної поляризації точок лазерного зображення біологічного шару визначається розподілами напрямів оптичних осей сітки протейінових фібрил.

Інший інформаційний зміст має фазова складова Ψ комплексного ступеня взаємної поляризації. З аналізу співвідношень (1.5) і (1.6) випливає, що даний параметр визначається координатною модуляцією фазових зсувів між ортогональними складовими амплітуди лазерного випромінювання. Отже, фаза КСВП є обумовленою і, тому, більш чутливою до змін величини оптичної анізотропії двопротенезаломлюючих фібрилярних структур біологічних тканин і рідин.

У [142, 143] проведене комп'ютерне моделювання сценаріїв формування та трасформації статистичної, кореляційної та масштабної – самоподібної структури координатних розподілів дійсної та уявної частини КСВП віртуальних мереж двопротенезаломлюючих циліндрів.

На рис. 1.5 і рис. 1.6 приведено серії координатних розподілів модуля і фази комплексного ступеня взаємної поляризації полів лазерного випромінювання, перетвореного сіткою прямолінійних двопротенезаломлюючих циліндрів в різних зонах дифракції. Окрім цього тут представлені статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли модуля і фази КСВП ($M_{|V|}^{(s)}; M_{\Psi}^{(s)}$); автокореляційні функції $K_{|V|}(\Delta x); K_{\Psi}(\Delta x)$ таких розподілів ($|V|(x, y)$ і $\Psi(x, y)$), а також

обчислені на цій основі логарифмічні залежності спектрів потужності $J_{|r|}(\nu); J_{\Psi}(\nu)$.

Проведений у [144] аналіз координатної структури дійсної та уявної складових комплексного ступеня взаємної поляризації полів лазерного випромінювання, перетворених модельними кристалічними сітками у різних зонах дифракції виявив координатну неоднорідність (з максимальним діапазоном зміни) розподілів модуля і фази комплексного ступеня взаємної поляризації в усіх зонах дифракції. Головною особливістю таких розподілів є доменна структура. Так, для сітки прямолінійних циліндрів розподіли модуля комплексного ступеня взаємної поляризації сформовані достатньо подібними за формою та площею доменами у всіх зонах дифракції (граничній, Френеля і Фраунгофера).

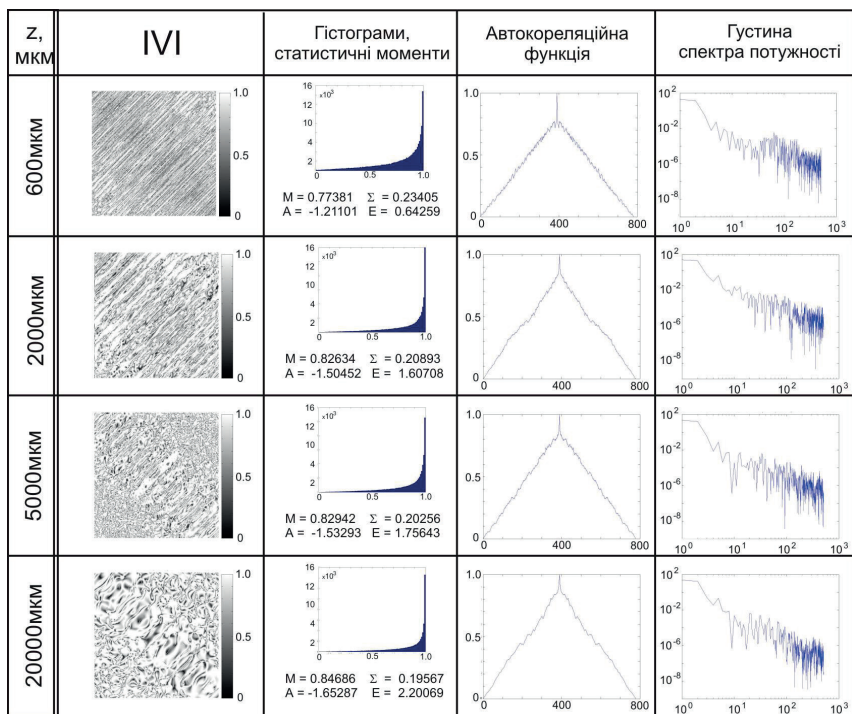


Рис. 1.5. Дифракційна трансформація статистичних моментів, автокореляційних і логарифмічних залежностей спектрів потужності координатних розподілів модуля комплексного ступеня взаємної поляризації об'єктного поля сітки прямолінійних двоприменезаломлюючих циліндрів у граничній зоні, зоні дифракції Френеля та зоні дифракції Фраунгофера.

Для доменної структури координатних розподілів фази комплексного ступеня взаємної поляризації виявлена суттєва залежить від зони реєстрації – зростання масштабу просторової модуляції від граничної зони до зони дифракції Фраунгофера.

Важливим результатом проведених у [145] дослідженнях є знайдені сценарії (у межах статистичного та масштабно-самоподібного підходів) дифракційної трансформації набору статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, а також логарифмічних залежностей спектрів потужності, що характеризують координатні розподіли модуля і фази комплексного ступеня взаємної поляризації.

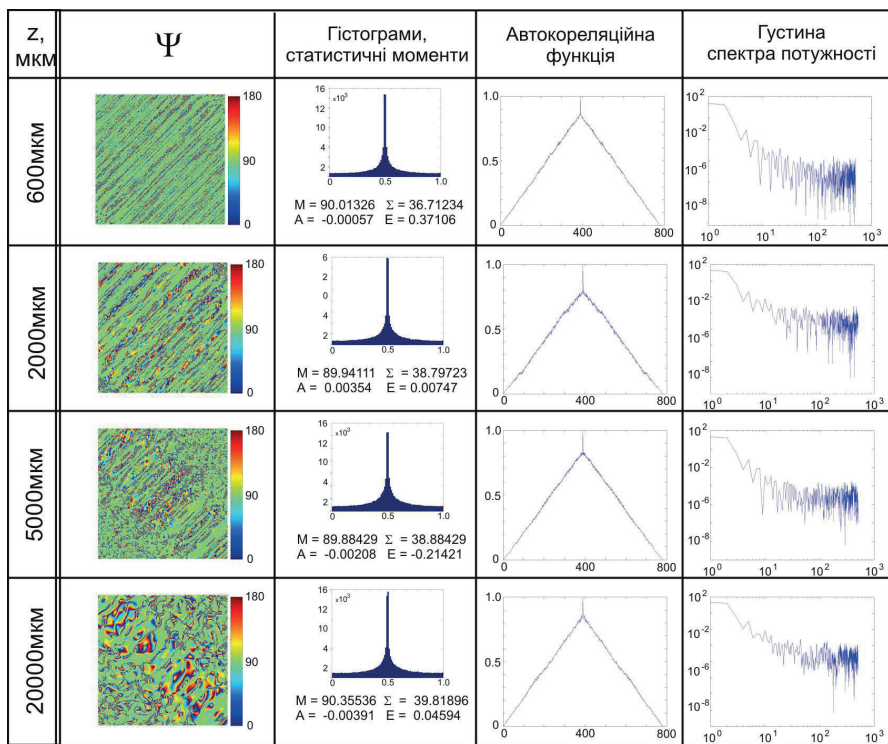


Рис. 1.6. Дифракційна трансформація статистичних моментів, автокореляційних і логарифмічних залежностей спектрів потужності координатних розподілів фази комплексного ступеня взаємної поляризації об'єктного поля сітки прямолінійних двопротенезаломлюючих циліндрів у граничній зоні, зоні дифракції Френеля та зоні дифракції Фраунгофера.

У межах статистичного підходу виявлено, що найбільш діагностично чутливим до дифракційної трансформації координатних розподілів модуля

КСВП поляризаційно-неоднорідних полів, які перетворені сітками двопроменезаломлюючих кристалів є статистичні моменти 3-го і 4-го порядків, діапазони зміни яких досягають 5 разів.

У межах фрактального підходу продемонстровано масштабну само подібність координатних розподілів значень модуля КСВП об'єктних полів в усіх дифракційних зонах. Кількісно такий сценарій ілюструють стабільні нахили апроксимуючих кривих логарифмічних залежності спектрів потужності.

Фрактальний аналіз координатних розподілів фази КСВП виявив інший дифракційний сценарій – від статистичних (гранична зона і зона дифракції Френеля) до мультифрактальних (зона дифракції Фраунгофера).

Отже, першим головним висновком проведеного аналізу є виявлена та досліджена “орієнтаційна” та “фазова” чутливість статистичних, кореляційних і фрактальних параметрів, які характеризують розподіли модуля і фази комплексного ступеня взаємної поляризації поля розсіяного випромінювання у різних зонах дифракції. Другий, не менш важливий висновок - нові можливості роздільної і більш чутливої діагностики орієнтаційної та фазової диференціації оптичних властивостей кристалічних сіток у порівнянні з методами лазерної поляриметрії.

Практичним впровадженням проаналізованих теоретичних результатів стала розроблена методика експериментальних вимірювань координатних розподілів модуля і фази КСВП [146, 147]. Основними кроками зазначеного методу поляризаційної корелометрії є:

1. Вимірювання за допомогою цифрової камери координатного

розподілу $\begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots\dots\dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix}$ інтенсивності мікроскопічного зображення

гістологічного зрізу біологічної тканини $I \begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots\dots\dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix}$, де $m \times n$ - сукупність

пікселів світлочутливої площадки.

2. Вимірювання поляризаційно відфільтрованих (для двох ортогональних положень під кутами $\Theta = 0^0$, $\Theta = 90^0$ площини пропускання

поляризатора – аналізатора) розподілів інтенсивності $I^{(0)} \begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots\dots\dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix}$;

$I^{(90)} \begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots\dots\dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix}$.

3. Вимірювання шляхом обертання площини пропускання аналізатора в межах $\Theta = 0^\circ \div 180^\circ$ серії поляризаційно відфільтрованих зображень з визначенням у межах кожного пікселя цифрової камери

мінімальної та максимальної інтенсивності $I_{\min} \begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix}$; $I_{\max} \begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix}$ та відповідні їм кутів повороту $\Theta \begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix} \left(I \begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix} \right) \equiv I_{\min}$ поляризатора -

аналізатора.

4. Обчислення координатних розподілів значень азимута, еліптичності поляризації та фазових зсувів між ортогональними складовими амплітуди поля лазерного випромінювання з використанням співвідношень:

$$\alpha \begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix} = \Theta(I_{\min}(r)) - \frac{\pi}{2}; \quad (1.8)$$

$$\beta \begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix} = \arctg \frac{I(r)_{\min}}{I(r)_{\max}}.$$

$$\delta(r_{ik}) = \arctg \left[\frac{\tg 2\beta(r_{ik})}{\tg \alpha(r_{ik})} \right]. \quad (1.9)$$

5. Розрахунок координатних розподілів модуля $\left| V \begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix} \right|$ і фази

$\Psi \begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix}$ комплексного ступеня взаємної поляризації здійснюється за

наступними алгоритмами:

$$\begin{aligned} |V| = & \frac{(I_x^{0,5}(r_1)I_x^{0,5}(r_2) - I_y^{0,5}(r_1)I_y^{0,5}(r_2))^4 + 16I_x(r_1)I_x(r_2)I_x(r_1)I_x(r_2) +}{I(r_1)I(r_2)} + \\ & \frac{+ 8I_x^{0,5}(r_1)I_x^{0,5}(r_2)I_x^{0,5}(r_1)I_x^{0,5}(r_2)(I_x^{0,5}(r_1)I_x^{0,5}(r_2) - I_y^{0,5}(r_1)I_y^{0,5}(r_2))^2 \cos \delta_{12}}{I(r_1)I(r_2)}; \quad (1.10) \end{aligned}$$

$$\Psi = \arctg \frac{4I_x^{0,5}(r_1)I_x^{0,5}(r_2)I_x^{0,5}(r_1)I_x^{0,5}(r_2)\sin\delta_{12}}{4I_x^{0,5}(r_1)I_x^{0,5}(r_2)I_x^{0,5}(r_1)I_x^{0,5}(r_2) + 4I_x^{0,5}(r_1)I_x^{0,5}(r_2)I_x^{0,5}(r_1)I_x^{0,5}(r_2)\cos\delta_{12}}, \quad (1.11)$$

Розроблена у роботах Ангельської А.О. [142 – 151] методика прямого поляризаційного вимірювання координатних розподілів дійсної та уявної частини комплексного ступеня взаємної поляризації була апробована у завданнях діагностики та диференціації змін оптичної анізотропії, викликаних патологічними станами біологічних тканин органів людини. На першому етапі таких експериментальних досліджень використовувалися оптично-тонкі, однократно розсіюючи гістологічні зрізи м'язової тканини і дерми шкіри. Шляхом застосування вищенаведеної методики (співвідношення (1.8) – (1.11)) визначалися у різних зонах дифракції координатні розподіли модуля і фази комплексного ступеня взаємної поляризації лазерних зображень таких зразків, а також обчислювалися сукупність статистичних, кореляційних і фрактальних параметрів, які характеризують такі розподіли. Відповідна серія експериментально вимірених та обчислених залежностей приведена на рис. 1.7 і рис. 1.8.

Головними результатами досліджень координатних розподілів модуля і фази комплексного ступеня взаємної поляризації об'єктних полів шарів м'язової тканини та дерми шкіри є задовільна кореляція між даними комп'ютерного моделювання топологічної структури розподілів значень модуля комплексного ступеня взаємної поляризації та експериментально визначеною доменною структурою лазерних полів гістологічних зрізів реальних біологічних тканин з впорядкованою та розупорядкованою за напрямками оптичних осей архітектонікою двопротиназаломлюючих фібрил в усіх зонах дифракції. Окрім цього виявлена кореляція теоретичних і експериментальних даних між тенденціями зміни статистичних моментів, які описують розподіли модуля комплексного ступеня взаємної поляризації – зростання зі змінною відстані від площини зразків середнього, асиметрії та ексцесу зменшуються і, навпаки, збільшення дисперсії.

У межах кореляційного підходу установлені основні закономірності зміни автокореляційних залежностей, які характеризують координатну узгодженість розподілів модуля комплексного ступеня взаємної поляризації. Установлено, що в усіх зонах дифракції на фоні монотонного спадання нахили дотичних, які визначають “швидкість” зменшення власних значень автокореляційних функцій різна, - максимальна в області малих координатних зсувів і, навпаки, і мінімальна для значних координатних зсувів.

Масштабно – самоподібний аналіз виявив закономірності дифракційної трансформації фрактальності координатних множин значень модуля комплексного ступеня взаємної поляризації. Ангельською А. О. виявлено, що апроксимуючі криві до логарифмічних залежностей спектрів потужності розподілів даного параметру являють ламані з двома нахилами в області високих і середніх частот. У цих дослідженнях мультифрактальність

розподілів модуля комплексного ступеня взаємної поляризації лазерних полів гістологічних зрізів м'язової тканини і дерми шкіри шарів пов'язується із наявністю декількох масштабно самоподібних множин значень, які формуються протеїновими фібрилярними мережами.

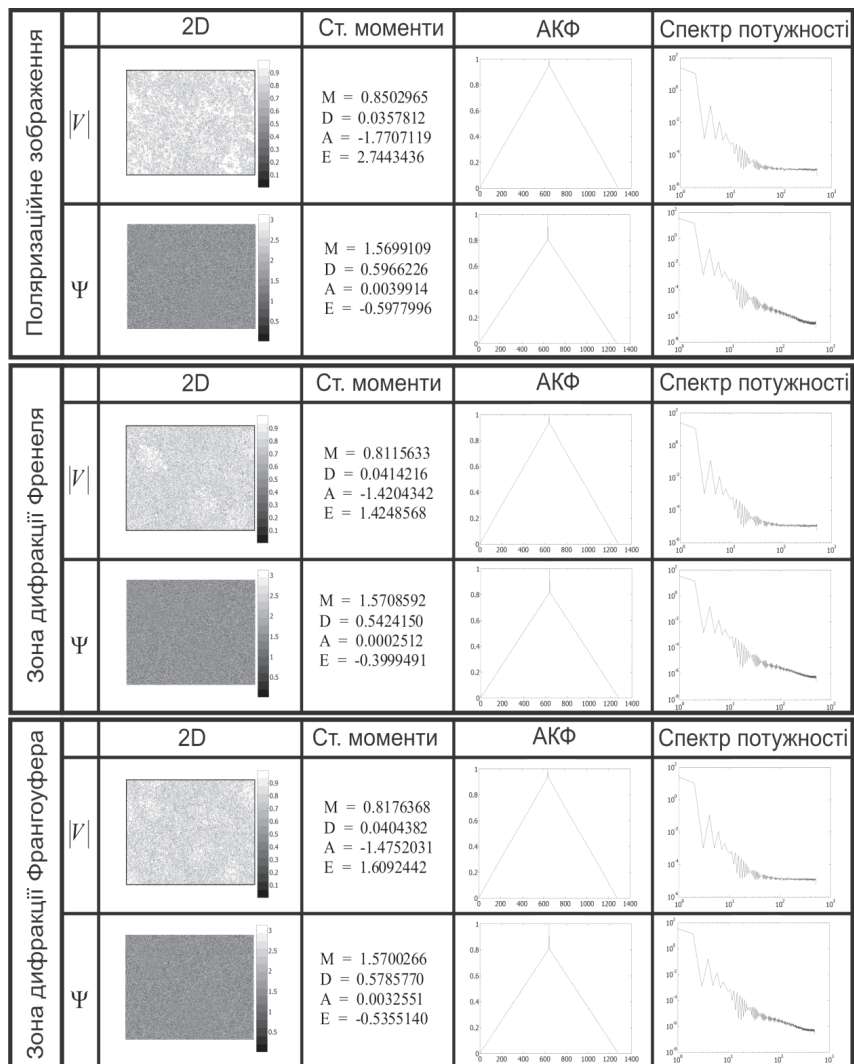


Рис. 1.7. Координатна, статистична, кореляційна і фрактальна структура модуля $|V|$ і фази Ψ комплексного ступеня взаємної поляризації V об'єктного поля гістологічного зрізу м'язової тканини.

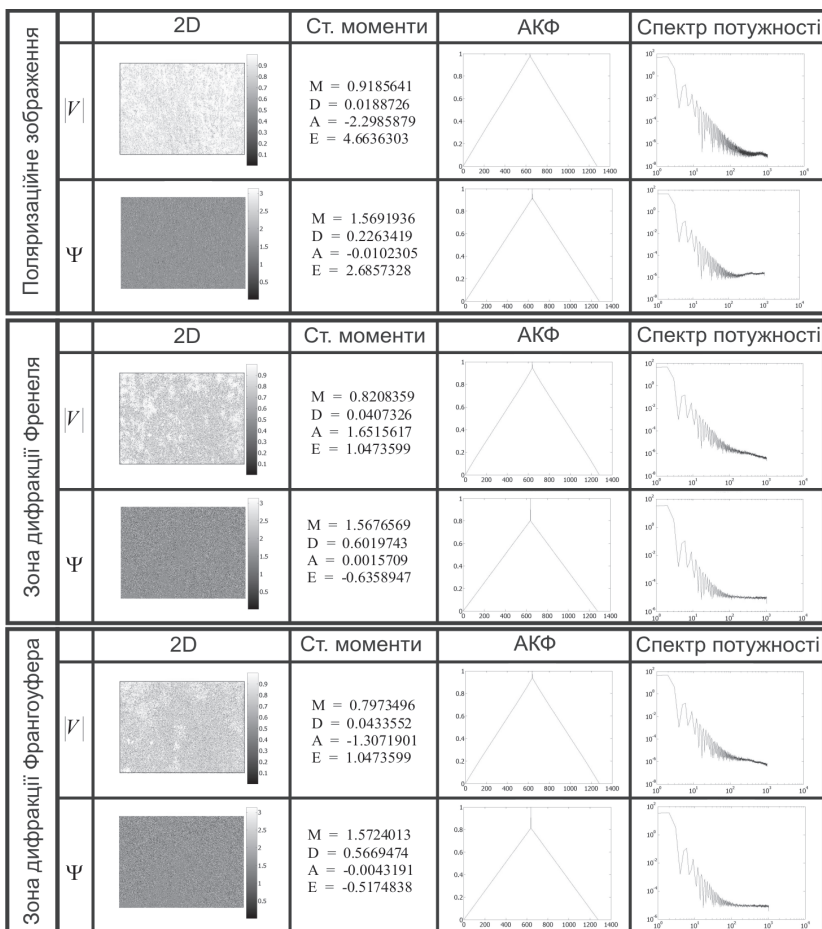


Рис. 1.8. Координатна, статистична, кореляційна і фрактальна структура модуля $|V|$ і фази Ψ комплексного ступеня взаємної поляризації V об'єктного поля гістологічного зрізу дерми шкіри.

Дослідження дифракційної трансформації іншої, уявної складової комплексного ступеня взаємної поляризації лазерних полів, розсіяних гістологічними зрізами біологічних тканин різної морфологічної побудови виявили нові, додаткові можливості діагностики оптичної анізотропії фібрилярних двопроменезаломлюючих мереж. По-перше, установлена більш дрібномасштабна структура координатних розподілів значень фази комплексного ступеня взаємної поляризації полів розсіяного лазерного випромінювання різними типами шарів біологічних тканин. Така

структурність обумовлює чутливість до орієнтаційної побудови сіток протеїнових кристалів і максимальний (у межах п'яти разів) діапазон зміни статистичного моменту 4-го порядку, який характеризує розподіл фази комплексного ступеня взаємної поляризації.

По-друге, швидкість спадання автокореляційних залежностей, обчислених для поляризаційно – кореляційних мап КСВП суттєво більша ніж у випадку аналогічних досліджень кореляційної однорідності розподілів модуля комплексного ступеня взаємної поляризації.

По-третє всі множини значень фази комплексного ступеня взаємної поляризації для різних дифракційних зон являють собою мультифрактальні структури, які детектуються наявністю ламаних з двома нахилами залежностей апроксимуючих кривих логарифмічних залежностей спектрів потужності.

Виявлена кореляція теоретичних і експериментальних наборів поляризаційно-кореляційних параметрів (статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, півширина автокореляційних функцій, нахили апроксимуючих кривих логарифмічних залежностей розподілів спектрів потужності) стала ефективною інформаційною базою для розробки методів диференціації зміни оптичних властивостей двопроменезаломлюючих фібрилярних сіток внаслідок виникнення патологічних процесів. У працях [148, 149] приведено дані поляризаційно – кореляційних досліджень різних типів багат шарових біологічних тканин репродуктивної сфери жінки.

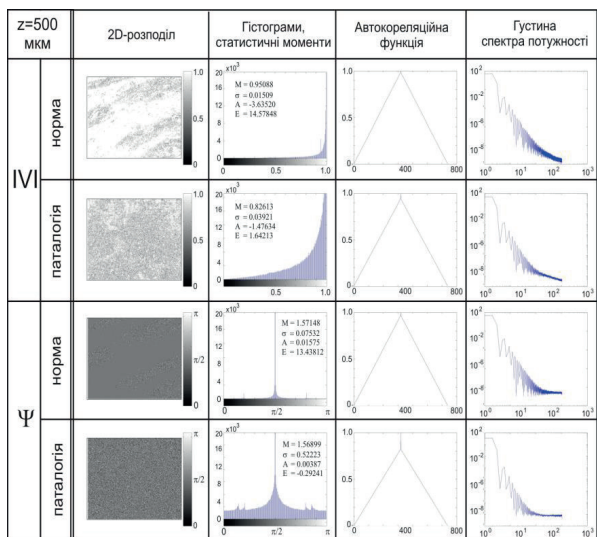


Рис. 1.9. Координатна, статистична, кореляційна і фрактальна структура модуля і фази комплексного ступеня взаємної поляризації зображення здорової і патологічно зміненої тканини біометрія

Серія рис. 1.9 – рис. 1.11 ілюструє дані (статистичні моменти 1го – 4го порядків, автокореляційні функції, логарифмічні залежності спектрів потужності) дифракційної трансформації (у граничній зоні дифракції - рис. 1.9 -, зоні дифракції Френеля - рис. 1.10 і зоні дифракції Фраунгофера - рис. 1.11) координатних розподілів модуля і фази комплексного ступеня взаємної поляризації поля лазерного випромінювання, розсіяного гістологічними зрізами здорової і патологічно зміненої тканини міометрія.

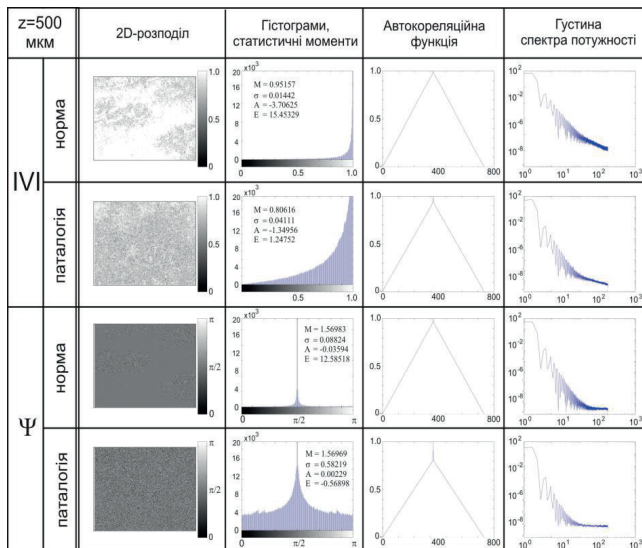


Рис. 1.10. Координатна, статистична, кореляційна і фрактальна структура модуля і фази комплексного ступеня взаємної поляризації об'єктного поля в зоні дифракції Френеля здорової і патологічно зміненої тканини міометрія.

Найважливішим з точки зору фізичного підходу виявилися визначені кореляційні взаємозв'язки між орієнтаційними (зміна розподілу напрямів оптичних осей) і фазовим (зміна розподілу фазових зсувів) сценаріями формування патологічних станів та набором кількісних (статистичних, кореляційних і фрактальних) параметрів, які характеризують координатні розподіли дійсної та уявної складової комплексного ступеня взаємної поляризації поля розсіяного лазерного випромінювання. Більш детальний аналіз виявив, що статистичний момент 3-го порядку, що характеризує координатні розподіли модуля комплексного ступеня взаємної поляризації лазерного поля доброякісно зміненої тканини міометрія в 3 (гранична зона) – 10 (зона дифракції Френеля) рази менший за значення 3-го статистичного моменту аналогічного параметра лазерного випромінювання, розсіяного гістологічним зрізом здорової тканини міометрія.

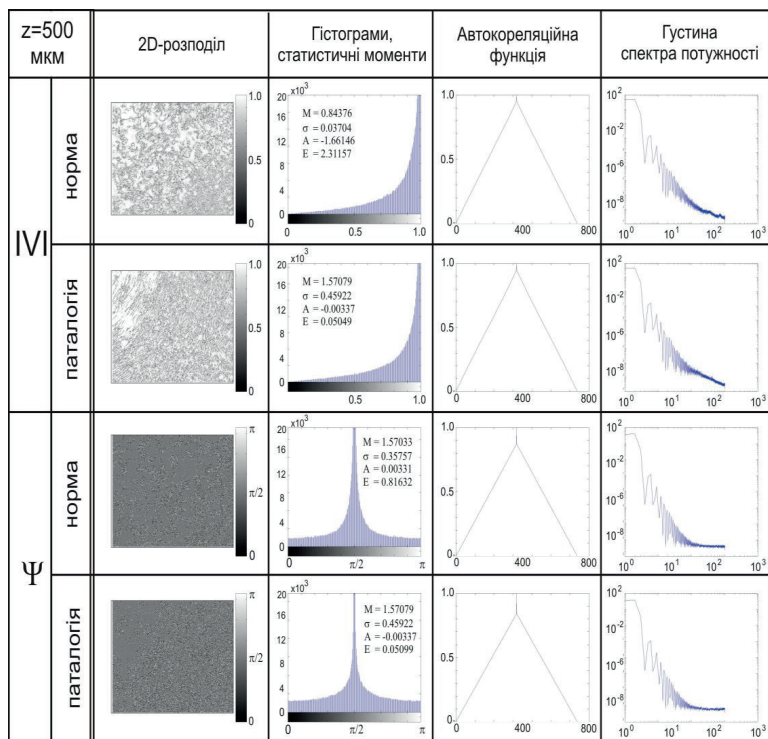


Рис. 1.11 Координатна, статистична, кореляційна і фрактальна структура модуля і фази комплексного ступеня взаємної поляризації об'єктного поля в зоні дифракції Фраунгофера здорової і патологічно зміненої тканини міометрія.

Значно більшого діапазону ($10 \div 100$) змін зазнає величина статистичного моменту 4-го порядку, який характеризує розподіли модуля комплексного ступеня взаємної поляризації поля лазерного випромінювання, розсіяного гістологічним зрізом доброякісно зміненої тканини міометрія у порівнянні з аналогічним статистичними моментом, що характеризує розподіл дійсної частини комплексного ступеня взаємної поляризації точок об'єктного поля, сформованого гістологічним зрізом здорової тканини. Аналогічні діапазони (до двох порядків величини) зміни мають місце для значень статистичних моментів 4 – го порядку, що характеризують розподіли фази комплексного ступеня взаємної поляризації лазерних полів, розсіяних гістологічними зрізами тканини міометрія різного фізіологічного стану.

Одержані експериментальні результати поляризаційно – кореляційної діагностики оптично – анізотропної складової тканин жіночої репродуктивної сфери були співставленні з даними інших попередньо - розроблених [152 – 163] діагностичних методів лазерної поляриметрії:

- поляризаційного картографування – визначення координатних розподілів азимута і еліптичності поляризації;
- поляризаційно-кореляційного картографування – визначення координатних розподілів дійсної частини комплексного ступеня взаємної поляризації.

Таблиця 1.1. Порівняльні характеристики методів лазерної поляриметрії і корелометрії об'єктних полів оптично - тонких шарів тканин міометрія [147]

Метод	Статисти чні моменти	АКФ		Спектри Потужно сті		Зона Дифракції	
Поляримет рія об'єктного поля біологічних тканин	$\frac{M_a^{*(3,4)}}{M_a^{(3,4)}} \frac{M_\beta^{*(3,4)}}{M_\beta^{(3,4)}}$	$\frac{L_a^*}{L_a}$	$\frac{L_\beta^*}{L_\beta}$	η_α	η_β	Зображення	+
	$\frac{M_a^{(3,4)}}{M_a^{(3,4)}} \frac{M_\beta^{(3,4)}}{M_\beta^{(3,4)}}$	$\frac{L_a^*}{L_a}$	$\frac{L_\beta^*}{L_\beta}$	$\neq$	$\neq$	Френеля	–
	$=$	$=$	$=$	$const$	$const$	Фраунгофера	–
	1,4- 2,7	1,3- 1,8	$=$				
Поляримет рія КСВП об'єктного поля біологічних тканин	$\frac{M_v^{*(3,4)}}{M_v^{(3,4)}}$	$\frac{L_v^*}{L_v}$		η_v		Зображення	+
	$=$	$=$		$\eta_{(1)v}$		Френеля	±
	1,4 – 5,1	1,2 – 1,4		$\eta_{(2)v}$		Фраунгофера	–
Поляримет рія модуля і фази КСВП об'єктного поля біологічних тканин	$\frac{M_{ \psi }^{*(3,4)}}{M_{ \psi }^{(3,4)}} \frac{M_\psi^{*(3,4)}}{M_\psi^{(3,4)}}$	$\frac{L_{ \psi }^*}{L_{ \psi }}$	$\frac{L_\psi^*}{L_\psi}$	$\eta_{ \psi }$	η_ψ	Зображення	+
	$\frac{M_{ \psi }^{(3,4)}}{M_{ \psi }^{(3,4)}} \frac{M_\psi^{(3,4)}}{M_\psi^{(3,4)}}$	$\frac{L_{ \psi }^*}{L_{ \psi }}$	$\frac{L_\psi^*}{L_\psi}$	$\eta_{(1) \psi }$	$\eta_{(1)\psi}$	Френеля	+
	$=$	$=$	$=$	$\eta_{(2) \psi }$	$\eta_{(2)\psi}$	Фраунгофера	+
	3 - 100	9 - 120	1,3 – 1,5	1,4- 1,7			

Примітки: “+” - діагностика достовірна; “±” - діагностика недостовірна; “–” – діагностика неможлива.

З даних, наведених у таблиці 1.1, випливає, що лазерна поляризаційна корелометрія координатних розподілів модуля і фази комплексного ступеня взаємної поляризації полів, розсіяних гістологічними зрізами здорової і доброякісно зміненої тканини міометрія має високу діагностичну чутливість і суттєві функціональні переваги перед методами поляризаційного та поляризаційно-кореляційного картографування.

РОЗДІЛ 2

ФІЗИЧНІ ОСНОВИ МЕТОДІВ ОПТИЧНОЇ ДІАГНОСТИКИ

§ 2.1 Розробка фізичних механізмів оптичної анізотропії для підвищення ефективності побудови систем поляриметричної діагностики полікристалічних біологічних мереж

З аналізу літературного огляду стосовно застосування лазерної поляриметрії в діагностиці біологічних тканин можна виокремити декілька основних складових в аналітичному підході до описання оптичних властивостей їх морфологічної структури [4; 16–21]:

1. Шар будь-якої біологічної тканини розглядається як двокомпонентна аморфно-кристалічна матриця.

2. Полікристалічна сітка біологічної тканини сформована архітектонічною сіткою, що складається із циліндричних протеїнових (колаген, міозин, еластин та ін.) фібрил.

3. Поляризаційні властивості кристалічної складової біологічної тканини описуються в наближенні лінійного двопронезаломлення.

4. Аналіз процесів перетворення лазерного випромінювання полікристалічними протеїновими мережами обмежується ближньою зоною дифракції або площиною зображення гістологічного зрізу зразка біологічної тканини.

Такі підходи виявилися ефективними у знаходженні взаємозв'язків між набором статистичних (моменти 1-го – 4-го порядків), кореляційних (особливості автокореляційних залежностей) і фрактальних (особливості логарифмічних залежностей спектрів потужності) параметрів, які характеризують розподіли напрямів оптичних осей і фазових зсувів полікристалічної біологічної сітки та поляризаційними параметрами (координатні розподіли азимутів і еліптичності поляризації, елементів матриці Мюллера) її зображення [72–75; 82].

На цій основі були розроблені методи поляризаційного картографування лазерних зображень гістологічних зрізів зразків шкіри, м'язової та епітеліальної тканини [76–82], які забезпечили можливість діагностики й диференціації нормального і патологічного (передракові доброякісні та злоякісні зміни) станів).

Зазначене успішне застосування лазерної поляриметрії оптично тонких шарів БТ у різноманітних галузях медицини об'єктивно стимулює подальший розвиток її методів, розповсюдження їх на більш широке коло об'єктів біологічного походження.

Найбільш актуальними завданнями в даному напрямку можна вважати такі:

1. Урахування в аналізі процесів перетворення лазерного випромінювання не тільки лінійної анізотропії (двопронезаломлення) речовини біологічних тканин але й їх оптичної активності [108; 110].

2. Дослідження еволюції статистичних, кореляційних і фрактальних параметрів, які характеризують розсіяні зазначеними БТ поляризаційно неоднорідні лазерні поля на різних відстанях від об'єкта [165].

3. Розробка нових підходів до аналізу поляризаційних параметрів різних точок поля розсіяного лазерного випромінювання в далекій зоні дифракції Фраунгофера на основі оптично реалізованого Фур'є-перетворення лазерного зображення шару БТ [109].

4. Розробка Фур'є-методів поляризаційної селекції інформації (контрастування зображень, виділення "інформативної" компоненти шляхом просторово-частотної селекції) в поляризаційно-неоднорідних лазерних полях розсіяних БТ [114].

У циклі праць [16 – 18, 20, 23, 24, 36] оптико-анізотропні властивості полікристалічних сіток протейінових фібрил характеризувалися в наближенні лінійної анізотропії – матричним оператором Мюллера для одноосного двоприменезаломлюючого кристала такого вигляду:

$$\{Z\}_j = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & z_{22} & z_{23} & z_{24} \\ 0 & z_{32} & z_{33} & z_{34} \\ 0 & z_{42} & z_{43} & z_{44} \end{pmatrix}, \quad (2.1)$$

де:

$$z_{ik}(\rho, \delta) = \begin{cases} z_{22} = \cos^2 2\rho + \sin^2 2\rho \cos \delta; \\ z_{23;32} = \cos 2\rho \sin 2\rho (1 - \cos \delta); \\ z_{33} = \sin^2 2\rho + \cos^2 2\rho \cos \delta; \\ z_{34;43} = \pm \cos 2\rho \sin \delta; \\ z_{24;42} = \pm \sin 2\rho \sin \delta; \\ z_{44} = \cos \delta. \end{cases} \quad (2.2)$$

Тут ρ – напрямок оптичної осі, що визначається напрямом укладання двоприменезаломлюючої фібрили; $\delta = 2\pi/\lambda \Delta n d$ – фазовий зсув, який вноситься між ортогональними складовими амплітуди лазерної хвилі довжиною λ , що проходить крізь фібрилу з геометричним перерізом d та показником двоприменезаломлення Δn .

Сукупність матричних елементів $(z_{ik})_j$ для плоскої мережі біологічних кристалів визначалися за такими алгоритмами:

- для скінченної (M) кількості фібрил:

$$\bar{z}_{ik} = \sum_{u=1}^M \sum_{u=1}^M z_{ik}(\rho_u, \delta_u) \quad (2.3)$$

- для нескінченної ($M \rightarrow \infty$) кількості фібрил:

$$\tilde{z}_{ik} = \int_0^\pi \int_0^{2\pi} Q_\rho W_\delta z_{ik}(\rho, \delta) d\rho d\delta. \quad (2.4)$$

Тут Q_ρ і W_δ – функції розподілу орієнтаційного (ρ) і фазового (δ) параметрів сітки біологічних кристалів.

З іншого боку, практично всім біологічним тканинам притаманна властивість оптичної активності [2; 5]. Виходячи з цього, для більш повного, узагальненого аналітичного описання оптичної анізотропії протеїнових фібрил потрібно врахування матричного оператора:

$$\{Q\}_j = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos 2\theta & \sin 2\theta & 0 \\ 0 & \sin 2\theta & \cos 2\theta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{pmatrix}, \quad (2.5)$$

де θ – фазовий кут [108; 110; 165].

Таким чином, узагальнена матриця оптичної анізотропії біологічного кристала набуває вигляду добутку відповідних операторів Мюллера (співвідношення (2.1), (2.2) і (2.5))

$$W = \{Z\}\{Q\}. \quad (2.6)$$

Запишемо вираз (2.6) у розгорнутому вигляді

$$w_{ik} = \begin{cases} f_1(\rho, \delta, \theta); \\ \cdot \\ f_4(\rho, \delta, \theta). \end{cases} \quad (2.7)$$

З аналізу системи рівнянь (2.7) видно, що вся фазова інформація про узагальнені оптико-анізотропні властивості (ρ, δ і θ) локального біологічного кристала міститься у дев'яти, відмінних від нуля матричних елементах.

За аналогією з (2.3) і (2.4) можна одержати вирази для елементів узагальненої матриці Мюллера всієї полікристалічної мережі досліджуваного шару біологічної тканини.

2.2 Формування Фур'є-спектра поляризаційно-неоднорідного зображення біологічного шару для діагностики змін його оптичної анізотропії

У даному розділі ми розглянемо вплив узагальненої анізотропії полікристалічної мережі біологічної тканини на формування поляризаційної структури розсіяного лазерного випромінювання у різних зонах дифракції.

В аналітичному розгляді ми обмежимося двома найбільш експериментально розповсюдженими випадками – граничним полем або зображенням біологічного шару та далекою зоною дифракції Фраунгофера [109, 166].

Структура поляризаційно–неоднорідного зображення полікристалічної мережі. Ми вже зазначали, що математичний оператор $\{W\}$ (співвідношення (2.6) і (2.7)) вичерпно повно характеризує процеси трансформації стану (азимута α і еліптичності β) поляризації лазерного випромінювання, однократно розсіяного фазово-неоднорідними біологічними шарами.

З іншого боку, більш зручний і адекватний у випадку багатократно розсіяного оптичного випромінювання, є формалізм параметрів вектора Стокса [41; 74], які найбільш повно характеризують не тільки стан поляризації випромінювання, але й ступінь його поляризації або деполіризації.

Аналітично процес перетворення параметрів вектора Стокса описується наступним матричним рівнянням

$$S^* = \{Z\}S_0. \quad (2.8)$$

Тут S_0, S^* – вектори Стокса опромінюючого й об'єктного пучків.

Визначимо можливість знаходження координатних розподілів $\alpha(n, m)$ і $\beta(n, m)$ у площині зображення біологічної тканини, що реєструється цифровою камерою з $n \times m$ пікселів.

Із цією метою розглянемо найбільш загальну ситуацію опромінювання – зондування біологічного шару еліптично поляризованим (α_0, β_0) пучком. Вектор Стокса зазначеного лазерного пучка має наступний вигляд [4]:

$$S_0 = \begin{pmatrix} 1 \\ \cos 2\alpha_0 \cos 2\beta_0 \\ \sin 2\alpha_0 \cos 2\beta_0 \\ \sin 2\beta_0 \end{pmatrix}. \quad (2.9)$$

З урахуванням (2.9) запишемо вирази для набору параметрів вектора Стокса (2.8) у розгорнутому вигляді

$$\begin{cases} S_2 = z_{22}S_2^{(0)} + z_{23}S_3^{(0)} + z_{24}S_4^{(0)}; \\ S_3 = z_{32}S_2^{(0)} + z_{33}S_3^{(0)} + z_{34}S_4^{(0)}; \\ S_2 = z_{42}S_2^{(0)} + z_{43}S_3^{(0)} + z_{44}S_4^{(0)}. \end{cases} \quad (2.10)$$

Остання система рівнянь (2.10) дозволяє одержати наступні вирази для визначення азимута α і еліптичності β поляризації перетвореного об'єктом пучка в певній точці лазерного зображення

$$\alpha = 0,5 \arctg\left(\frac{S_3}{S_2}\right) \equiv u[z_{ik}(\rho, \delta), \alpha_0, \beta_0]; \quad (2.11)$$

$$\beta = 0,5 \arcsin(S_4) \equiv p[z_{ik}(\rho, \delta), \alpha_0, \beta_0]. \quad (2.12)$$

Аналіз співвідношень (2.11) і (2.12) показує, що координатні розподіли станів поляризації (α, β) точок (n, m) зображення БТ визначаються відповідними розподілами параметрів анізотропії (двопроменезаломлення ρ, δ і оптична активність θ) полікристалічної мережі.

За умови одноразового розсіяння існує однозначний взаємозв'язок між орієнтаційно-фазовою структурою сітки біологічних кристалів, властивості якої визначають сукупністю Мюллер-матричних зображень $z_{ik}(n, m)$, та поляризаційно-неоднорідною структурою відповідного лазерного зображення.

З іншого боку, практична реалізація такої ситуації можлива лише при лабораторних дослідженнях (*in vitro*) лазерних зображень оптично-тонких шарів гістологічних зрізів біологічних тканин.

Для більш загального випадку досліджень *in vivo* об'єктом дослідження стає поле розсіяного лазерного випромінювання на значній відстані від біологічного шару.

Параметри поляризаційної структури лазерного поля біологічного шару в далекій зоні дифракції. Найбільш оптимальним засобом експериментальної реалізації дослідження поляризаційної структури поля розсіяного випромінювання в далекій зоні дифракції, на нашу думку, є оптична реалізація фур'є-перетворення розподілів параметрів вектора Стокса лазерного зображення біологічного шару.

Традиційно параметри вектора Стокса S_k оптичного випромінювання записують у вигляді [4; 78]

$$S = \left\{ \begin{pmatrix} 1; \\ \left(\frac{I_0 - I_{90}}{I_0 + I_{90}} \right); \\ \left(\frac{I_{45} - I_{135}}{I_0 + I_{90}} \right); \\ \left(\frac{I_{\otimes} - I_{\oplus}}{I_0 + I_{90}} \right) \end{pmatrix} \right\}. \quad (2.13)$$

Таке математичне зображення дозволяє вичерпно повно описати фотометричну ($S_1 = I_0 + I_{90}$) та поляризаційну структуру ($S_{k=2,3,4}$) одноразово (повністю поляризованого) та баготоразово (частково поляризованого) розсіяного випромінювання. Інакше кажучи, формалізм вектора Стокса дозволяє описувати як некогерентне, так і когерентне (монохроматичне) випромінювання. Важливою перевагою такого представлення поляризаційних характеристик поля оптичного випромінювання є безпосередня можливість експериментального вимірювання параметрів вектора Стокса S_k .

З іншого боку, сучасні методи лазерної поляриметрії та оптичної когерентної томографії використовують як діагностичний зонд повністю поляризований і когерентний лазерний пучок. Тому актуальним є розгляд взаємозв'язку між параметрами вектора Стокса і амплітудно-фазовою структурою поля розсіяного лазерного випромінювання.

Розглянемо більш детально даний підхід з математичної точки зору.

Відомо [4; 20; 72], що будь-який стан поляризації лазерного випромінювання є результатом додавання (інтерференції) двох ортогонально поляризованих хвиль, між якими сформувався фазовий зсув δ_{xy} , як сумарний прояв лінійного двоприменезаломлення (φ) та оптичної активності (θ).

Математично такий механізм амплітудно-фазового формування стану поляризації описує рівняння

$$\frac{X^2}{E_x^2} - \frac{2XY}{E_x E_y} \cos(\delta_{xy} = \varphi + \theta) + \frac{Y^2}{E_y^2} = \sin^2(\delta_{xy} = \varphi + \theta). \quad (2.14)$$

Зв'язок між сукупністю ($S_{i=1,2,3,4}$) та комплексними амплітудами E_x, E_y світлових коливань зображення біологічної тканини можна показати, використовуючи матрицю когерентності $\{J\}$ [10; 16]

$$\{J\} = \begin{pmatrix} E_x E_x^* & E_x E_y^* \\ E_y E_x^* & E_y E_y^* \end{pmatrix}. \quad (2.15)$$

Розкладемо (2.15) в базис на параметри вектора Стокса та спінові матриці Паулі: [17]

$$\{J\} = S_1 \begin{vmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{vmatrix} + S_2 \begin{vmatrix} 1 & 0 \\ 0 & -1 \end{vmatrix} + S_3 \begin{vmatrix} 0 & 1 \\ 1 & 0 \end{vmatrix} + S_4 \begin{vmatrix} 0 & -i \\ i & 0 \end{vmatrix}. \quad (2.16)$$

Таким чином, можна записати:

$$\begin{aligned} S_1 &= J_{xx} + J_{yy} = E_x E_x^* + E_y E_y^*; \\ S_2 &= J_{xx} - J_{yy} = E_x E_x^* - E_y E_y^*; \\ S_3 &= J_{xy} - J_{yx} = E_x E_y^* - E_y E_x^*; \\ S_4 &= i(J_{yx} - J_{xy}) = i(E_y E_x^* - E_x E_y^*). \end{aligned} \quad (2.17)$$

З аналізу (2.17) випливає, що для знаходження розподілів параметрів вектора Стокса поля розсіяного лазерного випромінювання у далекій зоні дифракції необхідно розглянути еволюцію у вільному просторі ортогональних складових (E_x, E_y) амплітуди (E) лазерної хвилі, між якими існує фазовий зсув (δ_{xy}) .

Виходячи з цього Мюллер-матричне рівняння (2.8) трансформується в наступне Джонс-матричне співвідношення

$$U^* = \{D\} U_0. \quad (2.18)$$

Тут $U_0(E_{0x}, E_{0y}, \delta_{0x}, \delta_{0y})$, $U^*(E_x, E_y, \delta_x, \delta_y)$ – вектори Джонса опромінюючого і, перетвореного об'єктом, лазерного випромінювання; $\{D\}(\rho, \delta, \theta)$ – матриця Джонса фазової (двопроменезаломлення й оптична активність) анізотропії біологічного кристала

$$\{D\} = \{Q\} \{A\}. \quad (2.19)$$

Тут $\{Q\}$ – матриця Джонса лінійного двопроменезаломлення; $\{A\}$ – матриця Джонса оптичної активності

$$\{Q\} = \begin{bmatrix} q_{11} & q_{12} \\ q_{21} & q_{22} \end{bmatrix}, \quad (2.20)$$

де

$$\begin{cases} q_{11} = \sin^2 \rho + \cos^2 \rho \exp(-i\delta); \\ q_{22} = \cos^2 \rho + \sin^2 \rho \exp(-i\delta); \\ q_{12} = q_{21} = \sin \rho \cos \rho (1 - \exp(-i\delta)). \end{cases} \quad (2.21)$$

$$\{A\} = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} \\ a_{21} & a_{22} \end{bmatrix}, \quad (2.22)$$

де

$$\begin{cases} a_{11} = \sin^2 \theta; \\ a_{22} = \cos^2 \theta; \\ a_{12} = a_{21} = \sin \theta \cos \theta. \end{cases} \quad (2.23)$$

У розгорнутому вигляді рівняння (2.19) можна переписати так:

$$\begin{pmatrix} E_x e^{i\delta_x} \\ E_y e^{i\delta_y} \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} \cos^2 \rho + e^{-i\delta} \sin^2 \rho & \cos \rho \sin \rho (1 - e^{-i\delta}) \\ \cos \rho \sin \rho (1 - e^{-i\delta}) & \sin^2 \rho + e^{-i\delta} \cos^2 \rho \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} \sin^2 \theta & \sin \theta \cos \theta \\ \sin \theta \cos \theta & \cos^2 \theta \end{bmatrix} \begin{pmatrix} E_{0x} e^{i\delta_{0x}} \\ E_{0y} e^{i\delta_{0y}} \end{pmatrix}. \quad (2.24)$$

З (2.24) одержимо вирази для ортогональних комплексних складових амплітуди лазерної хвилі в довільній точці зображення кристалічної сітки

$$E_x e^{i\delta_x} = e^{i\delta_{0x}} E_{0x} [(\cos^2 \rho + e^{-i\varphi} \sin^2 \rho) \sin^2 \theta + \cos \rho \sin \rho (1 - e^{-i\varphi}) \cos \theta \sin \theta] + e^{i\delta_{0y}} E_{0y} [(\cos^2 \rho + e^{-i\varphi} \sin^2 \rho) \cos \theta \sin \theta + \cos \rho \sin \rho (1 - e^{-i\varphi}) \cos^2 \theta]; \quad (2.25)$$

$$E_y e^{i\delta_y} = e^{i\delta_{0x}} E_{0x} [\cos \rho \sin \rho (1 - e^{-i\varphi}) \sin^2 \theta + (\cos^2 \rho + e^{-i\varphi} \sin^2 \rho) (1 - e^{-i\varphi}) \cos \theta \sin \theta] + e^{i\delta_{0y}} E_{0y} [\cos \rho \sin \rho (1 - e^{-i\varphi}) \cos \theta \sin \theta + (\cos^2 \rho + e^{-i\varphi} \sin^2 \rho) \cos^2 \theta] \quad (2.26)$$

Вирази (2.25) і (2.26) являють собою “вхідні” параметри для дифракційних інтегралів, які визначають подальший дифракційно-інтерференційний процес еволюції амплітудно-фазових розподілів об’єктного поля.

Для випадку знаходження шару біологічної тканини у фокальній площині об’єктива вирази (2.25) і (2.26) можна записати так:

$$U_x(m^*, n^*) = \frac{A}{i\lambda f} \int_{-\infty}^{+\infty} E_x(m, n) \exp \left[-i \frac{2\pi}{\lambda f} (nn^* + mm^*) \right] dndm; \quad (2.27)$$

$$U_y(m^*, n^*) = \frac{A}{i\lambda f} \int_{-\infty}^{+\infty} E_y(m, n) \exp \left[-i \frac{2\pi}{\lambda f} (nn^* + mm^*) \right] dndm. \quad (2.28)$$

Тут f – фокусна відстань об’єктиву; λ – довжина хвилі лазерного випромінювання; n, m і n^*, m^* – координати точок у площині зображення і Фур’є-площині відповідно.

Вирази для дифракційних інтегралів (2.27) і (2.28) можна переписати дещо в іншому “просторово-частотному” вигляді з урахуванням набору просторових частот $\nu(n^*) = \frac{kn_0^*(1pix)}{\lambda f}$ і $\nu(m^*) = \frac{km_0^*(1pix)}{\lambda f}$ для двох взаємно перпендикулярних напрямків n^*, m^* у Фур’є-площині:

$$U_x(m^*, n^*) = \frac{A}{i\lambda f} \int_{-\infty}^{+\infty} E_x(m, n) \exp[-i2\pi(n\nu_n + m\nu_m)dn dm]; \quad (2.27^*)$$

$$U_y(m^*, n^*) = \frac{A}{i\lambda f} \int_{-\infty}^{+\infty} E_y(m, n) \exp[-i2\pi(n\nu_n + m\nu_m)dn dm]. \quad (2.28^*)$$

З аналізу (2.27*) і (2.28*) випливає яскрава залежність (координатна асиметрія) структури Фур’є-спектра від особливостей розподілів розмірів і форми структурних елементів у лазерному зображенні біологічної тканини.

Отже, з використанням алгоритму (2.18)–(2.28) на основі співвідношень (2.17) можна визначити набір параметрів вектора Стокса в кожній точці Фур’є-образа (лазерне зображення “віднесе в безмежність”) поляризаційно-неодорідного лазерного зображення біологічної тканини:

$$\begin{aligned} S_1(\nu) &= U_x U_x^* + U_y U_y^*; \\ S_2(\nu) &= U_x U_x^* - U_y U_y^*; \\ S_3(\nu) &= U_x U_y^* - U_y U_x^*; \\ S_4(\nu) &= i(U_y U_x^* - U_x U_y^*). \end{aligned} \quad (2.29)$$

Окрім цього, застосування дифракційних інтегралів (2.27) і (2.28) дозволяє визначити ступінь асиметрії Фур’є-спектра в двох взаємно перпендикулярних напрямках

$$\Delta(\nu) = \frac{U_x(m^*) + U_y(m^*)}{U_x(n^*) + U_y(n^*)}, \quad (2.30)$$

де

$$U_x(m^*) = \frac{A}{i\lambda f} \int_{-\infty}^{+\infty} E_x(m) \exp\left[-i\frac{2\pi}{\lambda f} mm^*\right] dm = \frac{A}{i\lambda f} \int_{-\infty}^{+\infty} E_x(m) \exp[-i2\pi m \nu_m] dm; \quad (2.31)$$

$$U_x(n^*) = \frac{A}{i\lambda f} \int_{-\infty}^{+\infty} E_x(m) \exp\left[-i\frac{2\pi}{\lambda f} nn^*\right] dn = \frac{A}{i\lambda f} \int_{-\infty}^{+\infty} E_x(m) \exp[-i2\pi m \nu_n] dn; \quad (2.32)$$

$$U_y(m^*) = \frac{A}{i\lambda f} \int_{-\infty}^{+\infty} E_y(m) \exp\left[-i \frac{2\pi}{\lambda f} m m^*\right] dm = \frac{A}{i\lambda f} \int_{-\infty}^{+\infty} E_y(m) \exp[-i 2\pi m v_m] dm; \quad (2.33)$$

$$U_y(n^*) = \frac{A}{i\lambda f} \int_{-\infty}^{+\infty} E_y(n) \exp\left[-i \frac{2\pi}{\lambda f} n n^*\right] dn = \frac{A}{i\lambda f} \int_{-\infty}^{+\infty} E_y(n) \exp[-i 2\pi n v_n] dn. \quad (2.34)$$

Ми проаналізували фізичні основи методики Стокс-поляриметрії оптично-анізотропних біологічних шарів у різних зонах (гранична – зображення й далека – фур'є-площина) реєстрації полів розсіяного лазерного випромінювання.

РОЗДІЛ 3

ПРИНЦИПИ РЕАЛІЗАЦІЇ ОПТИЧНИХ СИСТЕМ ТА ПРИЛАДІВ ДІАГНОСТУВАННЯ ТА ЛІКУВАННЯ ПАТОЛОГІЧНИХ ЗМІН БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН ЛЮДИНИ

§ 3.1 Розроблення принципів будови оптичного каналу діагностичної системи на основі Стокс-поляриметричного картографування лазерних зображень біологічних шарів

Оптична схема та технічні параметри.

Оптична схема пристрою зображена на рис. 3.1.

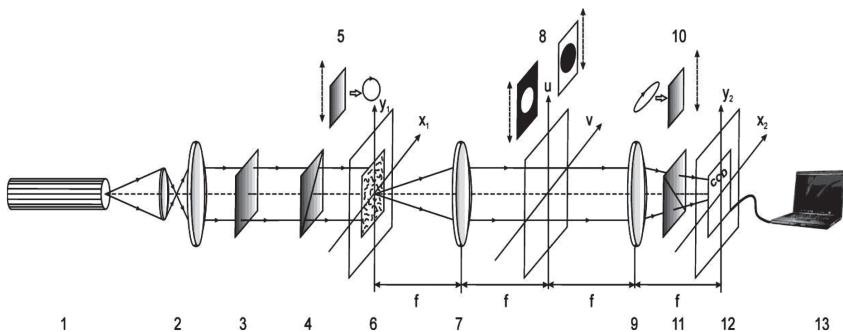


Рис. 3.1 – Оптична схема системи 2D-картографування розподілів інтенсивності: 1 – лазер; 2 – коліматор; 3, 5, 9 – чвертьхвильові пластинки; 4, 10 – поляризатори; 6 – об’єкт; 7 – мікрооб’єктив; 10 – CCD-камера; 11 – персональний комп’ютер PC [107]

Освітлення проводилося паралельним ($\varnothing = 10^4$ мкм) пучком He-Ne – лазера ($\lambda = 0.6328$ мкм, $W = 5.0$ мВт). Поляризаційний освітлювач складається з чвертьхвильових пластинок 3; 5 і поляризатора 4, що забезпечує формування лазерного пучка з довільним азимутом $0^\circ \leq \alpha_0 \leq 180^\circ$ або еліптичністю $0^\circ \leq \beta_0 \leq 90^\circ$ поляризації.

Гістологічні зрізи зразків біологічних тканин розміщувалися у фокальній площині мікрооб’єктиву 7 (фокусна відстань $f = 450 \mu\text{m}$, збільшення 4X)? проектувалися в площину світлочутливої площини (800×600 пікс) CCD-камери 10 ($P = m \times n = 600 \text{ пікс} \times 800 \text{ пікс}$), яка знаходилася також на фокальній відстані та забезпечувала діапазон вимірювання структурних елементів Фур’є-спектру зображення біологічних тканин для наступних геометричних розмірів 2 мкм – 2000 мкм.

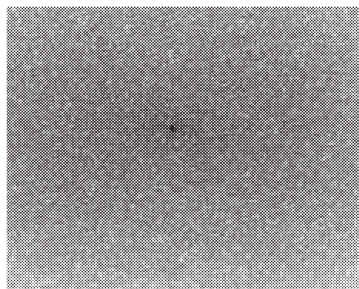
Умови експерименту підбиралися таким чином, щоб практично усунути просторово-кутову апертурну фільтрацію при формуванні Фур’є спектрів

лазерних зображень біологічних тканин. Це забезпечувалося узгодженням кутових характеристик індикатрис розсіяння світла зразками біологічних тканин ($\Omega_{BT} \approx 16^\circ$) і кутової апертури мікрооб'єктиву ($\Delta\omega = 20^\circ$). Тут Ω_{BT} - кутовий конус індикатрис, у якому сконцентровано 98% всієї енергії розсіяного випромінювання.

Аналіз поляризаційної структури Фур'є-спектрів зображень гістологічних зрізів біологічних тканин здійснювався за допомогою поляризатора 9 та чвертьхвильової пластинки 8.



(a)



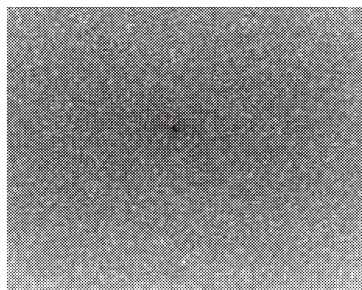
(б)

Рис. 3.2. Дискретизовані лазерні зображення гістологічного зрізу дерми шкіри (а) та його фур'є спектр (б).

На рис. 3.2 приведені приклади розподілів інтенсивності $I(m \times n)$ дискретизованих фур'є спектрів лазерних зображень гістологічного зрізу дерми шкіри людини.



(a)



(б)

Рис. 3.2. Дискретизовані лазерні зображення гістологічного зрізу дерми шкіри (а) та його фур'є спектр (б).

Дана система в порівнянні із системою 2D-поляризаційної фільтрації і комплексної процесорної обробки розподілів інтенсивності лазерних зображень біологічних шарів функціонально і технічно доповнена:

- багатофункціональним вузлом поляризаційного опромінювання – блоком формування зондуючого лазерного пучка з довільним азимутом та еліптичністю поляризації, що складається з двох чвертьхвильових пластинок і лінійного поляризатора;

- багатоканальним вузлом поляризаційної фільтрації – лінійними поляризаційними фільтрами з площинами пропускання, орієнтованими під кутами 0° ; 90° ; 45° ; 135° , та фазовими право- і ліво-циркулярно поляризованими фільтрами, що складаються з блоків “ $\otimes$ ” (чвертьхвильова пластинка, оптична вісь якої орієнтована під кутом $+45^\circ$ відносно лінійного поляризатора) і “ $\oplus$ ” (чвертьхвильова пластинка, оптична вісь якої орієнтована під кутом -45° відносно лінійного поляризатора).

У таблиці 3.1 наведено додаткові технічні параметри системи 2D–Стокс-поляриметричного картографування.

Таблиця 3.1 – Додаткові технічні параметри системи 2D–Стокс-поляриметричного картографування

N	Елемент	Параметри
1	Поляризатор	Пропускання
		Лінійність
		Спектральна характеристика
		Абсолютна похибка
		Відносна похибка
		Габарити
		Вартість
2	Чвертьхвильова пластинка	Пропускання
		Лінійність
		Спектральна характеристика
		Абсолютна похибка
		Відносна похибка
		Габарити
		Вартість
3	Система “чвертьхвильова пластинка – поляризатор”	Пропускання
		Лінійність
		Спектральна характеристика
		Абсолютна похибка
		Відносна похибка
		Габарити
		Вартість

§ 3.2 Основні показники системи стокс-поляриметричного картографування лазерних зображень двопротенезаломлюючих біологічних шарів

Використання оптико-електронної системи стокс-поляриметричного картографування на основі багатофункціональної поляризаційної фільтрації та процесорної аналітичної обробки серії двовимірних дискретних розподілів інтенсивності на основі вичерпної інформаційної повноти дозволяє здійснити об'єктивну комплексну оцінку Фур'є-образів мікроскопічних зображень шарів оптично анізотропних двопротенезаломлюючих біологічних тканин за визначеними показниками, (див. табл. 3.2., 3.3).

Таблиця 3.2. Основні показники системи 2D – картографування і комплексної процесорної обробки розподілів інтенсивності Фур'є образів лазерних зображень біологічних шарів

Оптичні	
Масив дискретизації	$m \times n =$
Роздільна здатність	$2\mu m \div 2000\mu m$
Діапазон зміни інтенсивності	
Похибка, абсолютна	
Похибка, відносна	
Статистичні	
Гістограма	$H(I)$
Статистичний момент 1-го порядку	R_1
Статистичний момент 2-го порядку	R_2
Статистичний момент 3-го порядку	R_3
Статистичний момент 4-го порядку	R_4
Кореляційні	
Кроскореляційні функції	$K(\Delta v_x), K(\Delta v_y)$
Кроскореляційний момент 1-го порядку	dQ_1
Кроскореляційний момент 2-го порядку	dQ_2
Кроскореляційний момент 3-го порядку	dQ_3
Кроскореляційний момент 4-го порядку	dQ_4
Фрактальні	
Спектри потужності	$PSD - W$
Логарифмічні залежності	$\log W - \log v$
Кросспектральний момент 1-го порядку	dF_1
Кросспектральний момент 2-го порядку	dF_2
Кросспектральний момент 3-го порядку	dF_3
Кросспектральний момент 4-го порядку	dF_4

Таблиця 3.3 – Основні показники системи 2D–Стокс-поляриметричного картографування

Оптичні (див. табл. 3.3)	
Параметри вектора Стокса (лінійна фільтрація)	$(-1 \leq S_{1,2,3} \leq 1) \pm 0.05$
Параметри вектора Стокса (фазова фільтрація)	$(-1 \leq S_4 \leq 1) \pm 0.09$
Статистичні (див. табл. 3.3)	
Кореляційні (див. табл. 3.3)	
Фрактальні (див. табл. 3.3)	

§ 3.3 Архітектура системи картографування мап параметрів вектора Стокса лазерних зображень двопроменезаломлюючих структур біологічних шарів

Структурно–логічна схема архітектури системи 2D–Стокс-поляриметричного картографування та процесорної обробки серії алгоритмічно відфільтрованих розподілів інтенсивності лазерних зображень оптико-анізотропних структур біологічних шарів зображена на рис. 3.3.

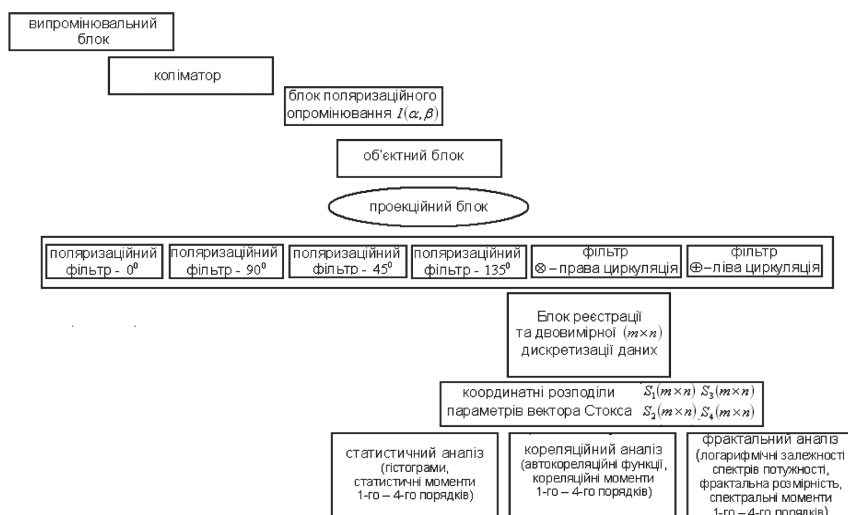


Рис. 3.3 – Архітектура системи 2D–Стокс-поляриметричного картографування та процесорної обробки серії алгоритмічно відфільтрованих розподілів інтенсивності фур'є-образів лазерних зображень оптико-анізотропних структур

Комплекс інформаційно-функціональних можливостей системи 2D-Стокс-поляриметричного картографування ілюструє структурно-логічна схема, наведена на рис. 3.4.

Отже, технічний результат застосування системи 2D-Стокс-поляриметричного картографування забезпечує нова сукупність дій, що приводить до розширення функціональних можливостей діагностики будови двоприменезаломлюючої мережі анізотропних шарів і покращення інформативності за рахунок реалізації багатовимірного процесу вимірювання координатних розподілів параметрів вектора Стокса шляхом багатоканального поляризаційного аналізу серії лазерних зображень.



Рис. 3.4 – До аналізу інформаційно-функціональних можливостей системи 2D-Стокс-поляриметричного картографування

Як бачимо, застосування комплексного статистичного, кореляційного та фрактального аналізу дискретних двовимірних масивів параметрів вектора Стокса $\{S_{i=1,2,3,4}(m \times n)\}$ дискретизованого $(m \times n)$ Фур'є-образу лазерного зображення біологічного шару дозволяє розширити функціональні можливості систем реєстрації класичних, поляризаційних і фазових мікроскопічних зображень біологічних шарів, одержати нові та вичерпно інформаційні дані про:

- статистичні моменти вищих порядків розподілів $S_{i=1,2,3,4}(m \times n)$;
- кореляційну подібність розподілів $S_{i=1,2,3,4}(m \times n)$ та кількісні характеристики (кроскореляційні моменти) автокореляційної узгодженості;
- масштабну самоподібність, фрактальну розмірність та кількісні характеристики (кросспектральні моменти) просторово-частотної структури розподілів $S_{i=1,2,3,4}(m \times n)$.

§ 3.4 Алгоритми обробки даних Стокс-поляриметричної діагностики

Для кількісної оцінки розподілів параметрів Фур'є-спектрів $S_k(\nu)$ нами застосовано комплексний статистичний [17; 73; 75], кореляційний [17; 75; 77; 87–89; 91; 93] та фрактальний [17; 74; 76; 90; 94] підходи.

Статистичний підхід. Використовувалися статистичні моменти першого (R_1), другого (R_2), третього (R_3) і четвертого (R_4) порядків, які обчислювалися за такими алгоритмами:

$$\begin{aligned} R_1 &= \frac{1}{P} \sum_{j=1}^P (|S_k|)_j; \\ R_2 &= \sqrt{\frac{1}{P} \sum_{j=1}^P (S_k^2)_j}; \\ R_3 &= \frac{1}{R_2^3} \frac{1}{P} \sum_{j=1}^P (S_k^3)_j; \\ R_4 &= \frac{1}{R_2^2} \frac{1}{P} \sum_{j=1}^P (S_k^4)_j, \end{aligned} \quad (3.1)$$

де $P = 800 \times 600$ – повна кількість пікселів CCD-камери.

Автокореляційний підхід. Одним з відомих та ефективних підходів до аналізу координатної структури розподілів $S_k(\nu)$ є їх автокореляційне порівняння у двох взаємно перпендикулярних напрямках площини цифрової камери з використанням наступних алгоритмів

$$K(\Delta \nu_x) = \frac{1}{(\nu_{\max})_x} \sum_{j=1}^N S_k(\nu_x) S_k(\nu_x - j\Delta \nu_x); \quad (3.2)$$

$$K(\Delta \nu_y) = \frac{1}{(\nu_{\max})_y} \sum_{j=1}^M S_k(\nu_y) S_k(\nu_y - j\Delta \nu_y). \quad (3.3)$$

Тут $(\Delta \nu_x, \Delta \nu_y)$ – “кроки”, з якими змінюються просторово-частотні координати (ν_x, ν_y) .

Для оцінювання координатної однорідності або, навпаки, неоднорідності (асиметрії) Фур'є-образів ми використали такий алгоритм обробки автокореляційних залежностей (3.2) і (3.3):

$$\begin{aligned}
dQ_1 &= R_1(K(\Delta v_y)) / R_1(K(\Delta v_x)); \\
dQ_2 &= R_2(K(\Delta v_y)) / R_2(K(\Delta v_x)); \\
dQ_3 &= R_3(K(\Delta v_y)) / R_3(K(\Delta v_x)); \\
dQ_4 &= R_4(K(\Delta v_y)) / R_4(K(\Delta v_x)),
\end{aligned} \tag{3.5}$$

де $R_{1,2,3,4}$ – статистичні моменти 1 – 4-го порядків (співвідношення (3.1)) розподілів значень автокореляційних залежностей $K(\Delta v_x)$ і $K(\Delta v_y)$.

Спектральний підхід. Статистичний аналіз спектрів потужності $W(K(\Delta v))$ Фур’є-образа лазерного зображення біологічної тканини полягає в такій послідовності дій:

- розрахунок спектрів потужності $W(K(\Delta v))$ у двох взаємно перпендикулярних напрямках

$$W(v_x) = \frac{1}{N} \int_0^N K(\Delta v_x) \exp \left[- \left(\frac{2\pi}{v_x x} \right) \right] dx, \tag{3.5}$$

$$W(v_y) = \frac{1}{N} \int_0^N K(\Delta v_y) \exp \left[- \left(\frac{2\pi}{v_y y} \right) \right] dy, \tag{3.6}$$

- обчислення $\log - \log$ – залежності спектрів потужності $\log W - \log(v)$;
- визначення сукупності статистичних моментів 1 – 4-го порядків для залежностей $\log W - \log(v)$

$$\begin{aligned}
dF_1 &= R_1(W(\Delta v_y)) / R_1(W(\Delta v_x)); \\
dF_2 &= R_2(W(\Delta v_y)) / R_2(W(\Delta v_x)); \\
dF_3 &= R_3(W(\Delta v_y)) / R_3(W(\Delta v_x)); \\
dF_4 &= R_4(W(\Delta v_y)) / R_4(W(\Delta v_x)).
\end{aligned} \tag{3.7}$$

§ 3.5 Класифікація поляризаторів і причини виникнення похибок, що спричинені недоліками поляризаторів

Основні фізичні принципи роботи поляризаторів

Більшість наявних у продажу поляризаторів дихроїчні, тобто по-різному поглинають світло – залежно від форми поляризації падаючого променя. У цьому і закладено можливість виникнення похибок.

Застосування терміна «дихроїчний» до анізотропно поглинаючих тіл використовувалося ще в минулому столітті, коли цей термін було запропоновано застосовувати для позначення властивості різних анізотропних кристалів, що змінювали колір при розгляданні їх через поляризатор, що повільно обертається.

Явище плоского дихроїзму

Якщо пучок світла падає нормально на плоский поляризатор, то поляризовані компоненти в ньому мають один і той самий напрям хвильової нормалі (перпендикулярно вхідній поверхні поляризатора). Отже, ми повинні розглядати тільки один поперечний переріз індикатриса поглинання, а саме переріз, що паралельний вхідній поверхні.

У загальному випадку поперечний переріз є еліпсом. Головні осі еліпса називаються найбільшою W_p і найменшою U_p осями плоского поглинання, а довжини півосей – найбільшим a_{wp} і найменшим a_{up} коефіцієнтами плоского питомого поглинання.

Різниця $(a_{wp} - a_{up})$ позначається D_p і називається плоским дихроїзмом.

Відношення $R_p = \frac{a_{wp}}{a_{up}}$ називається плоским дихроїчним співвідношенням.

Очевидно, що величини a_{wp} , a_{up} , D_p і R_p не залежать від розмірів тіла.

3.5.1 Типи поляризаторів

Поляроїд Н-типу

Найбільш поширені плівкові поляризатори Н-типу (вони виготовляються фірмою «Поляроїд корпорейшн», Кембридж, штат Массачусетс). Цей поляризатор молекулярного типу винайдений у 1938 році або дещо раніше Лендом. Поляроїдом Н-типу зазвичай називають прозорий плоский полімерний матеріал, який складається в основному з полімерних молекул, що мають переважно напрямок, і пофарбовані речовиною, що забезпечує дихроїзм плівки.

Зазвичай поляроїди Н-типу зроблені з плівки полівінілового спирту, що містить йод, яка розтягнута в одному напрямку. Йод отримується з насиченого йодом водного розчину, так званого Н-чорнила.

Під виразом «поляроїд Н-типу» зазвичай мають на увазі тонку плівку полівінілового спирту, що нагрівається та розтягується, яку швидко наносять

на підкладку у вигляді плівки з ацетатобутиратацелюлози. Потім на поверхню полівінілового спирту наноситься Н-чорнило, з якого вбирається невелика кількість йоду.

У деяких випадках у поляризатор вводиться ізотропний барвник, який поглинає шкідливе для очей ультрафіолетове випромінювання, але прозорий для видимого світла.

Потім плівка висушується і готується до розрізання на шматки потрібних розмірів. Щоб плівка мала високе значенням коефіцієнта поглинання k_1 і дуже мале k_2 , необхідно з великою точністю контролювати виконання основних фізичних та хімічних умов. Легко зробити поляризатор середньої якості, але далеко не просто виготовити плівку, що володіє високою здатністю поляризувати.

Розрізану на шматки плівку Н-поляроїда поміщають між захисними пластинками з прозорої пластмаси або скла.

Американською промисловістю виробляється три види поляроїдів Н-типу, що відрізняються за кількістю йоду на одиницю площі поляризатора: HN-22, HN-32 і HN-38. Буква Н означає основний тип поляризатора, буква N ставиться для позначення нейтральності до кольору, а номер означає відсоток загального світлового потоку, тобто величину коефіцієнта пропускання k_1 даного поляризатора.

У табл. 3.4 подано головні коефіцієнти пропускання поляроїдів HN-22, HN-32 і HN-38 для деяких довжин хвиль у видимій області.

Таблиця 3.4 – Головні коефіцієнти пропускання k_1 і k_2 для поляроїдів Н-типу

Длина волны, ммк	HN-22		HN-32		HN-38	
	k_1	k_2	k_1	k_2	k_1	k_2
375	0,11 (0,02)	0,000005 (0,000001)	0,33 (0,05)	0,001 (0,0001)	0,54 (0,07)	0,02 (0,003)
400	0,21 (0,12)	0,00001 (0,00001)	0,47 (0,24)	0,003 (0,002)	0,67 (0,34)	0,04 (0,02)
450	0,45 (0,45)	0,000003 (0,000003)	0,68 (0,68)	0,0005 (0,0005)	0,81 (0,81)	0,02 (0,02)
500	0,55	0,000002	0,75	0,00005	0,86	0,005
550	0,48	0,000002	0,70	0,00002	0,82	0,0007
600	0,43	0,000002	0,67	0,00002	0,79	0,0003
650	0,47	0,000002	0,70	0,00002	0,82	0,0003
700	0,59	0,000003	0,77	0,00003	0,86	0,0007
750	0,69	0,00001	0,84	0,0002	0,90	0,004

Із цих даних видно, що всі три поляроїди Н-типу мають високу поляризаційну здатність Р і велике значення найбільшого головного коефіцієнта пропускання k_1 в широкому діапазоні довжин хвиль.

У табл. 3.5 наведені дані величини пропускання світлового потоку для паралельного розташування (H_0) і схрещеного (H_{90}) пари поляроїдів HN-типу.

Величини k_{vx} для цих поляроїдів: 0,000005, 0,00005 і 0,0005. Відношення головних коефіцієнтів пропускання R_i для поляроїда HN-22 може бути приблизно 105 для більшості довжин хвиль у видимій частині спектра.

Поляроїд К-типу

Другий найбільш важливий тип плівкового поляризаторів – це поляроїд К-типу, створений Лендом і Роджерсом в 1939 р. або дещо раніше. Поляроїди К-типу стійкі до впливу високих температур і високої вологості. Виробництво поляроїдів К-типу починається з приготування плівки з полівінілового спирту. Головний етап приготування полягає не в приєднанні до спирту атомів іншої речовини, а в відщепленні від нього певної кількості атомів. Плівка з полівінілового спирту нагрівається в присутності каталізатора (наприклад, $HC1$), у результаті чого від спирту відокремлюються $2n$ атомів водню і n атомів кисню. Цей процес називається каталітичною дегідратацією. При розтягуванні плівки відбувається орієнтація довгих ланцюжків молекул. Отриманий матеріал тонкою плівкою наноситься на підкладку з ацетатубутиратацелюлози і далі розміщується між двома захисними пластинками з пластмаси або скла.

Таблиця 3.5 – Величина пропускання світлового потоку для паралельного розташування (H_0) і схрещеного (H_{90}) пари поляроїдів HN-типу

Длина волны, ммк	HN-22		HN-32		HN-38	
	k_1	k_2	k_1	k_2	k_1	k_2
375	0,006 (0,0002)	0,0000005 (0,00000002)	0,05 (0,001)	0,0003 (0,00005)	0,15 (0,002)	0,01 (0,0002)
400	0,02 (0,007)	0,000002 (0,000001)	0,11 (0,03)	0,002 (0,0005)	0,22 (0,06)	0,03 (0,01)
450	0,10 (0,10)	0,000001 (0,000001)	0,23 (0,23)	0,0003 (0,0003)	0,33 (0,33)	0,02 (0,02)
500	0,15	0,000001	0,28	0,00004	0,37	0,004
550	0,12	0,000001	0,25	0,00001	0,34	0,0006
600	0,09	0,000001	0,22	0,00001	0,31	0,0002
650	0,11	0,000001	0,25	0,00001	0,34	0,0002
700	0,17	0,000002	0,30	0,00002	0,37	0,0006
750	0,24	0,000007	0,35	0,0002	0,41	0,004

У табл. 3.6 вказані значення величин пропускання поляроїдів типу KN-36, найбільш поширеного з поляроїдів цього типу.

Поляроїди К-типу більш стабільні при високій температурі і високій вологості, ніж поляроїди Н-типу. Із захисними пластинками зі скла, вони витримують температуру близьку до 90 °С протягом тривалого часу, а з пластинками з пластмаси – до 100 °С теж протягом досить тривалого періоду.

Таблиця 3.6 – Головні коефіцієнти пропускання k_1 і k_2 поляроїдів типу KN-36 і величина пропускання пари паралельно (H_0) і схрещено (H_{90}) розташованих поляризаторів

Длина хвилі, ммк	k_1	k_2	H_0	H_{90}
375	0,42 (0,03)	0,02 (0,001)	0,09 (0,0005)	0,001 (0,00003)
400	0,51 (0,31)	0,001 (0,001)	0,13 (0,05)	0,0005 (0,0003)
450	0,65 (0,65)	0,003 (0,003)	0,21 (0,21)	0,0002 (0,0002)
500	0,71	0,00005	0,25	0,00004
550	0,74	0,00004	0,27	0,00003
600	0,79	0,00003	0,31	0,00002
650	0,83	0,00008	0,34	0,00007
700	0,88	0,02	0,39	0,02
750	0,92	0,57	0,59	0,53

Поляроїд J-типу

Поляроїди J-типу – це перші у світі плівкові дихроїчні поляроїди і перші поляризатори, які знайшли широке застосування не тільки в науці, а й на практиці. З появою поляроїдів J-типу поляризоване світло стали використовувати в багатьох нових областях. Поляроїд J-типу є мікрокристалічним поляризатором. Його відкриття стало значним кроком уперед у порівнянні з попередніми дослідженнями.

Подрібнивши кристали герпатіта до частинок дуже маленького розміру та потім упорядкувавши їх, застосовують метод орієнтації в потоці. Для суспензії, що підходить до навколишнього середовища, був використаний розчин ацетатцелюлози. Кристали герпатіту мають голкоподібну форму, найбільша головна вісь поглинання паралельна довгій осі. Тому при розтягуванні плівки, що містить велику кількість таких кристалів, найбільша вісь поглинання плівки паралельна напрямку розтягування. Вісь пропускання, очевидно, перпендикулярна напрямку розтягування. Поляроїд J-типу, будучи мікрокристалічним поляризатором,

має деяку тенденцію розсіювати світло, молекулярні Н- і К-поляроїди фактично не мають розсіюванням.

Поляроїд L-типу

Поляроїд L-типу містить безліч впорядкованих дихроїчних молекул органічного барвника. Він може містити лише одну чорну фарбу або кілька різних барвників, які поглинають у різних ділянках видимого спектра. Це такі прості барвники: нейшнел Ері чорний GX00 (С. І. 581), Аман чорний (С. І. 395), Аман сильно чорний (С. І. 545), тінтекс чорний та складні барвники: Ніагара синій 2В (С. І. 406), солантін червоний 8BL (С. І. 278), Ніагара флотський синій BW, Ері зелений MT (С. І. 593), Ері гранатовий В (С. І. 375), солантін чорний L (прототип № 24), конго червоний, оранжевий барвник (С. І. 374), блакитний барвник (С. І. 518) і жовтий барвник (С. І. 622). Барвники можуть бути дисперговані, розтягнуті в полівініловому спирті, в целофані або в інших полімерних матеріалах. Відношення оптичної щільності для L-поляроїда рідко досягає таких значень, як для Н і К - поляроїдів, тому поляроїди L-типу використовуються значно рідше.

§ 3.6 Оцінювання похибок системи стокс-поляриметричної діагностики та аналіз похибок вимірювань у термоелектричному каналі

Аналіз похибок системи стокс поляриметричної діагностики. Похибки бувають: системні, випадкові та похибки фотометрування. Розглянемо їх.

Випадкові похибки. При вимірюванні параметрів вектора Стокса полів, перетворених об'єктами зі сталими фізичними характеристиками, випадкові похибки, що визначають статистичне розсіювання результатів, спричинені нестабільністю джерела випромінювання (лазера) та приймача випромінювання (CCD-камера), а також використовуваної апаратури, (блока живлення камери, цифрових реєструючих пристроїв).

З метою мінімізації цих похибок проводилося роздільне вимірювання параметрів вектора Стокса S_i розсіяного світла для кожного з кутів розсіювання. Основна перевага цієї методики полягає в скороченні часу експерименту, що значно зменшує статистичний розкид результатів.

Величина випадкових апертурних похибок визначається за розкидом абсолютних значень параметрів вектора Стокса поля розсіяного випромінювання гідрозоліями сірки кількох розмірів (зернистості).

Вимірювання проводилися в різний час при різних умовах (змінювалося інтенсивність променя лазера, величина напруги блока живлення CCD-камери, концентрація гідрозолію).

Гідрозоль сірки отримувався шляхом змішування розчину гіпосульфата натрію ($\text{Na}_2\text{S}_2\text{O}_2$) і сірчаної кислоти (H_2SO_4) у співвідношенні:

двохнормальний розчин ($\text{Na}_2\text{S}_2\text{O}_2$) – 1,5 мл; двохнормальний розчин (H_2SO_4) – 1,5 мл.

Отриману суміш розчиняли дистильованою водою до об'єму 500 мл.

Результати двадцяти контрольних вимірювань показали, що середньоквадратичне відхилення від середнього значення σ в області кутів розсіяння $\theta = 10 - 170^\circ$ не перевищує 0,5 % для параметрів вектора Стокса S_1 , S_2 , S_3 та 1 % для параметра S_4 .

Якщо вважати, що величина відхилення одного вимірювання будь-якого параметра S_i повинна попадати в інтервал похибок $\pm 2\sigma$, то величина інтервалу для параметрів $S_{i=1,2,3}$ буде 0,02, а для S_4 складає 0,04 наведених значень параметрів вектора Стокса розсіяного світла.

Тоді ймовірність того, що величина компоненти, одержаної в одиничному вимірюванні, відхиляється від свого дійсного значення не більше ніж на $\pm 2\sigma$, дорівнює 95%, а відхилення не більше $\pm 3\sigma$ відповідає ймовірності 99,7%.

Отже, аналіз похибок експерименту показує, що похибки приладу при визначенні перших трьох $S_{i=1,2,3}$ параметрів вектора Стокса поля розсіяного світла системою ізотропнорозсіюючих однорідних сферичних частинок не перевищує 0,04 їх приведеної одиниці. Для четвертого параметра вектора Стокса, який визначає перетворення між лінійними та циркулярними формами поляризації розсіяного й опромінюючого пучків з ймовірністю 99,7%, відхилення від дійсних величин не буде перевищувати 0,09 його приведеного значення.

Систематичні похибки. Правильність вимірів характеризується близькістю до нуля систематичних похибок результату, тобто похибок, які залишаються постійними чи закономірно змінюються в процесі вимірів.

У нашому випадку вони пов'язані з неточністю юстування поляризаційних елементів експериментальної установки, з неідеальністю поляроїдів і фазових платівок, з спотвореннями, які вносять кювета та імерсійне середовище, яке використовуване в експерименті.

При дослідженні розсіяння світла модельними шарами частинок, нанесених на підкладку, використовувались імерсійні рідини з показниками заломлення близькими до величини n , які зв'язують речовини даних шарів. Окрім того, перед експериментом попередньо вибиралися такі режими живлення CCD-камери, щоб інтенсивність розсіяного досліджуваною системою випромінювання, частинок під будь-яким кутом спостереження була не менше ніж на 2 порядки вища від інтенсивності світла, розсіяного імерсією та стінками кювети під тими ж кутами.

Оцінка систематичних похибок проводилась за допомогою контрольних вимірів структури і ходу кутових залежностей компонент матриці розсіяння світла гідрозолями сірки з відомими оптичними параметрами розсіюючих частинок.

Матриця розсіяння світла з вказаними оптично однорідними сферичними частинками повинна містити тільки ненульові компоненти, а саме: $f_{12}, f_{21}, f_{22}, f_{33}, f_{34}, f_{43}, f_{44}$. Крім того, в такому разі, виконується співвідношення симетрії $f_{12}=f_{21}, f_{11}=f_{22}=1, f_{34}=f_{43}, f_{33}=f_{44}$.

Оцінимо попередньо систематичну похибку вимірів, яка виникає при наявності деякого кута φ між площиною розсіяння й нульовим положенням напрямків головних площин елементів поляризаційної оптики.

У цьому випадку компоненти приведеної матриці розсіяння f'_{ik} можна виразити крізь компоненти f^0_{ik} істинної матриці розсіяння світла, використовуючи матрицю повороту:

$$\begin{aligned} F'_{11} &= F^0_{11}; & F'_{12} &= F^0_{12} \cos 2\varphi - F^0_{13} \sin 2\varphi; & F'_{13} &= F^0_{12} \sin 2\varphi + F^0_{13} \cos 2\varphi; \\ F'_{14} &= F^0_{14}; & F'_{21} &= F^0_{21} \cos 2\varphi - F^0_{31} \sin 2\varphi; \\ F'_{22} &= F^0_{22} \cos^2 2\varphi - F^0_{23} \cos 2\varphi \sin 2\varphi - F^0_{32} \sin 2\varphi \cos 2\varphi + F^0_{33} \sin^2 2\varphi; \\ F'_{23} &= F^0_{22} \cos 2\varphi \sin 2\varphi + F^0_{23} \cos^2 2\varphi - F^0_{32} \sin^2 2\varphi - F^0_{33} \sin 2\varphi \cos 2\varphi; \\ F'_{24} &= F^0_{24} \cos 2\varphi - F^0_{34} \sin 2\varphi; & F'_{31} &= F^0_{21} \sin 2\varphi - F^0_{31} \cos 2\varphi; \\ F'_{32} &= F^0_{22} \sin 2\varphi \cos 2\varphi - F^0_{23} \sin^2 2\varphi + F^0_{32} \cos^2 2\varphi - F^0_{33} \sin 2\varphi \cos 2\varphi; \\ F'_{33} &= F^0_{22} \sin^2 2\varphi + F^0_{23} \cos 2\varphi \sin 2\varphi + F^0_{32} \sin 2\varphi \cos 2\varphi + F^0_{33} \cos^2 2\varphi; \\ F'_{34} &= F^0_{24} \sin 2\varphi + F^0_{34} \cos 2\varphi; & F'_{41} &= F^0_{41}; \\ F'_{42} &= F^0_{42} \cos 2\varphi - F^0_{43} \sin 2\varphi; & F'_{43} &= F^0_{42} \sin 2\varphi + F^0_{43} \cos 2\varphi; & F'_{44} &= F^0_{44} \end{aligned} \quad (3.8)$$

Точність установки нульових положень площин пропускання поляризаційних елементів відносно площини розсіяння в нашому випадку не гірше 1° , що дає максимальне відхилення f_{ik} від дійсних значень по всій області кутів розсіяння не більше 0,02 приведеної одиниці.

Неідеальність поляроїдів можна оцінити по величині компоненти f_{22} , яка визначається так:

$$f_{22} = f_{22}^{ид.} \frac{1 - 2\varepsilon^2}{1 + 2\varepsilon^2}, \quad (3.9)$$

де $f_{22}^{ид.}$ – приведені значення компоненти f_{22} при ідеальних поляроїдах установки, ε^2 – частка падаючого світла, яке пройшло крізь поляроїд, коли падаюче світло поляризоване ортогонально з його площиною пропускання.

Враховуючи, що при розсіянні на системі сферичних частинок компонента f_{22} тотожно дорівнює одиниці в усій області кутів розсіяння, які отримані нами при $\varphi < 30^\circ$, значення f_{22} для MPC гідрозолів сірки ($I > f_{22} > 0,99$) вказує на максимальну величину ε^2 не більше 0,002.

Неідеальність чвертьхвильових платівок може проявитися у відмінності між собою коефіцієнтів пропускання для ортогонально поляризованих світлових пучків яскравості I_r і I_l , а також у порушенні рівності, яка вносить до них фазовий зсув $\pi/2$. Матриця пропускання неідеальної фазової платівки така:

$$\tilde{M} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & \frac{T^2 - I}{T^2 + I} & \frac{-T^2 - I}{T^2 + I} \\ 0 & 0 & \frac{2T \cos \sigma}{T^2 + I} & \frac{2T \sin \sigma}{T^2 + I} \\ 0 & 0 & \frac{-2T \sin \sigma}{T^2 + I} & \frac{2T \cos \sigma}{T^2 + I} \end{pmatrix}, \quad (3.10)$$

де $T = I_l/I_r$; σ – величина фазового зсуву; для ідеальної фазової платівки $T=1$, $\sigma = \pi/2$.

Експериментально виміряне значення T для обох чвертьхвильових платівок знаходилося в межах $1 \pm 0,03$, а відхилення від циркулярності $\frac{I_{\max} - I_{\min}}{I_{\max} + I_{\min}}$ при куті 45° між площинами поляроїда і $\lambda/4$ не перевищувало $0,04$, тобто значення $|T - \pi/2|$ було меншим $0,5^\circ$.

Таким чином, неідеальність чвертьхвильових платівок в експериментальній використовуваній установці, приводила до похибки при визначенні нормованих компонент не більше $0,04$.

Крім того, для зменшення впливу неідеальності фазових платівок на точність визначення f_{ik} вона вводилась у хід світлових пучків тільки при визначенні четвертого параметра вектора Стокса.

У загальному випадку, неідеальність поляризаційних елементів складним чином впливає на точність визначення істинних значень усіх компонент матриці розсіяння світла середовищем та відповідного набору параметрів вектора Стокса. Зручною оцінкою загальної похибки вимірювання є контрольні експерименти з визначення структури та відхилень від виконання співвідношень симетрії для матриць розсіяння системами сферичних частинок.

Проведені дослідження розсіяння на гідрозолях сірки показали, що в їх матриці розсіяння світла відхилення компонент f_{14} , f_{41} , f_{24} , f_{42} , f_{13} , f_{31} , f_{23} , f_{32} від нульового значення не перевищують $\pm 0,04$.

Для вказаних раніше співвідношень симетрії експериментально отримані такі межі відхилень: $|f_{21} - f_{12}| < 0,03$; $|f_{11} - f_{22}| < 0,03$; $|f_{33} - f_{44}| < 0,04$; $|f_{34} + f_{43}| < 0,04$.

Компонента f_{22} незначно відхиляється від одиничного значення в усій області кутів розсіяння, що свідчить про добру сферичну симетрію частинок гідрозолі сірки.

Похибки фотометрування. Розрахунок компонент матриць і параметрів вектора Стокса розсіяного світла середовищами, що вивчаються, здійснюється на основі вимірювань інтенсивності пучка поляризованого світла при різних станах поляризації опромінюючого пучка.

Для оцінки похибки енергетичних вимірів проводилось порівняння експериментально визначених значень коефіцієнта яскравості еталонних зразків у залежності від кута розсіяння з даними, наведеними в літературі.

Як еталони використовувалася платівка, на яку нанесений товстий шар $BaSO_4$, і молочне скло МС-14.

Вимірювання яскравості даних зразків проводилося методом сили світла, при опроміненні по нормалі до їх поверхні. При кутах розсіяння θ (кут між нормаллю до поверхні зразка і направленням спостереження), близьких до 10° , відмінності для коефіцієнтів яскравості не перевищують 0,01, в області $\theta > 50^\circ$ вони досягають значень за абсолютною величиною менше $0,02 \div 0,03$.

РОЗДІЛ 4

РЕАЛІЗАЦІЯ СИСТЕМИ КОМПЛЕКСНОЇ ОПТИЧНОЇ ДІАГНОСТИКИ (IN VITRO) РАКУ ПРЯМОЇ КИШКИ

В останні десятиріччя помічено стрімке зростання онкологічних захворювань. За даними міжнародного агентства з вивчень раку, в 2000 році у світі захворіло на злоякісні пухлини 10 млн. осіб, померло 6,2 млн. Цього ж року на Землі жило 22,4 млн. чоловік зі злоякісними утвореннями. За останні 10 літ захворюваність і смертність від раку зросла на 23%. Відмічають майже потроєння захворюваності на рак грудної залози, подвоєння захворюваності на рак прямої і товстої кишки.

Тому велике значення надається розробці приладів для діагностики раку на ранніх стадіях.

§ 4.1 Можливості Фур'є–Стокс-поляриметрії біологічних тканин *in vitro* для підвищення ефективності змін оптичної анізотропії

У даному розділі наведені матеріали вивчення діагностичної ефективності визначення патологічних змін стінки прямої кишки та диференціації ступеня їх важкості [112–114]. Як об'єкти дослідження використовувалися гістологічні зрізи біопсії стінки прямої кишки з доброякісними (група 1 – 9 зразків) і злоякісними (група 2 – 10 зразків) пухлинами. На рис. 4.1, 4.2 наведено координатні (ліві частини) та ймовірнісні (праві частини) розподіли значень другого параметра вектора Стокса оптично реалізованого Фур'є-спектра лазерного випромінювання, розсіяного гістологічними зрізами біопсії стінки прямої кишки групи 1 (рис. 4.1) та групи 2 (рис. 4.2).

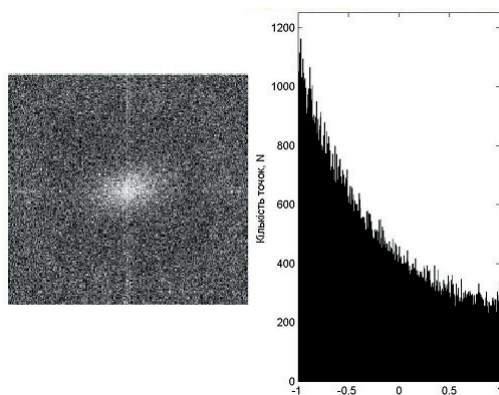


Рис. 4.1 – Координатна структура і гістограма розподілу значень 2-го параметра вектора Стокса у Фур'є-площині поля, розсіяного гістологічним зрізом групи 1, лазерного випромінювання

Результати обчислень статистичних моментів 1 – 4-го порядків, які

характеризують координатні розподіли
$$\left(\begin{matrix} (S_2)_{11} & \dots & (S_2)_{1n} \\ \vdots & \dots & \vdots \\ (S_2)_{m1} & \rightarrow & (S_2)_{mn} \end{matrix} \right) \Rightarrow S_2(m \times n) \text{ у}$$

Фур'є-площині поля лазерного випромінювання, перетвореного гістологічними зрізами стінки прямої кишки з доброякісною (група 1) та злоякісною (група 2) пухлинами представлені у таблиці 4.1

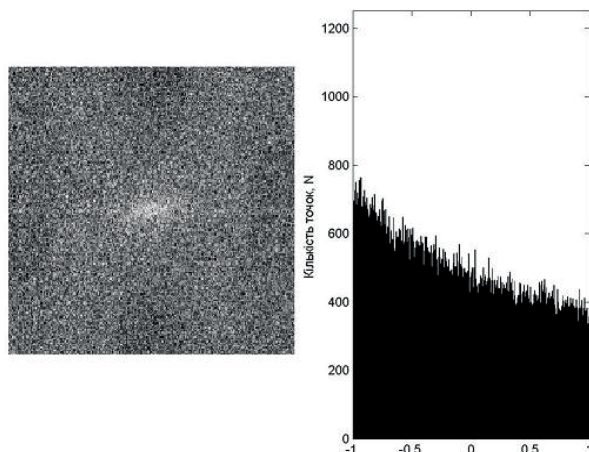


Рис. 4.2 – Координатна структура і гістограма розподілу значень 2-го параметру вектора Стокса у Фур'є-площині поля, розсіяного гістологічним зрізом групи 2, лазерного випромінювання

Таблиця 4.1 – Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків Фур'є-спектру координатного розподілу другого параметра вектора Стокса

Параметри	Норма ($q=9$)	Патологія ($q=10$)
R_1	$0,28 \pm 0,0012$	$0,07 \pm 0,021$
R_2	$0,11 \pm 0,008$	$0,39 \pm 0,014$
R_3	$1,14 \pm 0,009$	$0,59 \pm 0,016$
R_4	$2,47 \pm 0,017$	$0,79 \pm 0,027$

Установлено, що відмінності між статистичними параметрами $R_{j=1;2;3;4}$ для обох груп гістологічних зрізів складають: середнє R_1 – 4 рази; дисперсія R_2 – 3,8 рази; асиметрія R_3 – 1,9 рази; експес R_4 – 3.1 рази.

На цій основі визначено нижче зазначені параметри чутливості та специфічності в диференціації доброякісних і злоякісних змін стінки прямої кишки.

Група 1 ($q=9$)

Стан	Доброякісні	Злоякісні
Параметри	$b=7$	$d=2$

Група 2 ($q=10$)

Стан	Доброякісні	Злоякісні
Параметри	$c=3$	$a=6$

Таким чином, чутливість Se і специфічність Sp складають $Se(dQ_2)=78\%$; $Sp(dQ_4)=77\%$.

Результати дослідження кроскореляційної структури [108; 110; 166] розподілів $S_2(m \times n)$ лазерного випромінювання у двох взаємно перпендикулярних напрямках Фур'є- площини для пацієнтів з доброякісними (рис. 4.3, група 1) і злоякісними (рис. 4.4, група 2) змінами прямої кишки показані на рис. 4.3 і 4.4, відповідно.

Нами виявлена різна півширина автокореляційних функцій в двох взаємно перпендикулярних напрямках розподілів

$$\begin{pmatrix} K(S_4)_{11} \rightarrow K(S_4)_{1n} \\ \cdot \rightarrow \cdot \\ K(S_4)_{m1} \rightarrow K(S_4)_{mn} \end{pmatrix} \Rightarrow K_x(S_2) \text{ і } \begin{pmatrix} K(S_4)_{11} & K(S_4)_{1n} \\ \downarrow & \downarrow \\ K(S_4)_{m1} & K(S_4)_{mn} \end{pmatrix} \Rightarrow K_y(S_2) \text{ другого}$$

параметра вектора Стокса поля лазерного випромінювання, перетвореного гістологічними зрізами стінки прямої кишки з різною патологією (група 1 і група 2).

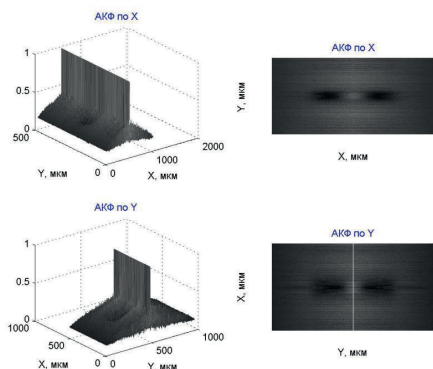


Рис. 4.3 – Автокореляційні функції розподілу другого параметра вектора Стокса оптично реалізованого Фур'є-спектра лазерного випромінювання, розсіяного гістологічним зрізом біопсії стінки прямої кишки з доброякісними змінами. (Пояснення у тексті)

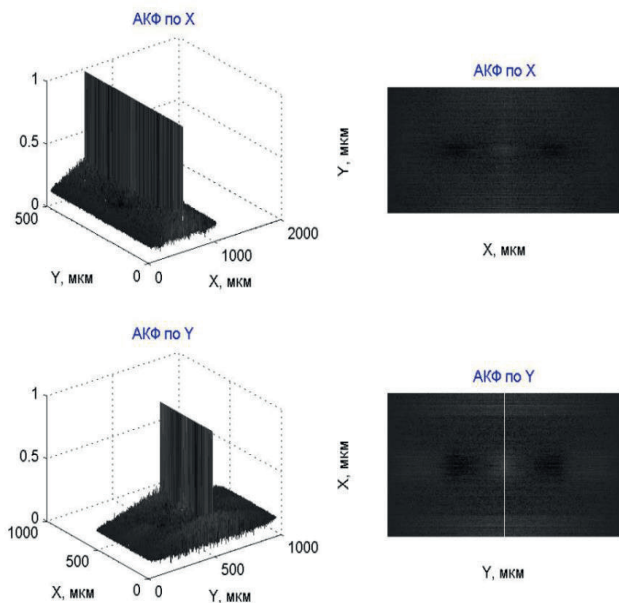


Рис. 4.4 – Автокореляційні функції розподілу другого параметра вектора Стокса оптично реалізованого Фур'є-спектра лазерного випромінювання розсіяного гістологічним зрізом біопсії стінки прямої кишки з злоякісними змінами.

Кількісно кореляційний ступінь асиметрії розподілів даного параметру ілюструють середньостатистичні величини та діапазони зміни кроскореляційних моментів 1 – 4-го порядків $dQ_{j=1;2;3;4}$ (таблиця 4.2).

Порівняльний аналіз величин (у межах групи 1 і групи 2) і діапазонів зміни $dQ_{j=1;2;3;4}$ для двох взаємно перпендикулярних напрямків у Фур'є-площині розподілів другого параметру вектора Стокса виявив наступні відмінності між кроскореляційними параметрами 1 – 4-го порядків: dQ_1 , – практично без змін; dQ_2 – 2,7 рази; dQ_3 – 2,3 рази; dQ_4 – 4,2 рази.

Із наведених даних визначено чутливість Se і специфічність Sp методу Фур'є-стокс-поляриметрії $Se(dQ_{j=1;2;3;4}) = 78\%$; і $Sp((dQ_{j=1;2;3;4})) = 78\%$.

Установлені показники чутливості (Se) та специфічності (Sp) диференціації доброякісних і злоякісних змін стінки прямої кишки кроскореляційного методу аналізу розподілу $S_2(m \times n)$.

Таблиця 4.2 – Кореляційні моменти 1–4-го порядків Фур'є-спектра координатного розподілу другого параметра вектора Стокса поля випромінювання, розсіяного гістологічними зрізами стінки прямої кишки з різною патологією

Параметри	Доброякісні зміни ($q = 9$)	Злоякісні зміни ($q = 10$)
dQ_1	$1,08 \pm 0,053$	$1,14 \pm 0,062$
dQ_2	$3,15 \pm 0,16$	$1,28 \pm 0,075$
dQ_3	$1,63 \pm 0,083$	$3,89 \pm 0,145$
dQ_4	$1,34 \pm 0,065$	$5,72 \pm 0,36$

Отже, кроскореляційні параметри $dQ_{j=2;3;4}$ виявилися чутливими і специфічними для диференціації патологічних змін стінки прямої кишки *in vitro*.

- Група 1 ($q = 9$)

Патологія	Доброякісні зміни	Злоякісні зміни
$dQ_{j=2;3;4}$	$b = 8$	$d = 1$

- Група 2 ($q = 10$)

Патологія	Доброякісні зміни	Злоякісні зміни
$dQ_{j=2;3;4}$	$c = 2$	$a = 8$

Просторово- частотну структуру розподілів другого параметра вектора Стокса лазерного випромінювання у Фур'є-площині характеризує серія логарифмічних залежностей $\text{Log}W_x - \log(\nu)$ спектрів потужності та $\text{Log}W_y - \log(\nu)$ визначених у двох взаємно перпендикулярних напрямках (рис. 4.5, група 1 – ліва частина, група 2 – права частина) [108; 110; 112; 114].

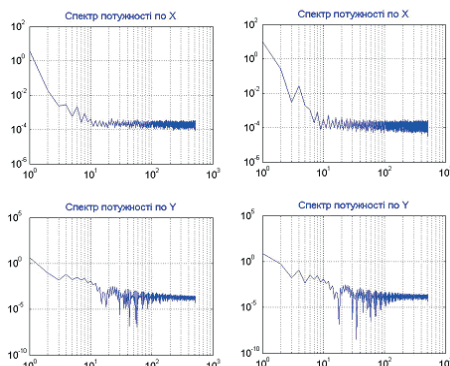


Рис. 4.5 – Автокореляційні функції та логарифмічні залежності спектра потужності розподілу другого параметра вектора Стокса Фур'є-спектра випромінювання, перетвореного гістологічними зрізами біопсії стінки прямої кишки з доброякісними (лівий стовпчик) та злоякісними (правий стовпчик) змінами. (Пояснення в тексті)

Порівняння просторово-частотної структури розподілів другого параметра вектора Стокса поля лазерного випромінювання, перетвореного гістологічними зрізами групи 1 і групи 2, виявило значну відмінність у глибині модуляції (розкиді значень) логарифмічних залежностей $\log W_x - \log(\nu)$ і $\log W_y - \log(\nu)$.

Величини та діапазони зміни кроспектральних моментів 1–4-го порядків $dF_{j=1;2;3;4}$ розподілів $\log W_x - \log(\nu)$ і $\log W_y - \log(\nu)$ для другого параметра вектора Стокса ілюструє табл. 4.3.

Зіставлення величини та діапазонів зміни набору кроспектральних моментів 1–4-го порядків $dF_{j=1;2;3;4}$, які характеризують просторово-частотну структуру координатних розподілів другого параметра вектора Стокса лазерного випромінювання, виявило значні відмінності (до 6 разів) між моментами dF_2 , які характеризують розкид величин екстремумів логарифмічних залежностей $\log W_x - \log(\nu)$ і $\log W_y - \log(\nu)$.

Таблиця 4.3 – Спектральні моменти 1-го–4-го порядків Фур'є-спектра координатного розподілу другого параметра вектора Стокса лазерного випромінювання, перетвореного гістологічними зрізами біопсії стінки прямої кишки

Параметри	Норма ($q=9$)	Патологія ($q=10$)
dF_1	$1,18 \pm 0,035$	$1,43 \pm 0,044$
dF_2	$0,37 \pm 0,011$	$1,28 \pm 0,041$
dF_3	$2,21 \pm 0,072$	$2,49 \pm 0,75$
dF_4	$1,54 \pm 0,047$	$1,81 \pm 0,062$

На цій основі установлені нижченаведені показники чутливості (Se) та специфічності (Sp) диференціації доброякісних і злоякісних змін стінки прямої кишки.

- Група 1 ($q=9$)

Параметри	Норма	Патологія
dF_2	$b=8$	$d=1$

- Група 2 ($q=10$)

Параметри	Норма	Патологія
dF_2	$c=2$	$a=8$

Таким чином, чутливість Se і специфічність Sp у даному випадку виявилися не меншими ($Se(dF_2)=77; Sp(dF_2)=77\%$) у порівнянні з даними методів статистичної та кореляційної обробки координатних розподілів другого параметра вектора Стокса у фур'є-площині. Отже, кроспектральний параметр $dF_2(S_4)$ також може бути покладений в основу формування групи ризику виникнення патологічного стану прямої кишки та диференціації ступеня його важкості.

РОЗДІЛ 5

СИСТЕМА КОМПЛЕКСНОЇ (IN VIVO) ОПТИЧНОЇ-КРІЗЬШКІРНОЇ ДІАГНОСТИКИ ОРГАНІВ ЛЮДИНИ

У даному розділі наведено результати діагностичних можливостей (*in vivo*) оптичної крізьшкірної діагностики органів людини. Розглянуті та проаналізовані можливості застосувань в травматології (запалення колінного суглобу).

§ 5.1 Фур'є–Стокс-поляриметрія поля розсіяного лазерного випромінювання шкірою суглоба для підвищення діагностичної ефективності *in vivo*

Як об'єкти дослідження ми використовували *in vivo* шкіру колінного суглоба пацієнтів двох груп:

- здорові люди (11 пацієнтів) – “група 1”;
- хворі на остеоартрит (12 пацієнтів) – “група 2”.

Азимут поляризації лазерного пучка, що зондував поверхню суглоба людини, складав $\alpha_0 = 0^0$.

Основними “інформаційними об'єктами” обрано координатні розподіли четвертого

$$\left(\begin{array}{ccc} (S_4)_{11} & \dots & (S_4)_{1n} \\ \vdots & \dots & \vdots \\ (S_4)_{m1} & \rightarrow & (S_4)_{mn} \end{array} \right) \Rightarrow S_4(m \times n) \text{ параметрів вектора}$$

Стокса.

Даний вибір обумовлений такими міркуваннями [108; 114]:

- поляризаційні прояви оптичної анізотропії (розподіли орієнтацій оптичних осей ρ і фазових зсувів φ, θ (розділ 2, підрозділ 2.2, співвідношення (2.1) – (2.7)) біологічного шару найбільш виразно проявляються у величині та її зміні відповідно другого або третього ($S_{2,3}(\rho, \delta, \theta)$) і четвертого ($S_4(\delta, \theta)$) параметрів вектора Стокса (розділ 2, підрозділ 2.3.1, співвідношення (2.8) – (2.12));

- сформована оптико-анізотропною сіткою біологічного шару орієнтаційно-фазова модуляція поля лазерного випромінювання у граничній зоні дифракції трансформується в поляризаційно-неоднорідний Фур'є-образ у далекій зоні дифракції (розділ 2, підрозділ 2.3.2, співвідношення (2.14) – (2.28));

- за умов багаторазового розсіювання (*in vivo*) лазерного випромінювання шкірою колінного суглоба в кожную точку Фур'є-площини проєкційного об'єктива робить внесок уся сукупність просторово-частотних складових біологічного шару (розділ 2, підрозділ 2.3.2, співвідношення (2.31) – (2.34));

• за рахунок вивчення особливостей координатних розподілів

$$\left(\begin{matrix} (S_4)_{11} & \dots & (S_4)_{1n} \\ \vdots & & \vdots \\ (S_4)_{m1} & \dots & (S_4)_{mn} \end{matrix} \right) \Rightarrow S_4(m \times n) \quad \text{реалізується можливість одержання,}$$

статистично усередненої по всіх просторових частотах, інформації про зміни фазових параметрів оптико-анізотропної складової шкіри *in vivo*.

§ 5.2. Статистична, кореляційна, просторово – частотна структура розподілів другого параметру вектора Стокса у Фур’є площині поля лазерного випромінювання розсіяного шкірою колінного суглоба

На рис. 5.1 і рис.5.2 зображено координатні (ліві частини) та ймовірнісні (праві частини) розподіли значень четвертого параметру вектора Стокса оптично реалізованого Фур’є-спектра лазерного випромінювання, розсіяного шкірою здорового та хворого на остеоартрит колінного суглоба.

З одержаних даних видно, що величина четвертого параметра вектора Стокса в різних точка Фур’є-спектра поля розсіяного лазерного випромінювання, незалежно від фізіологічного стану суглоба, зазнає максимального теоретично можливого діапазону зміни значень $-1,0 \leq S_4 \leq +1,0$ (рис. 5.1 і 5.2). Даний факт вказує на широкий діапазон ($0^0 \leq \varphi, \theta \leq 180^0$) зміни фазових зсувів між ортогональними складовими амплітуди лазерного пучка, перетвореного оптикоанізотропною сіткою шкіри колінного суглоба.

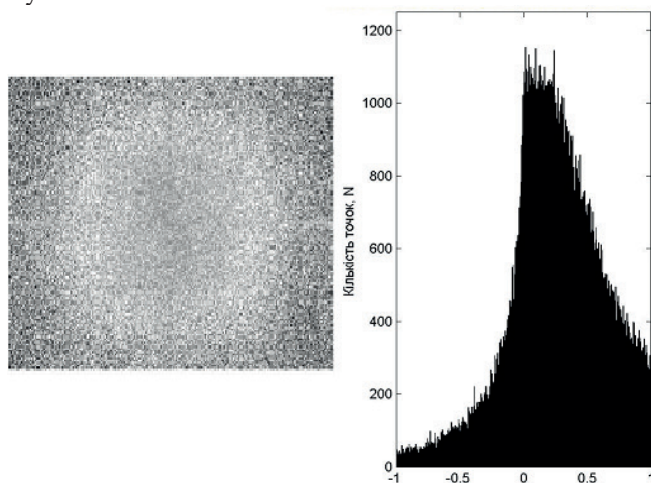


Рис. 5.1 – Координатна структура і гістограма розподілу значень 4-го параметру вектора Стокса розсіяного поля шкіри здорового суглоба у Фур’є-площині

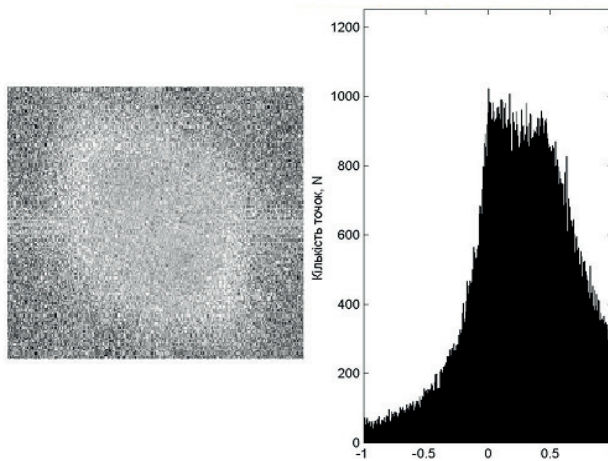


Рис. 5.2 – Координатна структура і гістограма розподілу значень 4-го параметру вектора Стокса розсіяного поля шкіри хворого на остеоартрит суглоба у Фур'є-площині

Головною особливістю ймовірнісних розподілів $S_4(m \times n)$ є асиметрична побудова відповідних гістограм та зміщення головного екстремуму $S_4(N) \rightarrow 0$. Така особливість пов'язана з наявністю великої кількості максимальних фазових зсувів ($\varphi, \theta \rightarrow \max \Leftrightarrow S_4 \rightarrow \min$) за рахунок інтерференційного механізму (зміна фазового зсуву між ортогональними складовими амплітуди) формування фазово-неоднорідної структури у Фур'є-площині.

Наявність головного екстремуму $S_2(N)=1$ можна пов'язати з двома факторами.

Перший, – це стан поляризації ($\alpha_0 = 0^0$) зонduючого лазерного пучка, який в процесі перетворення оптико анізотропним біологічним кристалом визначає екстремальне значення даного параметру вектора Стокса.

Другий, – відсутність повної деполаризації поля розсіяного лазерного випромінювання ($S_2(\alpha_0) > S_{3,4}(\alpha_0)$) за рахунок інтерференційного механізму (зміна стану поляризації, а не його “руйнація” [15] формування його поляризаційно- неоднорідної структури у Фур'є площині (розділ 2, співвідношення (2.14) і (2.25) – (2.29)).

Таку структурність станів поляризації, а відповідно і значень другого параметру вектора Стокса, ілюструють масштабовані ($100 \text{ pix} \times 100 \text{ pix}$) вибірки координатного розподілу $S_2(100 \text{ pix} \times 100 \text{ pix})$ у Фур'є площині проєкційного об'єктиву лазерного мікрополяриметра.

Таку фазову структурність, а отже, і значень четвертого параметру вектора Стокса, ілюструють масштабовані ($100\text{ pix} \times 100\text{ pix}$) вибірки координатного розподілу $S_4(100\text{ pix} \times 100\text{ pix})$ у Фур'є-площині проєкційного об'єктиву лазерного мікрополяриметра, що наведені на рис. 5.3 (група 1) і рис. 5.4 (група 2).

Як видно, незалежно від фізіологічного стану суглоба людини, для координатного розподілу четвертого параметра вектора Стокса поля розсіяного у Фур'є площині лазерного випромінювання характерна доменна ($S_4(\Delta m \times \Delta n) \approx \text{const}$ структура.

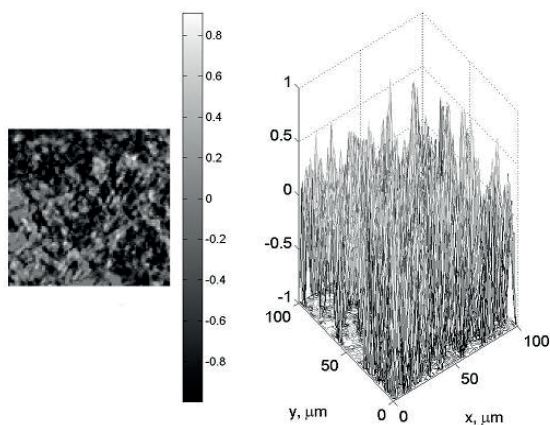


Рис. 5.3 – Доменна структура розподілу $S_4(100\text{ pix} \times 100\text{ pix})$ у Фур'є-площині поля лазерного випромінювання, розсіяного шкірою колінного суглоба здорової людини

Окрім доменної структури, порівняльний аналіз координатної структури і гістограм розподілу другого параметру вектора Стокса лазерного випромінювання у далекій зоні дифракції виявив асиметричну структуру Фур'є спектру зображення шкіри здорового (група 1) і запаленого (група 2) суглоба. Даний результат підтверджує адекватність моделювання процесів дифракційного формування асиметричної поляризаційної структури Фур'є спектру для взаємно ортогональних напрямків площині реєстрації (розділ 2, співвідношення (2.30) – (2.34)).

Якщо ще раз повернутись до аналізу дифракційних інтегралів (розділ 2, співвідношення (2.27), (2.28)), які характеризують просторово-частотну трансформацію розподілів ортогональних складових амплітуди точок лазерного зображення у далеку зону дифракції, то можна констатувати, що інтенсивності $I_0 = E_x^2$ та $I_{90} = E_y^2$ кожної точки Фур'є образу несуть

інформацію про внесок всього розподілу ортогональних складових амплітуди E_x, E_y у площині лазерного зображення біологічного шару (розділ 2, співвідношення (2.36) і (2.37)). Таким чином величина другого параметру вектора Стокса $S_2 = E_x^2 - E_y^2$ стає опосередкованим проявом орієнтаційно - фазової анізотропії біологічного шару (розділ 2, співвідношення (2.19) - (2.23)).

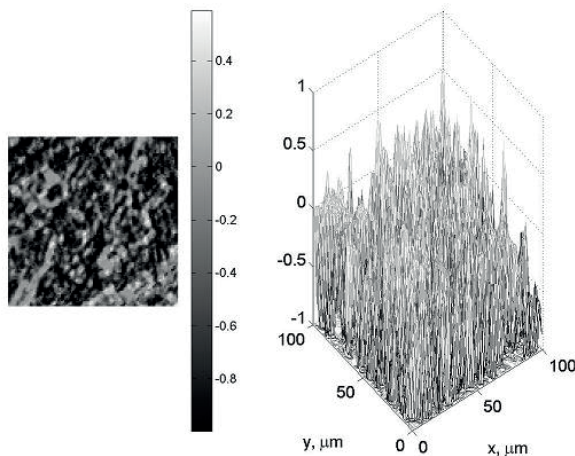


Рис. 5.4 – Доменна структура розподілу $S_4(100\text{ pix} \times 100\text{ pix})$ у Фур'є площині поля лазерного випромінювання, розсіяного шкірою колінного суглоба хворої на остеоартрит людини

Окрім цього, специфіка розподілів E_x, E_y у двох взаємно перпендикулярних напрямках лазерних зображень шкіри обох груп виявляється у формуванні індивідуальної асиметричної побудови Фур'є спектрів обох типів (розділ 2, співвідношення (2.30) - (2.34)).

Нарешті, різниця між “вхідними” (шкіра здорового і хворого на остеоартрит суглоба) параметрами (E_x, E_y) для дифракційних інтегралів (розділ 2, співвідношення (2.25) і (2.26)), які визначають подальший дифракційно-інтерференційний процес еволюції амплітудно-фазових розподілів об'єктного поля визначається змінами орієнтаційно – фазової структури анізотропної складової біологічного шару. Тому слід очікувати наявність взаємозв'язку між фізіологічним станом колінного суглоба та сукупністю статистичних, кореляційних і просторово-частотних параметрів, які характеризують поляризаційно – неоднорідні оптичні Фур'є образи шкіри.

Кількісно статистичну структуру розподілів другого параметру вектора Стокса поля розсіяного шкірою колінних суглобів ілюструють дані обчислень статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які наведені у таблиці 5.1.

Аналіз величини та діапазонів зміни набору статистичних моментів 1-го – 4-го порядків $R_{j=1;2;3;4}$, які характеризують координатні розподіли $S_2(m \times n)$ Фур'є спектрів лазерного випромінювання, перетвореного шкірою здорового і хворого на остеоартрит суглоба, виявив індивідуальну чутливість до фізіологічного стану колінного суглобу статистичних моментів вищих порядків. Відмінності між статистичними параметрами $R_{j=1;2;3;4}$ коливаються від 1,8 (R_3) до 2,2 (R_4) разів.

Таблиця 5.1 – Статистичні моменти 1 – 4-го порядків Фур'є-спектра координатного розподілу четвертого параметра вектора Стокса зображення шкіри здорового і запаленого суглобів

Параметри	Норма ($q = 11$)	Патологія ($q = 12$)
R_1	$0,054 \pm 0,0012$	$0,061 \pm 0,021$
R_2	$0,14 \pm 0,008$	$0,34 \pm 0,014$
R_3	$0,42 \pm 0,009$	$0,93 \pm 0,016$
R_4	$0,53 \pm 0,017$	$1,87 \pm 0,027$

Аналіз величин та діапазонів зміни набору статистичних моментів 1 – 4-го порядків $R_{j=1;2;3;4}$, які характеризують координатні розподіли $S_4(m \times n)$ виявив чутливість до фізіологічного стану колінного суглоба. У даному випадку відмінності між статистичними параметрами $R_{j=1;2;3;4}$ коливаються від 2,1 (R_2) до 3,85 (R_4) разів.

Установлені такі параметри чутливості та специфічності методу діагностики остеоартриту колінного суглоба:

- Група 1 ($q = 11$)

R	Норма	Остеоартрит
$R_{2;3;4}$	$b = 9$	$d = 2$

- Група 2 ($q = 12$)

R	Норма	Остеоартрит
R_3	$c = 3$	$a = 9$

Таким чином, чутливість Se і специфічність Sp спостережуваних методів для визначення остеоартриту складають $Se(dQ_2) = 78\%$; $Sp(dQ_4) = 77$, що значно більше (на 15 % – 25 %) ніж у випадку

досліджень координатних розподілів другого параметра вектора Стокса у Фур'є-площині поля розсіяного лазерного випромінювання.

На рис. 5.5 і 5.6 подані результати дослідження кореляційної структури розподілів $S_4(m \times n)$ лазерного випромінювання у двох взаємно перпендикулярних напрямках Фур'є-площини для здорових і хворих на остеоартрит пацієнтів.

Результати дослідження автокореляційних залежностей розподілів четвертого параметра вектора Стокса поля лазерного випромінювання, відбитого шкірою колінного суглоба різного фізіологічного стану (група 1 і група 2), виявили різну півширину в двох взаємно перпендикулярних

напрямках. Іншими словами, розподіли
$$\begin{pmatrix} K(S_4)_{11} & \rightarrow & K(S_4)_{1n} \\ . & \rightarrow & . \\ K(S_4)_{m1} & \rightarrow & K(S_4)_{mn} \end{pmatrix} \Rightarrow K_x(S_4) \text{ і}$$

$$\begin{pmatrix} K(S_4)_{11} & \downarrow & K(S_4)_{1n} \\ \downarrow & & \downarrow \\ K(S_4)_{m1} & & K(S_4)_{mn} \end{pmatrix} \Rightarrow K_y(S_4)$$
 вказують на виразну асиметрію Фур'є-спектра.

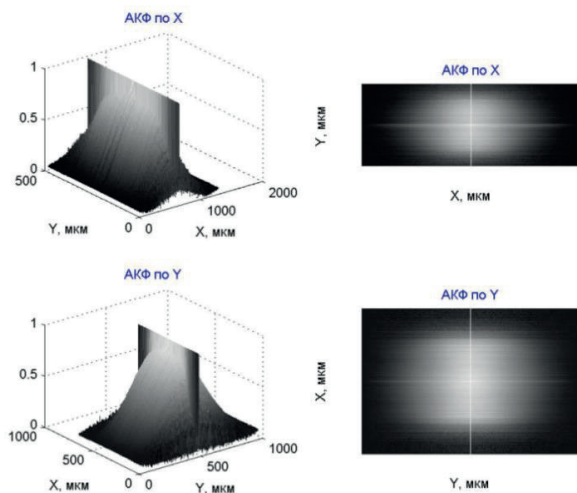


Рис. 5.5 – Автокореляційні функції розподілу четвертого параметра вектора Стокса оптично реалізованого Фур'є-спектра лазерного випромінювання розсіяного шкірою здорового суглоба. (Пояснення в тексті)

Кількісно ступінь асиметрії розподілів четвертого параметра вектора Стокса Фур'є-спектра лазерного розсіяного випромінювання шкірою здорового (група 1) та запаленого суглоба з остеоартритом (група 2) ілюструють середньостатистичні величини та діапазони зміни кроскореляційних моментів 1 – 4-го порядків $dQ_{j=1;2;3;4}$, (див. табл. 5.2).

Таблиця 5.2 – Кореляційні моменти 1 – 4-го порядків Фур'є-спектра координатного розподілу четвертого параметра вектора Стокса зображення шкіри здорового і запаленого суглобів

Параметри	Норма ($q=11$)	Патологія ($q=12$)
dQ_1	$1,19 \pm 0,031$	$2,04 \pm 0,065$
dQ_2	$1,12 \pm 0,029$	$2,96 \pm 0,095$
dQ_3	$1,21 \pm 0,032$	$3,69 \pm 0,11$
dQ_4	$1,14 \pm 0,026$	$3,32 \pm 0,09$

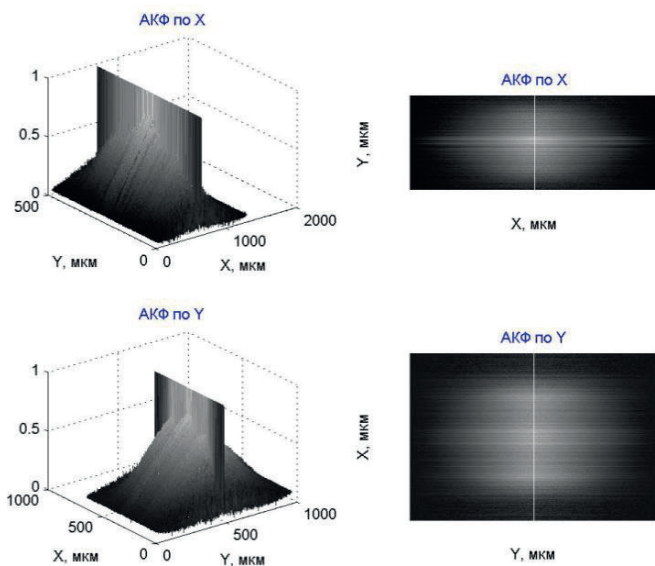


Рис. 5.6 – Автокореляційні функції розподілу четвертого параметра вектора Стокса Фур'є-спектра лазерного випромінювання розсіяного шкірою хворого на остеоартрит суглобу. (Пояснення тексті)

Співставлення середньостатистичних величин і відповідних діапазонів зміни (у межах групи 1 і групи 2) $dQ_{j=1;2;3;4}$ для двох взаємно перпендикулярних напрямків у Фур'є-площині розподілів четвертого параметра вектора Стокса лазерного випромінювання, розсіяного шкірою здорового і хворого на остеоартрит суглобів, виявив суттєві відмінності (у межах 2 – 3-х разів) між усіма кроскореляційними параметрами 1 – 4-го порядків.

Установлені такі показники чутливості (Se) та специфічності (Sp) діагностики остеоартриту даним кроскореляційним методом аналізу розподілу : $S_4(m \times n)$:

- Група 1 ($q = 11$)

dQ	Норма	Остеоартрит
$dQ_{j=1;2;3;4}$	$b = 9$	$d = 2$

- Група 2 ($q = 12$)

dQ	Норма	Остеоартрит
$dQ_{j=1;2;3;4}$	$c = 3$	$a = 9$

Із наведених даних визначено чутливість Se і специфічність Sp методу Фур'є–стокс-поляриметрії лазерного випромінювання, розсіяного шкірою колінного суглоба: $Se(dQ_{i=1;2;3;4}) = 78\%$; і $Sp((dQ_{i=1;2;3;4})) = 78\%$.

Таким чином, кроскореляційні параметри ($dQ_{i=1;2;3;4}$) виявилися достатньо чутливим і специфічним для формування групи ризику виникнення та діагностики запального стану колінного суглоба.

Серія логарифмічних залежностей $LogW_x - \log(\nu)$ спектрів потужності і $LogW_y - \log(\nu)$ у двох взаємно перпендикулярних напрямках ілюструє просторово-частотну структуру розподілів четвертого параметра вектора Стокса лазерного випромінювання у Фур'є-площині (рис. 5.7, група 1 – ліва частина, група 2 – права частина).

Результати дослідження просторово-частотної структури розподілів величини четвертого параметра вектора Стокса

$$\begin{pmatrix} K(S_4)_{11} & \rightarrow & K(S_4)_{1n} \\ . & \rightarrow & . \\ K(S_4)_{m1} & \rightarrow & K(S_4)_{mn} \end{pmatrix} \Rightarrow K_x(S_4) \quad \text{і} \quad \begin{pmatrix} K(S_4)_{11} & & K(S_4)_{1n} \\ \downarrow & \downarrow & \downarrow \\ K(S_4)_{m1} & & K(S_4)_{mn} \end{pmatrix} \Rightarrow K_y(S_4) \quad \text{поля}$$

лазерного випромінювання, відбитого шкірою колінного суглоба різного фізіологічного стану (група 1 і група 2) та зареєстрованого у Фур'є-площині не виявили суттєвих відмінностей між логарифмічними залежностями $\log W_x - \log(\nu)$ і $\log W_y - \log(\nu)$. Даний факт указує (як і у випадку автокореляційного аналізу) на подібність спектра просторових частот поля

розсіяного лазерного випромінювання у далекій зоні дифракції (співвідношення (2.27), (2.27*), (2.28) і (2.28*)).

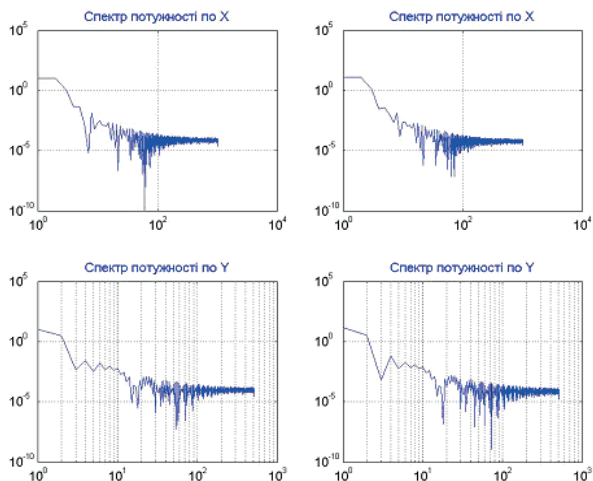


Рис. 5.7 – Автокореляційні функції та логарифмічні залежності спектру потужності розподілу четвертого параметра вектора Стокса Фур'є-спектра випромінювання, відбитого шкірою здорового і хворого на остеоартит суглобів. (Пояснення в тексті).

У табл. 5.3 наведені середньостатистичні величини та діапазони зміни кроспектральних моментів 1 – 4-го порядків $dF_{j=1;2;3;4}$ розподілів $\log W_x - \log(\nu)$ і $\log W_y - \log(\nu)$ для четвертого параметра вектора Стокса, визначені у Фур'є-площині розсіяного випромінювання шкірою здорового та запаленого суглоба.

Таблиця 5.3 – Спектральні моменти 1 – 4-го порядків Фур'є-спектру розподілу четвертого параметра вектора Стокса зображення шкіри запаленого суглоба

Параметри	Норма ($q = 11$)	Патологія ($q = 12$)
dF_1	$1,18 \pm 0,035$	$1,43 \pm 0,044$
dF_2	$0,37 \pm 0,011$	$1,28 \pm 0,041$
dF_3	$2,21 \pm 0,072$	$2,49 \pm 0,75$
dF_4	$1,54 \pm 0,047$	$1,81 \pm 0,062$

Зіставлення величини та діапазонів зміни набору кроспектральних моментів 1-го – 4-го порядків $dF_{j=1;2;3;4}$, які характеризують просторово-

частотну структуру координатних розподілів четвертого параметру вектора Стокса лазерного випромінювання, розсіяного шкірою здорового і хворого на остеоартрит суглобів, виявив певні (у цілому незначні) відмінності (10 % – 20 %) між dF_1 , dF_3 і dF_4 . Виняток складають моменти dF_2 , які характеризують розкид величин екстремумів логарифмічних залежностей $\log W_x - \log(\nu)$ і $\log W_y - \log(\nu)$: відмінності між ними досягають 3,75 рази.

Даний факт може бути пов'язаний з ростом оптичної анізотропії шкіри запаленого колінного суглоба, що виявляється у зростанні діапазону зміни розмірів доменів (розділ 2, підрозділ 2.3.2, співвідношення (2.35) - (2.37)) у відповідному координатному розподілі четвертого параметра вектора Стокса.

При цьому встановлені такі показники чутливості (Se) та специфічності (Sp) діагностики остеоартриту даним кроскореляційним методом:

- Група 1 ($q = 11$)

Параметри	Норма	Остеоартрит
dF_2	$b = 9$	$d = 2$

- Група 2 ($q = 12$)

Параметри	Норма	Остеоартрит
dF_2	$c = 3$	$a = 9$

Таким чином, чутливість Se і специфічність Sp у даному випадку виявилися не меншими ($Se(dF_2) = 77$; $Sp(dF_2) = 77$) у порівнянні з даними методів статистичної та кореляційної обробки координатних розподілів другого параметра вектора Стокса у Фур'є-площині.

Отже, кроспектральний параметр $dF_2(S_4)$ може бути покладений в основу формування групи ризику виникнення запального стану колінного суглоба та діагностики остеоартриту.

Глава 6. КОМПЛЕКСНИЙ СТУПІНЬ ВЗАЄМНОЇ ПОЛЯРИЗАЦІЇ ЗОБРАЖЕНЬ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

§ 6.1. Морфологічні основи оптичної анізотропії біологічних тканин

Тканина – це зібрання клітин та позаклітинних матриць, що виконують певні спеціалізовані функції. Позаклітинна матриця складається із волокон (типу, калогену білків та еластину) та основних речовин (наприклад протеоглікан). Тваринні тканини (живих організмів) класифікують в чотири основних групи:

- з'єднуюча;
- епітеальна;
- м'язова;
- нервова.

Коротке описання кожної з них наводиться нижче.

Сполучна тканина визначається як тканина у якій кількість позаклітинної матриці займає (складає) більшу частину ніж клітинний компонент. Сполучні тканини включають хрящі, сухожилля, зв'язки, матрицю кістки, та жирові утворення, а також це є шкіра, кров, лімфа. Кров та лімфа – особливі сполучні тканини, де позаклітинна матриця є рідкий компонент. Шкіра – чудовий приклад щільної сполучної тканини. Тонка волокниста сполучна тканина виконує роль зв'язку кровеносних судин та формує основну мембрану для підтримання клітин тіла та м'язів. Сполучні тканини складаються із різних типів клітин та позаклітинної матриці. Волокна позаклітинної матриці складаються із нерозчинних полімерів високої молекулярної ваги білків колагена чи еластина. Волокна можуть вільно переплітатися чи щільно упаковуватись в певній послідовності (або із характером хаотичності). В нерегулярній щільній сполучній тканині, волокна вплітаються близько одне до одного випадковим чином, як в шкірі, тоді як в щільно-правильній тканині, волокна розміщуються в паралельних зв'язках, як в сухожиллях, чи в плоских шарах, як в апоневрозі. Відносна різноманітність окремих елементів тканини змінюється значним чином від одної області (регіона) тіла до іншої, що зумовлено місцевими структурними вимогами.

Епітелій складається із пластових клітин, які знаходяться між зовнішніми та внутрішніми поверхнями тіла (органу) та виконують секреторну функцію настільки же добре як і захисну. Епітеальні тканини виконують роль своєрідної покриваючої „шкіри” легень, кишечника, кровеносних судів тощо. На відміну від сполучних тканин, які можуть мати доволі велику частку позаклітинної матриці між відповідними ячейками (клітинами), клітини епітелія сильно упаковані із невеликою кількістю позаклітинної речовини між ними, хоча як правило вони підтримуються на основній мембрані, яка містить компоненти позаклітинної матриці. Одна із основних властивостей епітеальних тканин зовнішньо-внутрішня полярність,

яка виражається не тільки в морфологічному але також і в електрофізіологічних та транспортних властивостях. Іонні канали головним чином розміщені в межах апікальної (зовнішньої) мембранної області, в той час як насоси розміщені в базо-боковій (всередині). Це важлива морфометрія, тому що ця особливість забезпечує деякий тиск в підепітеальних впадинах і відповідно епітеальну протяжність. Епітеальні клітини за рахунок межуючих з'єднань формують об'єднану сітку, що дає пластовим клітинам механічну силу і робить її непроникною до пасивного поширення малих молекул. Відповідні з'єднання в механічному плані полягають в закріпленні епітеальних пластових клітин разом, щоб сформувати захисний шар і таким чином обмежити тіло (орган) від рани чи інфекції. Одна із самих чудових властивостей епітеальних „пластів” є здатність перестановки клітини, без загрози зруйнування механічної цілісності та зниження хмічної функції бар'єру. Позаклітинні структури також відіграють підсилювальну роль. Є доволі велика кількість видів епітелію. Стратифікована слоїста тканина, знайдена в шкірі, внутрішній частині стравоходу складається із тонких шарів плоских, подібних до розміру клітин, що швидко формуються над кров'яними капілярами де вони виштовхуються до поверхні тканини, відмирають та відводяться. Епітеальні клітини також є основою волосся, нігтів, у інших тварин можуть давати початок росту пір'я та копит.

Клітини м'язів використовують сполуки, що є акумуляторами енергії (наприклад, цукор та жири) для створення сили, яка є необхідним елементом для виконання механічної роботи. Вони є двигунами тіла. Виділяють три головних типа тканин м'язів: полосатий, гладкий та серцевий. Полосатий вид м'язів характерний для кісток, які виконують певну роботу. Цю групу м'язів також називають скелетними чи добровільними м'язами і вони складаються із великих багатоядерних клітин. Гладкий м'яз, який був знайдений у внутрішніх органах та навкруги великих кровеносних судин складається із плоских клітин. Гладкий м'яз присутній в травному тракті, пухирі, артеріях, венах та активізований автономною нервовою системою. Серцеві м'язи виконують роль насосної дії серця. Серцевий м'яз можна охарактеризувати тим, що його клітини часто представляють розгалужену систему. Серцева тканина є унікальною в тому плані, що є представником резистивних комплексів, що проявляється в допомозі клітинам підтримувати одна одну, а інші сполучення потребують передачу електричного імпульсу через м'яз, щоб створити ритмічне скорочення.

Нервові клітини, чи нейрони, спеціалізовані для передавання інформації від однієї частини тіла (органу) до іншого. Мізки та спинний мозок – тканини, які складаються із тканин нейронала. Кожний нейрон складається із тіла клітини чи сома з відповідними розгалуженнями – дендритами і одним довшим за всі інші волокна – аксона. Дендрити з'єднують один нейрон з іншим, і аксон передає імпульс. Синапс- особливе з'єднання нейронала, де нейрони з'єднуються один з одним чи з клітинами

м'яза. Електричні імпульси та хімічні сигнали передаються від нейрона до нейрона чи від нейрона до м'язу через синапс.

6.1.1. Типова сполучна тканина

Сухожилля з'єднують м'язи з кісткою, та більшість з них, але не всі піддатливі до осьових розтягуючих видів навантаження. Як і більшість з'єднуючих тканин, позаклітинна матриця складається з волокон (наприклад: колаген та еластин) та основної субстанції. Виділяють шість відмінних структурних рівнів в сухожиллі. Перший рівень – це молекула колагена; шостий рівень – сухожилля. Між ними в зростаючому порядку – мікрофібрили, підфібрили, фібрили та утворення у вигляді грон. Ці шість структурних рівнів проілюстровані на рис.6.1 та описані нижче в їх зростаючому порядку.

Колаген – позаклітинний білок, який є основним структурним елементом багатьох тканин. Білки – макромолекули, які складаються із вуглецю, водню, кисню, азоту та сірки і складені із ланцюгів амінокислот. Людське тіло приблизно на 60% складається із води, із крохмалом, цукром та містить невелику кількість деяких хімічних елементів, а також білків та жирів, які складають решту. Протеїн є основним інгредієнтом, на основі якого відбувається перетворення вищенаведених елементів у тканини.

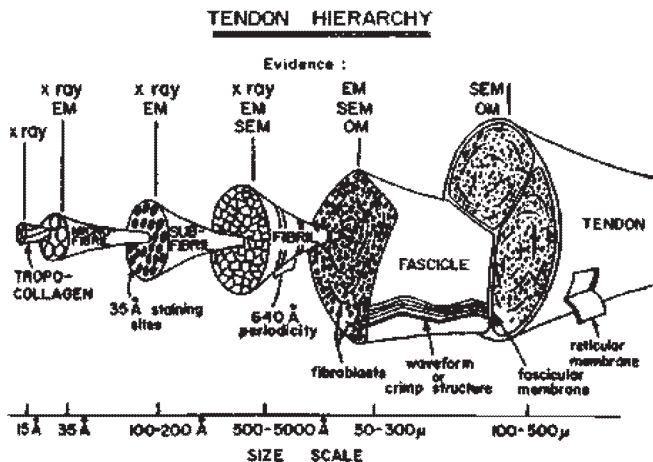


Рис. 6.1. Ієрархічна структура сухожилля

Основна особливість білків є саме те, що їх можна знайти у всьому тілі людини. З структурної точки зору більшу зацікавленість викликають волокнисті білки, які включають фібрин, кератин та колаген. Фібрин та колаген є позаклітинними утвореннями, тоді як кератин, що є головним компонентом волосся, шкіри, нігтів, копит, пір'їв є внутрішньоклітинним.

Колаген – волокнистий білок, який цікавить нас більше за інші. Цікаво звернути увагу на той факт, що в той час як більшість білків функціонує в межах клітин, колаген, що виробляється в межах клітини, розміщений та виконує структурну роль в позаклітинній матриці багатьох сполучних тканин.

Колаген відібраний як приклад волокнистого білка для детального описання по ряду відповідних ознак. Перше, колаген складає приблизно третину від загального об'єму білків в тілі людини та виявлений, майже, в усіх тканинах; приблизно 40% від усього об'єму даного білка знайдено в шкірі, 10-20% в кістках та зубах і 7-8% у кровеносних судинах. Сухожилля має самий великий вміст колагену, але він також знайдений в хрящах, зв'язках, внутрішніх органа, м'язах, міжпозвонкових дисках, основних мембранах та оці.

Колаген забезпечує силу та є основним чинником, що забезпечує форму при гнучкості та русі; це – головний структурний елемент тканин, що переносить основні навантаження в м'яких тканинах та в свою чергу забезпечує платформу для мінералізації в твердих тканинах, які можуть підпадати під дію стиснення. Другою причиною для відповідної зацікавленості даним елементом є те, що він є основним елементом тканини, відібраний в цій секції за рахунок спроможності утворювати ієрархічні структурні системи, описані в деталях для сухожилля.

Існує приблизно 20 типів колагену, але так як сухожилля містить перший тип, то саме його опис приведений нижче. Залишок амінокислоти – це та частина амінокислоти, яка присутня в пептиді чи в поліпептиді. Вона складається із амінокислот мінус атоми, які віддалені в процесі під'єднання до інших амінокислот. Перший тип колагенових молекул складається із трьох (поліпептидних) α ланцюгів, приблизно 1000 залишків амінокислот кожний. Це правообертальна суперспіраль, яка складена із трьох α ланцюгів. Приставка супер- використовується тому, що кожен із трьох α ланцюгів представляє собою лівообертаючу спіраль з трьома амінокислотами на кожному повороті даної спіралі. Таким чином правообертаюча спіраль є спіраль структури, яка сама по своїй сутності є лівообертаючою. Цю структуру також описують як „закільцоване-кільце”, тому що дану структуру можна представити як своєрідна кільце, яке по своїй суті складається із інших кільць (завихрень). Відповідний склад даної правообертаючої суперспіралі, яка асоціюється із моделлю „закільцоване-кільце” складає приблизно 30 залишків амінокислот розміром приблизно 8.7 нанометрів. Реверсивне завихрення на слідуючому структурному рівні – техніка, яка застосовується у виробництві мотузки, кабеля – використовується для більш напруженого структурного утворення, яке потребує значно більшої границі зв'язку. Гліцерин підвищує стабільність молекули, шляхом формування водневих зв'язків серед трьох ланцюгів даної суперспіралі. Гідроксіпролін та пролін формують зв'язки (водневі) в межах кожного ланцюга. Внутрішні і скуючі з'єднання, чи взаємно-перехресні зв'язки між специфічними

групами на ланцюгах відіграють важливу роль для стабільності всієї молекули. Сама ж молекула подібна до стержня (прута) приблизно 300 нанометрів в довжину та 1.5 нанометр в ширину.

Колаген в тканинах є високоорганізованою структурою. Чередування орієнтації молекул колагену у фібрилі забезпечує збільшення міцності для кісткових тканин, та припускається, що орієнтація структурних одиниць фібрили пов'язана з навантаженнями, яким підлягає кістка. Колаген фібрилів хряща є менш зорієнтованою структурою ніж відповідні із кісткової тканини, тоді як колаген фібрилів зв'язок є високо впорядкованим. Шкіра також представляється як відповідне переплітіння зв'язків колагена фібрилів, але в той же час це є довлі низько організована структура у порівнянні з колагенами фібрилів кісток. Отже ми бачимо, що є різноманітні типи тканин: є багаті на вміст колагену першого типу, що безпосередньо видно із відповідного порівняння структури таких тканин як шкіра, міжхребетних дисків та сухожилля. В шкірі колаген фібрилів формується як наслідок сплетіння періодично розміщених зв'язків, тоді як у волокнах міжхребетних хрящів він організовується у широкі пласти, у яких орієнтація колагенів фібрилів навіть вже у суміжних пластах є зовсім різною (різні напрямки укладання). В сухожиллях спостерігається незвична періодична зміна в образі поляризації зв'язок колагену, яка пояснюється площинним завихренням колагенових фібрилів вздовж осі сухожилля. Цей зразок чудово розширюється за рахунок видовження м'язових структур без актуального видовження колагену фібрила.

Молекула колагену є основним структурним елементом багатьох тканин, але як було сказано вище, більша його частина міститься саме в хрящовій тканині. П'ять молекул колагену зазвичай утворюють разом лівобертаючу суперспіраль за рахунок електростатичних полів між відповідними одиницями (рис. 6.2). Слід нагадати, що суперспіраль є спіраллю, яка по своїй структурі представляється як сукупність завитків (своєрідна спіральне утворення) протилежно-обертаючих структур. Таким чином суперспіраль – спіраль структури з протилежнообертаючими компонентами, яка по своїй суті є спіраллю структури із першопочатковим (оригінальним) напрямком обертання. Цікавою особливістю є те, що існують кінцеві проміжки між кінцями молекул колагену (рис. 6.2).

П'ять молекул колагену зазвичай об'єднуються разом лівобертаючу суперспіраль за рахунок електростатичних полів між відповідними одиницями та формують мікрофібрилу (а). Існують кінцеві проміжки між кінцями молекул колагену, що представлено на (а) та (б). Ця фігура показує високу ступінь впорядкованості в молекулах колагену в осьовому напрямку мікрофібрили. На електронній мікрорентгенограмі колагени фібрили проявляють характерну „полосастість” із явно видимою періодичністю в 67 nm (на рис. не показано). Цей період виміряної довжини позначений літерою D і використовується як первинна масштабна шкала в описанні структурних рівнів. Істинний період - 5 D. Гвинтова довжина молекули колагену – 4.34 D,

що приблизно складає 291nm та дискретні проміжки – $0.66 D=44\text{nm}$ (деякі посилення вказують число 35 nm) між двома послідовними молекулами колагену в стрічці. В проміжку є тільки чотири молекули колагену в стрічці, та молекули проявляють тенденцію до заповнення пустого простору рівномірно як проілюстровано в (с). Фактичний проміжок – $0.6 D$. Діаметр мікрофібрили складає від 3.5 до 4 nm та його довжина невідома. Мікрофібрила є досить міцним утворенням за рахунок гідрофобних взаємодій, та має доволі низьку міцність як самостійна одиниця. Сила та стабільність в процесі зірвання мікрофібрили досягаються за рахунок міжмолекулярних взаємних зв'язків.

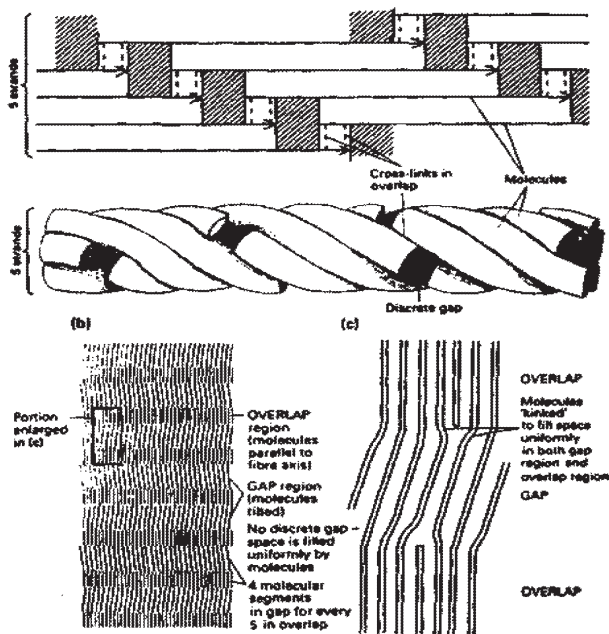


Рис. 6.2. Схема молекули колагену

Мікрофібрили об'єднуються у вище організовані структури – підфібрили, які є правообертальними супер-супер-суперспіралями із розмірами, що сягають приблизно 1090 nm. В кінці сухожилля розмір фібрил в діаметрі сягає від 40 nm і, можливо навіть, до 300 nm, дещо відхиляючись від вказаних меж. Не відомо яким чином розмір фібрил може контролюватися, проте є припущення, яке полягає в тому, що діаметр фібрил визначається кількістю цукру в колагені: чим більша його кількість тим менший діаметр. Міцність фібрили в частинному випадку залежить від взаємних зв'язків, які формуються між молекулами колагену. Ці взаємні зв'язки також асоціюються із скупченнями на рівні фібрили. Тим не менш, всі з механізмів

утримування складових фібрил разом не відомі.

Сухожилльна фібрила скомпонована із підфібрил, які щільно розміщені один до одного. Найменшу одиницю фібрили можна розгледіти із допомогою мікроскопа, вона має діаметр 1-10 $\mu\text{м}$. Структурні утворення у вигляді грон складаються із волокон фібрил, що зібрані у первинні та вторинні зв'язки пучків а потім у сухожилля чи зв'язку. На цих ієрархічних рівнях проявляється хвилястість в структурі (рис.6.1). Вигляд цієї періодичної форми інколи описується як синусоїдальність чи зигзагообразність. Ця хвилястість не має місце в колагенах кісток, які часто підлягають стискаючим силам, але дане явище спостерігається в тканинах, які в свою чергу переносять навантаження типу розтягу (сухожилля).

Дуже цікавою особливістю організації підодиноць в сухожиллях та зв'язках є те що відсутнє бокове з'єднання (сцеплення) між „гнонами”. Вони можуть вільно проходити (ковзати) одна повз одну, що є дуже зручно з механічної точки зору. На „гнонах” та вищих структурних утвореннях в цій ієрархії присутні мембрани чи оболонки, які охоплюють структуру (рис. 6.1). Ці оболонки мають такий же склад як і фабричні тканини (структура яких не є тканиною, тобто за характером не переплітаються). Волокно збільшується в розмірах при збільшенні в розмірі самої струкури, яку оточує оболонка.

Слід відмітити, що ієрархія в тканинах репрезентує спосіб, яким тканина сформована. Дуже дієвим та ефективним представленням тканин є з допомогою ієрархії, яка представляється в широкому діапазоні масштабів довжини. Ієрархічна архітектура, що забезпечується структурним розташуванням колагену є прикладом складної матерії, яка призначена для певного механічної функції при виконанні необхідних процесів підтримання гомеостазу. Всі сполучні тканини розділяють цю спроможність.

6.1.2. Утворення структури тканини

Дане питання представляє дуже великий інтерес, так як дозволяє зрозуміти яким чином тканина розвивається фактично з нічого, іншими словами із аморфної форми, що не має ніякої структури чи орієнтації до структури, яка нам відома (прикладом може бути цілком сформоване сухожилля). Хоча це доволі цікаве питання, але ми далекі від повного розуміння цих процесів. Існує багато незрозумілих аспектів розвитку та протікання відповідних явищ, що описувалися певними гіпотезами, саме для заповнення певних прогалин в наших знаннях про дане питання. В біології слово „морфогенез” використо-вується саме для описання (посилання) чи до (i) структурних змін, досліджених в тканинах, внаслідок розвитку ембріона (чи інших процесів), чи до (ii) основних механізмів, які відповідають за структурні зміни. Обидва механізми, які приводять до структурних змін та змін в структурі представляють доволі великий інтерес. Залишене без відповіді наукове питання – взаємозв'язок між інформацією записаною в геномі та завершеною структурою готовою тканини. Припускається, що тканинна структура є специфічним результатом взаємодії між клітинами та

навколишнім середовищем в послідовності, яка приводить до структурного фенотипу. При встановленні фенотипу стверджується, що відсутній будь-який зв'язок із геном, за виключенням процесів регенерації та відновлення пошкодженої клітини.

Залишене без відповіді наукове питання відносно морфогенезу може бути поділене на певні підпитання: що ініціює морфогенетичні події, що є таке морфогенетичний процес побудови тканини, що саме зупиняє морфогенетичний процес? Щодо ініціювання процесу то відомі приклади, в якому ініціатором виступає молекула, що виробляється зовсім іншою тканиною. Можливо клітини мають своєрідний внутрішній „годинник”, що ініціює їх активність. Також цілком припустимо, що активізуючий механізм є ніщо іншим як деякий випадок в фізичному оточуючому середовищі клітини, типу механічної нестійкості. Ці три припущення не є повними можливостями, слід враховувати також різноманітні комбінації даних припущень.

Вирізняють відповідні стадії структурних самоутворень:

- на молекулярному рівні;
- ембріологія (розглядає розвиток);
- утворення клітинної діяльності;
- надмолекулярне зібрання.

6.1.3. Надмолекулярне утворення (структуроутворення)

Питання надмолекулярного зібрання не є схожим за відповідними механізмами із молекулярним самоутворенням, проте ідеї введені для описання останніх, мають глибокий інженерний зміст, інтерес та великий майбутній потенціал. Ця ідея еквівалентна само-зібранню на більш високому структурному рівні. Дана концепція є корисна та працююча гіпотеза для індивідуальних стадій в побудові надмолекулярних структур. Для сполучної тканини найбільш інтересною аналогією для надмолекулярних утворень є рідкий криста-лічний аналог. Термін „рідкий кристал” повинен першопочатково окреслюватися як один оксюморон; кристал є чудово організована рідина, яка характеризується регулярною сукупністю структурних чітко впорядкованих за певною системою одиниць, які утримуються разом за рахунок притягуючих сил. Рідина також має певну і доволі очевидну, проте не сильно виражену структуру, яка приймає форму контейнера та змінює свою форму при зміні форми контейнера. Рідкий кристал є мезоморфний стан (проміжна форма) між кристалом та рідиною. Деякі органічні матеріали не демонструють єдині переходи від рідини до кристалу, проте мають ряд проміжних переходів, із виникненням нових фаз, включаючи рідку кристалічну фазу. В їх певному діапазоні температури та концентрації рідкі кристали подібні до „прутових” (видовжених) молекул, орієнтованих в одному, двох та трьох вимірах. Їх орієнтація інколи контролюється електромагнітними полями, що приводить до утворення рідких кристалів (метоксиацетилкарбамід), які інтенсивно

використовуються в рідкокристалічних дисплеях. Рідкі кристали класифікуються як нематичні, смектичні та схолестеричні.

„Прутові” (видовжені) молекули лежать паралельно одна до одної в шарах рівної товщини, характеризують зокрема смектичні рідкі кристали. Вони мають найвищий ступень впорядкованості. Нематичні рідкі кристали також характеризуються видовженими молекулами, які лежать паралельно одна до одної але відсутня шарова структуризація. Характеризуються низьким ступенем впорядкованості. Впорядкованість є тільки орієнтаційна і розподіл молекул в напрямку осі кристалу є випадкова величина. Молекули у схолестеричні рідких кристалах лежать паралельно один до одного у кожній площині, але кожна площина розміщена під деяким постійним кутом до слідуєючої площини кристалів (рис. 6.3. та рис. 6.4).

Даний вид кристалу – кінкральна форма нематичної стадії, кінкральне описання структурних характеристик молекули, яка не може бути описана як відповідне суміщення із дзеркальним відображенням.

Філософ Гоез розглядав проблему організації структури у рослин та тварин. Він підтвердив ідею аналогії між структурою тканини та кристалічного росту. Коли рідкі кристали були виявлені у 1888 році, вони одразу ж стали кандидатами, що представляли механізм який доволі гарно описував процес формування живих структур із гомогенних мультіхімічних сумішей.

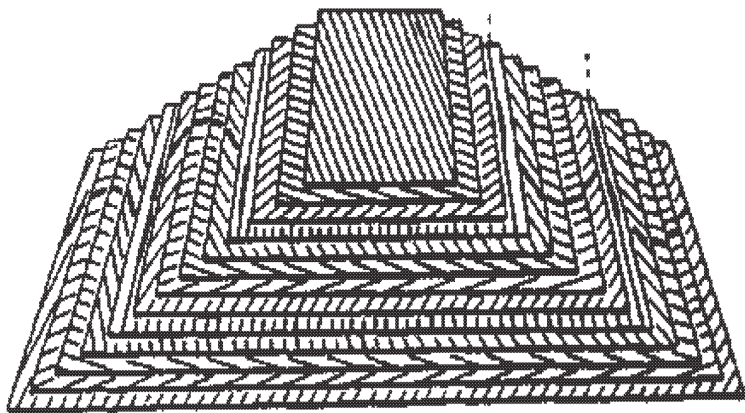


Рис. 6.3. Викривлена багатопластова модель

Довгі осі молекул у кожному шарі розташовані під певними кутами до осей молекул нижнього та верхнього шарів. Накладені серії площин одні на одні та дуги видимі на боковій стороні сходиноквої піраміди відповідають відповідним регулярним напрямкам осей молекул для кожного шару.

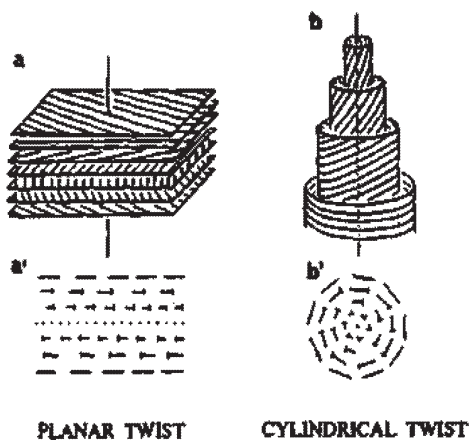


Рис. 6.4. (а) В плоскому завихренні, рівновіддалені прямі лінії зображені на площинах мають тенденцію до зміни положення та регулярного обертання від площини до площини. (а') Для холестеричної геометрії, яка застосовується для описання площинних завихрень, лінії репрезентують молекули розташовані вздовж намальованих площин, точки – молекули перпендикулярні до них. Молекули в нахилому положенні репрезентують стрілками, точки яких спрямовані до спостерігача. (b) В циліндричному завихренні рівновіддалені гвинтові лінії намальовані на ряді коаксіальних циліндрів, та кут розташування гвинтових ліній регулярно змінюється від одного циліндра до іншого. (b') Звичайне представлення холестеричної геометрії, яка застосовується для циліндричне завихрення.

Це тому що, рідкі кристали демонструють дивовижний рівень самоорганізації, в якій направлений порядок з'являється спонтанно, не із виникненням напрямку приросту, як у випадку росту двох схожих кристалів, що дотикаються поверхнями, але одночасно по всьому об'єму. Терміни „біологічні аналоги рідких кристалів” та „псевдоморфізм” використовуються для описання тих біологічних систем, які підлягають законам прозорих кристалічних конфігурацій, проте втратили їх рідкий характер. Прикладом двопрмене-заломлюючих біологічних матеріалів, які можуть бути справжніми рідинами є біологічні мембрани та деякі із залози (гланди). Нерідкими аналогами є клітини стінок та скелетна структура рослин та тварин. Фібрилярні матеріали в плані геометричного розгляду подібні до положення молекул в холестеричних рідких кристалах; якби не довжина полімера, його кристалізація, присутність взаємних руйнуючих зв'язків ліквідного характеру, який повинен бути присутнім після початкової секретації органічних компонентів клітинами. Стан формування чи реформування тканини називають морфозним станом і як вважається має характеристики як і твердого так і рідкого стану, що мають достатню

текучість для структурного самозібрання та достатню твердість для грузопереносної спроможності структури, що реформується. Морфозний стан тканин, вважають, існує на протязі морфогенезу та протягом ремоделювання тканин. У випадку кісткової тканини морфозний стан, можливо, існує деякий час впродовж формування вторинного остеона та в процесі росту зуба. „Викривлена багатошарова модель” представлена на рис. 4 – модель організації молекул в холестеричній структурі. Ця модель пояснює, як типовий ряд дугообразних зразків, що досліджувався в розрізах клітин та тканин, є результатом не від вигнутих достовірних ниткообразних утворень, а походить від послідовності молекулярних орієнтацій, які були знайдені у викривленій шарообразній структурі. Модель конструювали слідуючим чином. Молекулярні положення представляли паралельними та рівновіддаленими прямими лініями на серії пощин, з орієнтацією ліній, яка обертово змінюється від площини до площини на невеликий та постійний кут. Періодичність дуже добре прослідковується при обертанні положень молекул на 180 градусів, що відповідає напівхолестеричній висоті $P/2$. Обертання вибране таким чином, щоб воно було лівообертаючим, що було знайдено в усіх вивчених біологічних об’єктах. Схолестерична вісь визначається з допомогою правила лівої руки: закритий кулак лівої руки визначає напрямок завихрення, а відкритий великий палець вказує в позитивному напрямку холестеричну вісь. На похилих сторонах піраміди можна спостерігати накладання ряду паралельних дуг. Ввігнутості дуг реверсивні на протилежній стороні даної моделі. В біологічних системах ця специфічна геометрія описується, як викривлена шарова структура, проте зустрічаються і інші терміни.

Два головних типа завихрень в рідких кристалах та їх біологічних аналогах є визначені положенням (розміщенням) фібрилярних елементів в паралельних площинах (плоске завихрення) чи коаксіальних циліндрах (циліндричне завихрення) (рис.6.4). Коаксіальні циліндри (циліндричне завихрення) також описується як гвинтообразне. Колаген у вторинному остеоні кісткової тканини як раз знаходиться у стані гвинто-образності. Розвиток типічних рідких кристалічних зразків асоціюється з перетікаючими рідкими кристалами.

Вважається, що виникнення холестеричного завихрення є геометричним ефектом. Під броунівським рухом в морфогенному стані розуміють безпосереднє вирівнювання видовжених молекул. При високій концентрації дане явище відбувається головним чином через стеричні обмеження, впливаючих на просторову структуру молекул. Видовжені молекули не проникають за виключенням об’му, що є зниженим коли молекули лежать паралельно. При високих концентраціях геометричні фактори, пов’язані із хіральністю молекул відповідають за зміну орієнтації між слоями. Постійна харак-теристика біологічних полімерів, формуючих холестеричні рідкі кристали є те, що вони складаються із слоїстих гвинтоутворень. Контакт між слоїстими гвинтовими областями зібрань

асиметричних молекул визначає орієнтацію кожного шару відносно сусідніх.

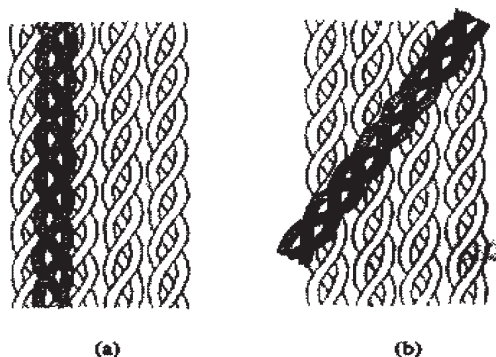


Рис. 6.5. Можливе відношення між молекулярним устроєм та кутовим обертанням в колагені (модель Невіла)

Ланцюги колагену переплітаються формуючи потрійну спіраль. Якщо вони упаковуються в пласти зигзагоподібним чином, то створюється система наверх-вирівняних заглиблень. Слідуючий пласт потрійної спіралі може приймати любе із двох стійких положень. Вони можуть бути (а) паралельні із початковим пластом в заглибленнях між потрійними спіралями чи (б) в заглибленнях, які лежать під кутом до початкового шару. Положення, частково показане на (b) демонструє кутове обертання, яке необхідне для виникнення гелікоїду. Зміст зміни завихрення від потрійної спіралі до гелікоїду полягає в тому що різні рівні в ієрархії упаковуються разом в більшій стабільності.

Такий підхід використаний для статистичного моделювання оптичних властивостей структурованих БТ. Запропонована модель розглядає БТ як аморфно-кристалічну матрицю. Аморфна компонента БТ (жири, ліпіди, неструктуровані білки) поляризаційно ізотропна (оптично неактивна). Кристалічна компонента БТ утворена просторово орієнтованими двопроменезаломлюючими протеїновими (колагенові білки, міозин) фібрилами. Властивості кожної окремої фібрили моделюються оптично-одноосним кристалом, напрямок осі якого співпадає з напрямком укладання в площині біотканини, а показник двопроменезаломлення визначається її речовиною. Більш високим рівнем організації БТ є архітектонічна сітка, утворена різноорієнтованими двопроменезаломлюючими пучками. Аналітичне описання процесів світлорозсіяння БТ різних типів здійснюється на основі застосування матриці Мюллера для оптично-одноосних структур [121]

$$\{Q\} = \begin{pmatrix} 1; & 0; & 0; & 0; \\ 0; & (\sin^2 \frac{\delta}{2} \cdot \cos 2\rho + \cos^2 \frac{\delta}{2}); & (0,5 \sin 4\rho \sin^2 \frac{\delta}{2}); & (-\sin 2\rho \sin \delta); \\ 0; & (0,5 \sin 4\rho \sin^2 \frac{\delta}{2}); & (-\sin^2 \frac{\delta}{2} \cdot \cos 2\rho + \cos^2 \frac{\delta}{2}); & (\cos 2\rho \sin \delta); \\ 0; & (\sin 2\rho \sin \delta); & (-\cos 2\rho \sin \delta); & (2 \cos^2 \frac{\delta}{2} - 1) \end{pmatrix}. \quad (6.1)$$

Тут ρ - орієнтація оптичної осі, що визначається напрямком укладання фібрил, δ - величина фазового зсуву, що вноситься їх речовиною, між ортогональними компонентами амплітуди лазерної хвилі.

В рамках такої моделі вдалось пояснити механізми формування поляризаційної неоднорідності об'єктних полів БТ різних типів (кісткова і м'язова тканини, тканини репродуктивної сфери жінки – міометрій).

Знайдено, за умови одноразового розсіяння, взаємозв'язки між величинами азимутів, еліптичностей поляризації світлових коливань об'єктного поля та напрямком укладання фібрил та їх анізотропією [122 – 126]. Це дозволило розробити метод візуалізації архітектонічної структури БТ та впровадити статистичний аналіз координатних розподілів поляризаційних параметрів полів розсіяного випромінювання.

Досліджено взаємозв'язок дисперсії азимутів та еліптичностей поляризації об'єктних полів фізіологічно нормальних та паталогічно змінених БТ. Виявлена чутливість другого статистичного моменту до процесів дезорієнтації та втрати оптичної анізотропії речовини структурних елементів архітектоніки [127, 128]. На основі цього запропоновані критерії статистичної поляризаційної диференціації фізіологічних станів структурованих БТ [129 – 132].

Проаналізовані роботи [117–132] складають новий напрямок оптичної діагностики БТ, в основі якої лежить лазерна поляриметрія розподілів азимутів та еліптичностей поляризації світлових коливань в граничному об'єктному полі, або зображенні БТ.

Логічним доповненням і розвитком такого напрямку є сукупність методів поляризаційної нефелометрії, які базуються на визначенні кутових залежностей (індикатрис) статистично усереднених за всією сукупністю оптичних неоднорідностей елементів матриці Мюллера, яка несе найбільш повну інформацію про поляризаційні властивості біологічних об'єктів.

В [133–135] розглянуто перетворення стану поляризації будь-якого типу (лінійна, циркулярна або еліптична) в розсіюючому середовищі з типовими для біологічних тканин параметрами на основі застосування вектора Стокса [2]:

$$\vec{I}_s = M \vec{I}_i, \quad (6.2)$$

де M - 4x4 матриця розсіяння (або матриця Мюллера); $\vec{I}_i$ - вектор Стокса падаючого випромінювання.

Вектор Стокса визначається як

$$\vec{I} = \begin{bmatrix} I \\ Q \\ U \\ V \end{bmatrix}, \quad (6.3)$$

де

$$\begin{aligned} I, Q &= \langle E_x E_x^* \pm E_y E_y^* \rangle, \\ U, V &= \langle E_x E_y^* \pm E_y E_x^* \rangle, \end{aligned} \quad (6.4)$$

E_x та E_y - ортогональні компоненти вектора електричного поля, операція $\langle \rangle$ - означає усереднення по часу.

Показано, що в результаті розсіювання на частинці світло в загальному випадку стане еліптично поляризованим.

Для сферично симетричних часток з оптично неактивного матеріалу матриця розсіювання приймає вигляд

$$M = \begin{bmatrix} M_{11} & M_{12} & 0 & 0 \\ M_{12} & M_{11} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & M_{33} & M_{34} \\ 0 & 0 & -M_{34} & M_{33} \end{bmatrix}. \quad (6.5)$$

Елементи матриці розсіювання світла (МРС) залежать від кута розсіювання θ , довжини хвилі, геометричних й оптичних параметрів розсіювачів.

Степінь лінійної поляризації розсіяного світла через параметри Стокса визначається як

$$P_L = Q_S / I_S, \quad (6.6)$$

а циркулярної як

$$P_C = M_{33} / M_{11}. \quad (6.7)$$

Для ансамблю взаємодіючих часток в наближенні одноразового розсіювання [136] елементи МРС ізольованої частки мають вигляд

$$M_{i,j}(\theta) = M_{i,j}^0(\theta) N F(\theta), \quad (6.8)$$

де $M_{i,j}^0$ - елементи МРС ізольованої частки; N - число розсіювачів; $F(\theta)$ - інтерференційний член, що враховує просторову кореляцію часток.

Встановлено, що нормовані елементи МРС ($M_{i,j} / M_{11}$) не залежать від

врахування просторової кореляції розсіювачів й співпадають з елементами MPC для ізольованих часток (мається на увазі монодисперсна система часток).

На основі припущення, що характер перетворення вектора Стокса відомий при кожному акті розсіювання, визначено стан поляризації світла після його багаторазового розсіювання в об'ємному середовищі, шляхом використання різноманітних наближень теорії багаторазового розсіювання [137, 138] або методу Монте Карло.

Вимірювання елементів MPC (матриці Мюллера) достатньо прозорих біологічних рідин й тканин можна здійснити за допомогою лазерного поляризаційного нефелометра (ЛПН), що використовується в багатьох дослідженнях [132, 136, 138, 140].

Вимірювання кутових залежностей елементів матриці Мюллера для кришталіків ока людини, що були проведені за допомогою ЛПН, показують суттєві відмінності для нормальних й каламутних (катарактальних) кришталіків [141]. Ці розбіжності обумовлені появою великих несферичних розсіювачів часток в середовищі каламутного кришталіку (за рахунок формування конгломератів високомолекулярних білків). Прозорий кришталік характеризується монодисперсною системою розсіювачів малого діаметру. Каламутний кришталік містить доволі велику фракцію крупних розсіювачів.

ЛПН може бути використана для досліджень *in-vitro* різноманітних тканин ока від рогівки до ретини. При збільшенні швидкодії ЛПН, для виключення сенсорно-моторної реакції очного яблука в процесі вимірювань, можливе використання ЛПН *in-vivo* для цілого ока з отриманням інформації о структурі окремих тканин, що дозволить діагностувати не тільки катаракту, але й інші офтальмологічні захворювання такі як глаукома [142].

На прикладі досліджень MPC ока кролика було показано, що водяниста волога передньої камери ока являє собою прозору ізотропну речовину, що дає невелике розсіювання світла (інтенсивність розсіяного світла не перевищує 1,5 – 2% від інтенсивності падаючого), що викликане розчиненими в ній компонентами органічного походження [143].

Дослідження MPC склоподібного тіла показали, що ця тканина, маючи аморфну структуру, не змінює поляризаційних характеристик світла, що дає можливість досліджувати поляризаційні властивості очного дна. З іншого боку, деякі патології склоподібного тіла призводять до змін елементів MPC. Наприклад, невеликі внутрішні крововиливи легко фіксуються за рахунок сильного розсіяння на еритроцитах [143].

В рамках оптико-кристалічної моделі побудови БТ обґрунтована залежність кутових розподілів індикатрис елементів матриці Мюллера БТ від оптичних параметрів їх архітектонічної сітки. Встановлений взаємозв'язок між розподілами орієнтацій та величини двопроменезаломлення речовини БТ та відносними значеннями елементів матриці Мюллера [144–147]. На основі цього розроблений метод стоксполяриметричної диференціації виникнення

паталогічних змін архітекτονіки структурованих БТ.

Мюллер-матричне моделювання та діагностика оптико-геометричної структури БТ були доповнені та розвинуті шляхом застосування матричного оператора Джонса для описання процесів перетворення амплітудно-фазової структури лазерного когерентного випромінювання [148, 149]. В результаті була одержана нова інформація про структуру БТ у вигляді фазових та орієнтаційних томограм їх архітекτονіки [150, 151].

Статистичний аналіз розподілів орієнтацій фібрил та фазових зсувів, що вносяться їх речовиною, виявив перспективність вимірювання дисперсії величини орієнтаційних та фазових параметрів для диференціації фізіологічно нормальних та паталогічно змінених станів деяких типів БТ(міометрій [152, 153], кісткова тканина [151]).

Слід зазначити, що „спільним знаменником” результатів, одержаних методами лазерної поляриметрії, є точковий аналіз поляризаційних параметрів об’єктного поля та, пов’язаний з ним, пошук їх взаємозв’язку з точковими орієнтаційними та анізотропними параметрами архітекτονіки БТ. В такій ситуації невизначеною залишається інформація про особливості (статистичні, стохастичні, самоподібні або фрактальні) двовимірних розподілів поляризаційних параметрів поля та орієнтаційно-фазових характеристик об’єкту. Зауважимо, що основна така інформація про побудову та оптичні властивості БТ як правило може одержуватися у вигляді 2D-розподілів інтенсивностей (класичне зображення) поляризаційно-відфільтрованих інтенсивностей (контрастзоване зображення) [126, 131, 132]; поляризаційних мап та Мюллер-матричних зображень (поляризаційні образи БТ) [150, 151]. Відповідно цьому лазерна поляриметрія потребує подальшої розробки методів неруйнівної макродіагностики оптико-геометричної будови БТ шляхом удосконалення існуючих методів їх поляризаційно-інтерференційного картографування та розробки нових методів Мюллер-матричної реконструкції архітекτονіки БТ з використанням комплексного статистичного і фрактального аналізу її поляризаційно-неоднорідних Мюллер-матричних зображень (ММЗ).

§6.2. Основні підходи у оптичній діагностиці біологічних тканин

Історично оптичні методи дослідження структури біотканин (БТ) можна підрозділити на три основні групи:

- Спектрофотометричні, засновані на аналізі просторових (r) (тимчасових, - (τ)) змін інтенсивності поля розсіяного БТ випромінювання;
- Поляризаційні, які використовують матрицю когерентності $\{K(r, \tau)\}$ світлових коливань

$$K(r, \tau) = \begin{vmatrix} \langle E_x(r, \tau) E_x^*(r, \tau) \rangle & \langle E_x(r, \tau) E_y^*(r, \tau) \rangle \\ \langle E_x^*(r, \tau) E_y(r, \tau) \rangle & \langle E_y(r, \tau) E_y^*(r, \tau) \rangle \end{vmatrix} \quad (6.9)$$

і, що базуються на аналізі ступеня поляризації $P(r)$, як функції кореляції між комплексними ортогональними компонентами електромагнітних коливань E_x, E_y в 1-й точці (r) поля розсіяного випромінювання

$$P(r) = \sqrt{1 - \frac{4 \left[\langle E_x(r, \tau) E_x^*(r, \tau) E_y(r, \tau) E_y^*(r, \tau) \rangle - \langle E_x(r, \tau) E_y^*(r, \tau) E_y(r, \tau) E_x^*(r, \tau) \rangle \right]}{\left[\langle E_x(r, \tau) E_x^*(r, \tau) \rangle + \langle E_y(r, \tau) E_y^*(r, \tau) \rangle \right]^2}}, \quad (6.10)$$

Кореляційні, засновані на аналізі ступеня кореляції J між паралельними (r_1, r_2) компонентами поляризації $E_x(r_1), E_x(r_2)$ світлових коливань в різних точках об'єктного поля (r_1, r_2)

$$J = \frac{\langle E_x(r_1, \tau) E_x^*(r_2, \tau) \rangle - \langle E_x^*(r_1, \tau) E_x(r_2, \tau) \rangle}{\langle E_x(r_1, \tau) E_x^*(r_2, \tau) \rangle + \langle E_x^*(r_1, \tau) E_x(r_2, \tau) \rangle}. \quad (6.11)$$

Реальні об'єктні поля БТ, включаючи і їх зображення, одночасно володіють зміною як поляризаційних, так і кореляційних характеристик.

Для аналізу структури таких полів запропонований новий методологічний підхід, основою якого є узагальнення матриці когерентності $\{K(r, \tau)\}$ двоточновою (r_1, r_2) поляризаційною матрицею когерентності $\{\Phi(r_1, r_2, \tau)\}$

$$\{K(r, \tau)\} \Rightarrow \{\Phi(r_1, r_2, \tau)\}; \quad (6.12)$$

$$\begin{aligned} & \left\| \begin{array}{cc} \langle E_x(r, \tau) E_x^*(r, \tau) \rangle & \langle E_x(r, \tau) E_y^*(r, \tau) \rangle \\ \langle E_x^*(r, \tau) E_y(r, \tau) \rangle & \langle E_y(r, \tau) E_y^*(r, \tau) \rangle \end{array} \right\| \Rightarrow \\ & \Rightarrow \left\| \begin{array}{cc} \langle E_x(r_1, \tau) E_x^*(r_2, \tau) \rangle & \langle E_x(r_1, \tau) E_y^*(r_2, \tau) \rangle \\ \langle E_x^*(r_1, \tau) E_y(r_2, \tau) \rangle & \langle E_y(r_1, \tau) E_y^*(r_2, \tau) \rangle \end{array} \right\|. \end{aligned} \quad (6.13)$$

Згідно (6.13) основним параметром, що визначає кореляційний взаємозв'язок між різно поляризованими точками (r_1, r_2) об'єктного поля з інтенсивностями $I(r_1, \tau), I(r_2, \tau)$, є комплексний ступінь взаємної поляризації (КСВП) $V^2(r_1, r_2, \tau)$, що записується у вигляді

$$V^2(r_1, r_2, \tau) = 4 \frac{v_1^2 + v_2^2 + v_3^2}{I(r_1, \tau) I(r_2, \tau)} \quad (6.14)$$

де коефіцієнти v_i визначаються співвідношеннями

$$\begin{aligned}
v_1 &= \frac{\langle E_x(r_1, \tau) E_x^*(r_2, \tau) \rangle - \langle E_y(r_1, \tau) E_y^*(r_2, \tau) \rangle}{2}, \\
v_2 &= \frac{\langle E_x(r_1, \tau) E_y^*(r_2, \tau) \rangle - \langle E_y(r_1, \tau) E_x^*(r_2, \tau) \rangle}{2}, \\
v_3 &= i \frac{\langle E_x(r_1, \tau) E_y^*(r_2, \tau) \rangle - \langle E_y(r_1, \tau) E_x^*(r_2, \tau) \rangle}{2}.
\end{aligned} \tag{6.15}$$

і визначаються різницями контрасту інтерференційних картин від точок r_1, r_2 , що вимірюється крізь різно орієнтований поляризаційний фільтр (v_1 - кути повороту осі аналізатора $0^0, 90^0$; $v_2 - 45^0, 135^0$; v_3 - права, ліва циркуляція).

Зараз відоме невелике число публікацій, присвячених питанням прямого вимірювання КСВП статистичних полів розсіяного лазерного випромінювання. Особливо актуальним є розвиток такого підходу є в областях біомедичної оптики, пов'язаних з обробкою когерентних поляризаційно-неоднорідних зображень біотканин, що отримуються методами оптичної когерентної томографії.

У даному розділі наведені матеріали про розробку поляризаційного методу вимірювання 2D – розподілів КСВП (поляризаційно-кореляційних мап (ПКМ) лазерних зображень БТ з метою пошуку їх взаємозв'язку із структурою фізіологічно нормальних і патологічно змінених двопротенезаломлюючих архітектонічних сіток.

6.2.1. Теоретичне моделювання вимірювання КСВП

Розглянемо можливість вимірювання КСВП когерентного зображення БТ за допомогою аналізу станів поляризації і величин комплексних амплітуд світлових коливань в його точках.

Розглянемо два різно поляризованих лазерних коливання в точках r_1, r_2 зображення БТ

$$\begin{cases} E_x(r_1) + E_y(r_1) \exp(-i\delta_1(r_1)); \\ E_x(r_2) + E_y(r_2) \exp(-i\delta_2(r_2)). \end{cases} \tag{6.16}$$

Тут $\delta_1(r_1), \delta_2(r_2)$ - фазові зсуви між ортогональними компонентами комплексних амплітуд E_x, E_y в точках r_1, r_2 .

Для ситуації повністю скорельованого лазерного зображення БТ узагальнена матриця когерентності (6.13) набуває наступного вигляду

$$\{\Phi(r_1, r_2)\} = \begin{vmatrix} E_x(r_1)E_x^*(r_2) & E_x(r_1)E_y^*(r_2) \\ E_x^*(r_1)E_y(r_2) & E_y(r_1)E_y^*(r_2) \end{vmatrix}. \tag{6.17}$$

З врахуванням (6.16) оператор (6.17) переписується таким чином

$$\{\Phi(r_1, r_2)\} = \left\| \begin{array}{cc} E_x(r_1)E_x(r_2); & E_x(r_1)E_y(r_2)\exp(i\delta_2(r_2)); \\ E_y(r_1)E_x(r_2)\exp(i\delta_1(r_1)); & E_y(r_1)E_y(r_2). \end{array} \right\| \quad (6.18)$$

На підставі (6.18) з врахуванням (6.14), (6.15) можна показати, що КСВП для двох даних точок зображення визначається співвідношенням

$$V^2(r_1, r_2) = \frac{(E_x(r_1)E_x(r_2) - E_y(r_1)E_y(r_2))^2 + 4E_x(r_1)E_x(r_2)E_y(r_1)E_y(r_2)\exp(i(\delta_2(r_2) - \delta_1(r_1)))}{(E_x^2(r_1) + E_y^2(r_1))(E_x^2(r_2) + E_y^2(r_2))}. \quad (6.19)$$

Величини локальних фазових зсувів $\delta_1(r_1), \delta_2(r_2)$ пов'язані з параметрами поляризаційних мап зображення БТ наступними співвідношеннями

$$\begin{aligned} \delta_1(r_1) &= \arctg \left[\frac{\tg 2\beta(r_1)}{\tg \alpha(r_1)} \right]; \\ \delta_2(r_2) &= \arctg \left[\frac{\tg 2\beta(r_2)}{\tg \alpha(r_2)} \right]. \end{aligned} \quad (6.20)$$

Отже, маючи інформацію про координатний розподіл параметрів $\alpha(r_1, \dots, r_m), \beta(r_1, \dots, r_m), E_x(r_1, \dots, r_m), E_y(r_1, \dots, r_m)$ можна визначати ПКМ лазерного зображення БТ з довільним інтервалом дискретизації Δr_i

$$\begin{aligned} \Delta r_1 &= r_{n+1} - r_n; \\ \Delta r_2 &= r_{n+2} - r_n; \\ &\circ \\ \Delta r_k &= r_{n+k} - r_n. \end{aligned} \quad (6.21)$$

З другого боку, величини $\alpha(r_1, \dots, r_m), \beta(r_1, \dots, r_m), E_x(r_1, \dots, r_m), E_y(r_1, \dots, r_m)$ в кожній точці зображення БТ виявляються пов'язаними з орієнтаційними $\rho(r_1, \dots, r_m)$ і фазовими $\delta(r_1, \dots, r_m)$ параметрами її архітекτονіки

$$\begin{aligned} \alpha(r_i) &= 0.5 \arctg \left[\frac{\sin 4\rho(r_i) \sin^2 0.5\delta(r_i)}{\cos^2 2\rho(r_i) + \sin^2 2\rho(r_i) \cos \delta(r_i)} \right]; \\ \beta(r_i) &= 0.5 \arcsin \left[\frac{\tg 2\rho(r_i)}{\sin \delta(r_i)} \right]. \end{aligned} \quad (6.22)$$

$$\begin{aligned} E_x(r_i) &= \{I_0 [\sin^2 \alpha(r_i) + \cos^2 \alpha(r_i) \tg^2 \beta(r_i)]\}^{1/2}; \\ E_y(r_i) &= \{I_0 [\cos^2 \alpha(r_i) + \sin^2 \alpha(r_i) \tg^2 \beta(r_i)]\}^{1/2}. \end{aligned} \quad (6.23)$$

Таким чином, КСВП когерентного зображення БТ є параметром:

- чутливим до орієнтаційно - фазових змін архітекtonіки;
- одержуваним шляхом прямого експериментального вимірювання

$$V^2(r_{n+k}, r_n) = \frac{\left((I^{(0)}(r_{n+k})I^{(0)}(r_n))^{\frac{1}{2}} - (I^{(90)}(r_{n+k})I^{(90)}(r_n))^{\frac{1}{2}} \right)^2}{I(r_{n+k})I(r_n)} + \frac{4(I^{(0)}(r_{n+k})I^{(90)}(r_{n+k})I^{(0)}(r_n)I^{(90)}(r_n))^{\frac{1}{2}} \cos(\delta_{n+k}(r_{n+k}) - \delta_n(r_n))}{I(r_{n+k})I(r_n)}. \quad (6.24)$$

Тут $I^{(0)}(r_i), I^{(90)}(r_i)$ - масиви інтенсивностей зображення БТ, що вимірюються для орієнтацій осі пропускання аналізатора відповідно під кутами $\Theta = 0^0$ и $\Theta = 90^0$.

6.2.2. Експериментальне вимірювання поляризаційно-кореляційних мап біологічних тканин

Оптична схема вимірювання ПКМ БТ представлена на Рис. 6.6. Освітлення проводилося колімованим ($\varnothing = 10^4$ мкм) пучком He-Ne лазера ($\lambda = 0.6328$ мкм, $W = 5.0$ мВт). Поляризаційний освітлювач, що складається з чвертьхвильових пластинок 3; 5 і поляризатора 4, формує освітлюючий пучок з довільним азимутом $0^0 \leq \alpha_0 \leq 180^0$ або еліптичністю $0^0 \leq \beta_0 \leq 90^0$ поляризації.

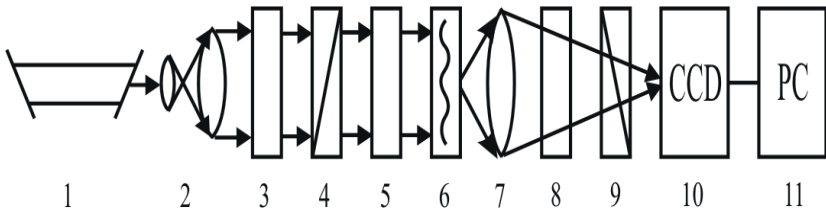


Рис. 6.6. Оптична схема вимірювання.

Поляризаційні зображення БТ за допомогою мікрооб'єктиву 7 проектувалися в площину світлочутливої площадки (800x600 пікселів) CCD-камери 10, яка забезпечувала діапазон вимірювання структурних елементів БТ для наступних масштабів 2 мкм – 2000 мкм.

Умови експерименту підбиралися так, щоб практично усунути просторово-кутову апертурну фільтрацію при формуванні зображень БТ. Це забезпечувалося узгодженням кутових характеристик індикатрис розсіювання світла зразками БТ ($\Omega_{BT} \approx 16^0$) і кутової аперттури мікрооб'єктиву ($\Delta\omega = 20^0$). Тут Ω_{BT} - кутовий конус індикатрис, в якому сконцентровано 98% всієї енергії розсіяного випромінювання.

Методика визначення поляризаційно-кореляційних мап біологічних тканин (ПКМ БТ) полягає в наступній послідовності дій:

3. За допомогою CCD -камери 9 (у відсутності аналізатора 8)

вимірюється масив інтенсивностей лазерного зображення $I \begin{pmatrix} r_1, \dots, r_m \\ \dots \\ r_n, \dots, r_m \end{pmatrix}$ БТ.

4. Встановлюють аналізатор 8, вісь пропускання якого послідовно орієнтують під кутами $\Theta = 0^0$ і $\Theta = 90^0$ і виміряють масиви інтенсивностей

$$I^{(0)} \begin{pmatrix} r_1, \dots, r_m \\ \dots \\ r_n, \dots, r_m \end{pmatrix}; I^{(90)} \begin{pmatrix} r_1, \dots, r_m \\ \dots \\ r_n, \dots, r_m \end{pmatrix}.$$

5. За допомогою обертання осі пропускання аналізатора Θ в межах $\Theta = 0^0 - 180^0$ визначають масиви мінімальних і максимальних рівнів

інтенсивностей $I_{\min} \begin{pmatrix} r_1, \dots, r_m \\ \dots \\ r_n, \dots, r_m \end{pmatrix}; I_{\max} \begin{pmatrix} r_1, \dots, r_m \\ \dots \\ r_n, \dots, r_m \end{pmatrix}$ лазерного зображення для кожного окремого пікселя (mn) CCD-камери і, відповідні їм кути повороту

$$\Theta \begin{pmatrix} r_1, \dots, r_m \\ \dots \\ r_n, \dots, r_m \end{pmatrix} \begin{pmatrix} r_1, \dots, r_m \\ \dots \\ r_n, \dots, r_m \end{pmatrix} \equiv \min.$$

6. Розраховують координатні розподіли азимутів і еліптичностей поляризації точок зображення БТ відповідно до наступних співвідношень

$$\alpha \begin{pmatrix} r_1, \dots, r_m \\ \dots \\ r_n, \dots, r_m \end{pmatrix} = \Theta(I(r_i) \equiv \min) - \frac{\pi}{2};$$

$$\beta \begin{pmatrix} r_1, \dots, r_m \\ \dots \\ r_n, \dots, r_m \end{pmatrix} = \arctg \frac{I(r_i)_{\min}}{I(r_i)_{\max}}. \quad (6.25)$$

7. Розраховують ПКМ зображення БТ для довільного інтервалу дискретизації Δr_k з використанням алгоритму (6.17).

В якості об'єктів дослідження використовувалися оптично-тонкі ($\tau \leq 0.1$) гістологічні зрізи БТ наступних типів:

- Фізіологічно нормальна (рис. 6.7a) і дистрофічно змінена (рис. 6.7b) м'язова тканина (МТ) міокарду.
- Фізіологічно нормальна (рис. 6.7c) тканина гомілкової кістки і кісткова тканина з проявами остеопорозу (рис. 6.7d).

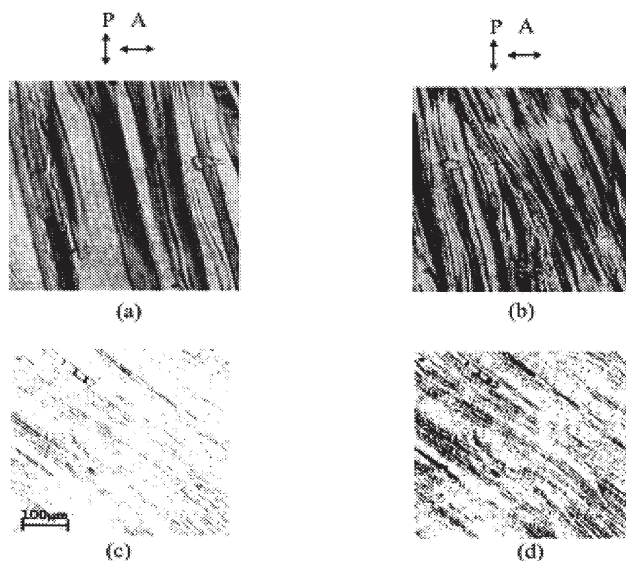


Рис. 6.7. Поляризаційні зображення м'язової (а), (b) та кісткової (с), (d) тканини. Пояснення у тексті.

Морфологічна побудова архітекτονіки таких БТ різна. МТ утворена “квазівпорядкованими” міозиновими фібрилами і волокнами, що формують пучки (рис. 6.7b), показник двопронезаломлення речовини яких $\Delta n \approx 1.5 \times 10^{-3}$. Архітектоніка кісткової тканини (КТ) сформована орієнтованими колагеновими волокнами, які мінералізовані кристалами гідроксилапатита ($\Delta n \approx 1.1 \times 10^{-1}$) (рис. 6.7d).

Ранні (доклінічні) дегенеративно-дистрофічні зміни таких тканин морфологічно формуються за різними “сценаріями”.

Міозінові фібрили і волокна при незмінному рівні двопронезаломлення розпорядковуються в межах моноорієнтованих пучків МТ.

Прояви остеопорозу КТ супроводяться зменшенням концентрації кристалів гідроксилапатита ($\Delta n \approx 10^{-2} \div 10^{-3}$) при незмінній орієнтаційній структурі колагенової сітки.

Поляризаційно-кореляційні карти зображень фізіологічно нормальних і дегенеративно-дистрофічно змінених КТ і МТ ілюструють рис. 6.8а, рис. 6.9а і рис. 6.8b, рис. 6.9b відповідно.

Вимірювання величин інтенсивностей, азимутів і еліптичностей поляризації, необхідних для розрахунку ПКМ зображень БТ всіх типів здійснювалося для параметра дискретизації $\Delta r_i = 1 \text{ pixel}_{\text{CCD}}$.

На рис. 6.8с, рис. 6.8d і рис. 6.9с, рис. 6.9d приведені гістограми ймовірнісних розподілів величини КСВП $2DV^2(\Delta r_i)$.

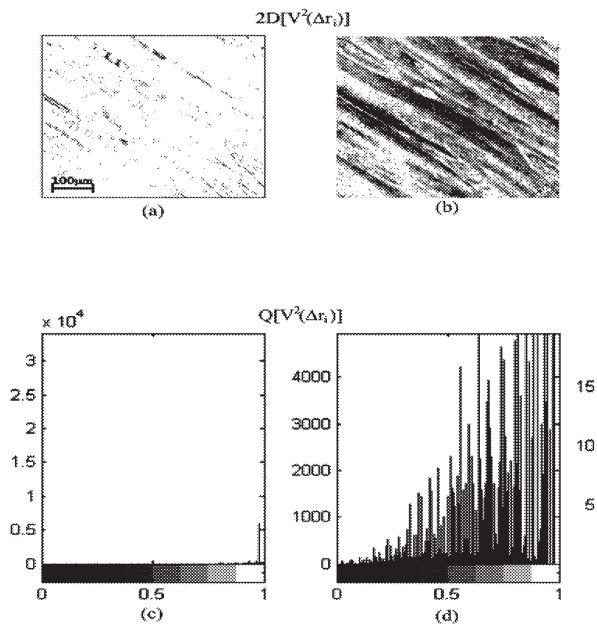


Рис. 6.8. Координатна (а), (b) та статистична (с), (d) структура КСВП кісткової тканини

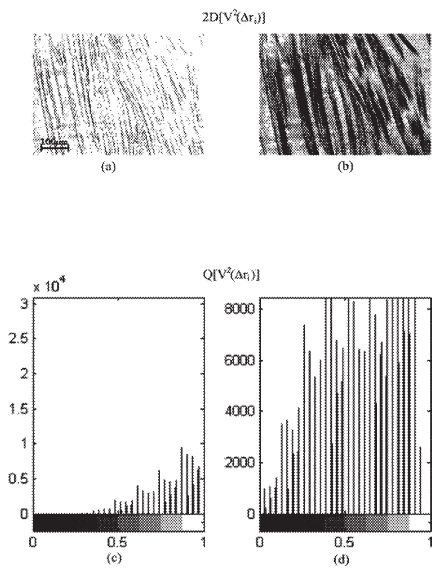


Рис. 6.9. Координатна (а), (b) та статистична (с), (d) структура КСВП м'язової тканини

Аналіз отриманих даних про координатну і статистичну структуру 2-D розподілів параметра комплексного ступеня взаємної поляризації лазерних зображень БТ показує:

1. Розподіли $2DV^2(\Delta r_i)$ зображень фізіологічно нормальних БТ обох типів достатньо близькі по своїй структурі, - переважно утворені областями (рис. 1.3.8а, рис. 1.3.9а) з максимально скорельованими станами поляризації ($(V^2(\Delta r_i) \rightarrow 1)$). Статистично на це вказує основний екстремум відповідних гістограм $Q[V^2(\Delta r_i)]$ (рис. 6.8с, рис. 6.9с). Разом з цим ПКМ таких зображень містять і незначну кількість областей проміжних значень КСВП ($(0 \leq V^2(\Delta r_i) \leq 1)$), яким відповідають додаткові екстремуми $Q[V^2(\Delta r_i)]$.

2. ПКМ зображень зразків дегенеративно-дистрофічно змінених БТ сформована областями, для яких величина КСВП змінюється в широких межах ($(0 \leq V^2(\Delta r_i) \leq 1)$) (рис. 6.8b, рис. 6.9b). Відповідні гістограми $Q[V^2(\Delta r_i)]$ містять сукупність достатньо рівноімовірних екстремумів практично для всього діапазону зміни величини КСВП когерентних зображень як КТ (рис. 6.8d), так і МТ (рис. 6.9d).

Об'єктивно залежність $Q[V^2(\Delta r_i)]$ характеризує сукупність статистичних моментів величини КСВП 1 – 4 порядків (таблиця 6.1).

Таблиця 6.1. Статистика 1 – 4 порядків КСВП когерентних зображень БТ

МТ (37 обр.)			КТ (34 обр.)		
	Норм.	Дистрофія		Норма	Остеопороз
M_{V^2}	0.18	0.26	M_{V^2}	0.24	0.35
σ_{V^2}	0.11	0.17	σ_{V^2}	0.18	0.25
A_{V^2}	67.4	589.7	A_{V^2}	87.3	967.7
E_{V^2}	32.2	451.3	E_{V^2}	74.9	798.3

Досліджена структура ПКМ зображень фізіологічно нормальних і дегенеративно-дистрофічно змінених БТ тісно пов'язана з різною морфологічною будовою їх архітектоніки.

Впорядкованість укладання міозинових і колагенових фібрил фізіологічно нормальних МТ і КТ в межах достатньо великих геометричних доменів їх архітектонічних сіток обумовлює високий ступінь кореляційної подібності ($(V^2(\Delta r_i) \rightarrow 1)$) станів поляризації відповідних точок їх когерентних зображень. Перехід до інших доменів (ділянкам з іншою орієнтаційною структурою архітектоніки) супроводиться зниженням величини КСВП точок даних частин зображення. Проте в межах самого домена ступінь взаємної поляризації точок когерентного зображення БТ знову екстримально зростає.

Зворотна тенденція спостерігається для 2D-распределений КСВП когерентних зображень фізіологічно змінених зразків БТ обох типів.

Морфологічно дегенеративно-дистрофічні зміни МТ супроводяться розпорядкуванням укладання фібрил в міозинових пучках МТ. З оптичної точки зору даний процес аналогічний збільшенню інтервалу кутів між азимутом поляризації освітлюючого лазерного пучка α_0 і напрямом осі найбільшої швидкості $\rho(r_1, \dots, r_m)$ оптично анізотропних структур.

У відповідних точках когерентного зображення МТ сформуються різні стани поляризації $\alpha(r_1, \dots, r_m), \beta(r_1, \dots, r_m)$ лазерних коливань. Отже, зростають флуктуації величини КСВП, а відповідні статистичні розподіли $Q[V^2(\Delta r_i)]$ трансформуються в сукупність достатньо рівномірних екстремумів (рис. 6.9d).

Оптично ранні прояви остеопорозу КТ можна представити координатною модуляцією фазових зсувів $\delta(r_1, \dots, r_m)$, що вносяться кристалами гідроксилапатита між ортогональними компонентами поляризації E_{0x}, E_{0y} освітлюючого лазерного випромінювання, що формує відповідне зображення.

Така модуляція при незмінній орієнтаційній структурі $\rho(r_1, \dots, r_m)$ колагенових волокон є основною причиною формувань поляризаційно-неоднорідних $\alpha(r_1, \dots, r_m), \beta(r_1, \dots, r_m)$ ділянок зображення КТ і, пов'язаної з цим статистизацією величини $V^2(\Delta r_i)$.

Порівняльний аналіз статистичних моментів 1-4 порядків величини $V^2(\Delta r_i)$ когерентних зображень груп (таблиця 6.1) фізіологічно нормальних $((M^{*V^2}; \sigma^{*V^2}; A^{*V^2}; E^{*V^2}))$ і патологічно $((M_{V^2}; \sigma_{V^2}; A_{V^2}; E_{V^2}))$ змінених БТ обох типів виявляє наступне $M_{V^2} \geq M^{*V^2}; \sigma_{V^2} \geq \sigma^{*V^2}; A_{V^2} \geq A^{*V^2}; E_{V^2} \geq E^{*V^2}$.

Видно, що чим більше трансформуються розподіли вірогідності виду $Q[V^2(\Delta r_i)] = \begin{cases} 1[V^2(\Delta r_i) = 1]; \\ \rightarrow 0[V^2(\Delta r_i) \neq 1]. \end{cases}$ (рис. 1.3.3с, рис. 1.3.4с) у випадкові $((0 \leq Q[V^2(\Delta r_i)] \leq 1))$ (рис. 6.8d, рис. 6.9d) тим більшими стають відповідні статистичні моменти величини КСВП точок когерентних зображень дегенеративно-дистрофічно змінених БТ. Найбільш виразно (один порядок величини) такі відмінності досягають для 3-го і 4-го статистичних моментів КСВП.

Таким чином, в даній главі аналітично обґрунтовано і експериментально проаналізовано поляризаційний метод вимірювання 2D – розподілів КСВП когерентних зображень БТ.

На основі цього проаналізований взаємозв'язок між координатною і статистичною структурою ПКМ лазерних зображень і оптико-геометричною побудовою двопроменезаломлюючих архітектонічних сіток фізіологічно нормальних і дегенеративно – дистрофічно змінених БТ.

Отримана інформація про поляризаційно-кореляційну структуру когерентних зображень БТ різної морфологічної будови може бути покладена в основу розробки нових методів аналізу їх фізіологічного стану з використанням технік оптичної когерентної томографії.

В наступній главі буде приведено альбом поляризаційно-кореляційних характеристик зображень біологічних тканин різної морфологічної будови та фізіологічного стану.

§ 6.3. Комплексний ступень взаємної поляризації зображень різних типів біологічних тканин

Дана розділ містить матеріали про:

- Координатні розподіли КСВП зображень БТ.
 - Координатні розподіли характеристичних значень КСВП.
1. Ортогональні стани поляризації ($|V^2|=0$).
 2. Лінійні – циркулярні ($|V^2|=0,5$).
 3. Компланарні ($|V^2|=1,0$)
- Автокореляційні функції.
 - Log – log залежності спектрів потужності розподілів значень

КСВП.

6.3.1. Структуровані біологічні тканини

6.3.1.1 Кісткова тканина

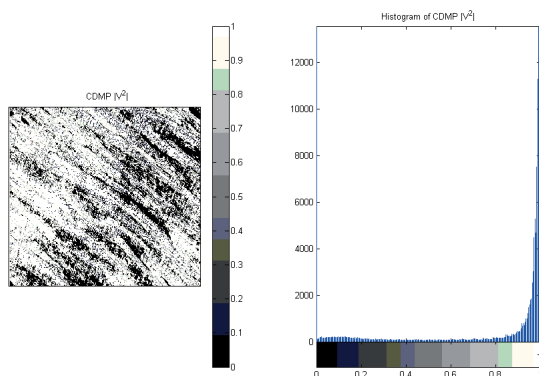


Рис. 6.10. Координатний (ліва частина) і статистичний (права частина) розподіли КСВП зображення кісткової тканини

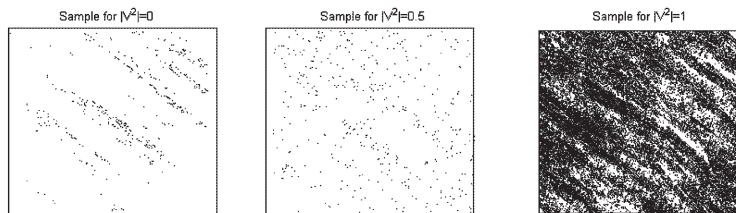


Рис. 6.11. Координатні розподіли характеристичних значень КСВП зображення кісткової тканини

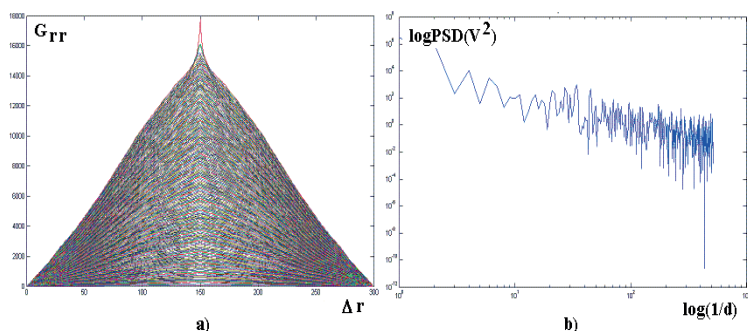


Рис. 6.12. Автокореляційна функція (а) та Log-log – залежність спектру потужності координатного розподілу КСВП зображення

Губчаста кісткова тканина

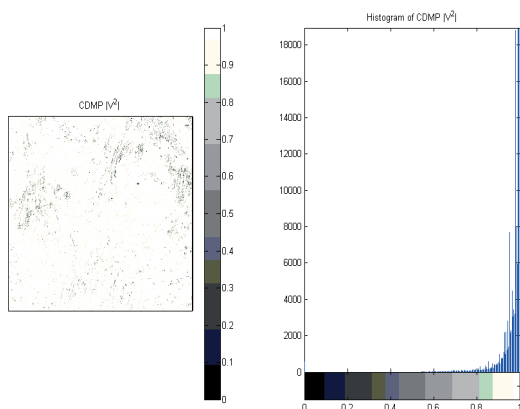


Рис. 6.13. Координатний (ліва частина) і статистичний (права частина) розподіли КСВП зображення губчастої кісткової тканини

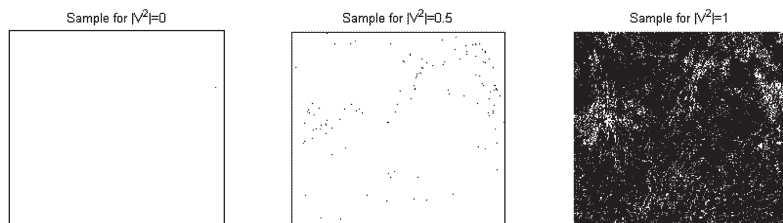


Рис. 6.14. Координатні розподіли характерних значень КСВП зображення губчастої кісткової тканини

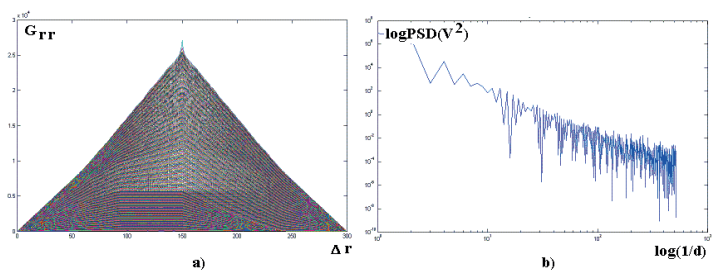


Рис. 6.15. Автокореляційна функція (а) та Log-log – залежність спектру потужності координатного розподілу КСВП зображення губчастої кісткової тканини (б)

Крило метелика

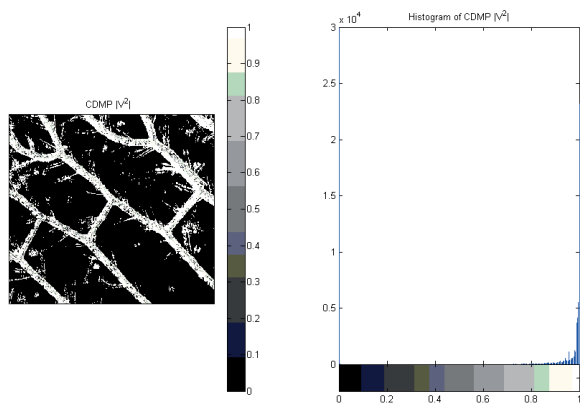


Рис. 6.16. Координатний (ліва частина) і статистичний (права частина) розподіли КСВП зображення тканини крила метелика

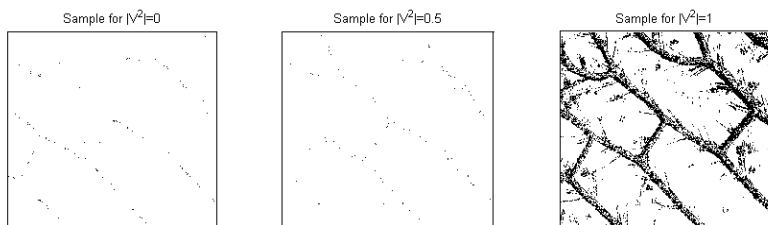


Рис. 6.17. Координатні розподіли характеристичних значень КСВП зображення тканини крила метелика

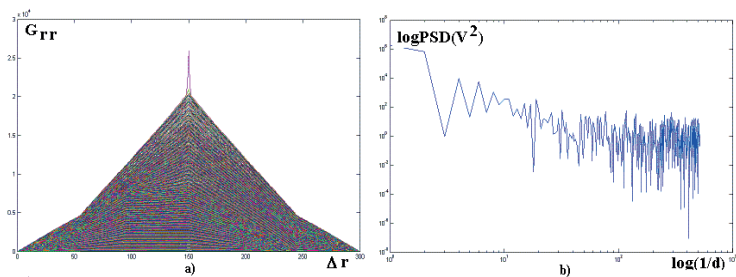


Рис. 6.18. Автокореляційна функція (а) та Log-log – залежність спектру потужності координатного розподілу КСВП зображення тканини крила метелика (b)

6.3.2 Сполучна тканина

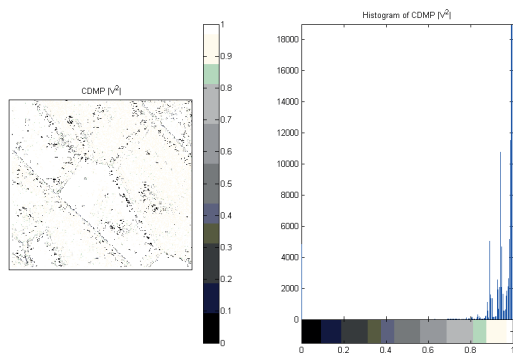


Рис. 6.19. Координатний (ліва частина) і статистичний (права частина) розподіли КСВП зображення сполучної тканини

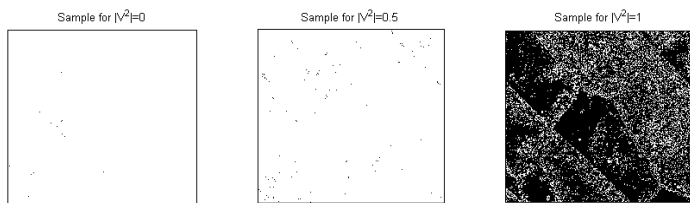


Рис. 6.20. Координатні розподіли характерних значень КСВП зображення сполучної тканини

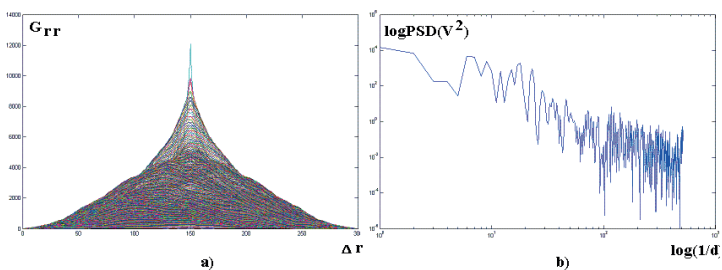


Рис. 6.21. Автокореляційна функція (а) та Log-log – залежність спектру потужності координатного розподілу КСВП зображення сполучної тканини

Тканина міокарду

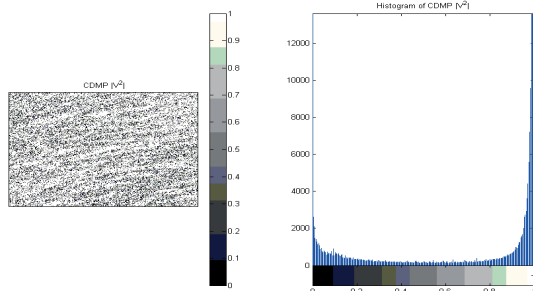


Рис. 6.22. Координатний (ліва частина) і статистичний (права частина) розподіли КСВП зображення здорової тканини міокарду

Сепсис

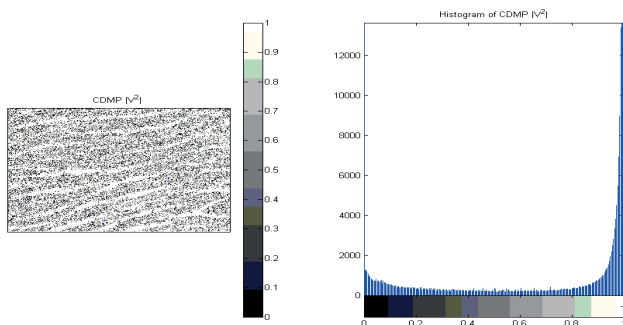


Рис. 6.23. Координатний (ліва частина) і статистичний (права частина) розподіли КСВП зображення патологічно зміненої тканини міокарду

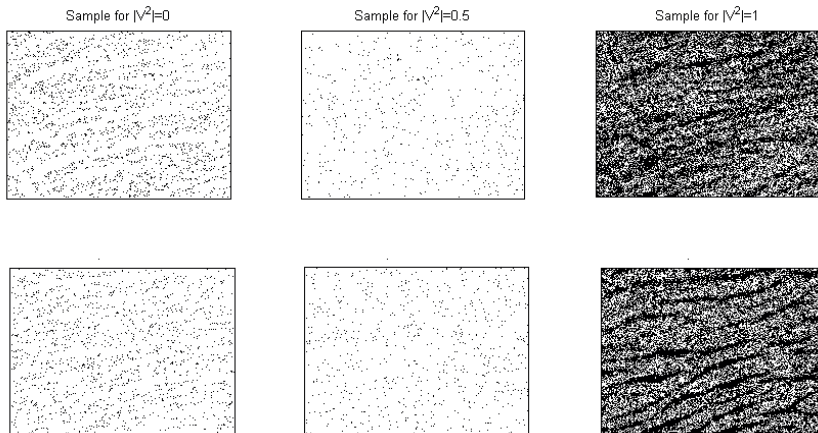


Рис. 6.24. Координатні розподіли характеристичних значень КСВП зображень здорової (верхній ряд) та патологічно зміненої (нижній ряд) тканини міокарду

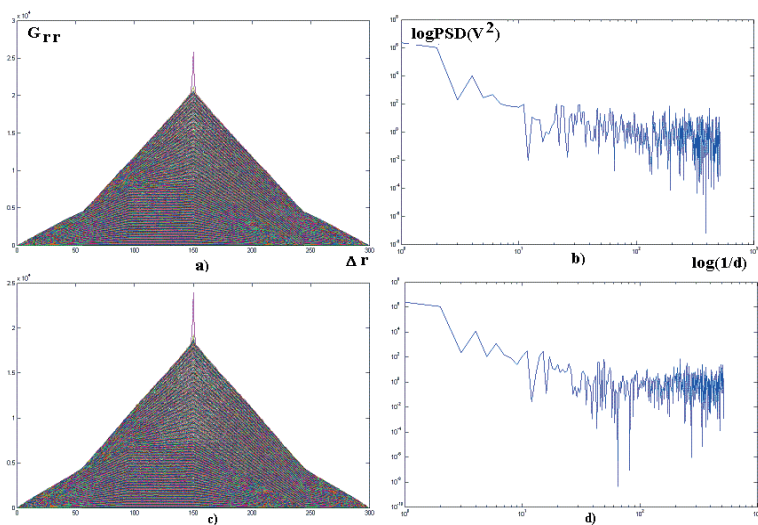


Рис. 6.25. Автокореляційні функції та Log-log – залежність спектру потужності координатного розподілу КСВП зображень здорової (а), (b) та патологічно зміненої (с), (d) тканини міокарду

6.3.3. Тонка кишка. Норма

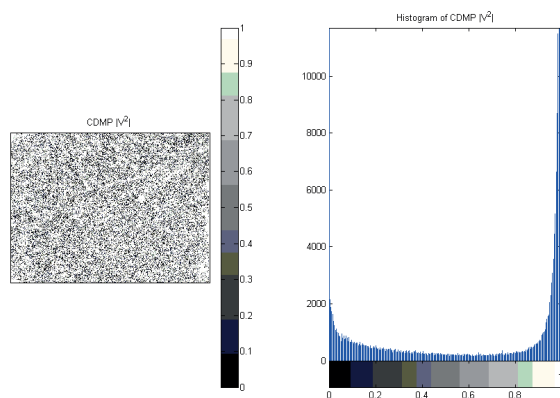


Рис. 6.26. Координатний (ліва частина) і статистичний (права частина) розподіли КСВП зображення здорової тканини тонкої кишки

Сепсис

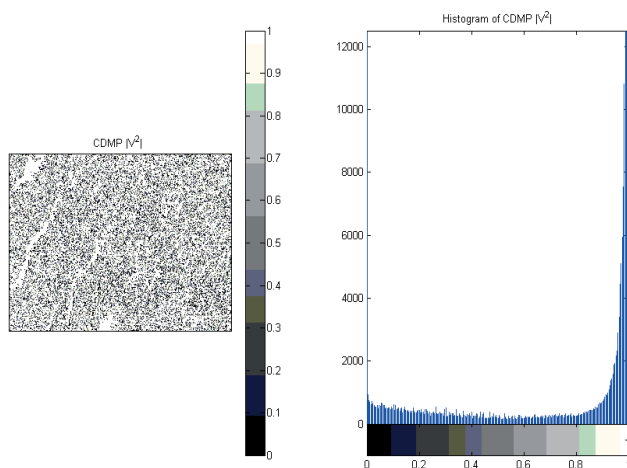


Рис. 6.27. Координатний (ліва частина) і статистичний (права частина) розподіли КСВП зображення патологічно зміненої тканини тонкої кишки

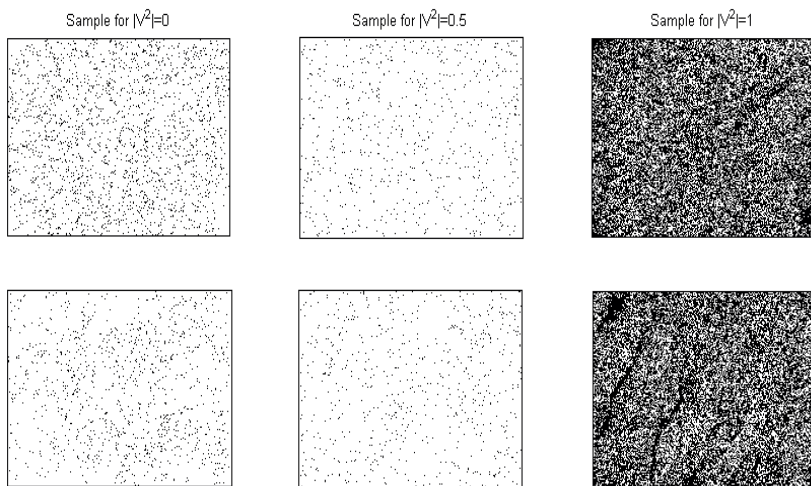


Рис. 6.28. Координатні розподіли характеристичних значень КСВП зображень здорової (верхній ряд) та патологічно зміненої (нижній ряд) тканини тонкої кишки

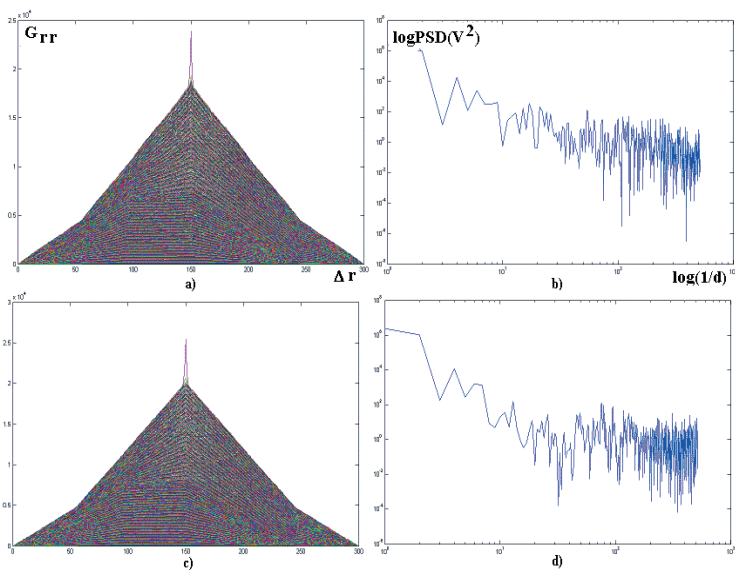


Рис. 6.29. Автокореляційні функції та Log-log – залежність спектру потужності координатного розподілу КСВП зображень здорової (а), (b) та патологічно зміненої (с), (d) тканини тонкої кишки

6.3.4. Товста кишка. Норма

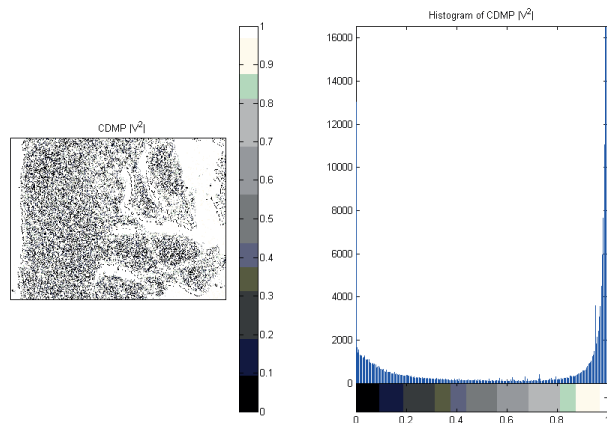


Рис. 6.30. Координатний (ліва частина) і статистичний (права частина) розподіли КСВП зображення здорової тканини товстої кишки

Сепсис

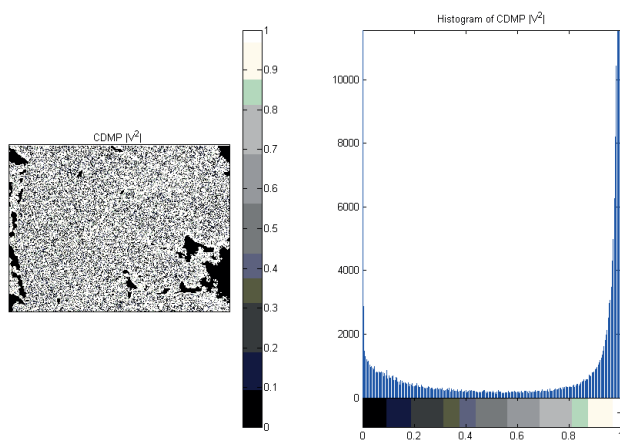


Рис. 6.31. Координатний (ліва частина) і статистичний (права частина) розподіли КСВП зображення патологічно зміненої тканини товстої кишки

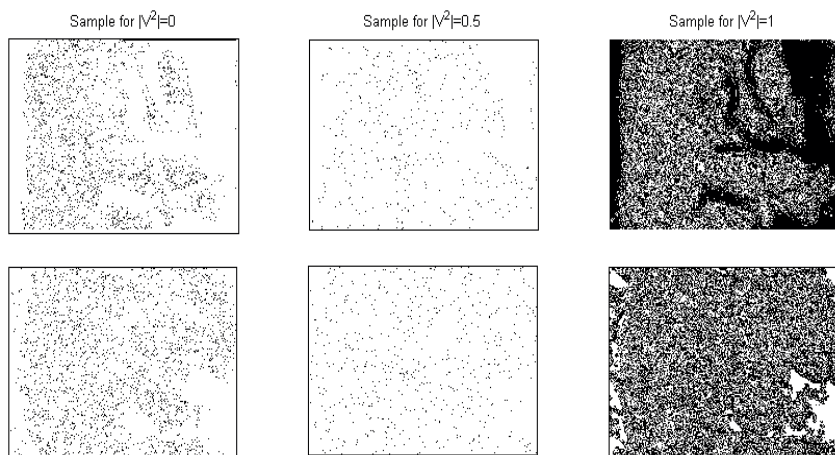


Рис. 6.32. Координатні розподіли характеристичних значень КСВП зображень здорової (верхній ряд) та патологічно зміненої (нижній ряд) тканини товстої кишки

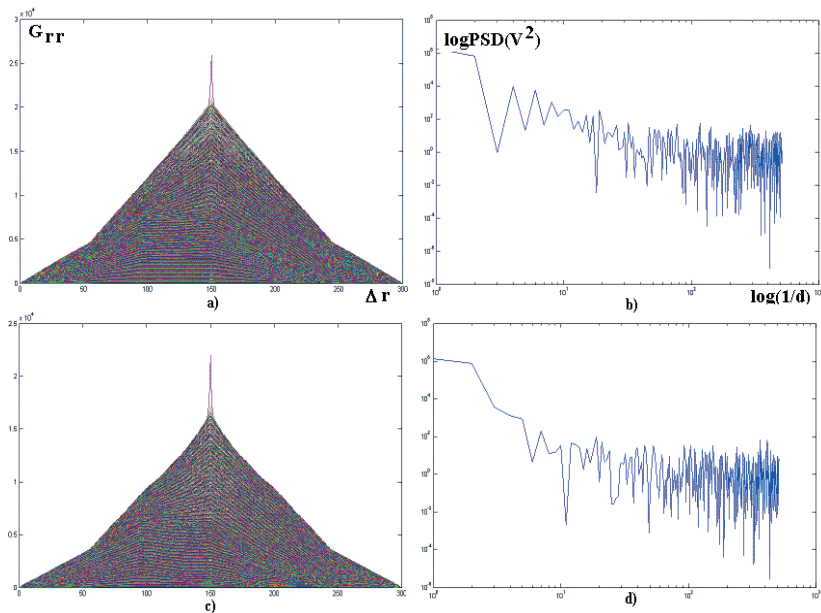


Рис. 6.33. Автокореляційні функції та Log-log – залежність спектру потужності координатного розподілу КСВП зображень здорової (а), (б) та патологічно зміненої (в), (г) тканини товстої кишки

6.3.5. Селезінка. Норма

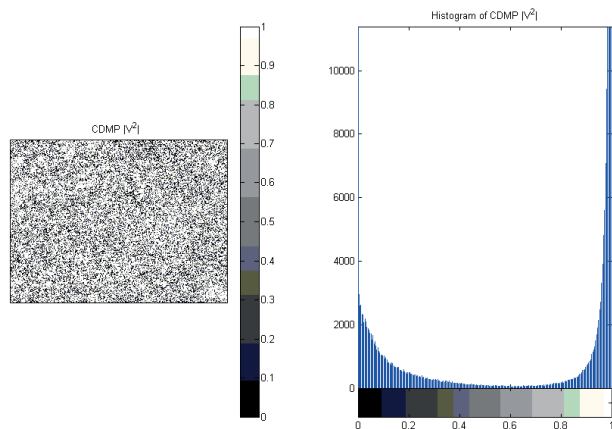


Рис. 6.34. Координатний (ліва частина) і статистичний (права частина) розподіли КСВП зображення здорової тканини селезінки

Сепсис

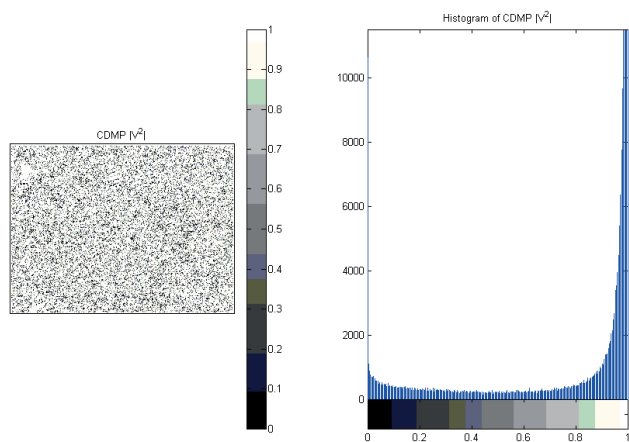


Рис. 6.35. Координатний (ліва частина) і статистичний (права частина) розподіли КСВП зображення патологічно зміненої тканини селезінки

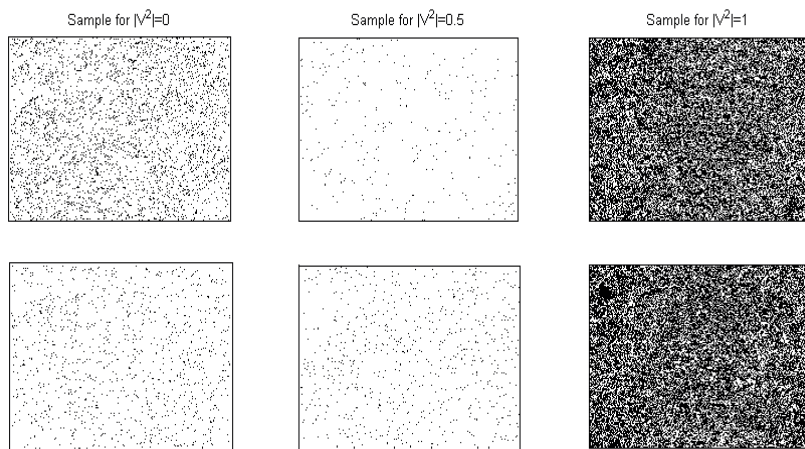


Рис. 6.36. Координатні розподіли характеристичних значень КСВП зображень здорової (верхній ряд) та патологічно зміненої (нижній ряд) тканини селезінки

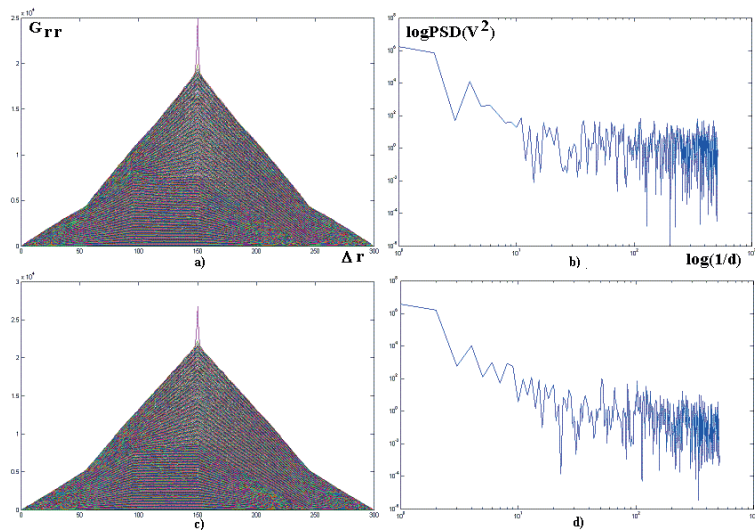


Рис. 6.37. Автокореляційні функції та Log-log – залежність спектру потужності координатного розподілу КСВП зображень здорової (а), (б) та патологічно зміненої (в), (г) тканини товстої кишки.

§ 6.4. Статистичні та фрактальні характеристики розподілу комплексного ступеня взаємної поляризації зображень біологічних тканин

Дана розділ містить матеріали про:

- Координатні розподіли КСВП $|V^2|$ зображень БТ в ортогональних напрямках сканування X – Y з кроками 1 піксель та 5 пікселів відповідно.
- Автокореляційні функції координатних розподілів $|V^2|$.
- Статистичні моменти 1 – 4 порядків координатних розподілів $|V^2|$.
- Log – log залежності спектрів потужності розподілів КСВП $|V^2|$.
- Статистичні моменти 1 – 4 порядків Log – log залежності спектрів потужності розподілів КСВП $|V^2|$.

6.4.1. Кісткова тканина – X – напрямок, крок 1 піксель

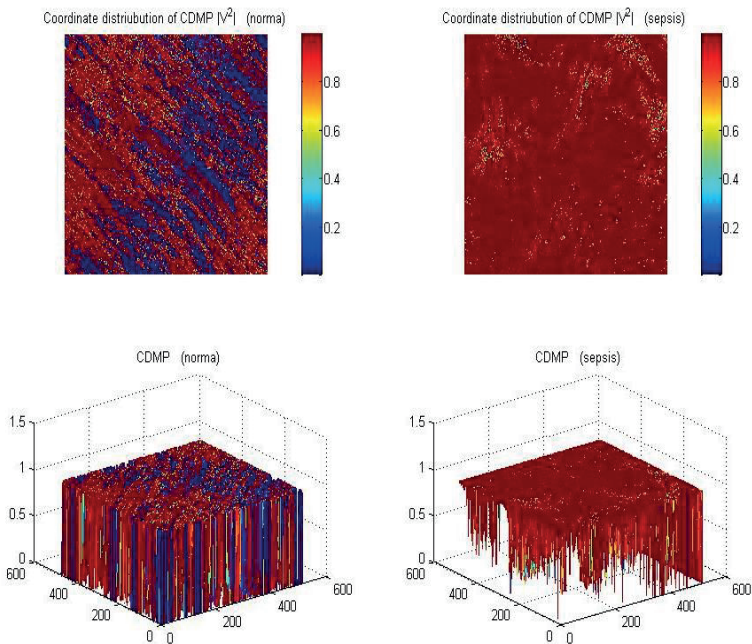


Рис. 6.38. Координатні розподіли КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) кісткової тканини

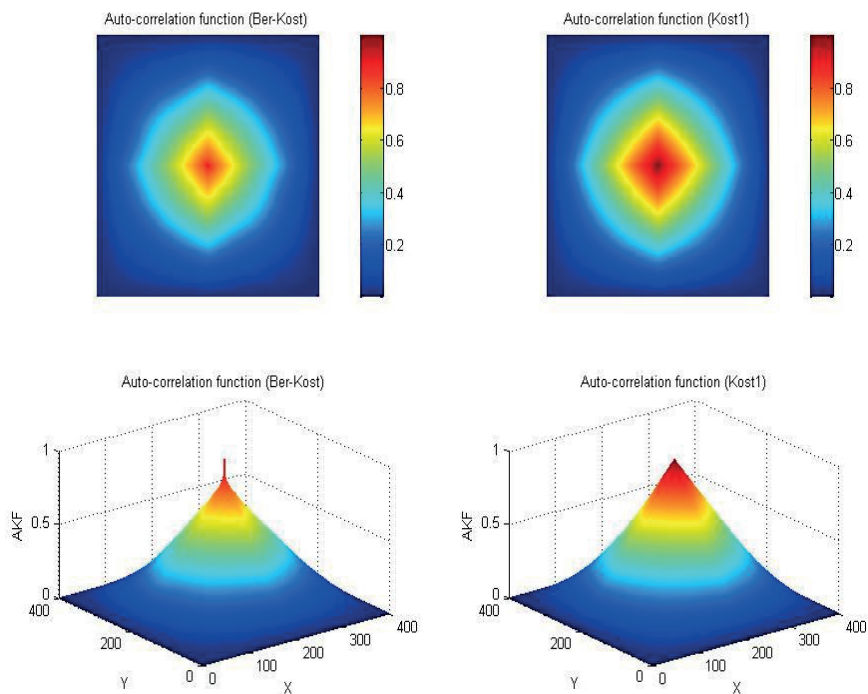


Рис. 6.39. Автокореляційні функції координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) кісткової тканини

Таблиця 6.2. Статистичні моменти координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) кісткової тканини

Statistic for CDMP (Ber-Kost)	Statistic for CDMP (Kost1)
Math. waiting = 0.6770791	Math. waiting = 0.9776862
S. K. V. = 0.4315437	S. K. V. = 0.0849358
Assimetrie = -0.4789696	Assimetrie = -1.3966072
Extcess = 2.7556648	Extcess = 12.1063251

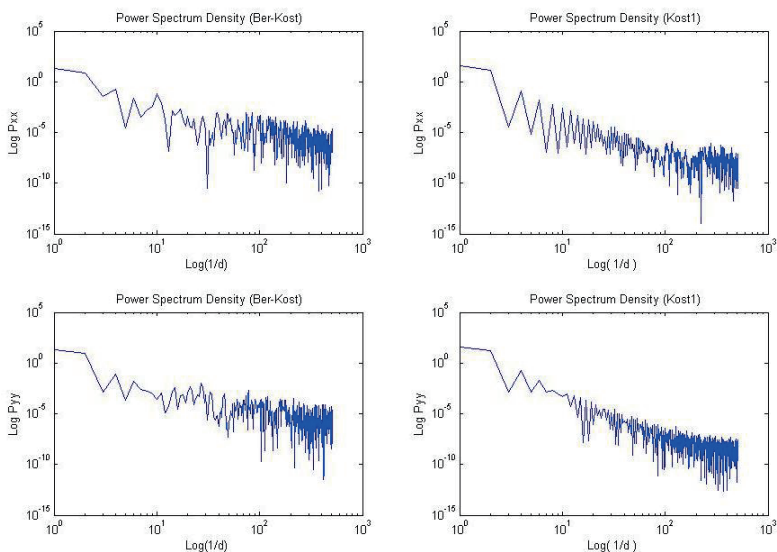


Рис. 6.40. Log – log залежності розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) кісткової тканини

Таблиця 6.3. Статистичні моменти Log – log залежностей розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) кісткової тканини

Statistic for PSD of CDMP image (Ber-Kost)	Statistic for PSD of CDMP image (Kost1)
Math. waiting = 0.0550763	Math. waiting = 0.1046840
S. K. V. = 0.9737912	S. K. V. = 1.8558428
Assimetrie = 20.0060837	Assimetrie = 19.8075566
Extcess = 416.7925737	Extcess = 409.1934189

Таблиця 6.4. Статистичні моменти координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) кісткової тканини

Ber-Kost		Kost1	
Матем. очікув. М	0.7070317	Матем. очікув. М	0.9855488
СКВ, σ	0.4253297	СКВ, σ	0.0570749
Асиметрія, А	-0.4922710	Асиметрія, А	-0.6884077
Екссес, Е	2.0144274	Екссес, Е	1.8905567

Y – напрямок, крок 1 піксель

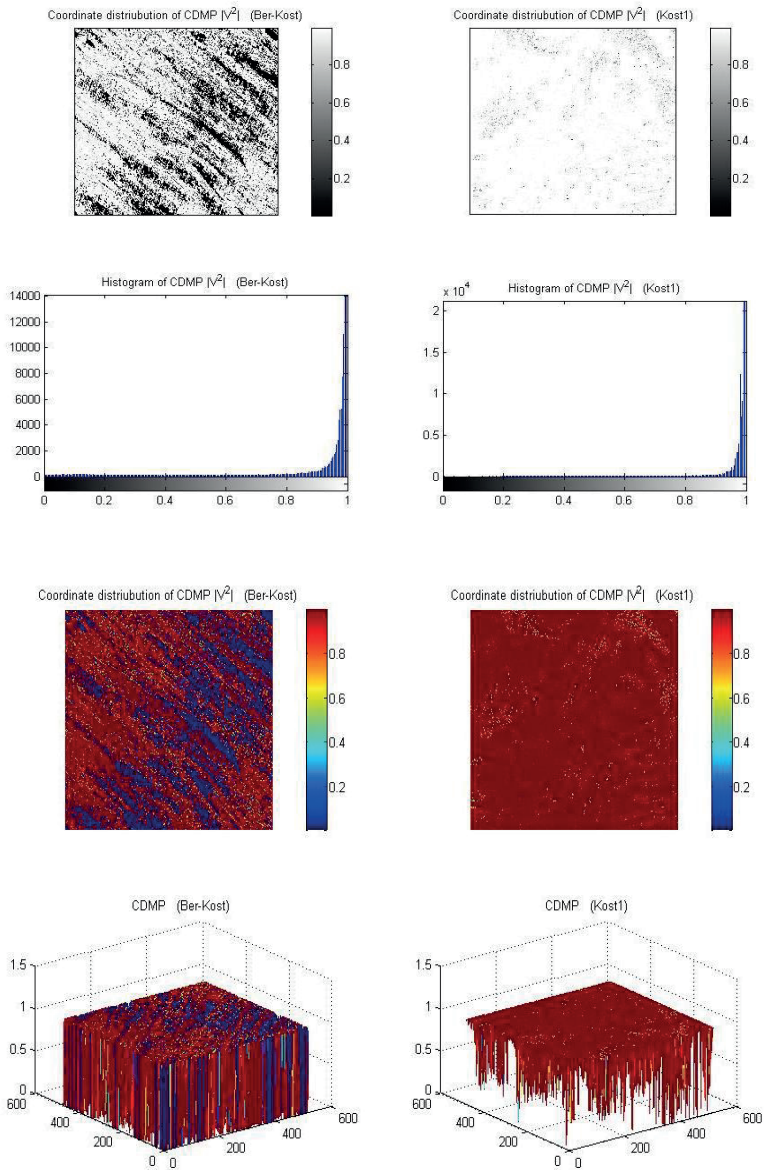


Рис. 6.41. Координатні розподіли КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) кісткової тканини

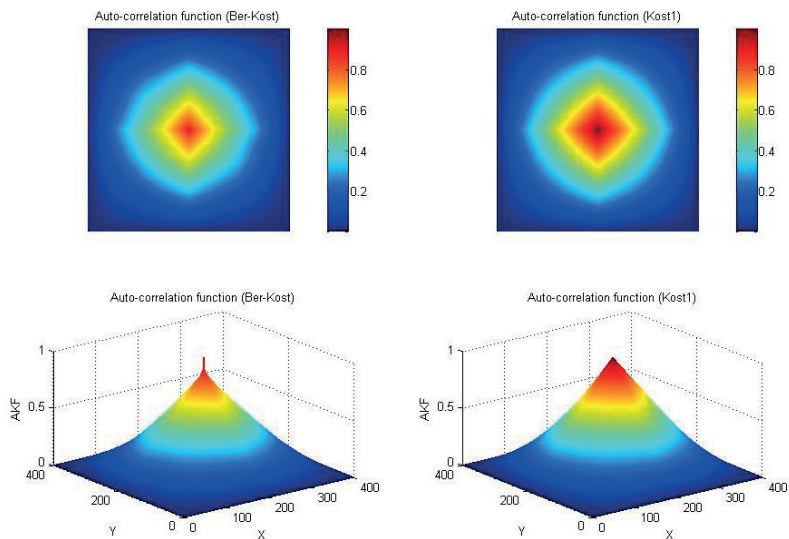


Рис. 6.42. Автокореляційні функції координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) кісткової тканини

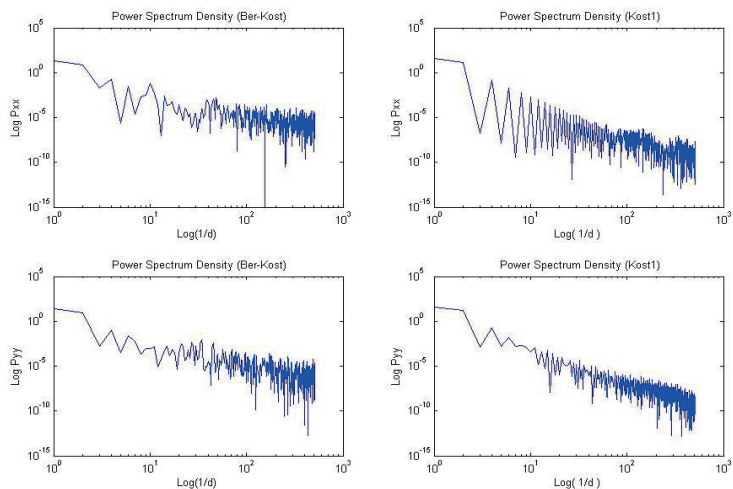


Рис. 6.43. Log – log залежності розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) кісткової тканини

Таблиця 6.5. Статистичні моменти Log – log залежностей розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) кісткової тканини

Статистика для PSD (Ber-Kost) Х-напрямок		Статистика для PSD (Kost1) Х-напрямок	
Матем. очікув. М	0.0577830	Матем. очікув. М	0.1058997
СКВ, σ	1.0390545	СКВ, σ	1.8882190
Асиметрія, А	20.3755548	Асиметрія, А	19.9748979
Ексцесс, Е	430.7202068	Ексцесс, Е	415.5814631
Статистика для PSD (Ber-Kost) У-напрямок		Статистика для PSD (Kost1) У-напрямок	
Матем. очікув. М	0.0646543	Матем. очікув. М	0.1047298
СКВ, σ	1.1109404	СКВ, σ	1.8042314
Асиметрія, А	18.9643152	Асиметрія, А	18.9981448
Ексцесс, Е	376.4298551	Ексцесс, Е	377.7635263

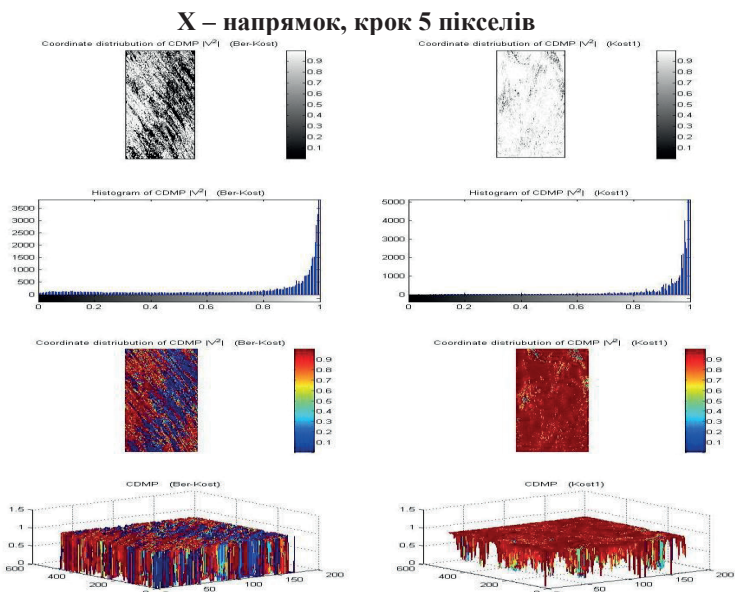


Рис. 6.44. Координатні розподіли КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) кісткової тканини

Таблиця 6.6. Статистичні моменти координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) кісткової тканини

Ber-Kost		Kost1	
Матем. очікув. М	0.5787634	Матем. очікув. М	0.9566457
СКВ, σ	0.4329784	СКВ, σ	0.1070689
Асиметрія, А	-0.3290706	Асиметрія, А	-0.7449167
Екссес, Е	3.1978105	Екссес, Е	5.5225006

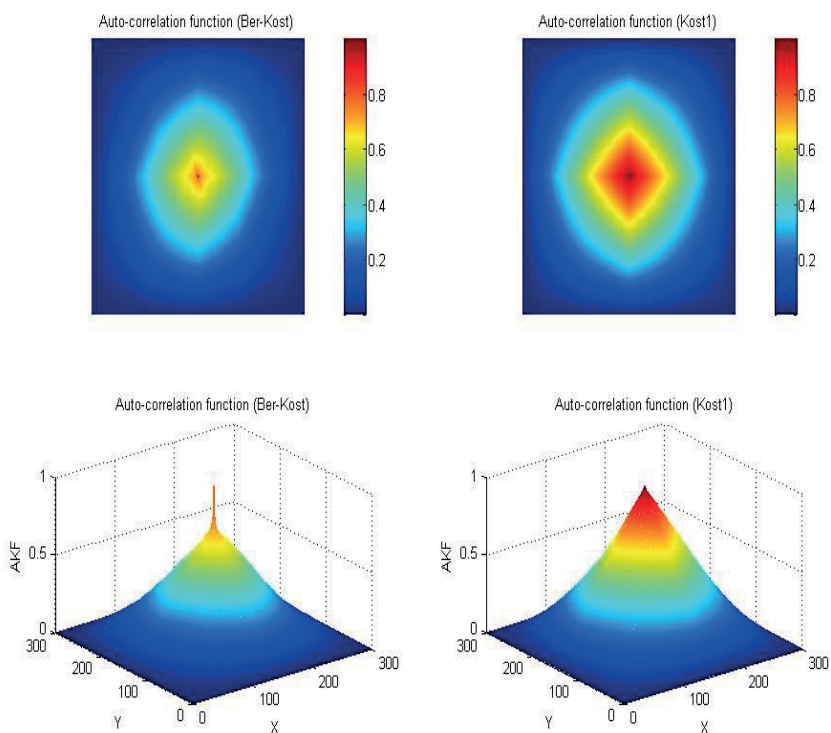


Рис. 6.45. Автокореляційні функції координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) кісткової тканини

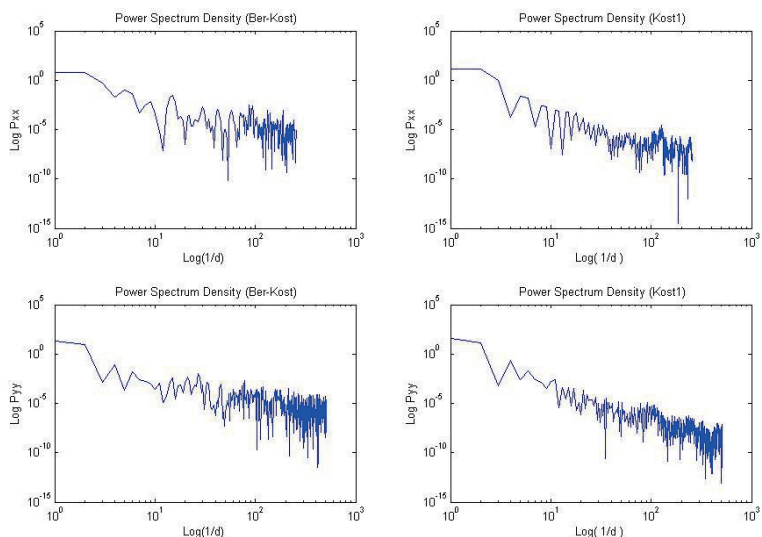


Рис. 6.46. Log – log залежності розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) кісткової тканини

Таблиця 6.7. Статистичні моменти Log – log залежностей розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) кісткової тканини

Статистика для PSD (Ber-Kost) X-напрямок		Статистика для PSD (Kost1) X-напрямок	
Матем. очікув. М	0.9566457	Матем. очікув. М	0.1037569
СКВ, σ	0.1070689	СКВ, σ	1.1285161
Асиметрія, А	11.1505040	Асиметрія, А	11.1534267
Експес, Е	122.7523351	Експес, Е	122.7532675
Статистика для PSD (Ber-Kost) У-напрямок		Статистика для PSD (Kost1) У-напрямок	
Матем. очікув. М	0.9566457	Матем. очікув. М	0.1014835
СКВ, σ	0.1070689	СКВ, σ	1.7557899
Асиметрія, А	18.9693710	Асиметрія, А	19.1588454
Експес, Е	376.6279708	Експес, Е	384.0755389

Y – напрямок, крок 5 пікселів

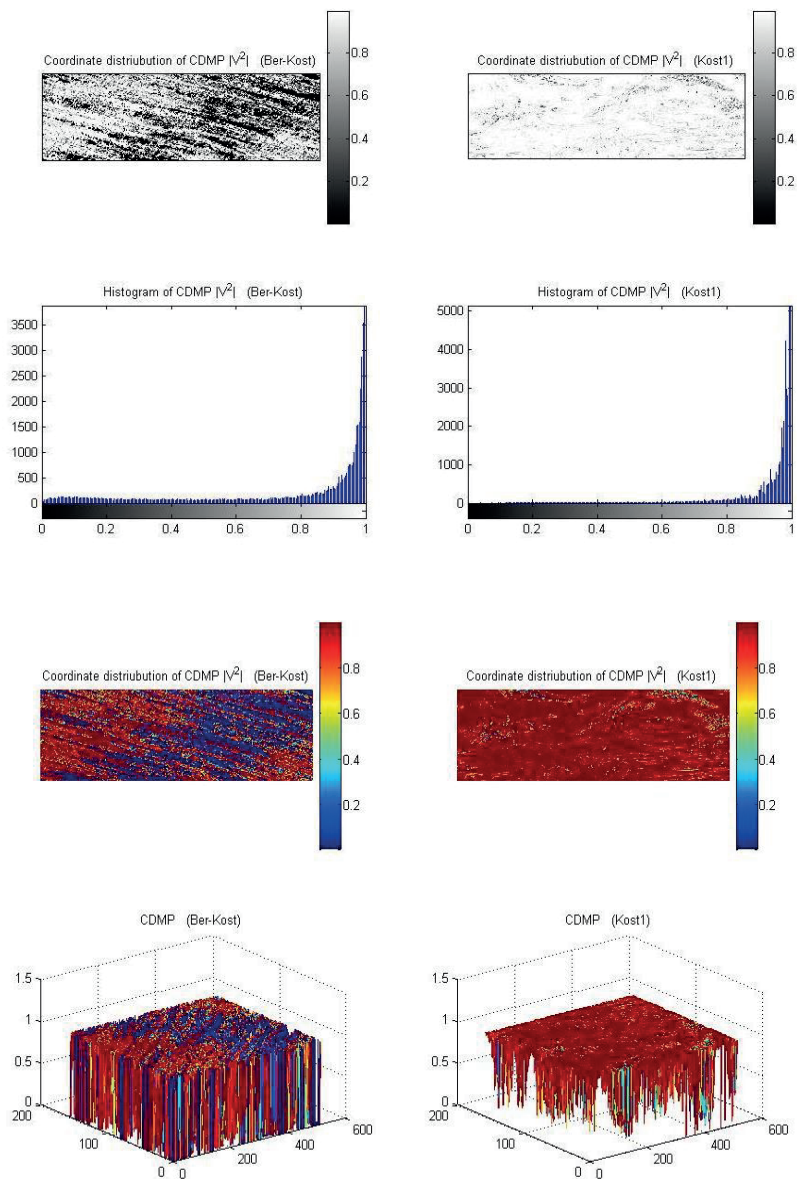


Рис. 6.47. Координатні розподіли КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) кісткової тканини

Таблиця 6.8. Статистичні моменти координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) кісткової тканини

Ber-Kost		Kost1	
Матем. очікув. М	0.5921053	Матем. очікув. М	0.9617395
СКВ, σ	0.4346072	СКВ, σ	0.0983810
Асиметрія, А	-0.4051227	Асиметрія, А	-0.8788290
Екссес, Е	5.1660775	Екссес, Е	3.7676550

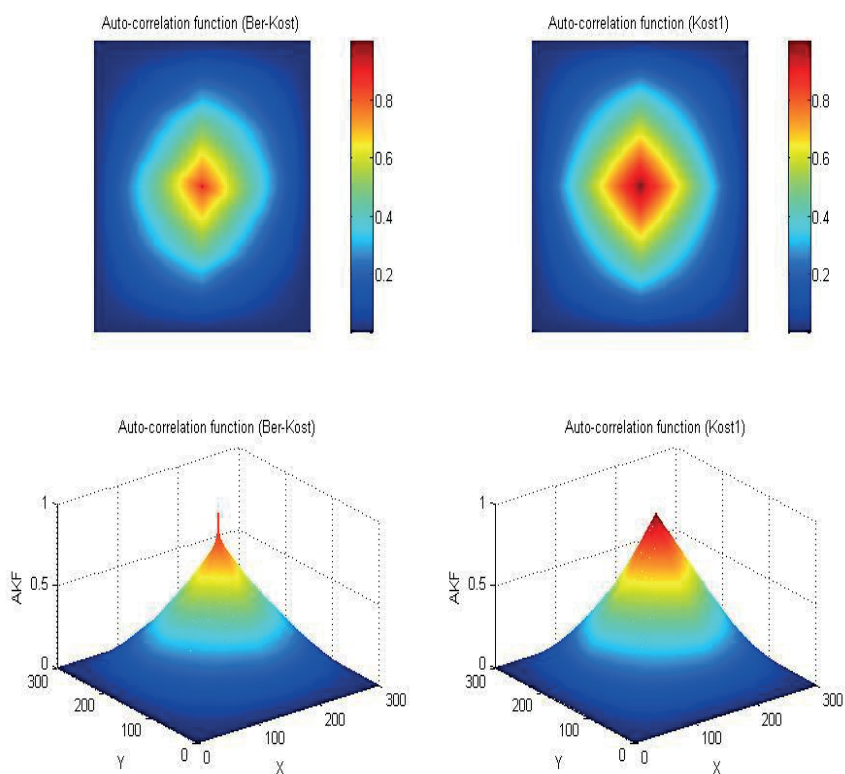


Рис. 6. 48. Автокореляційні функції координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) кісткової тканини

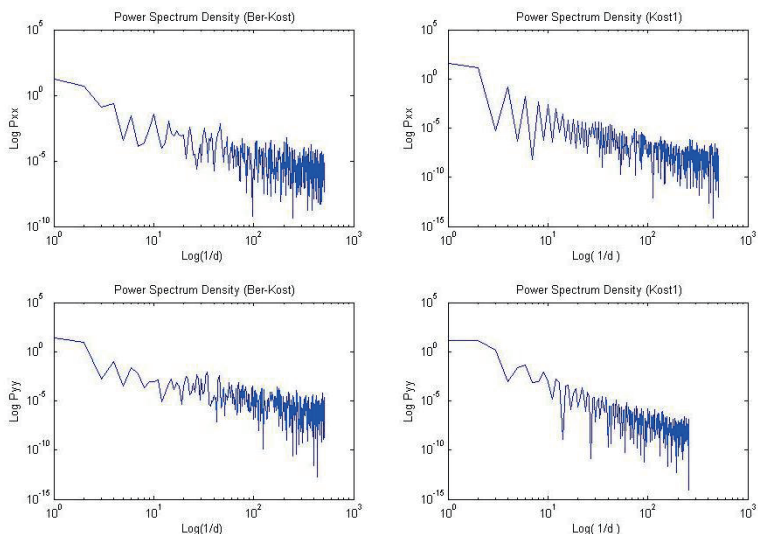


Рис. 6.49. Log – log залежності розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) кісткової тканини

Таблиця 6.9. Статистичні моменти Log – log залежностей розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) кісткової тканини

Статистика для PSD (Ber-Kost) X-напрямок		Статистика для PSD (Kost1) X-напрямок	
Матем. очікув. М	0.9617395	Матем. очікув. М	0.1049310
СКВ, σ	0.0983810	СКВ, σ	1.8642394
Асиметрія, А	20.0536726	Асиметрія, А	19.8695126
Експес, Е	418.6473241	Експес, Е	411.5632413
Статистика для PSD (Ber-Kost) У-напрямок		Статистика для PSD (Kost1) У-напрямок	
Матем. очікув. М	0.9617395	Матем. очікув. М	0.1053611
СКВ, σ	0.0983810	СКВ, σ	1.1328447
Асиметрія, А	18.9643152	Асиметрія, А	11.1262546
Експес, Е	376.4298551	Експес, Е	122.4022664

6.4.2. Тканина міокарду. Напрямок X, крок сканування 1 піксель

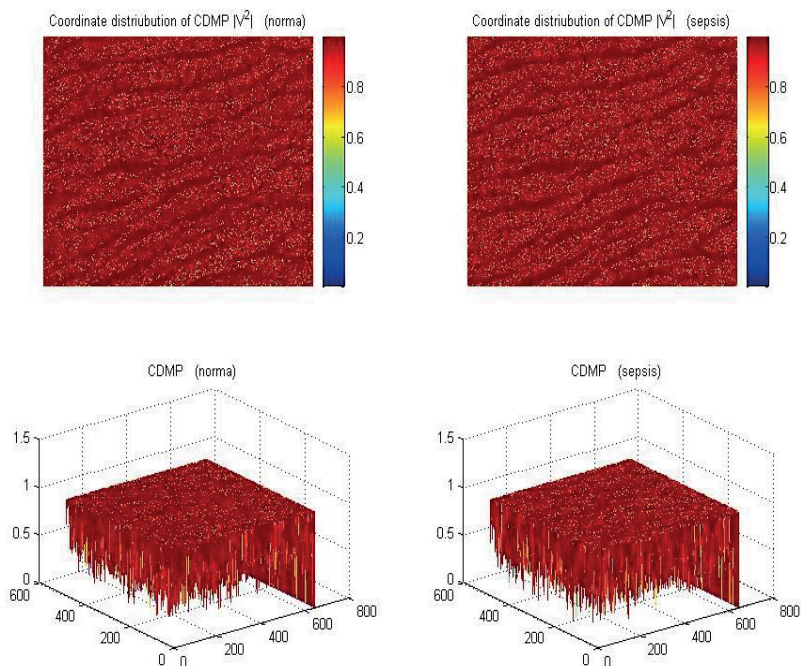


Рис. 6.50. Координатні розподіли КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини міокарду

Таблиця 6.10. Статистичні моменти координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини міокарду

Statistic for CDMP (norma)	Statistic for CDMP (sepsis)
Math. waiting = 0.9530348	Math. waiting = 0.9488432
S. K. V. = 0.0992588	S. K. V. = 0.1047189
Assimetrie = -0.5435239	Assimetrie = -0.5105856
Extcess = 1.6108814	Extcess = 2.8751388

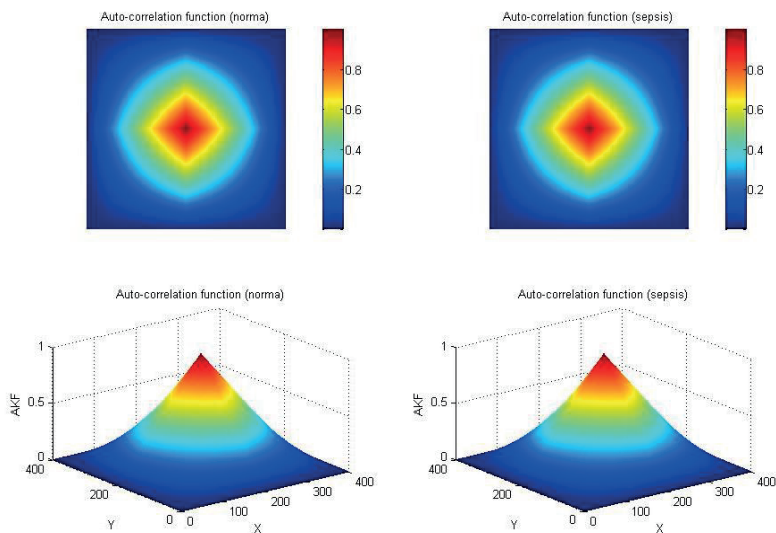


Рис. 6.51. Автокореляційні функції координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини міокарду

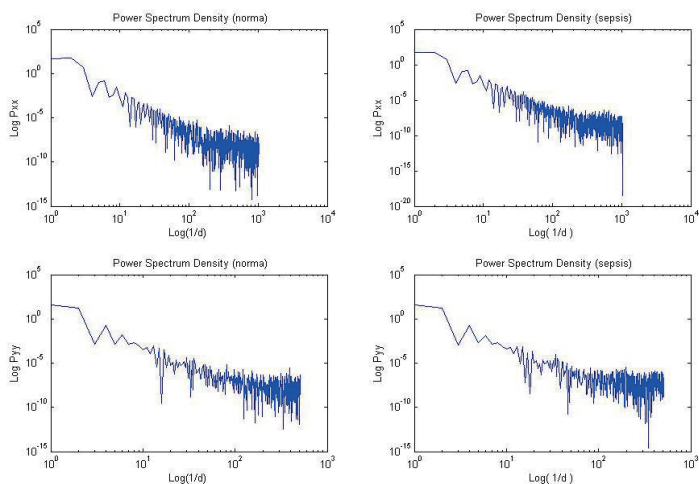


Рис. 6.52. Log – log залежності розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини міокарду

Таблиця 6.11. Статистичні моменти Log – log залежностей розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини міокарду

Statistic for PSD of CDMP image (norma)	Statistic for PSD of CDMP image (sepsis)
Math. waiting = 0.1044510	Math. waiting = 0.1046628
S. K. V. = 2.2508424	S. K. V. = 2.2557322
Assimetrie = 22.4265111	Assimetrie = 22.4271988
Extcess = 503.1175509	Extcess = 503.1285397

Напрямок Y, крок сканування 1 піксель

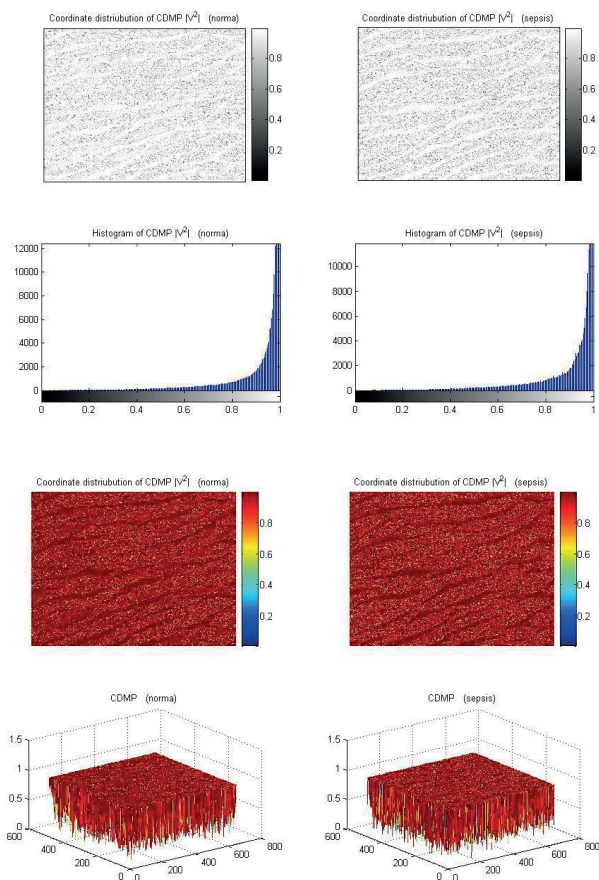


Рис. 6.53. Координатні розподіли КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини міокарду

Таблиця 6.12. Статистичні моменти координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини міокарду

Serce-n		Serce-S	
Матем. очікув. М	0.9339558	Матем. очікув. М	0.9247321
СКВ, σ	0.1165920	СКВ, σ	0.1265516
Асиметрія, А	-0.7010443	Асиметрія, А	-0.4850552
Екссес, Е	3.6978652	Екссес, Е	0.5445908

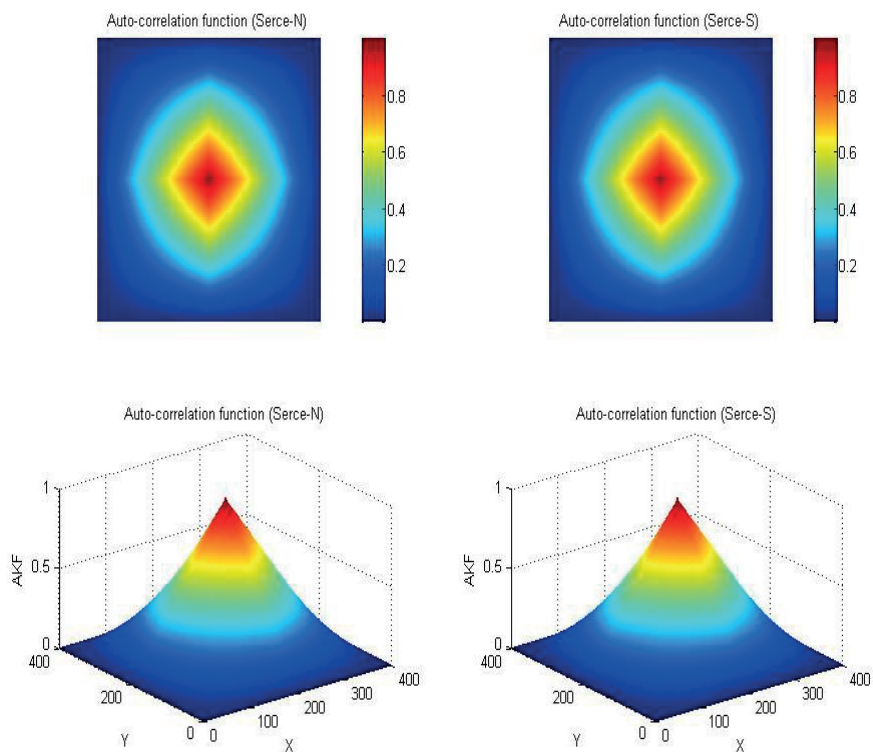


Рис. 6.54. Автокореляційні функції координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини міокарду

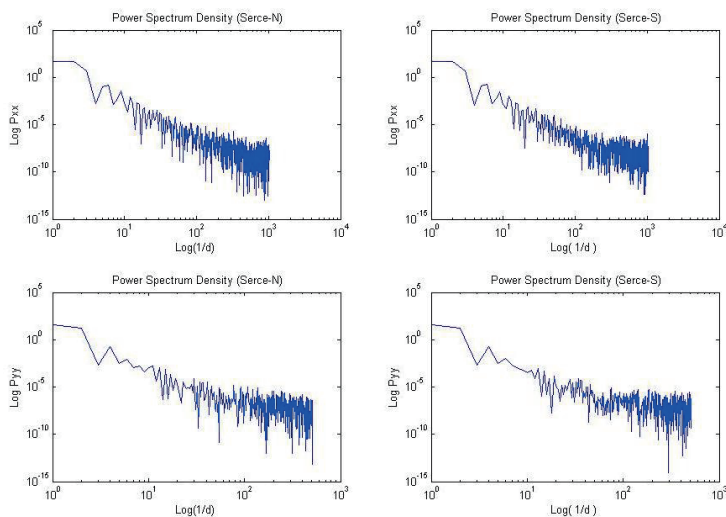


Рис. 6.55. Log – log залежності розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини міокарду

Таблиця 6.13. Статистичні моменти Log – log залежностей розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини міокарду

Статистика для PSD (Serce-n) X-напрямок		Статистика для PSD (Serce-S) X-напрямок	
Матем. очікув. М	0.1035392	Матем. очікув. М	0.1030479
СКВ, σ	2.2342698	СКВ, σ	2.2258262
Асиметрія, А	22.4329538	Асиметрія, А	22.4395086
Експцесс, Е	503.2282223	Експцесс, Е	503.3771733
Статистика для PSD (Serce-n) У-напрямок		Статистика для PSD (Serce-S) У-напрямок	
Матем. очікув. М	0.1015341	Матем. очікув. М	0.1014329
СКВ, σ	1.7457306	СКВ, σ	1.7425030
Асиметрія, А	18.9312779	Асиметрія, А	18.9031723
Експцесс, Е	375.1287665	Експцесс, Е	374.0196654

Напрямок X, крок сканування 5 пікселів

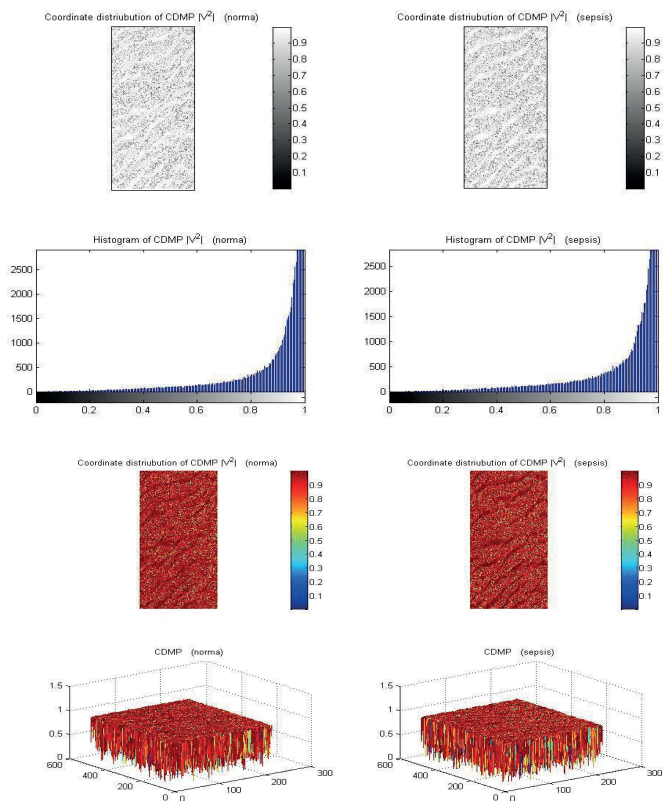


Рис. 6.56. Координатні розподіли КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини міокарду

Таблиця 6.14. Статистичні моменти координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини міокарду

Серсе-n		Серсе-S	
Матем. очікув. М	0.8993154	Матем. очікув. М	0.8903043
СКВ, σ	0.1473515	СКВ, σ	0.1548846
Асиметрія, А	-0.3286554	Асиметрія, А	-0.0610809
Екссес, Е	1.1110170	Екссес, Е	-0.0193753

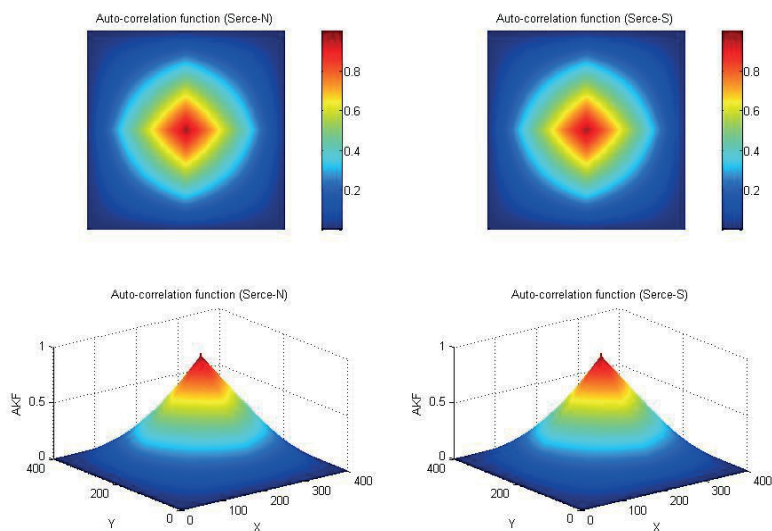


Рис. 6.57. Автокореляційні функції координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини міокарду

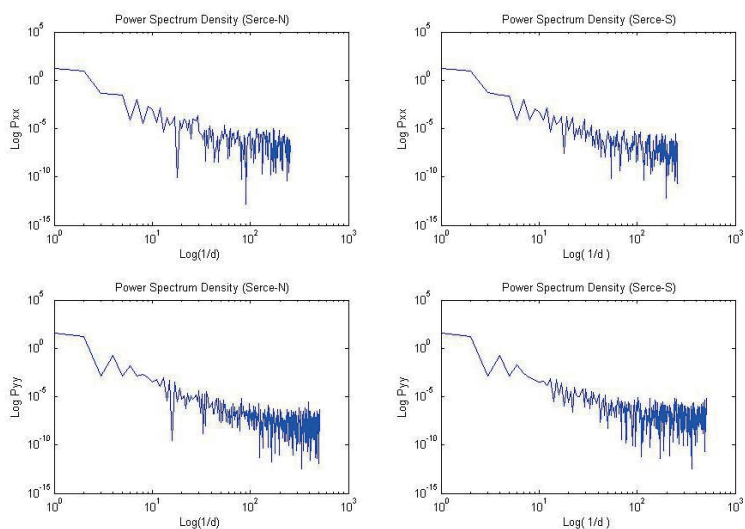


Рис. 6.58. Log – log залежності розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини міокарду

Таблиця 6.15. Статистичні моменти Log – log залежностей розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини міокарду

Статистика для PSD (Serce-n) X-напрямок		Статистика для PSD (Serce-S) X-напрямок	
Матем. очікув. М	0.8903043	Матем. очікув. М	0.1025193
СКВ, σ	0.1548846	СКВ, σ	1.1893182
Асиметрія, А	12.1842037	Асиметрія, А	12.1470300
Екссес, Е	152.4984459	Екссес, Е	151.4168404
Статистика для PSD (Serce-n) У-напрямок		Статистика для PSD (Serce-S) У-напрямок	
Матем. очікув. М	0.8903043	Матем. очікув. М	0.1003191
СКВ, σ	0.1548846	СКВ, σ	1.7299578
Асиметрія, А	19.0151119	Асиметрія, А	19.0314373
Екссес, Е	378.4305681	Екссес, Е	379.0732528

Таблиця 6.16. Статистичні моменти координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини міокарду

Serce-n		Serce-S	
Матем. очікув. М	0.8774717	Матем. очікув. М	0.1689016
СКВ, σ	0.1613303	СКВ, σ	0.1689016
Асиметрія, А	-0.4630378	Асиметрія, А	-0.4449852
Екссес, Е	1.8452799	Екссес, Е	1.2569549

Напрямок Y, крок сканування 5 пікселів

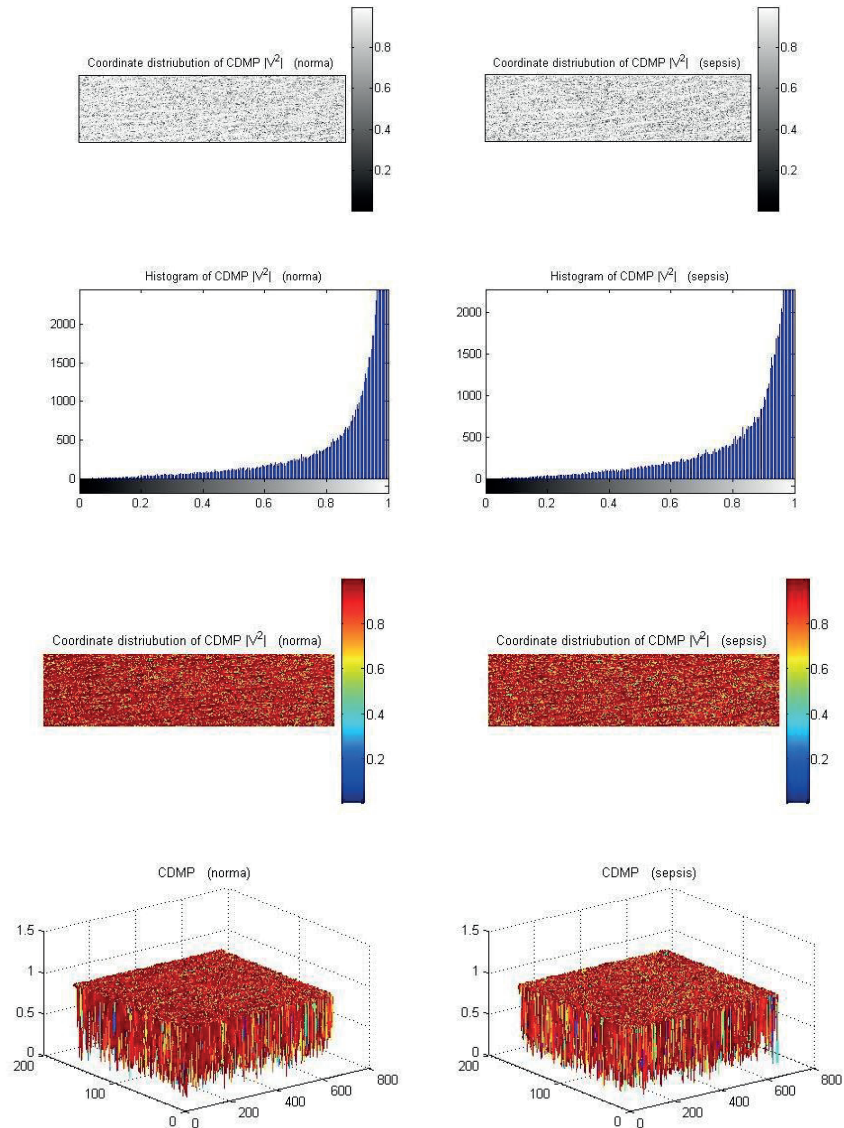


Рис. 6.59. Координатні розподіли КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини міокарду

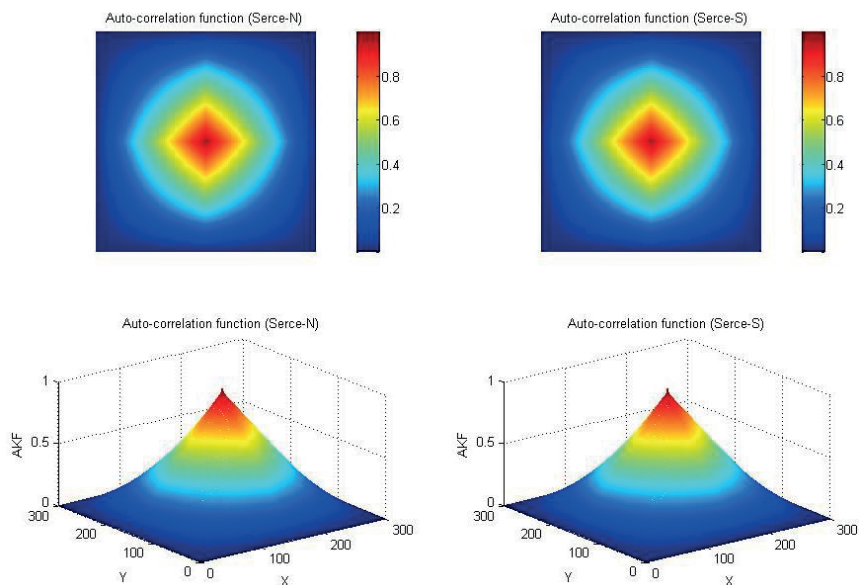


Рис. 6.60. Автокореляційні функції координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини міокарду

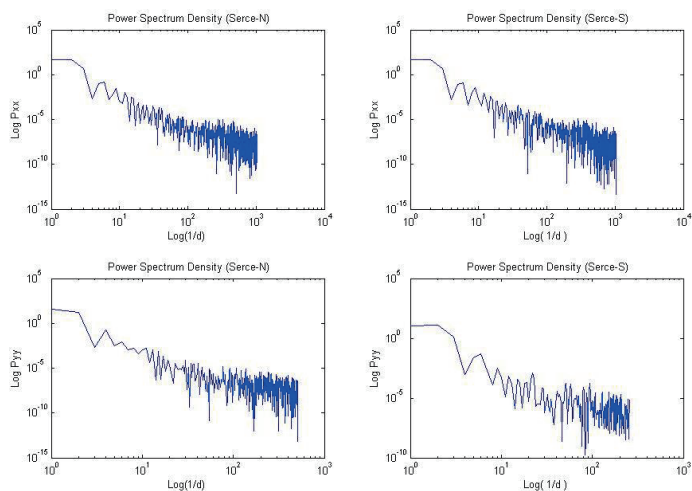


Рис. 6.61. Log – log залежності розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини міокарду

Таблиця 6.17. Статистичні моменти Log – log залежностей розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини міокарду

Статистика для PSD (Serse-n) X-напрямок		Статистика для PSD (Serse-S) X-напрямок	
Матем. очікув. М	0.8640312	Матем. очікув. М	0.0989221
СКВ, σ	0.1689016	СКВ, σ	2.1357532
Асиметрія, А	22.4314961	Асиметрія, А	22.4339117
Екссес, Е	503.1937379	Екссес, Е	503.2320244
Статистика для PSD (Serse-n) У-напрямок		Статистика для PSD (Serse-S) У-напрямок	
Матем. очікув. М	0.8640312	Матем. очікув. М	0.0962855
СКВ, σ	0.1689016	СКВ, σ	1.0338973
Асиметрія, А	18.9312779	Асиметрія, А	11.1247100
Екссес, Е	375.1287665	Екссес, Е	122.4021081

6.4.3. Тканина брюзжейки. Напрямок Х, крок сканування 1 піксель

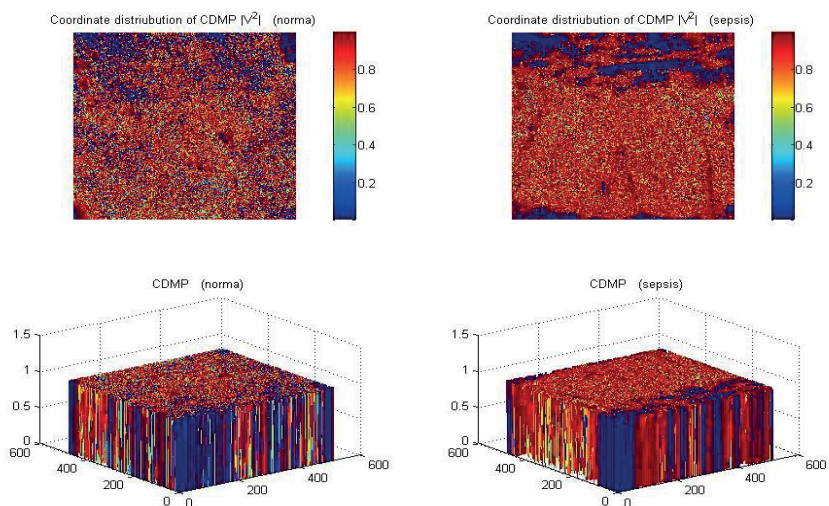


Рис. 6.62. Координатні розподіли КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини брюзжейки

Таблиця 6.18. Статистичні моменти координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини брюзжейки

Statistic for CDMP (norma)	Statistic for CDMP (sepsis)
Math. waiting = 0.6564642	Math. waiting = 0.7517008
S. K. V. = 0.3751713	S. K. V. = 0.3442852
Assimetrie = 0.2116155	Assimetrie = -0.2437277
Extcess = -0.0088813	Extcess = 0.2302225

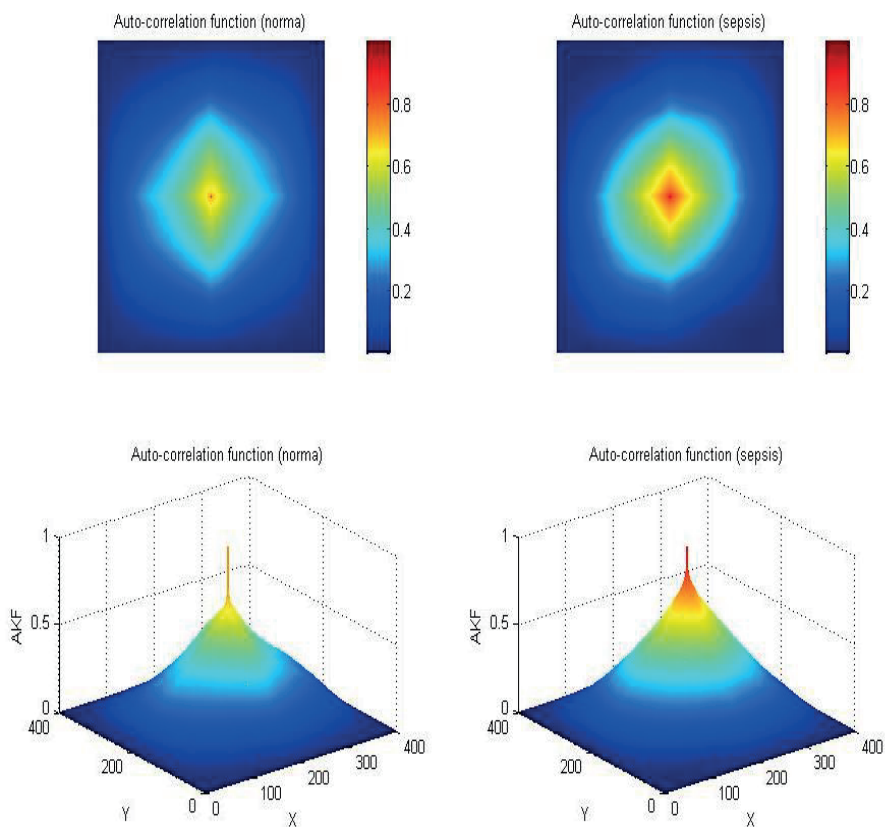


Рис. 6.63. Автокореляційні функції координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини брюзжейки

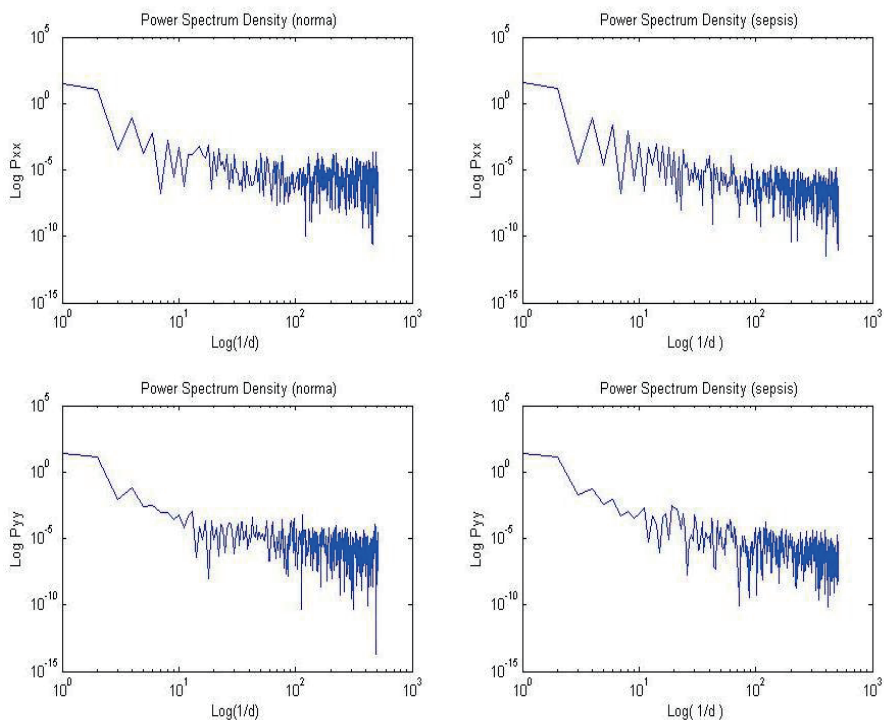


Рис. 6.64. Log – log залежності розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини брюзжейки

Таблиця 6.19. Статистичні моменти Log – log залежностей розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини брюзжейки

Statistic for PSD of CDMP image (norma)	Statistic for PSD of CDMP image (sepsis)
Math. waiting = 0.0799777	Math. waiting = 0.0947525
S. K. V. = 1.4002288	S. K. V. = 1.6861153
Assimetrie = 19.4480326	Assimetrie = 19.9010491
Extcess = 395.3380189	Extcess = 412.7655192

Напрямок Y, крок сканування 1 піксель

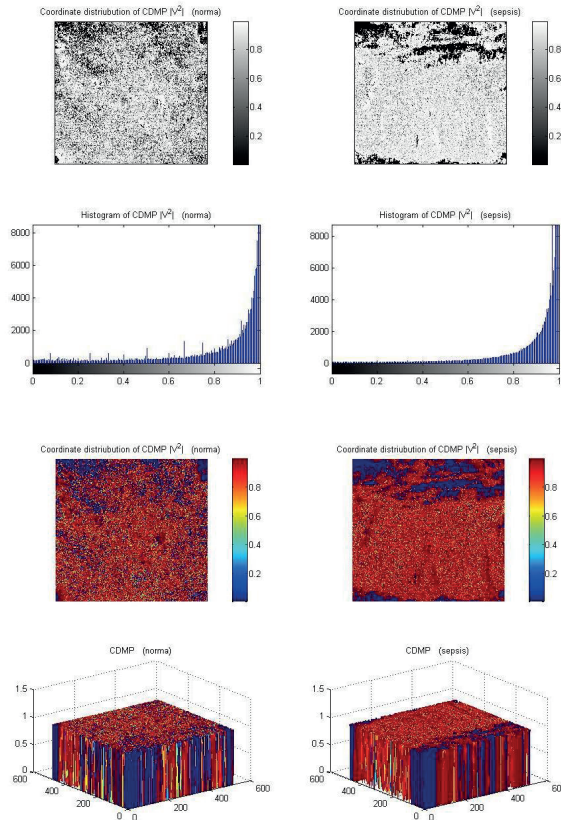


Рис. 6.65. Координатні розподіли КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини брунзейки

Таблиця 6.20. Статистичні моменти координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини брунзейки

BrizI		BrizPar	
Матем. очікув. М	0.7061559	Матем. очікув. М	0.7850251
СКВ, σ	0.3721844	СКВ, σ	0.3409428
Асиметрія, А	0.1623634	Асиметрія, А	-0.3343301
Екссес, Е	0.0061298	Екссес, Е	0.7568789

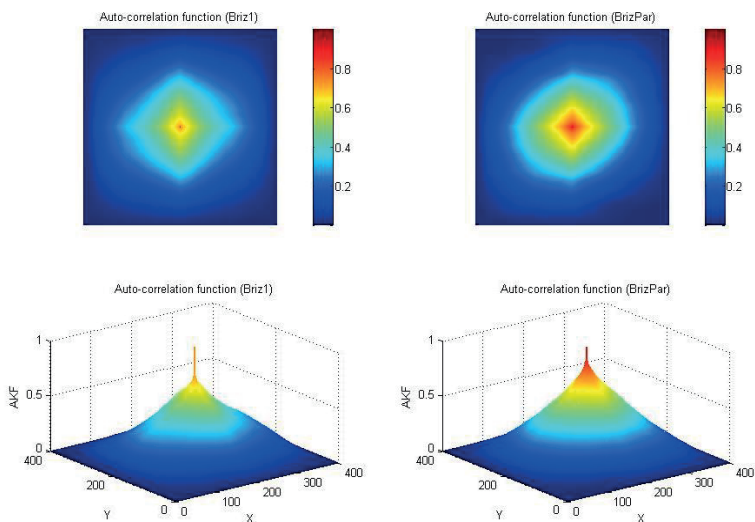


Рис. 6.66. Автокореляційні функції координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини брюзжєйки

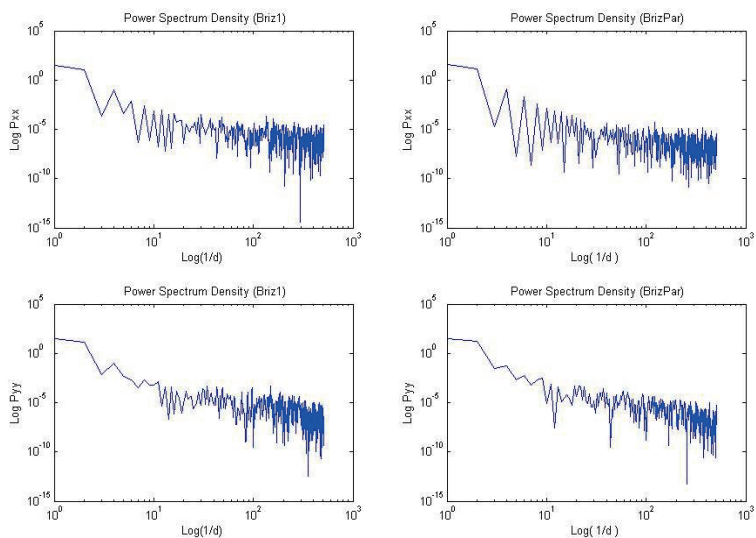


Рис. 6.67. Log – log залежності розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини брюзжєйки

Таблиця 6.21. Статистичні моменти Log – log залежностей розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини брунзейки

Статистика для PSD (Briz1) X-напрямок		Статистика для PSD (BrizPar) X- напрямок	
Матем. очікув. М	0.0872344	Матем. очікув. М	0.0983816
СКВ, σ	1.5311561	СКВ, σ	1.7484731
Асиметрія, А	19.5234936	Асиметрія, А	19.8728986
Експес, Е	398.2610208	Експес, Е	411.691860 1
Статистика для PSD (Briz1) У-напрямок		Статистика для PSD (BrizPar) У- напрямок	
Матем. очікув. М	0.0848104	Матем. очікув. М	0.0891898
СКВ, σ	1.4430556	СКВ, σ	1.5019790
Асиметрія, А	18.5575487	Асиметрія, А	18.1682249
Експес, Е	360.3004855	Експес, Е	344.681631 9

Таблиця 6.6. Статистичні моменти координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) кісткової тканини

Ber-Kost		Kost1	
Матем. очікув. М	0.5787634	Матем. очікув. М	0.9566457
СКВ, σ	0.4329784	СКВ, σ	0.1070689
Асиметрія, А	-0.3290706	Асиметрія, А	-0.7449167
Експес, Е	3.1978105	Експес, Е	5.5225006

Напрямок X, крок сканування 5 пікселів

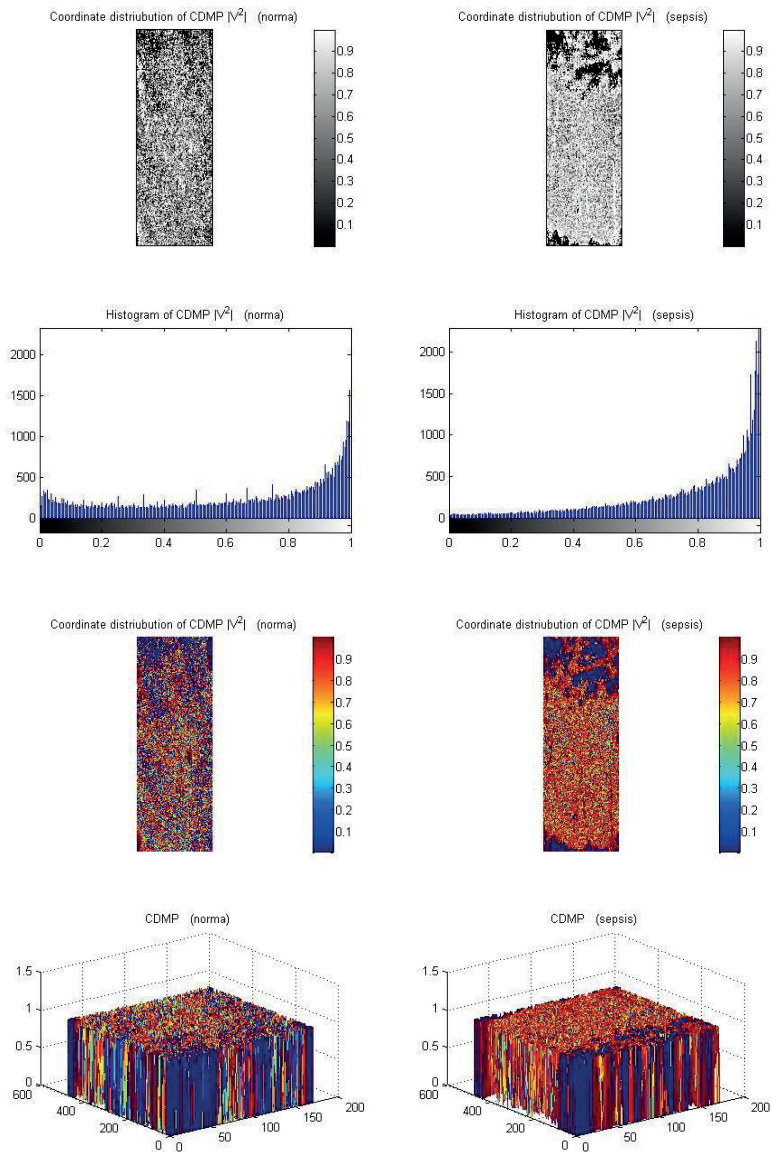


Рис. 6.68. Координатні розподіли КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини брюшнейки

Таблиця 6.22. Статистичні моменти координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини брунзейки

Briz1		BrizPar	
Матем. очікув. М	0.5532694	Матем. очікув. М	0.6806734
СКВ, σ	0.3788192	СКВ, σ	0.3504144
Асиметрія, А	0.1127839	Асиметрія, А	-0.1373820
Експесс, Е	5.2614312	Експесс, Е	-0.1072424

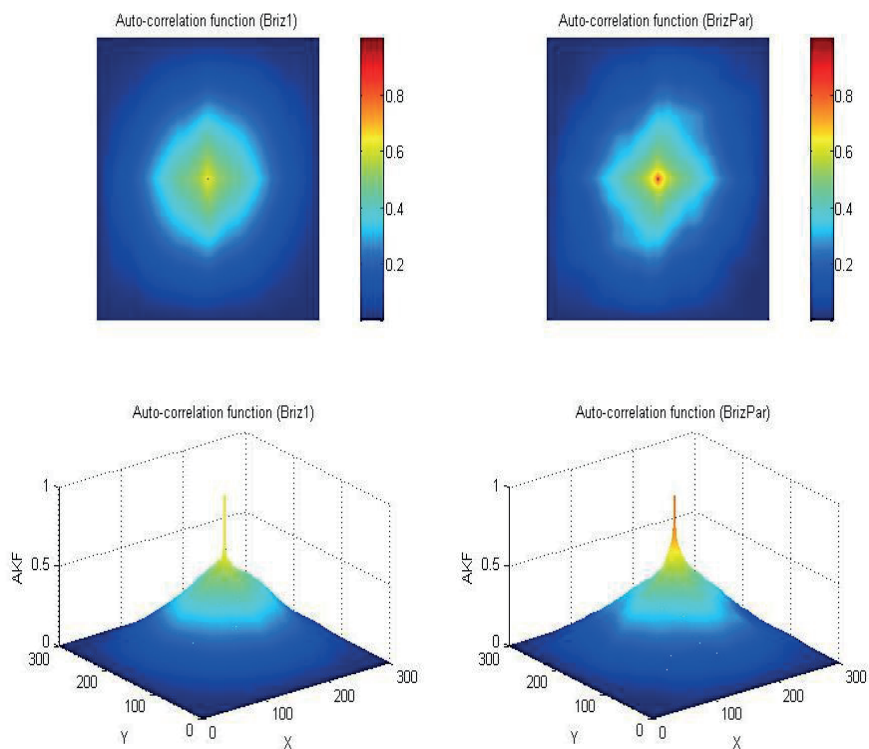


Рис. 6.69. Автокореляційні функції координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини брунзейки

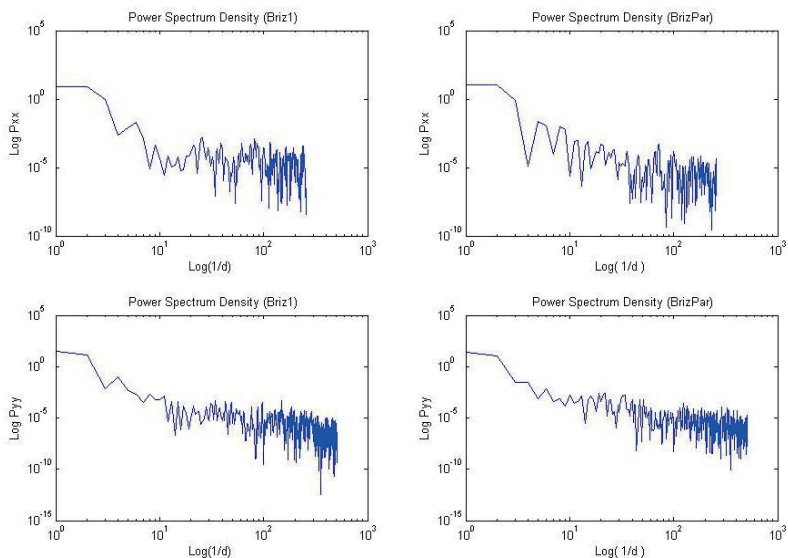


Рис. 6.70. Log – log залежності розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини брунзейки

Таблиця 6.23. Статистичні моменти Log – log залежностей розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини брунзейки

Статистика для PSD (Briz1) X-напрямок		Статистика для PSD (BrizPar) X-напрямок	
Матем. очікув. М	0.6806734	Матем. очікув. М	0.0894695
СКВ, σ	0.3504144	СКВ, σ	0.9767926
Асиметрія, А	11.1126002	Асиметрія, А	11.1712406
Екссес, Е	122.3210118	Екссес, Е	123.1266074
Статистика для PSD (Briz1) Y-напрямок		Статистика для PSD (BrizPar) Y-напрямок	
Матем. очікув. М	0.6806734	Матем. очікув. М	0.0711181
СКВ, σ	0.3504144	СКВ, σ	1.1994238
Асиметрія, А	18.5575487	Асиметрія, А	18.2406940
Екссес, Е	360.3004855	Екссес, Е	347.6012780

Напрямок Y, крок сканування 5 пікселів

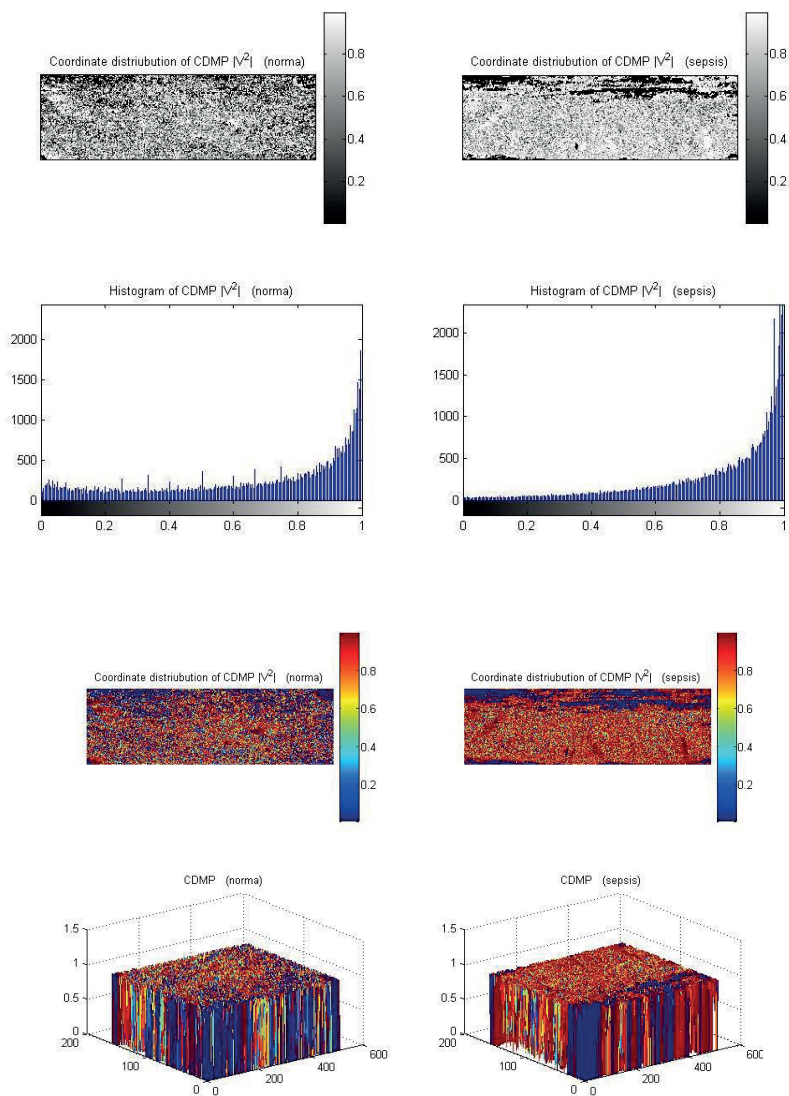


Рис. 6.71. Координатні розподіли КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини брузжейки

Таблиця 6.24. Статистичні моменти координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини брунзжєйки

Briz1		BrizPar	
Матем. очікув. М	0.5840656	Матем. очікув. М	0.7062572
СКВ, σ	0.3811155	СКВ, σ	0.3482702
Асиметрія, А	0.1290830	Асиметрія, А	-0.4317651
Ексцесс, Е	3.1023787	Ексцесс, Е	1.5753237

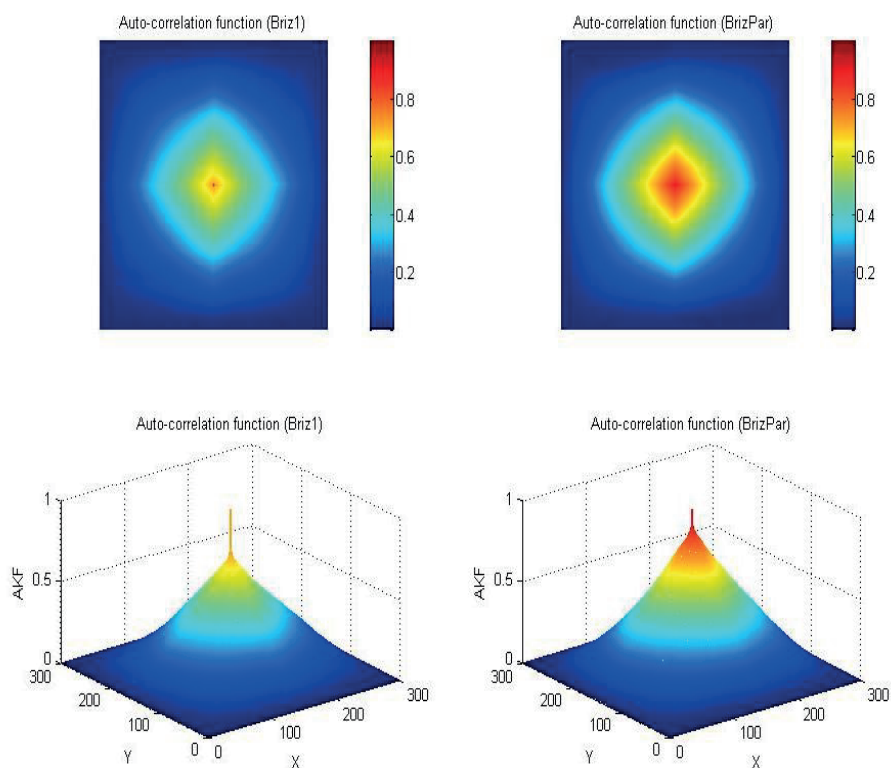


Рис. 6.72. Автокореляційні функції координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини брунзжєйки

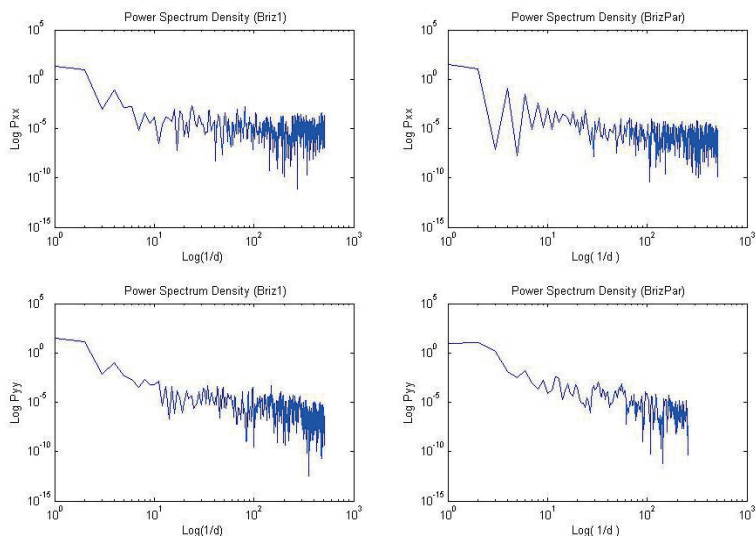


Рис. 6.73. Log – log залежності розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини брунзжєйки

Таблиця 6.25. Статистичні моменти Log – log залежностей розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини брунзжєйки

Статистика для PSD (Briz1) X-напрямок		Статистика для PSD (BrizPar) X-напрямок	
Матем. очіув. М	0.7062572	Матем. очіув. М	0.0851953
СКВ, σ	0.3482702	СКВ, σ	1.5175590
Асиметрія, А	19.1537201	Асиметрія, А	19.9583873
Ексцесс, Е	383.8682910	Ексцесс, Е	414.953322 8
Статистика для PSD (Briz1) У-напрямок		Статистика для PSD (BrizPar) У-напрямок	
Матем. очіув. М	0.7062572	Матем. очіув. М	0.0851161
СКВ, σ	0.3482702	СКВ, σ	0.8996880
Асиметрія, А	18.5575487	Асиметрія, А	11.0889720
Ексцесс, Е	360.3004855	Ексцесс, Е	122.422771 2

6.4.4. Лімба. Напрямок X, крок сканування 1 піксель

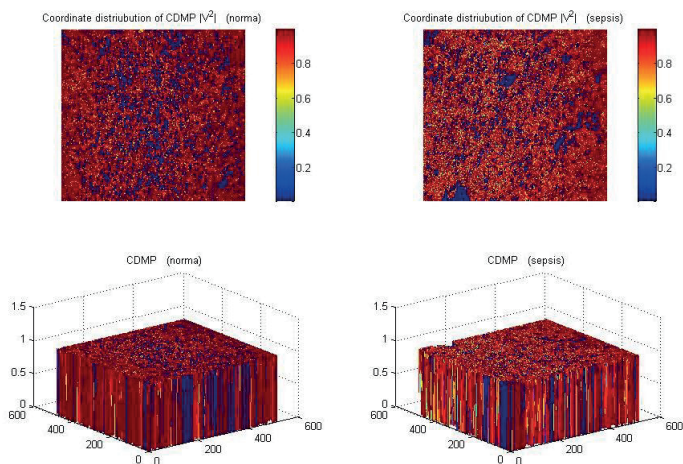


Рис. 6.74. Координатні розподіли КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини лімфи

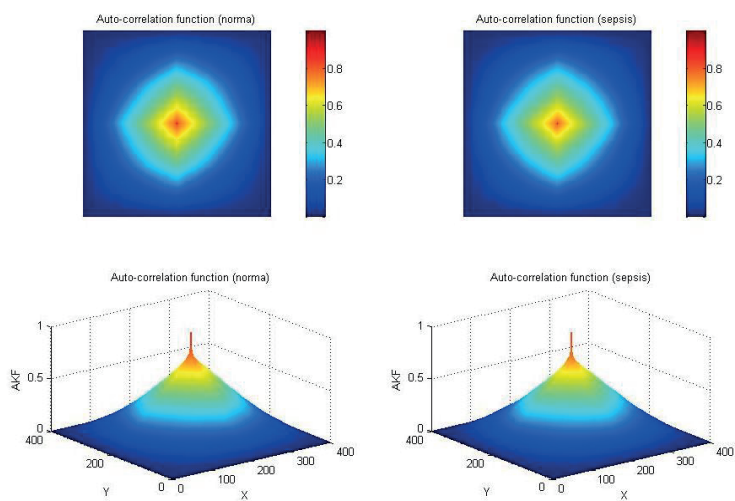


Рис. 6.75. Автокореляційні функції координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини лімфи

Таблиця 6.26. Статистичні моменти координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини лімфи

Statistic for CDMP (norma)	Statistic for CDMP (sepsis)
Math. waiting = 0.7279520	Math. waiting = 0.7255124
S. K. V. = 0.4147420	S. K. V. = 0.3815737
Assimetrie = -0.7058570	Assimetrie = -2.3274280
Extcess = 3.6773545	Extcess = 23.7734757

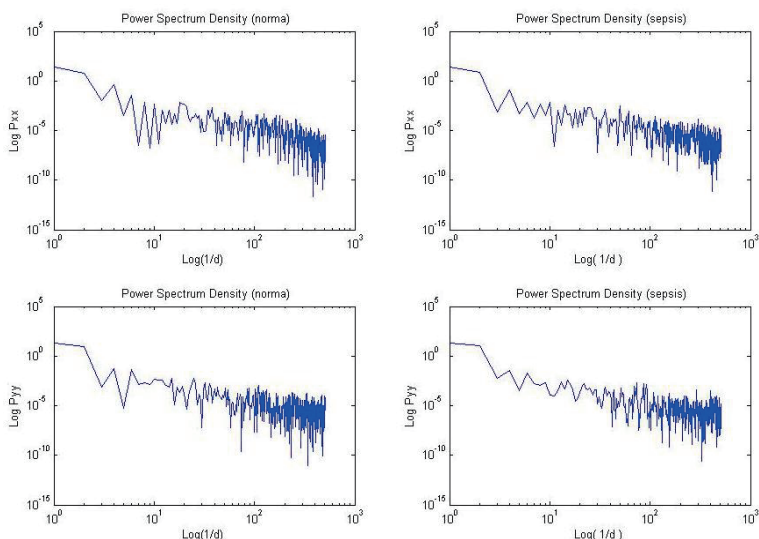


Рис. 6.76. Log – log залежності розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини лімфи

Таблиця 6.27. Статистичні моменти Log – log залежностей розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини лімфи

Statistic for PSD of CDMP image (norma)	Statistic for PSD of CDMP image (sepsis)
Math. waiting = 0.0580459	Math. waiting = 0.0655232
S. K. V. = 1.0698411	S. K. V. = 1.1790078
Assimetrie = 20.9918445	Assimetrie = 20.2575269
Extcess = 453.4981494	Extcess = 426.2772362

Напрямок Y, крок сканування 1 піксель

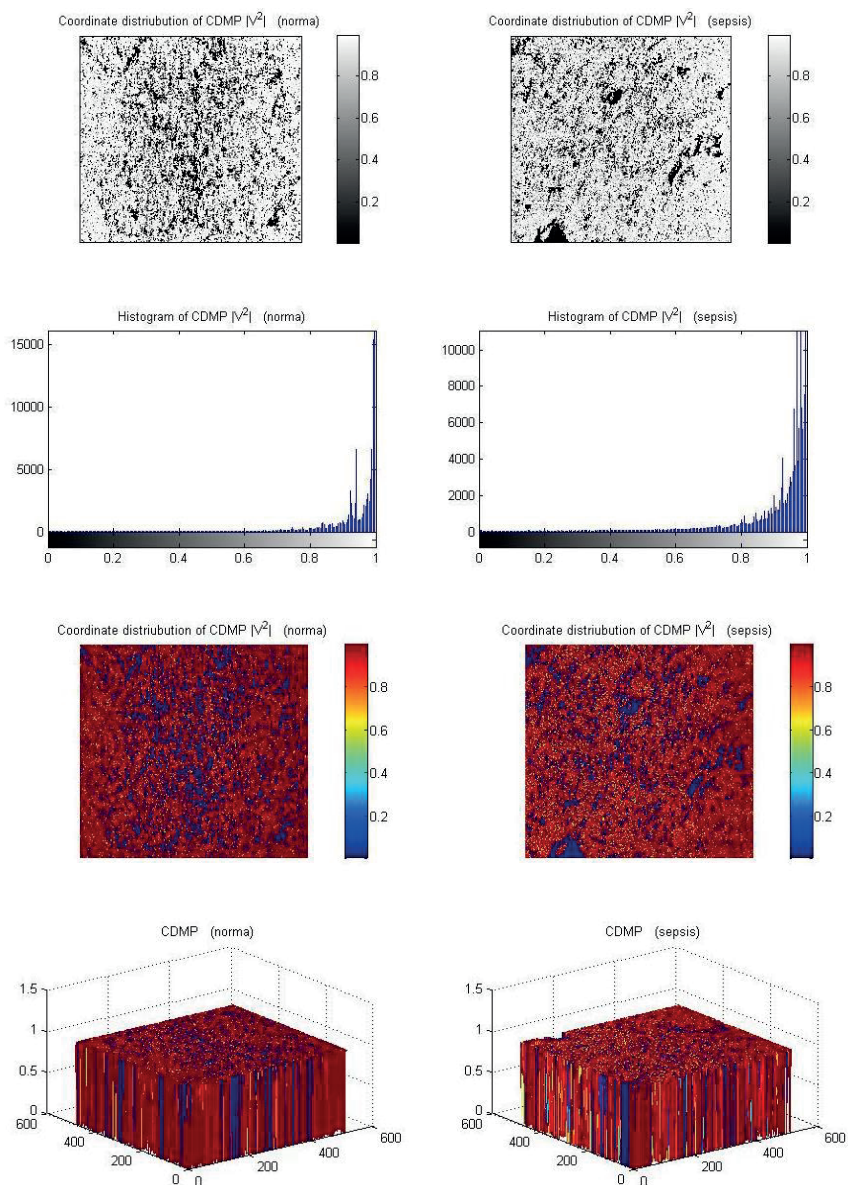


Рис. 6.77. Координатні розподіли КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини лімфи

Таблиця 6.28. Статистичні моменти координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини лімфи

Limfa-n		Limfa-S	
Матем. очікув. М	0.7385109	Матем. очікув. М	0.7539539
СКВ, σ	0.4140772	СКВ, σ	0.3802574
Асиметрія, А	-0.8325758	Асиметрія, А	-2.2629842
Експцесс, Е	6.7844651	Експцесс, Е	20.5889586

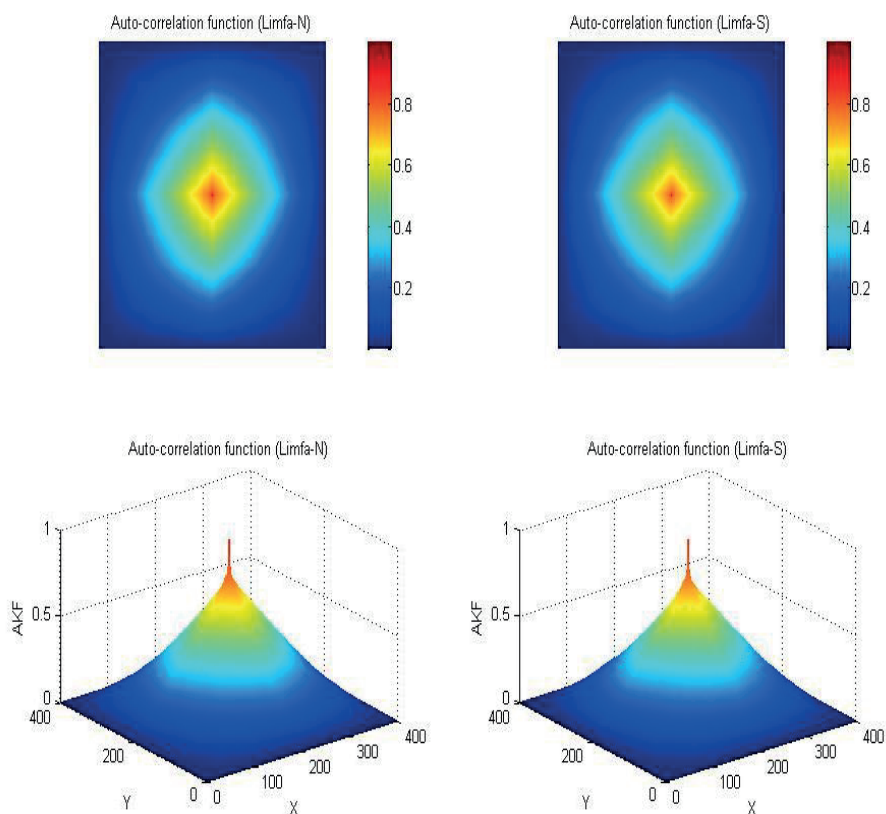


Рис. 6.78. Автокореляційні функції координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканин

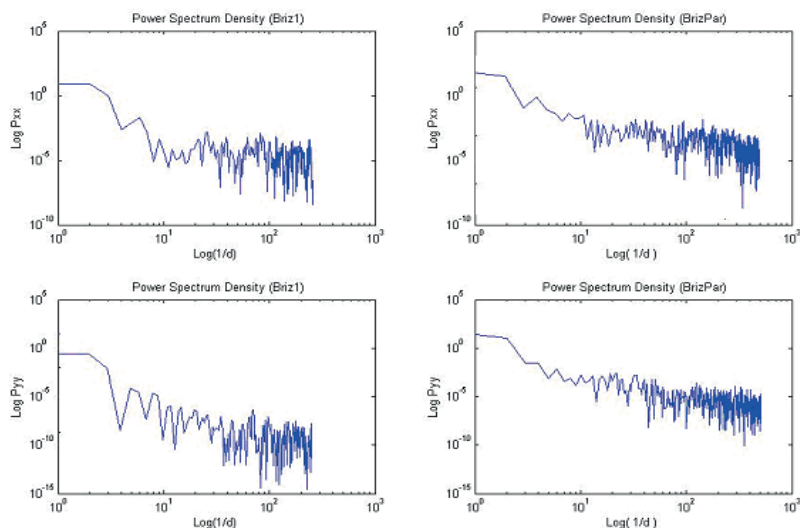


Рис. 6.79. Log – log залежності розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини лімфи

Таблиця 6.29. Статистичні моменти Log – log залежностей розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини лімфи

Статистика для PSD (Limfa-n) Х-напрямок		Статистика для PSD (Limfa-S) Х-напрямок	
Матем. очікув. М	0.0602391	Матем. очікув. М	0.0678222
СКВ, σ	1.1123606	СКВ, σ	1.2100774
Асиметрія, А	21.0090795	Асиметрія, А	20.0297972
Ексцесс, Е	454.1180384	Ексцесс, Е	417.670503 9
Статистика для PSD (Limfa-n) У-напрямок		Статистика для PSD (Limfa-S) У-напрямок	
Матем. очікув. М	0.0608527	Матем. очікув. М	0.0705393
СКВ, σ	1.0530269	СКВ, σ	1.2086547
Асиметрія, А	19.2157146	Асиметрія, А	18.8362559
Ексцесс, Е	386.2947244	Ексцесс, Е	371.371657 4

Напрямок X, крок сканування 5 пікселів

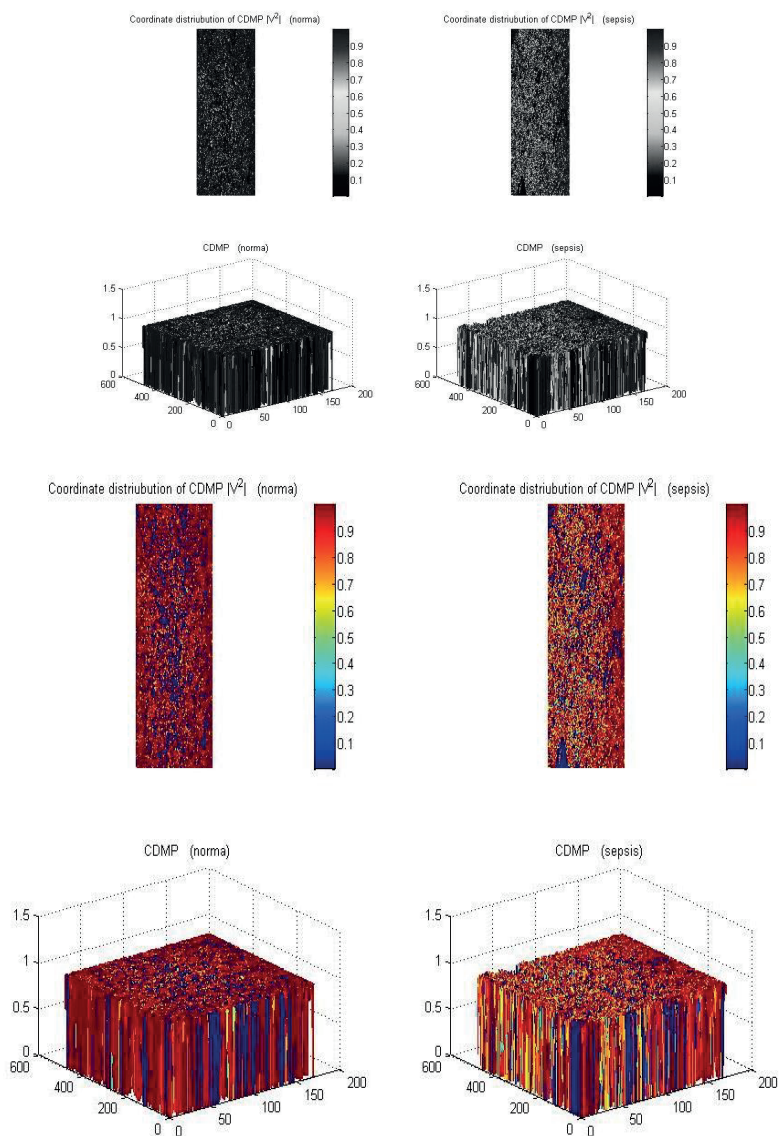


Рис. 6.80. Координатні розподіли КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини лімфи

Таблиця 6.30. Статистичні моменти координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини лімфи

Limfa-n		Limfa-S	
Матем. очікув. М	0.6888465	Матем. очікув. М	0.6575403
СКВ, σ	0.4242887	СКВ, σ	0.3811984
Асиметрія, А	-0.6054442	Асиметрія, А	-1.8130506
Експесс, Е	4.0125205	Експесс, Е	12.6604645

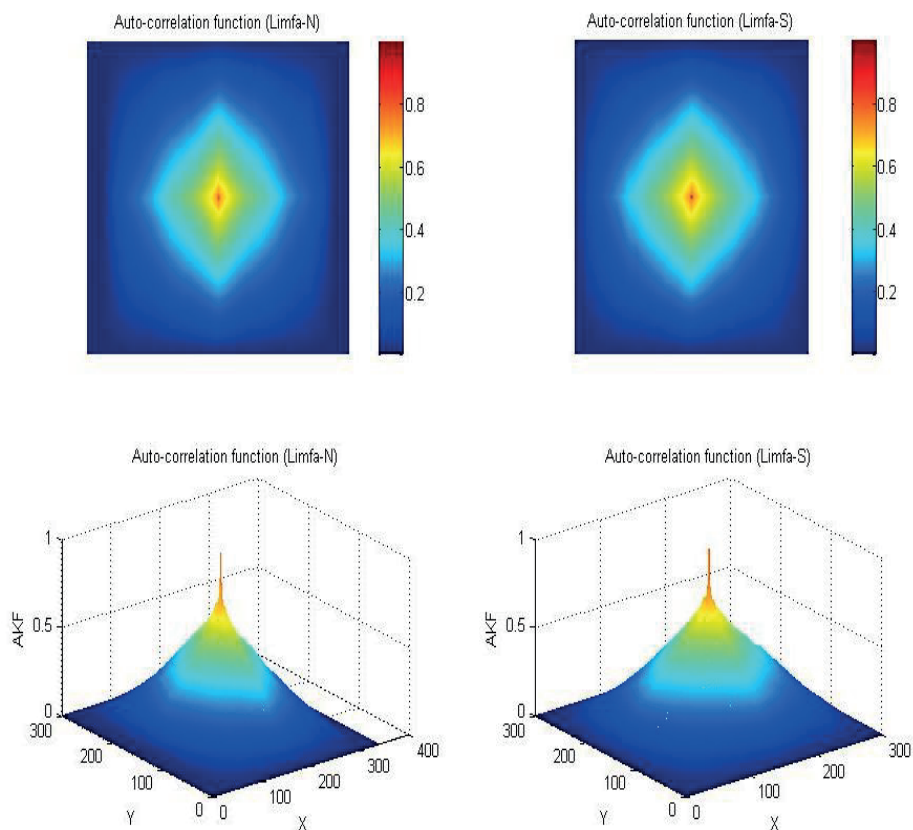


Рис. 6.81. Автокореляційні функції координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканин

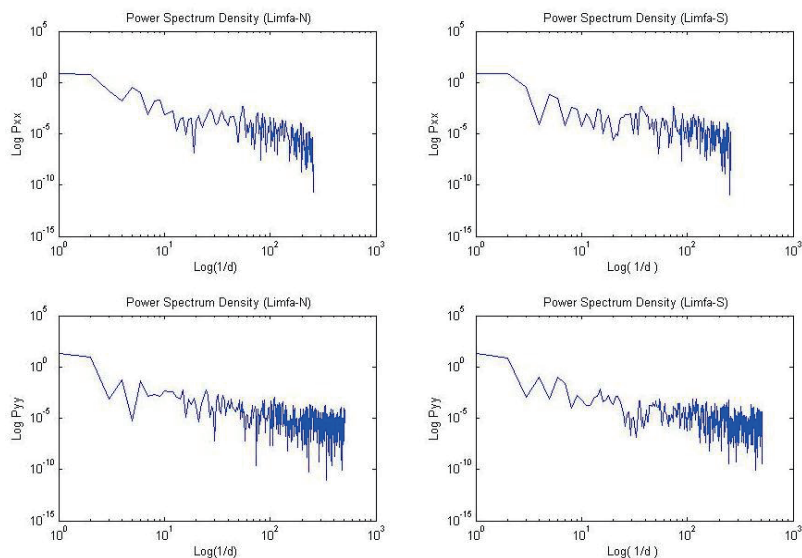


Рис. 6.82. Log – log залежності розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини лімфи

Таблиця 6.31. Статистичні моменти Log – log залежностей розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини лімфи

Статистика для PSD (Limfa-n) X-напрямок		Статистика для PSD (Limfa-S) X-напрямок	
Матем. очікув. М	0.6575403	Матем. очікув. М	0.0589127
СКВ, σ	0.3811984	СКВ, σ	0.6460801
Асиметрія, А	11.3623640	Асиметрія, А	11.2353605
Ексцес, Е	128.6705080	Ексцес, Е	124.746955 5
Статистика для PSD (Limfa-n) У-напрямок		Статистика для PSD (Limfa-S) У-напрямок	
Матем. очікув. М	0.6575403	Матем. очікув. М	0.0543849
СКВ, σ	0.3811984	СКВ, σ	0.9402564
Асиметрія, А	19.2265073	Асиметрія, А	19.2902091
Ексцес, Е	386.7155770	Ексцес, Е	389.215095 1

Напрямок Y, крок сканування 5 пікселів

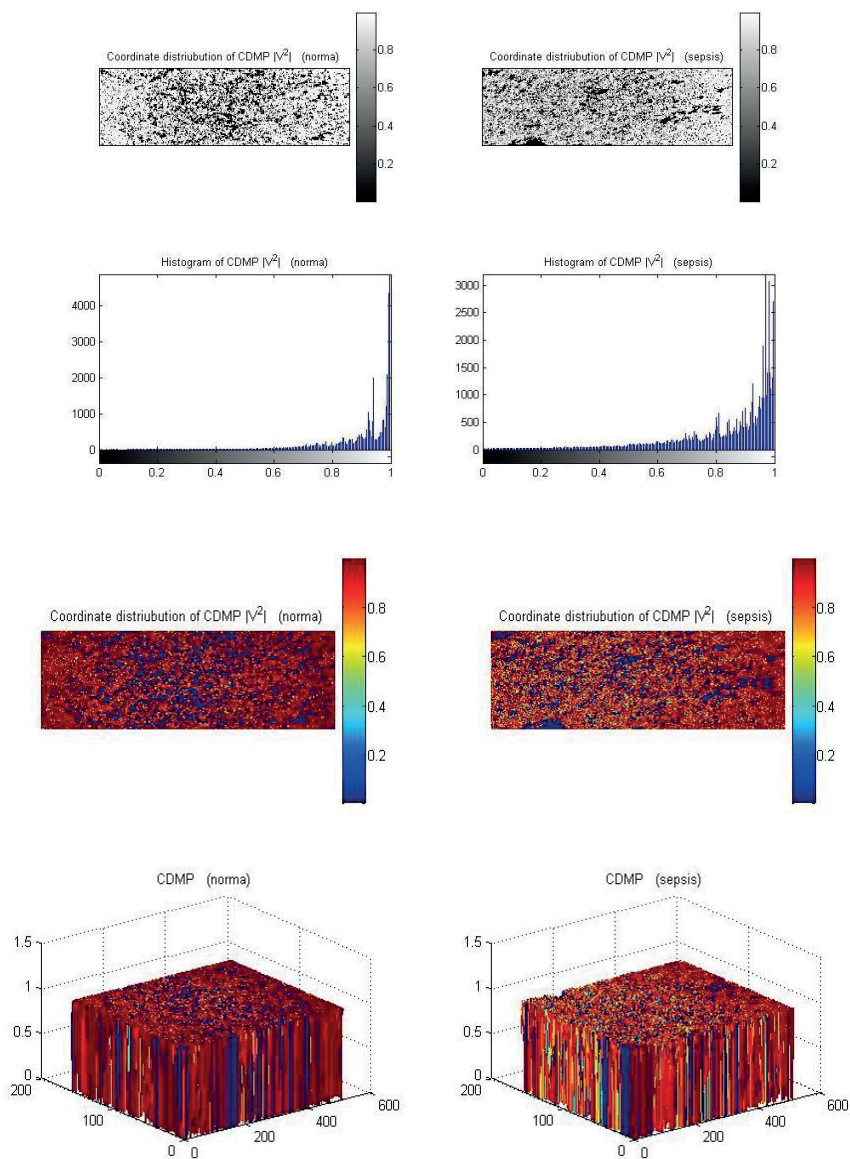


Рис. 6.83. Координатні розподіли КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини лімфи

Таблиця 6.32. Статистичні моменти координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини лімфи

Limfa-n		Limfa-S	
Матем. очікув. М	0.6935163	Матем. очікув. М	0.6793687
СКВ, σ	0.4244870	СКВ, σ	0.3843456
Асиметрія, А	-0.8148047	Асиметрія, А	-1.8549582
Екссес, Е	8.6970092	Екссес, Е	13.8727428

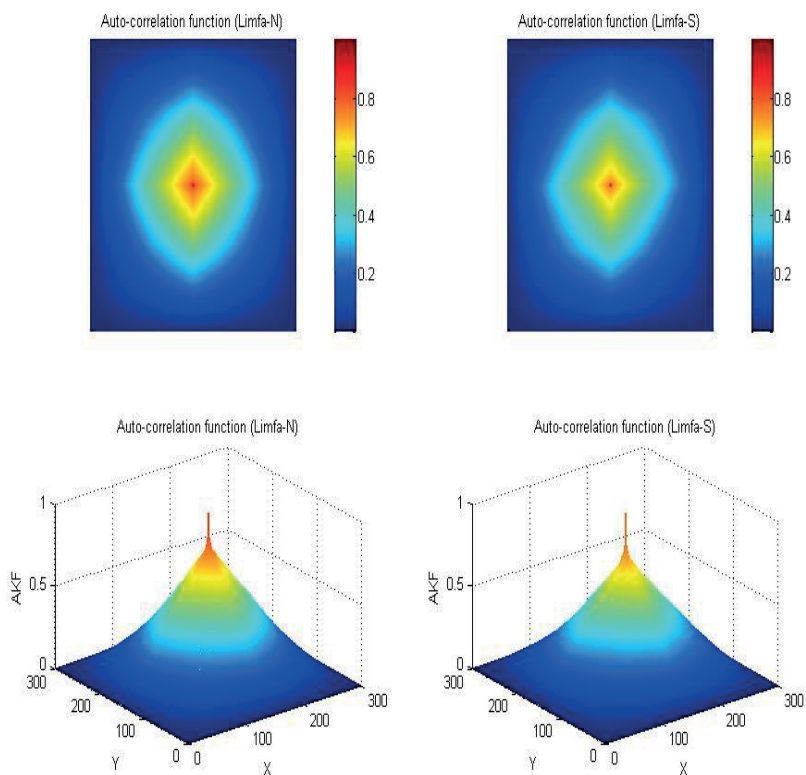


Рис. 6.84. Автокореляційні функції координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини лімфи

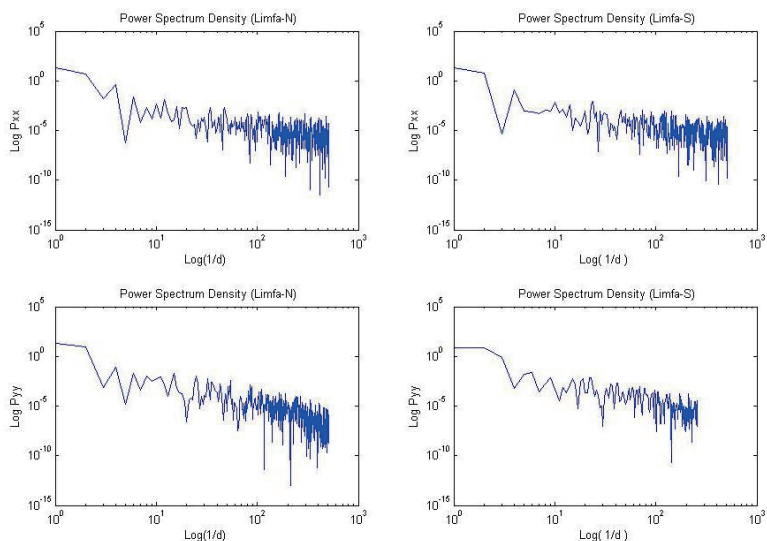


Рис. 6.85. Log – log залежності розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини лімфи

Таблиця 6.33. Статистичні моменти Log – log залежностей розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини лімфи

Статистика для PSD (Limfa-n) X-напрямок		Статистика для PSD (Limfa-S) X-напрямок	
Матем. очікув. М	0.6793687	Матем. очікув. М	0.0509335
СКВ, σ	0.3843456	СКВ, σ	0.9081141
Асиметрія, А	21.1750440	Асиметрія, А	20.0659859
Екссес, Е	460.1540041	Екссес, Е	419.0476349
Статистика для PSD (Limfa-n) У-напрямок		Статистика для PSD (Limfa-S) У-напрямок	
Матем. очікув. М	0.6793687	Матем. очікув. М	0.0621975
СКВ, σ	0.3843456	СКВ, σ	0.6674842
Асиметрія, А	19.2157146	Асиметрія, А	11.1294138
Екссес, Е	386.2947244	Екссес, Е	122.4085100

6.4.5. Нирка X1

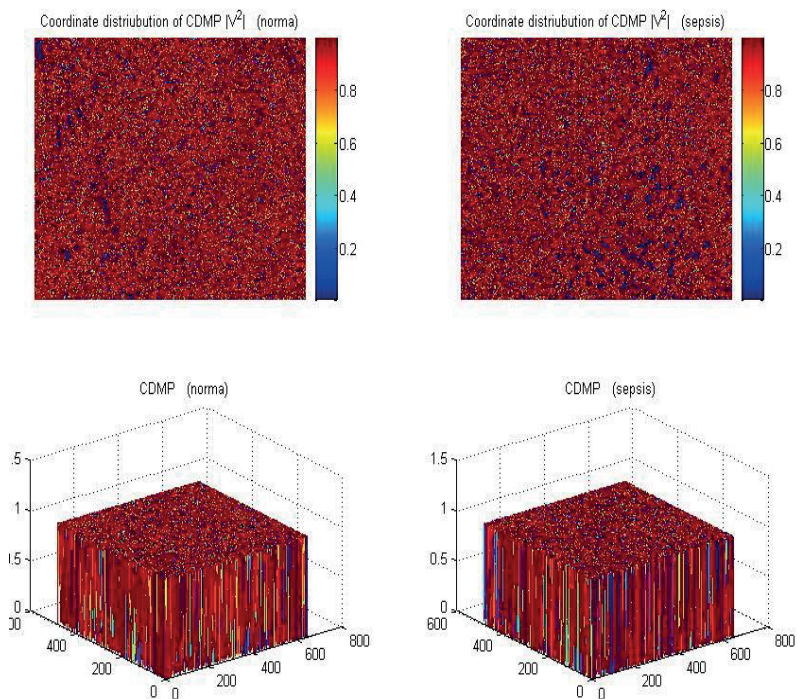


Рис. 6.86. Координатні розподіли КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини нирки

Таблиця 6.34. Статистичні моменти координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини нирки

Statistic for CDMP (norma)	Statistic for CDMP (sepsis)
Math. waiting = 0.8417494	Math. waiting = 0.8178177
S. K. V. = 0.2901060	S. K. V. = 0.3239399
Assimetrie = -0.0805606	Assimetrie = -0.0022797
Extcess = 0.4449155	Extcess = 0.2512173

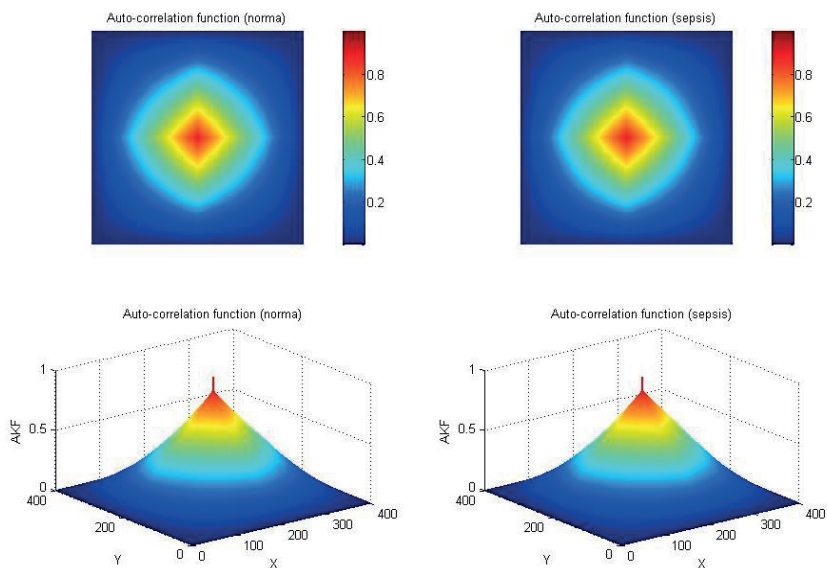


Рис. 6.87. Автокореляційні функції координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини нирки

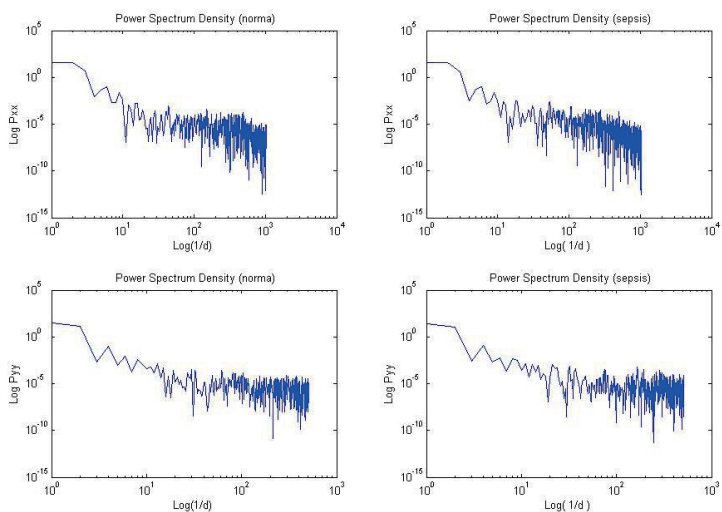


Рис. 6.88. Log – log залежності розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини нирки

Таблиця 6.35. Статистичні моменти Log – log залежностей розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини нирки

Statistic for PSD of CDMP image (norma)	Statistic for PSD of CDMP image (sepsis)
Math. waiting = 0.0813346	Math. waiting = 0.0745597
S. K. V. = 1.7431772	S. K. V. = 1.6031500
Assimetrie = 22.4014639	Assimetrie = 22.4159499
Extcess = 502.8572334	Extcess = 502.9513474

Напрямок Y, крок сканування 1 піксель

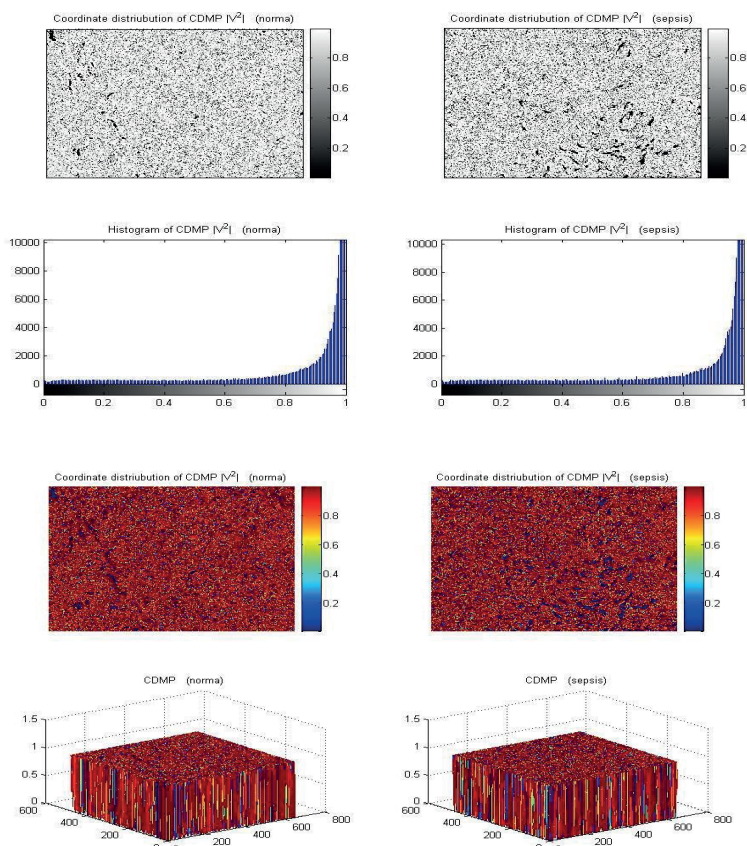


Рис. 6.89. Координатні розподіли КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини нирки

Таблиця 6.36. Статистичні моменти координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини нирки

Pochka-n		Pochka-S	
Матем. очікув. М	0.8228301	Матем. очікув. М	0.7883405
СКВ, σ	0.2956918	СКВ, σ	0.3309361
Асиметрія, А	-0.0649668	Асиметрія, А	0.0940739
Екссес, Е	0.0757576	Екссес, Е	0.2851266

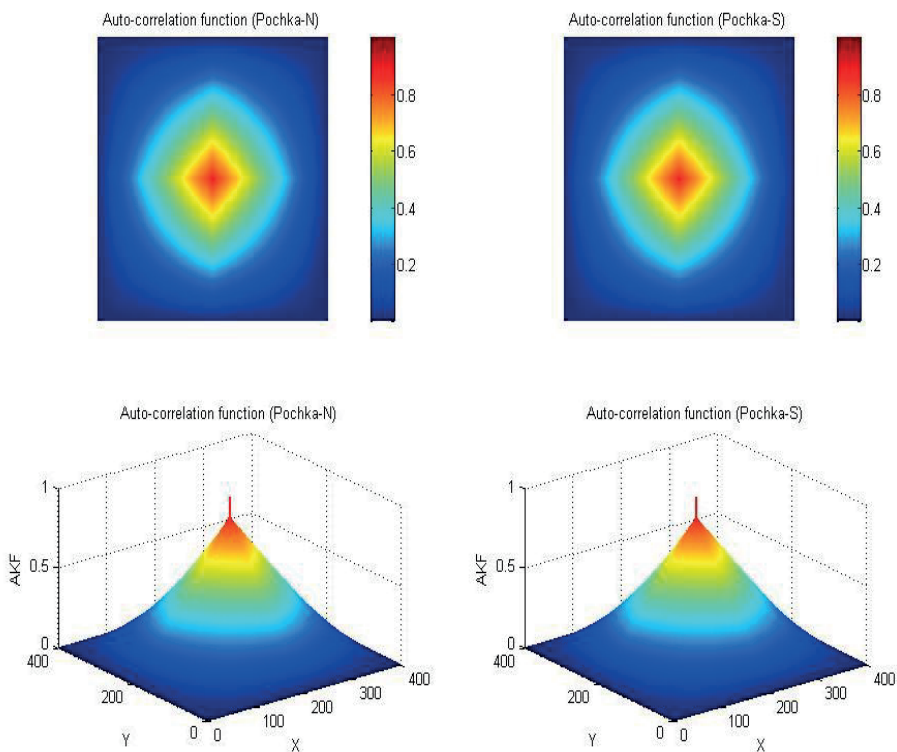


Рис. 6.90. Автокореляційні функції координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини нирки

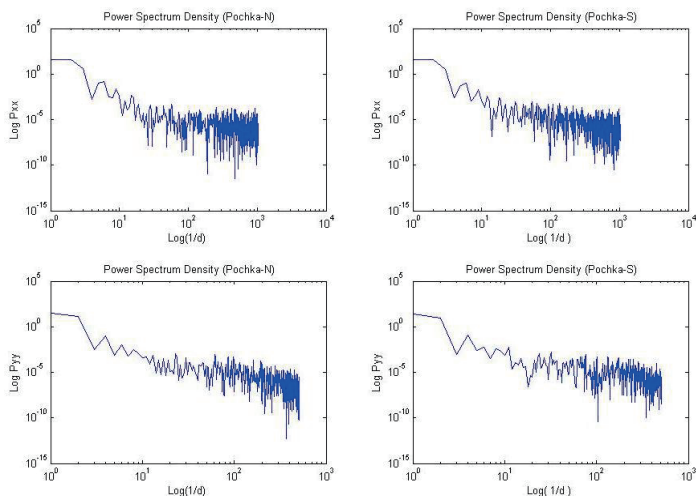


Рис. 6.91. Log – log залежності розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини нирки

Таблиця 6.37. Статистичні моменти Log – log залежностей розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини нирки

Статистика для PSD (Pochka-N) X-напрямок		Статистика для PSD (Pochka-S) X-напрямок	
Матем. очікув. М	0.0785736	Матем. очікув. М	0.0727152
СКВ, σ	1.6933953	СКВ, σ	1.5661905
Асиметрія, А	22.4308298	Асиметрія, А	22.4228299
Ексцес, Е	503.1995553	Ексцес, Е	503.0235951
Статистика для PSD (Pochka-N) Y-напрямок		Статистика для PSD (Pochka-S) Y-напрямок	
Матем. очікув. М	0.0805190	Матем. очікув. М	0.0664508
СКВ, σ	1.3816572	СКВ, σ	1.1436598
Асиметрія, А	18.8484560	Асиметрія, А	19.0094264
Ексцес, Е	371.8546885	Ексцес, Е	378.2102552

Напрямок X, крок сканування 5 пікселів

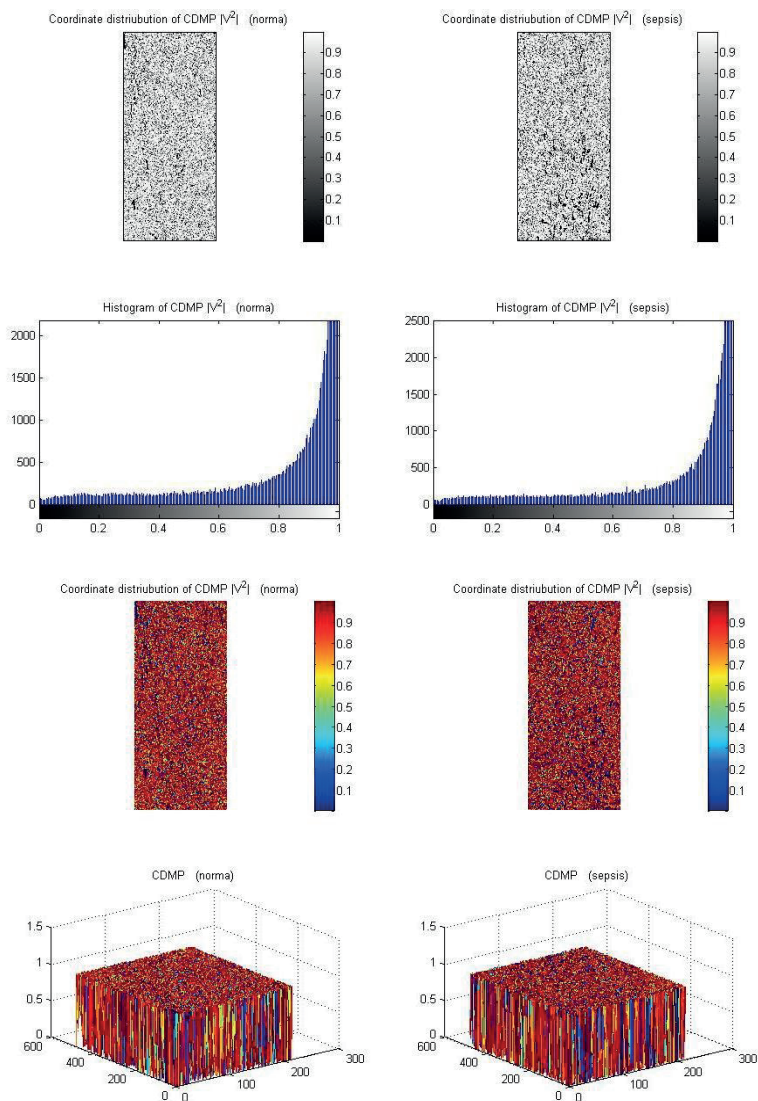


Рис. 6.92. Координатні розподіли КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини нирки

Таблиця 6.38. Статистичні моменти координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини нирки

Pochka-n		Pochka-S	
Матем. очікув. М	0.7633083	Матем. очікув. М	0.7403829
СКВ, σ	0.2549887	СКВ, σ	0.3346338
Асиметрія, А	0.2549887	Асиметрія, А	0.4495705
Експесс, Е	0.1082359	Експесс, Е	-0.0909605

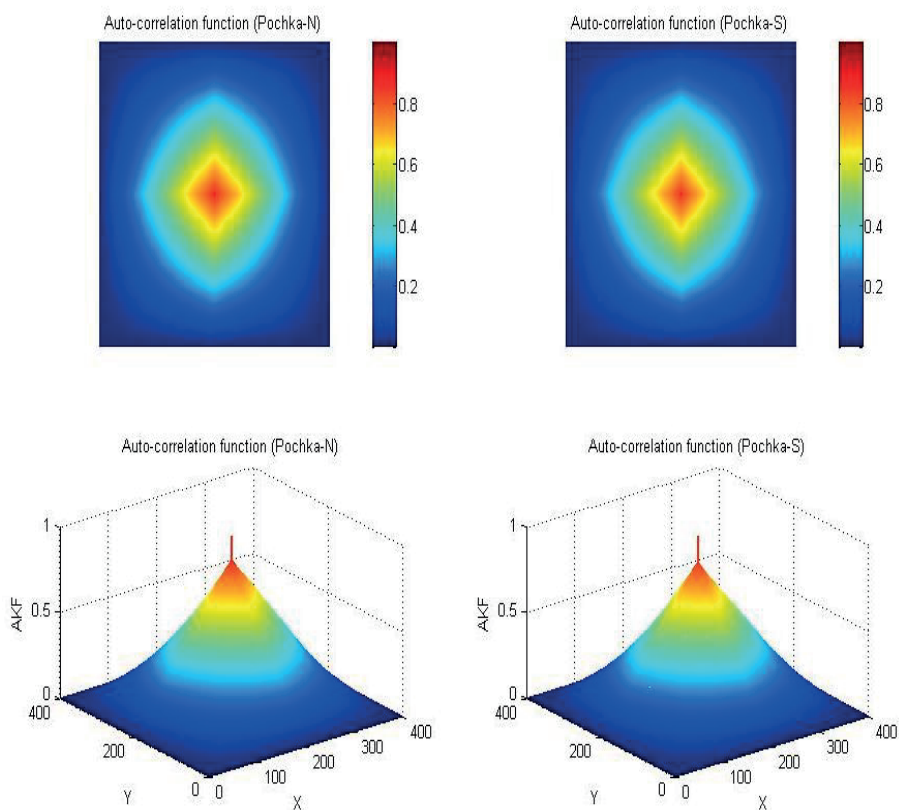


Рис. 6.93. Автокореляційні функції координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини нирки

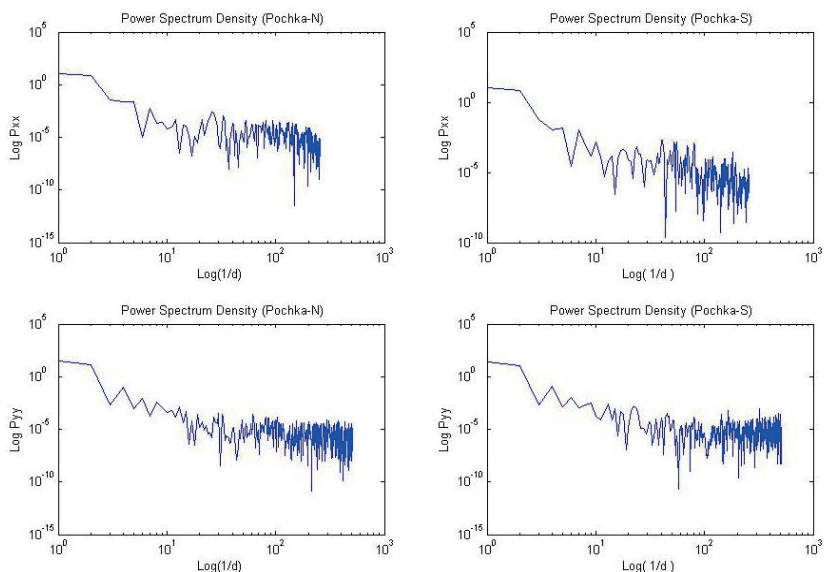


Рис. 6.94. Log – log залежності розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини нирки

Таблиця 6.39. Статистичні моменти Log – log залежностей розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини нирки

Статистика для PSD (Pochka-n) X-напрямок		Статистика для PSD (Pochka-S) X-напрямок	
Матем. очікув. М	0.7403829	Матем. очікув. М	0.0729138
СКВ, σ	0.3346338	СКВ, σ	0.8394681
Асиметрія, А	12.1349444	Асиметрія, А	11.9718715
Експцесс, Е	151.0657965	Експцесс, Е	146.3047306
Статистика для PSD (Pochka-n) У-напрямок		Статистика для PSD (Pochka-S) У-напрямок	
Матем. очікув. М	0.7403829	Матем. очікув. М	0.0668515
СКВ, σ	0.3346338	СКВ, σ	1.1498371
Асиметрія, А	18.8484560	Асиметрія, А	18.9787947
Експцесс, Е	371.8546885	Експцесс, Е	377.0028471

Напрямок Y, крок сканування 5 пікселів

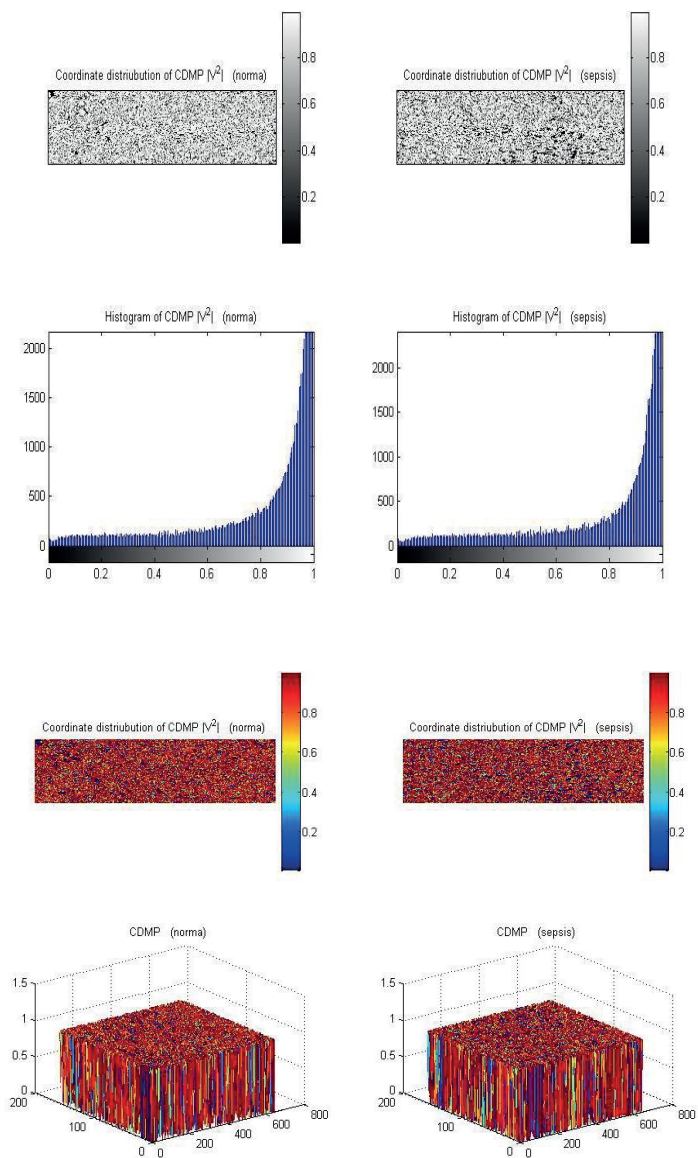


Рис. 6.95. Координатні розподіли КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини лімфи

Таблиця 6.40. Статистичні моменти координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини лімфи

Pochka-n		Pochka-S	
Матем. очікув. М	0.7664696	Матем. очікув. М	0.7292272
СКВ, σ	0.3022362	СКВ, σ	0.3353523
Асиметрія, А	-0.1986707	Асиметрія, А	-0.2343710
Екссес, Е	0.6539188	Екссес, Е	1.9047586

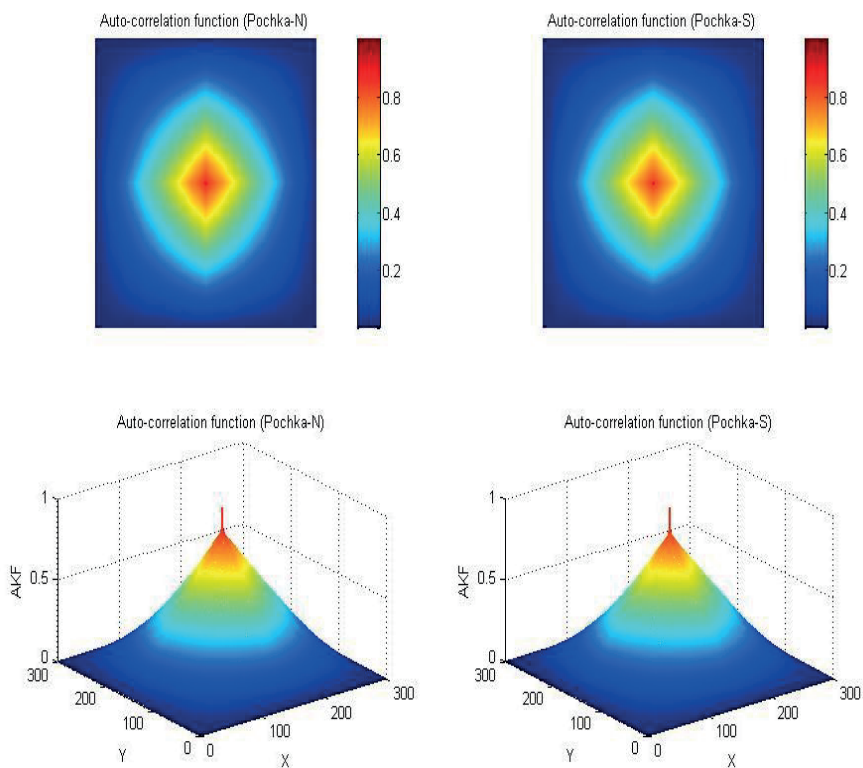


Рис. 6.96. Автокореляційні функції координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини нирки

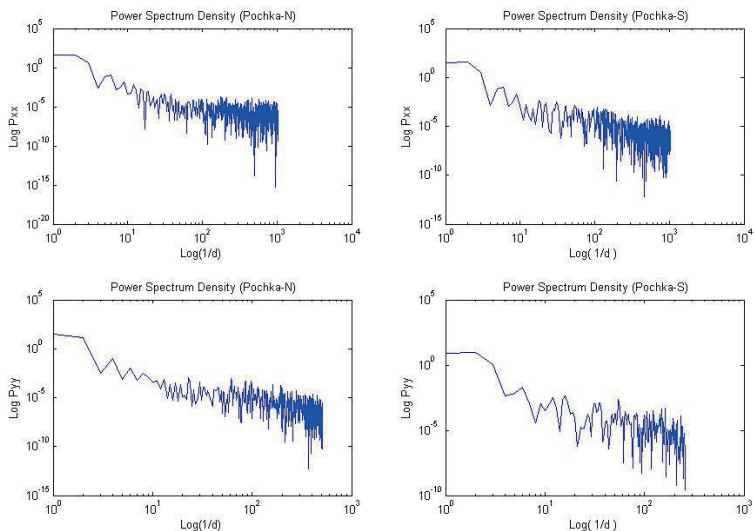


Рис. 6.97. Log – log залежності розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини нирки

Таблиця 6.41. Статистичні моменти Log – log залежностей розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини нирки

Статистика для PSD (Pochka-N) X-напрямок		Статистика для PSD (Pochka-S) X-напрямок	
Матем. очікув. М	0.7292272	Матем. очікув. М	0.0699520
СКВ, σ	0.3353523	СКВ, σ	1.5090150
Асиметрія, А	22.4224441	Асиметрія, А	22.4333121
Ексцес, Е	503.0157871	Ексцес, Е	503.2245212
Статистика для PSD (Pochka-N) Y-напрямок		Статистика для PSD (Pochka-S) Y-напрямок	
Матем. очікув. М	0.7292272	Матем. очікув. М	0.0720513
СКВ, σ	0.3353523	СКВ, σ	0.7673054
Асиметрія, А	18.8484560	Асиметрія, А	11.1072488
Ексцес, Е	371.8546885	Ексцес, Е	122.3531120

6.4.6. Селезінка. Напрямок X, крок сканування 1 піксель

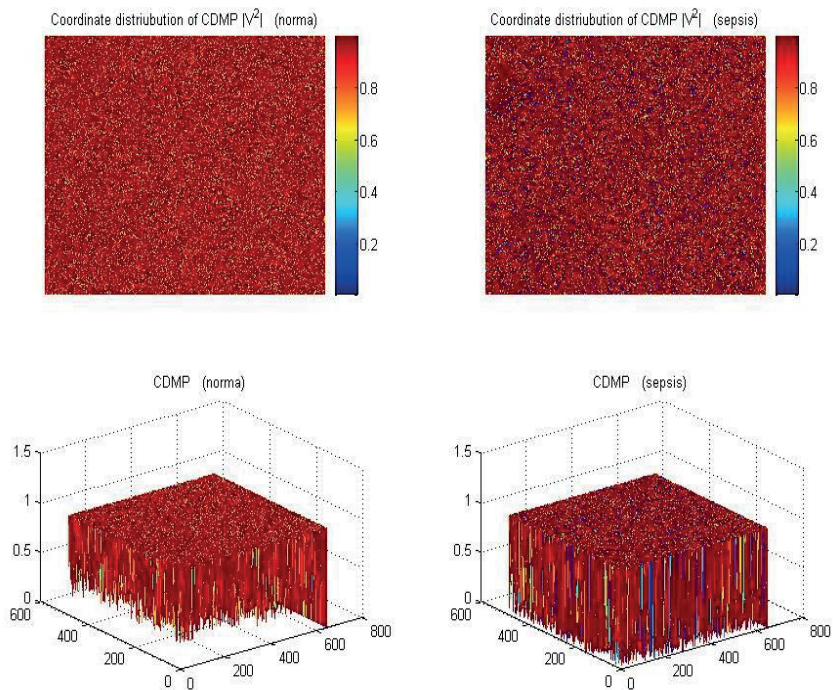


Рис. 6.98. Координатні розподіли КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини селезінки

Таблиця 6.42. Статистичні моменти координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини селезінки

Statistic for CDMP (norma)	Statistic for CDMP (sepsis)
Math. waiting = 0.9196664	Math. waiting = 0.8823843
S. K. V. = 0.1338149	S. K. V. = 0.2310399
Assimetrie = -0.3493584	Assimetrie = -0.3914837
Extcess = 0.4982662	Extcess = 0.8390693

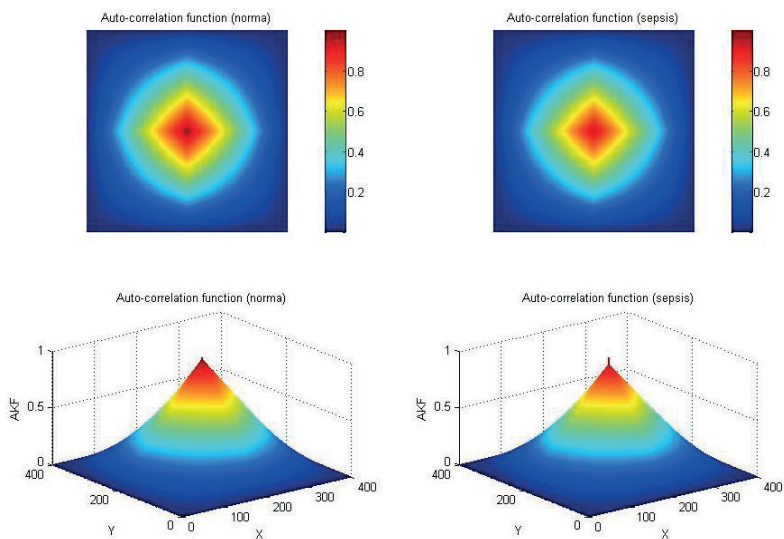


Рис. 6.99. Автокореляційні функції координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини селезінки

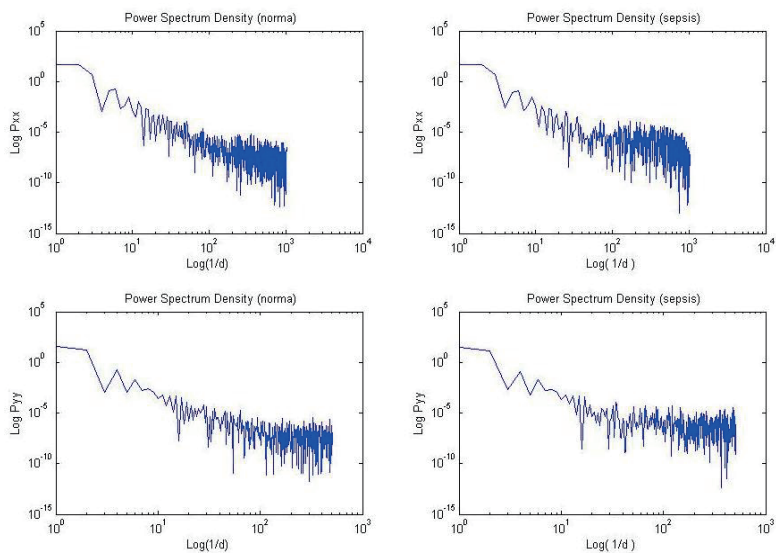


Рис. 6.100. Log – log залежності розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини селезінки

Таблиця 6.43. Статистичні моменти Log – log залежностей розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини селезінки

Statistic for PSD of CDMP image (norma)	Statistic for PSD of CDMP image (sepsis)
Math. waiting = 0.1010168	Math. waiting = 0.0903478
S. K. V. = 2.1813925	S. K. V. = 1.9458139
Assimetrie = 22.4392223	Assimetrie = 22.4238598
Extcess = 503.3758965	Extcess = 503.07518

Напрямок Y, крок сканування 1 піксель

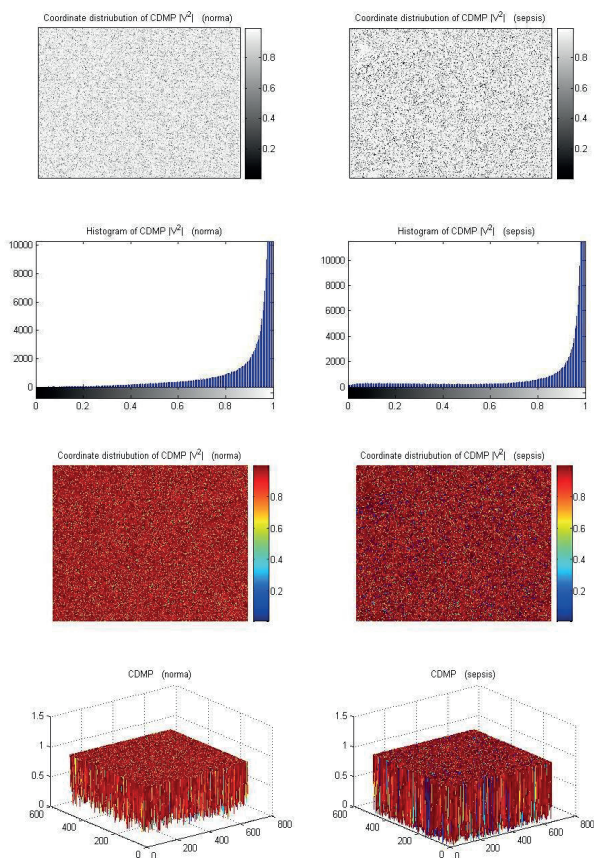


Рис. 6.101. Координатні розподіли КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини селезінки

Таблиця 6.44. Статистичні моменти координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини селезінки

Selezinka-n		Selezinka-S	
Матем. очікув. М	0.9122256	Матем. очікув. М	0.8776370
СКВ, σ	0.1384257	СКВ, σ	0.2287859
Асиметрія, А	-0.3722327	Асиметрія, А	-0.3145156
Експесс, Е	0.4973520	Експесс, Е	1.5631739

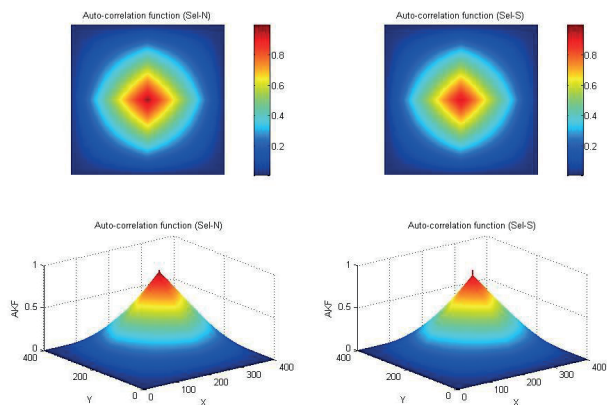


Рис. 6.102. Автокореляційні функції координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини селезінки

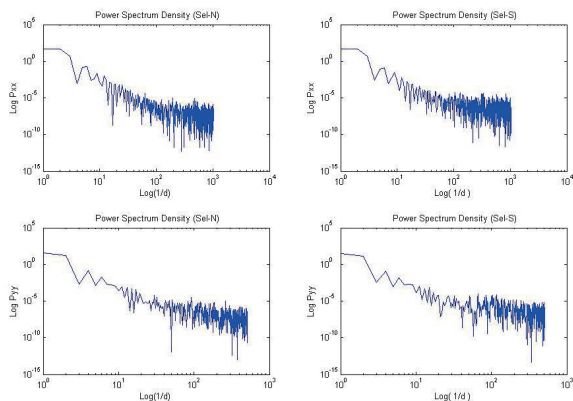


Рис. 6.103. Log – log залежності розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини селезінки

Таблиця 6.45. Статистичні моменти Log – log залежностей розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини селезінки

Статистика для PSD (Selezinka-n) X-напрямок		Статистика для PSD (Selezinka-S) X-напрямок	
Матем. очікув. М	0.1008332	Матем. очікув. М	0.0939437
СКВ, σ	2.1785853	СКВ, σ	2.0247153
Асиметрія, А	22.4427578	Асиметрія, А	22.4254011
Ексцес, Е	503.4608985	Ексцес, Е	503.078954 4
Статистика для PSD (Selezinka-n) Y-напрямок		Статистика для PSD (Selezinka-S) Y-напрямок	
Матем. очікув. М	0.1007819	Матем. очікув. М	0.0957786
СКВ, σ	1.7336982	СКВ, σ	1.6403167
Асиметрія, А	18.9434508	Асиметрія, А	18.7765388
Ексцес, Е	375.6077176	Ексцес, Е	369.007522 3

Таблиця 6.46. Статистичні моменти координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини селезінки

Selezinka-n		Selezinka-S	
Матем. очікув. М	0.8600571	Матем. очікув. М	0.8281087
СКВ, σ	0.1743049	СКВ, σ	0.2460342
Асиметрія, А	-0.4087180	Асиметрія, А	0.2260782
Ексцес, Е	0.5127270	Ексцес, Е	-0.4022496

Напрямок X, крок сканування 5 пікселів

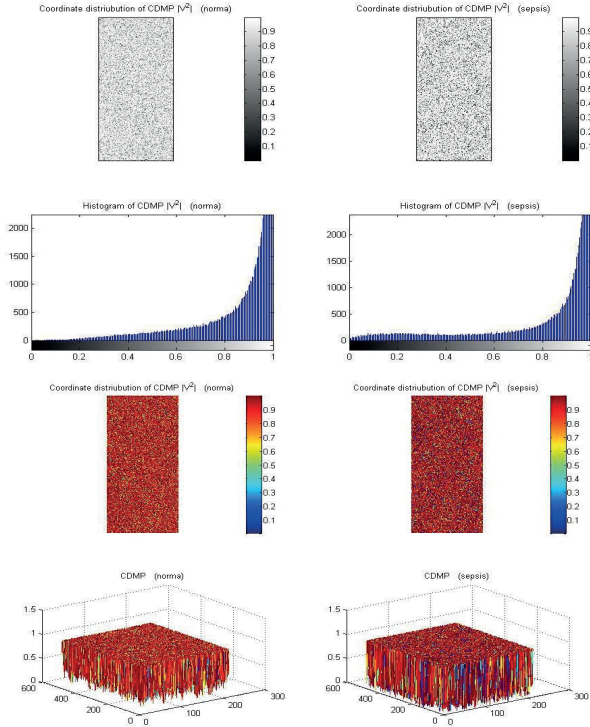


Рис. 6.104. Координатні розподіли КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини селезінки

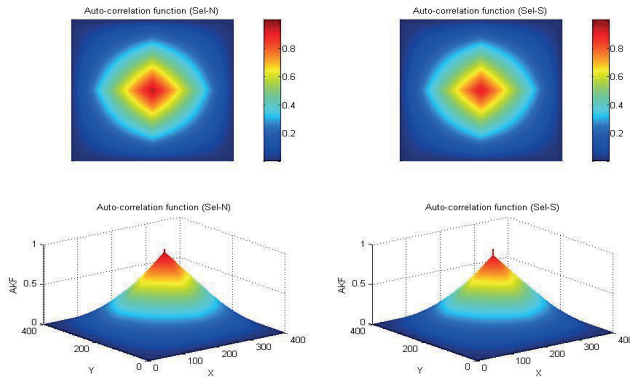


Рис. 6.105. Автокореляційні функції координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини селезінки

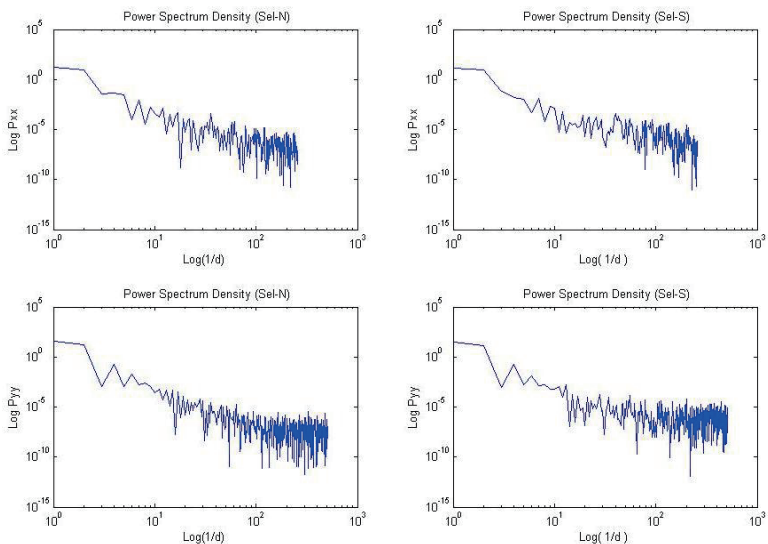


Рис. 6.106. Log – log залежності розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини селезінки

Таблиця 6.47. Статистичні моменти Log – log залежностей розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини селезінки

Статистика для PSD (Selezinka-n) X-напрямок		Статистика для PSD (Selezinka-S) X-напрямок	
Матем. очікув. М	0.8281087	Матем. очікув. М	0.0918090
СКВ, σ	0.2460342	СКВ, σ	1.0618259
Асиметрія, А	12.2585420	Асиметрія, А	12.0620098
Екссес, Е	154.6571696	Екссес, Е	148.939236 4
Статистика для PSD (Selezinka-n) У-напрямок		Статистика для PSD (Selezinka-S) У-напрямок	
Матем. очікув. М	0.8281087	Матем. очікув. М	0.0920893
СКВ, σ	0.2460342	СКВ, σ	1.5892741
Асиметрія, А	19.0515260	Асиметрія, А	19.0642548
Екссес, Е	379.8621937	Екссес, Е	380.363985 3

Напрямок Y, крок сканування 5 пікселів

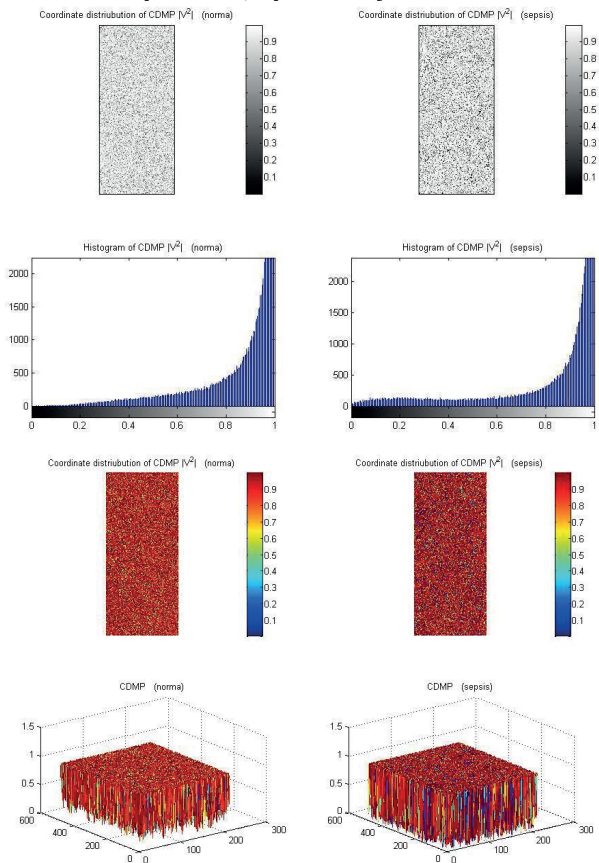


Рис. 6.107. Координатні розподіли КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини селезінки

Таблиця 6.48. Статистичні моменти координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини селезінки

Selezinka-n		Selezinka-S	
Матем. очікув. М	0.8600571	Матем. очікув. М	0.8281087
СКВ, σ	0.1743049	СКВ, σ	0.2460342
Асиметрія, А	-0.4087180	Асиметрія, А	0.2260782
Експес, Е	0.5127270	Експес, Е	-0.4022496

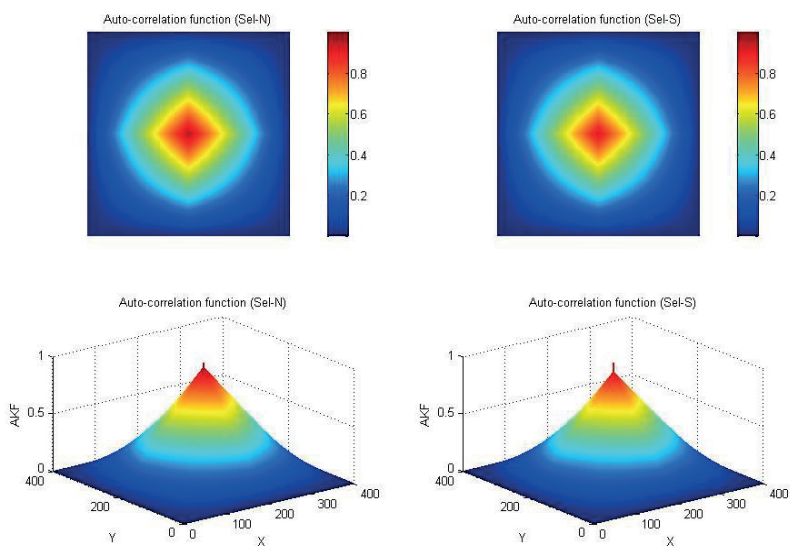


Рис. 6.108. Автокореляційні функції координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини селезінки

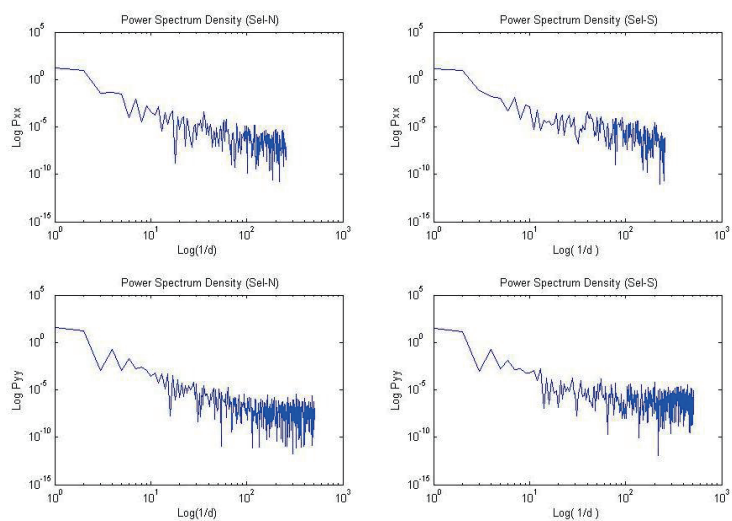


Рис. 6.109. Log – log залежності розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини селезінки

Таблиця 6.49. Статистичні моменти Log – log залежностей розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини селезінки

Статистика для PSD (Selezinka-n) X-напрямок		Статистика для PSD (Selezinka-S) X-напрямок	
Матем. очікув. М	0.8281087	Матем. очікув. М	0.0918090
СКВ, σ	0.2460342	СКВ, σ	1.0618259
Асиметрія, А	12.2585420	Асиметрія, А	12.0620098
Екссес, Е	154.6571696	Екссес, Е	148.939236 4
Статистика для PSD (Selezinka-n) Y-напрямок		Статистика для PSD (Selezinka-S) Y-напрямок	
Матем. очікув. М	0.8281087	Матем. очікув. М	0.0920893
СКВ, σ	0.2460342	СКВ, σ	1.5892741
Асиметрія, А	19.0515260	Асиметрія, А	19.0642548
Екссес, Е	379.8621937	Екссес, Е	380.363985 3

6.4.7. Товста кишка. Нарямок X, крок сканування 1 піксель

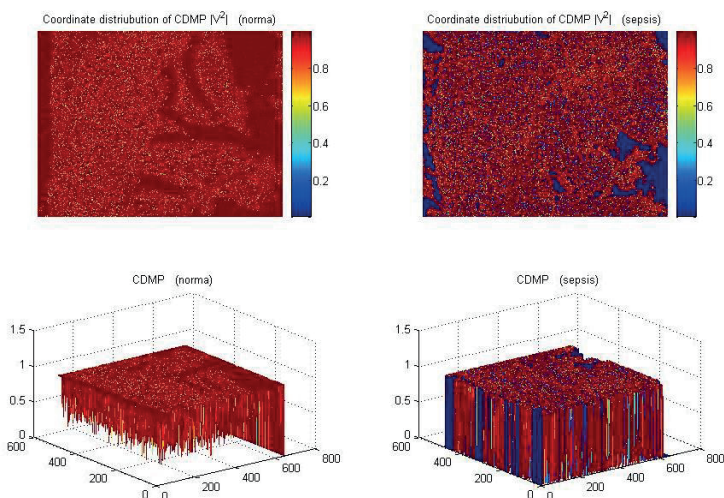


Рис. 6.110. Координатні розподіли КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини товстої кишки

Таблиця 6.50. Статистичні моменти координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини товстої кишки

Statistic for CDMP (norma)	Statistic for CDMP (sepsis)
Math. waiting = 0.9563266	Math. waiting = 0.7816787
S. K. V. = 0.0948806	S. K. V. = 0.3597186
Assimetrie = -4.6384481	Assimetrie = 1.3149973
Extcess = 101.3761316	Extcess = -0.6388088

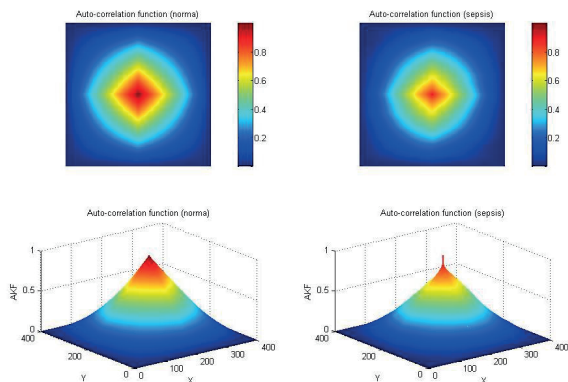


Рис. 6.111. Автокореляційні функції координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини товстої кишки

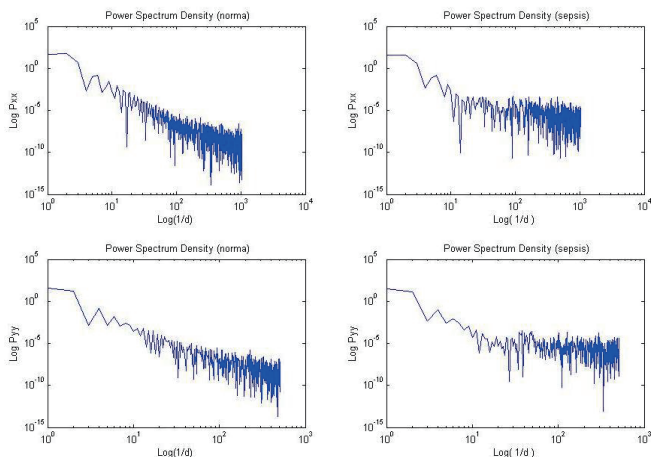


Рис. 6.112. Log – log залежності розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини товстої кишки

Таблиця 6.51. Статистичні моменти Log – log залежностей розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини товстої кишки

Statistic for PSD of CDMP image (norma)	Statistic for PSD of CDMP image (sepsis)
Math. waiting = 0.1045047	Math. waiting = 0.0767722
S. K. V. = 2.2545187	S. K. V. = 1.6464177
Assimetrie = 22.4317910	Assimetrie = 22.4085211
Extcess = 503.2076672	Extcess = 502.9817577

Напрямок Y, крок сканування 1 піксель

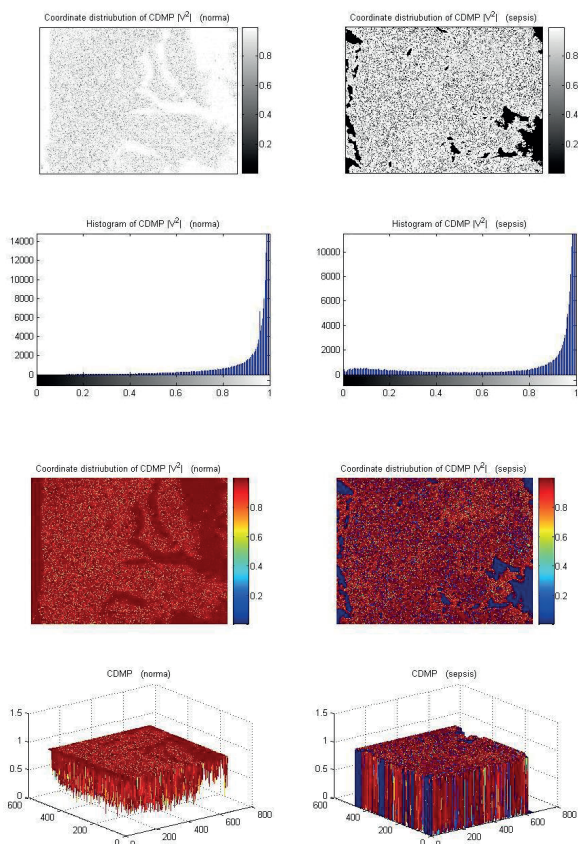


Рис. 6.113. Координатні розподіли КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини товстої кишки

Таблиця 6.52. Статистичні моменти координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини товстої кишки

TovK-n		TovK-S	
Матем. очікув. М	0.9454467	Матем. очікув. М	0.7612282
СКВ, σ	0.1033010	СКВ, σ	0.3656575
Асиметрія, А	-3.0297919	Асиметрія, А	1.3072137
Екссес, Е	48.6175489	Екссес, Е	-0.6703701

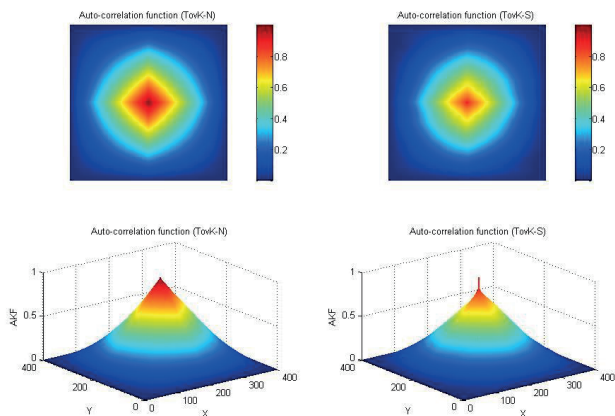


Рис. 6.114. Автокореляційні функції координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини товстої кишки

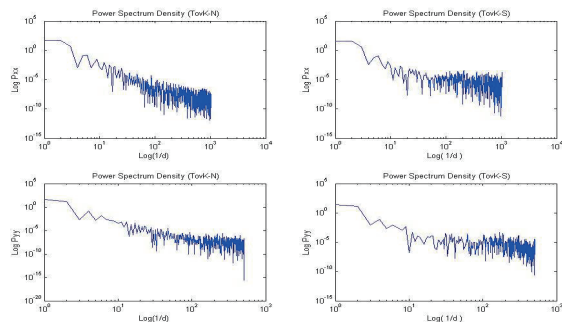


Рис. 6.115. Log – log залежності розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини товстої кишки

Таблиця 6.53. Статистичні моменти Log – log залежностей розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини товстої кишки

Статистика для PSD (TovK-n) X-напрямок		Статистика для PSD (TovK-S) X-напрямок	
Матем. очікув. М	0.1027936	Матем. очікув. М	0.0754511
СКВ, σ	2.2211693	СКВ, σ	1.6201942
Асиметрія, А	22.4404725	Асиметрія, А	22.4117785
Ексцесс, Е	503.393928 6	Ексцесс, Е	502.961705 5
Статистика для PSD (TovK-n) У-напрямок		Статистика для PSD (TovK-S) У-напрямок	
Матем. очікув. М	0.1036699	Матем. очікув. М	0.0804812
СКВ, σ	1.7841043	СКВ, σ	1.3654822
Асиметрія, А	18.9569646	Асиметрія, А	18.4548129
Ексцесс, Е	376.140721 7	Ексцесс, Е	356.195280 7

Напрямок X, крок сканування 5 пікселів

Таблиця 6.54. Статистичні моменти координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини товстої кишки

6TovK-n		TovK-S	
Матем. очікув. М	0.9030775	Матем. очікув. М	0.7133771
СКВ, σ	0.1458506	СКВ, σ	0.3673982
Асиметрія, А	-2.3906064	Асиметрія, А	1.5576489
Ексцесс, Е	16.5924206	Ексцесс, Е	-0.6876086

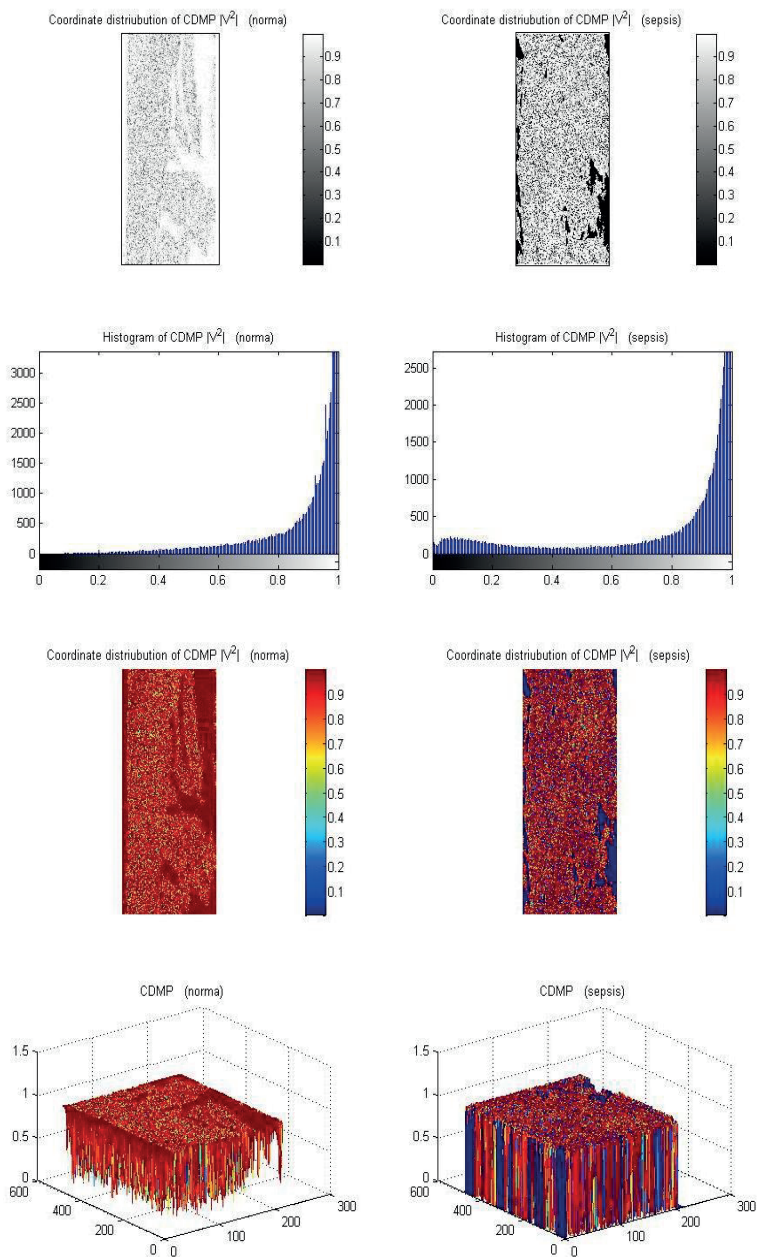


Рис. 6.116. Координатні розподіли КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини товстої кишки

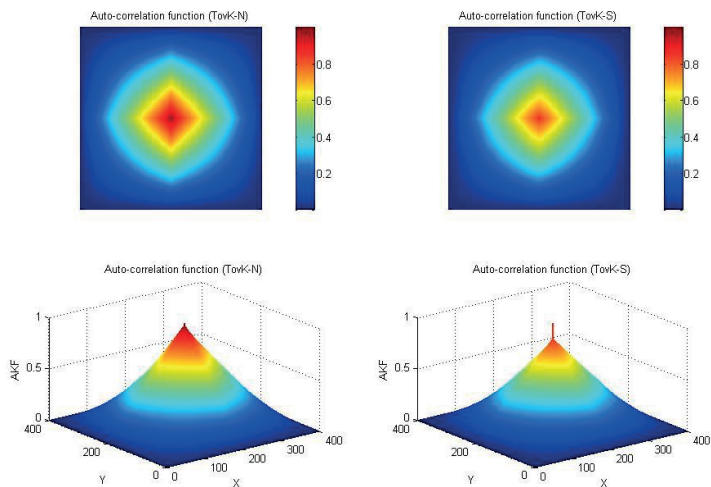


Рис. 6.117. Автокореляційні функції координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини товстої кишки

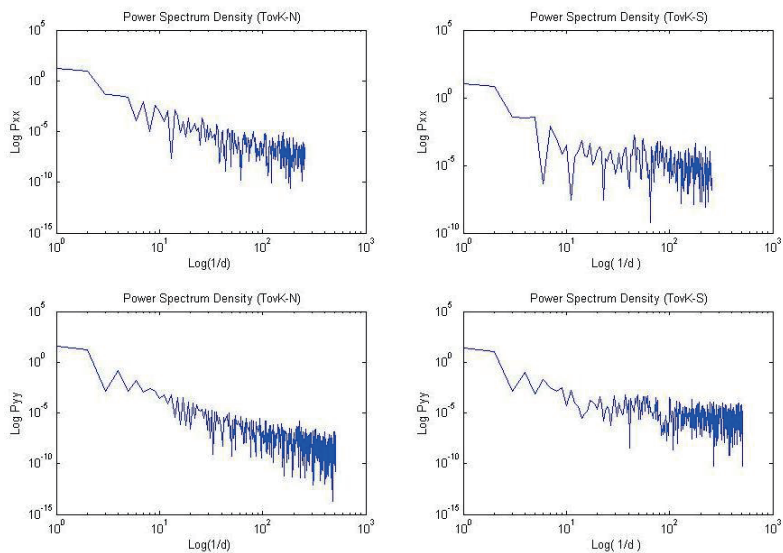


Рис. 6.118. Log – log залежності розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини товстої кишки

Таблиця 6.55. Статистичні моменти Log – log залежностей розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини товстої кишки

Статистика для PSD (TovK-n) X-напрямок		Статистика для PSD (TovK-S) X-напрямок	
Матем. очікув. М	0.7133771	Матем. очікув. М	0.0701072
СКВ, σ	0.3673982	СКВ, σ	0.8098959
Асиметрія, А	12.2347512	Асиметрія, А	12.0962222
Екссесс, Е	0.7133771	Екссесс, Е	149.9385529
Статистика для PSD (TovK-n) Y-напрямок		Статистика для PSD (TovK-S) Y-напрямок	
Матем. очікув. М	0.7133771	Матем. очікув. М	0.0714156
СКВ, σ	0.3673982	СКВ, σ	1.2284591
Асиметрія, А	19.0331070	Асиметрія, А	18.9621621
Екссесс, Е	379.1379895	Екссесс, Е	376.3453659

Напрямок Y, крок сканування 5 пікселів

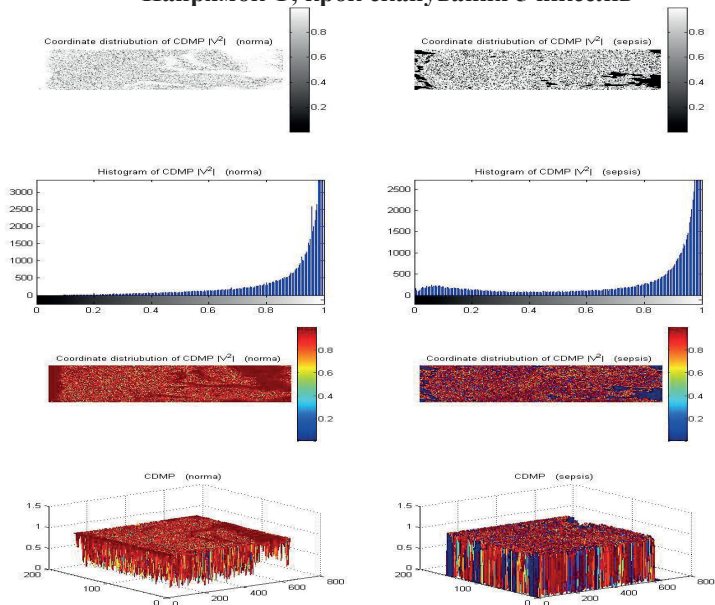


Рис. 6.119. Координатні розподіли КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини товстої кишки

Таблиця 6.56. Статистичні моменти координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини товстої кишки

TovK-n		TovK-S	
Матем. очікув. М	0.9010400	Матем. очікув. М	0.7075774
СКВ, σ	0.1488029	СКВ, σ	0.3697099
Асиметрія, А	-2.5393396	Асиметрія, А	0.7993878
Ексцесс, Е	40.9433293	Ексцесс, Е	2.8726385

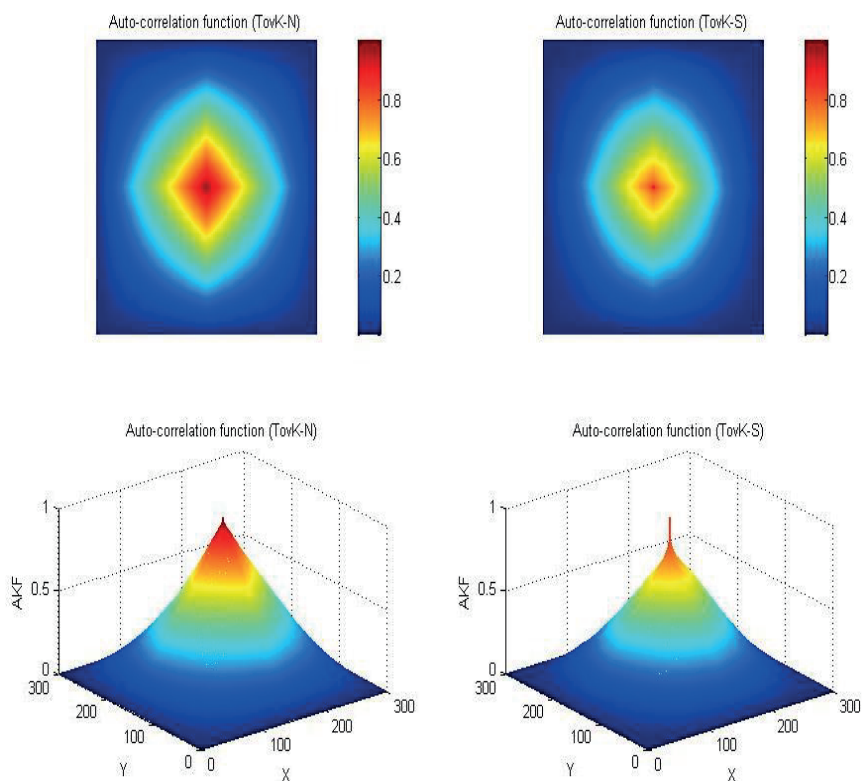


Рис. 6.120. Автокореляційні функції координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини товстої кишки

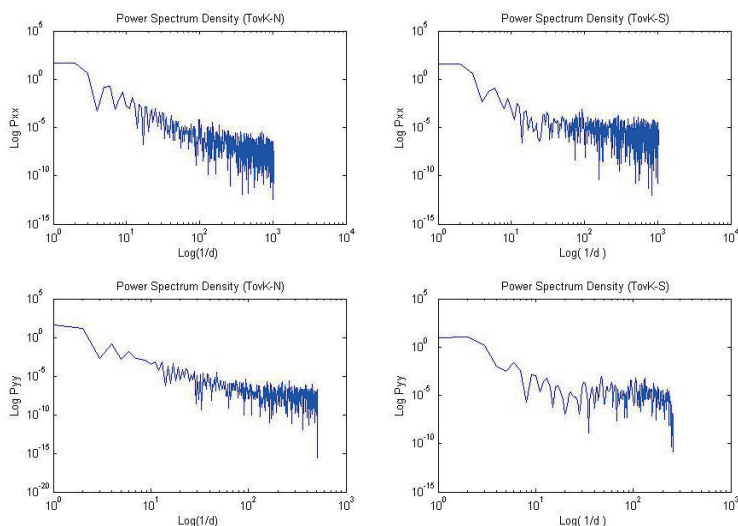


Рис. 6.121. Log – log залежності розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини товстої кишки

Таблиця 6.57. Статистичні моменти Log – log залежностей розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини товстої кишки

Статистика для PSD (TovK-n) X-напрямок		Статистика для PSD (TovK-S) X-напрямок	
Матем. очікув. М	0.7075774	Матем. очікув. М	0.0756732
СКВ, σ	0.3697099	СКВ, σ	1.6238562
Асиметрія, А	22.4601002	Асиметрія, А	22.4091927
Екссес, Е	503.9535021	Екссес, Е	502.9456065
Статистика для PSD (TovK-n) У-напрямок		Статистика для PSD (TovK-S) У-напрямок	
Матем. очікув. М	0.7075774	Матем. очікув. М	0.0808138
СКВ, σ	0.3697099	СКВ, σ	0.8528488
Асиметрія, А	18.9569646	Асиметрія, А	11.0909030
Екссес, Е	376.1407217	Екссес, Е	122.5859009

6.4.8. Тонка кишка. Напрямок X, крок сканування 1 піксель

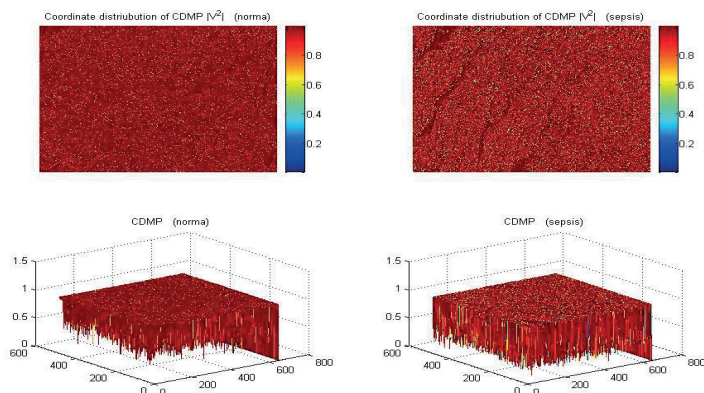


Рис. 6.122. Координатні розподіли КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини тонкої кишки

Таблиця 6.58. Статистичні моменти координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини тонкої кишки

Statistic for CDMP (norma)	Statistic for CDMP (sepsis)
Math. waiting = 0.9582586	Math. waiting = 0.9167147
S. K. V. = 0.0921553	S. K. V. = 0.1437226
Assimetrie = -0.5405869	Assimetrie = -0.1992811
Extcess = 2.5760341	Extcess = 0.6258566

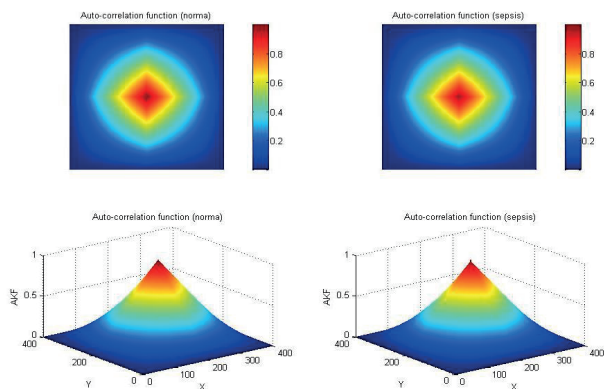


Рис. 6.123. Автокореляційні функції координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини тонкої кишки

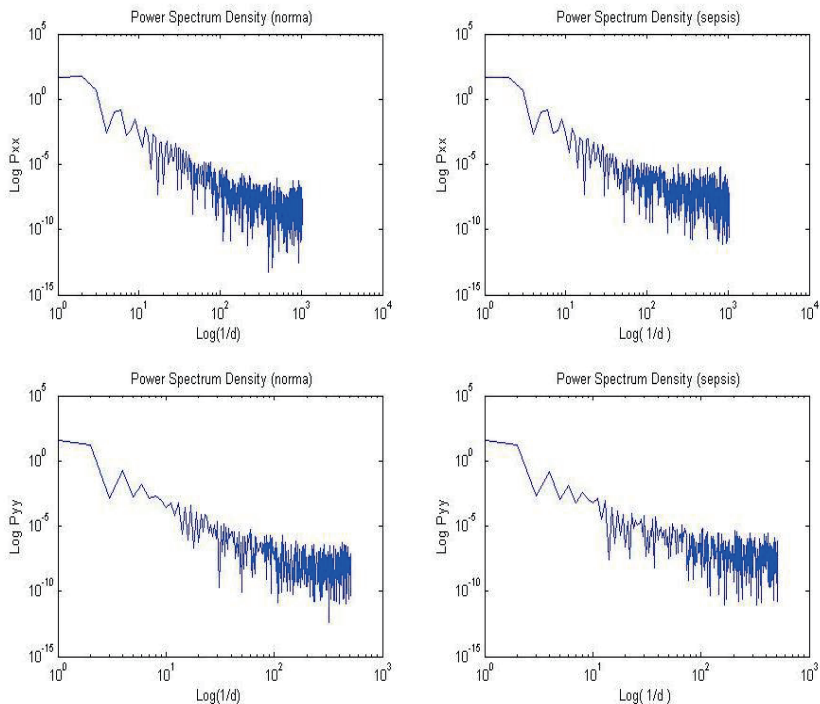


Рис. 6.124. Log – log залежності розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини тонкої кишки

Таблиця 6.59. Статистичні моменти Log – log залежностей розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини тонкої кишки

Statistic for PSD of CDMP image (norma)	Statistic for PSD of CDMP image (sepsis)
Math. waiting = 0.1042188	Math. waiting = 0.1008520
S. K. V. = 2.2459871	S. K. V. = 2.1737517
Assimetrie = 22.4259129	Assimetrie = 22.4284043
Extcess = 503.0995797	Extcess = 503.1564735

Напрямок Y, крок сканування 1 піксель

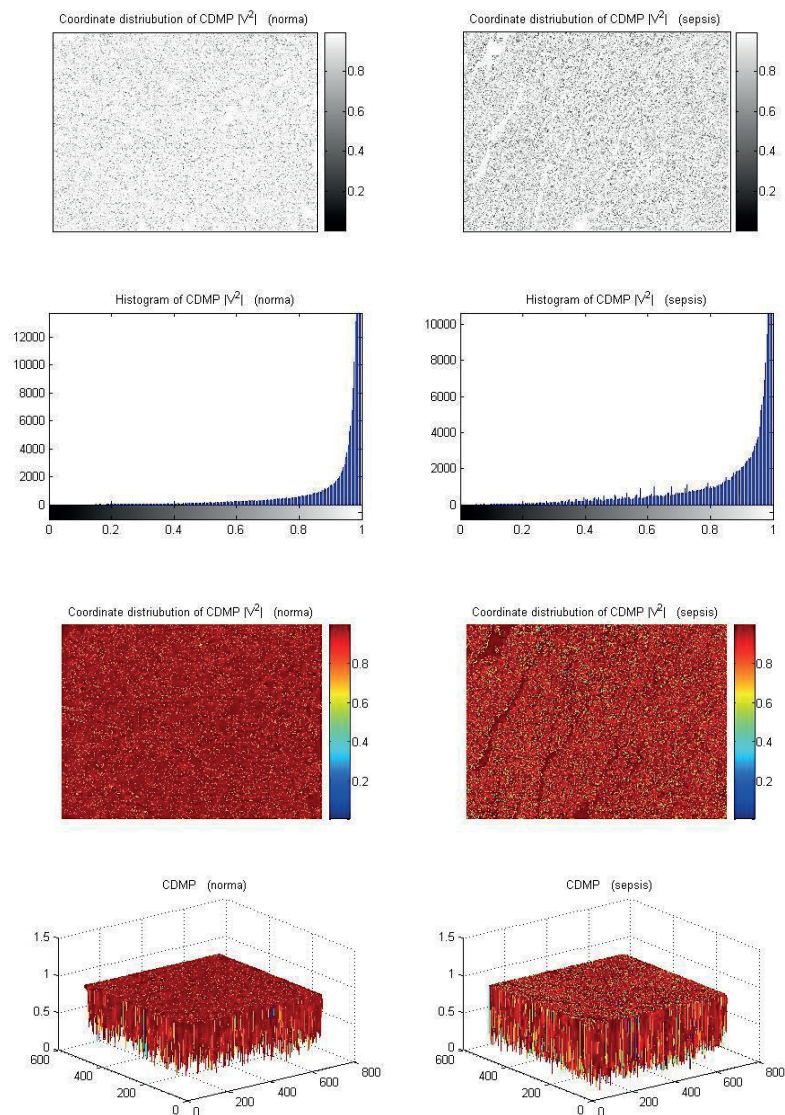


Рис. 6.125. Координатні розподіли КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини тонкої кишки

Таблиця 6.60. Статистичні моменти координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини тонкої кишки

TonkK-n		TonkK-S	
Матем. очікув. М	0.9467800	Матем. очікув. М	0.8932399
СКВ, σ	0.1014264	СКВ, σ	0.1597215
Асиметрія, А	-0.4965351	Асиметрія, А	-0.2938916
Експцесс, Е	6.0415431	Експцесс, Е	0.6891141

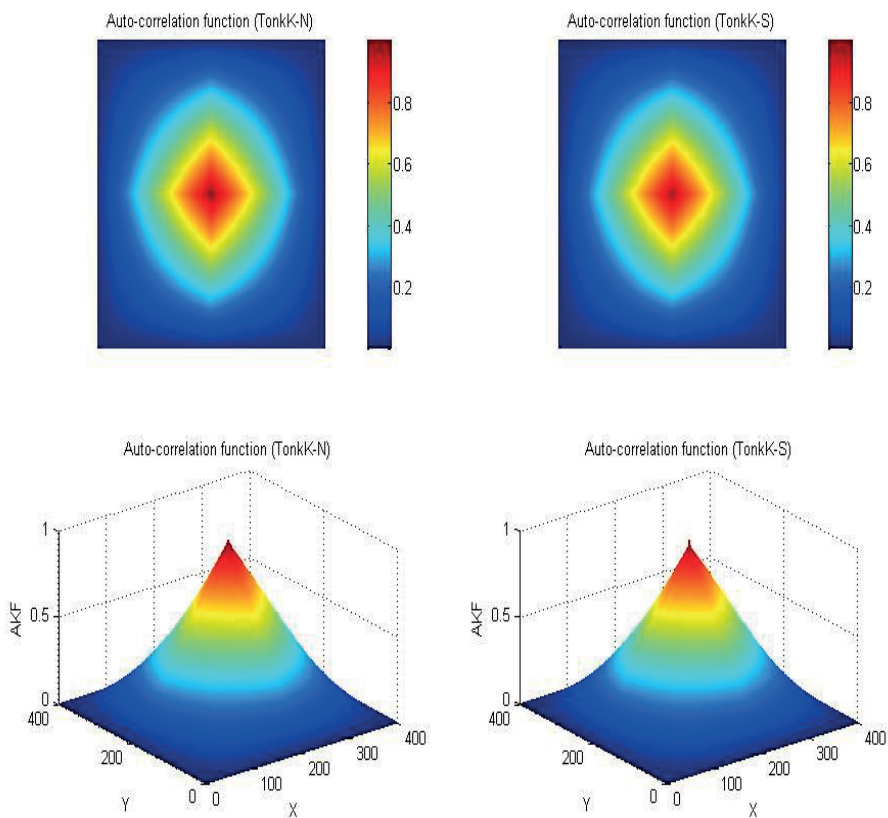


Рис. 6.126. Автокореляційні функції координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини тонкої кишки

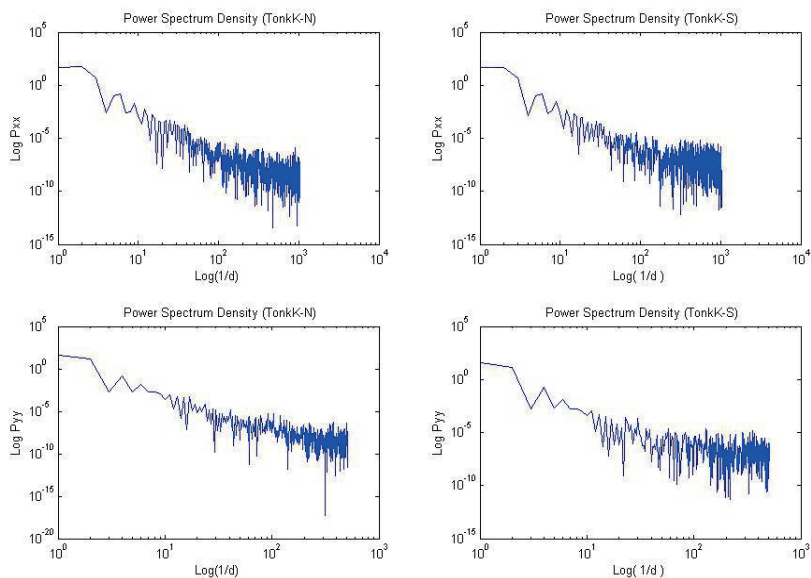


Рис. 6.127. Log – log залежності розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини тонкої кишки

Таблиця 6.61. Статистичні моменти Log – log залежностей розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини тонкої кишки

Статистика для PSD (TonkK-N) X-напрямок		Статистика для PSD (TonkK-S) X-напрямок	
Матем. очікув. М	0.1043379	Матем. очікув. М	0.0998541
СКВ, σ	2.2483901	СКВ, σ	2.1548291
Асиметрія, А	22.4256775	Асиметрія, А	22.4342812
Ексцес, Е	503.0970426	Ексцес, Е	503.2623999
Статистика для PSD (TonkK-N) Y-напрямок		Статистика для PSD (TonkK-S) Y-напрямок	
Матем. очікув. М	0.1046724	Матем. очікув. М	0.0989263
СКВ, σ	1.7987702	СКВ, σ	1.7029256
Асиметрія, А	18.9111057	Асиметрія, А	18.9729907
Ексцес, Е	374.3322109	Ексцес, Е	376.7730673

Напрямок X, крок сканування 5 пікселів

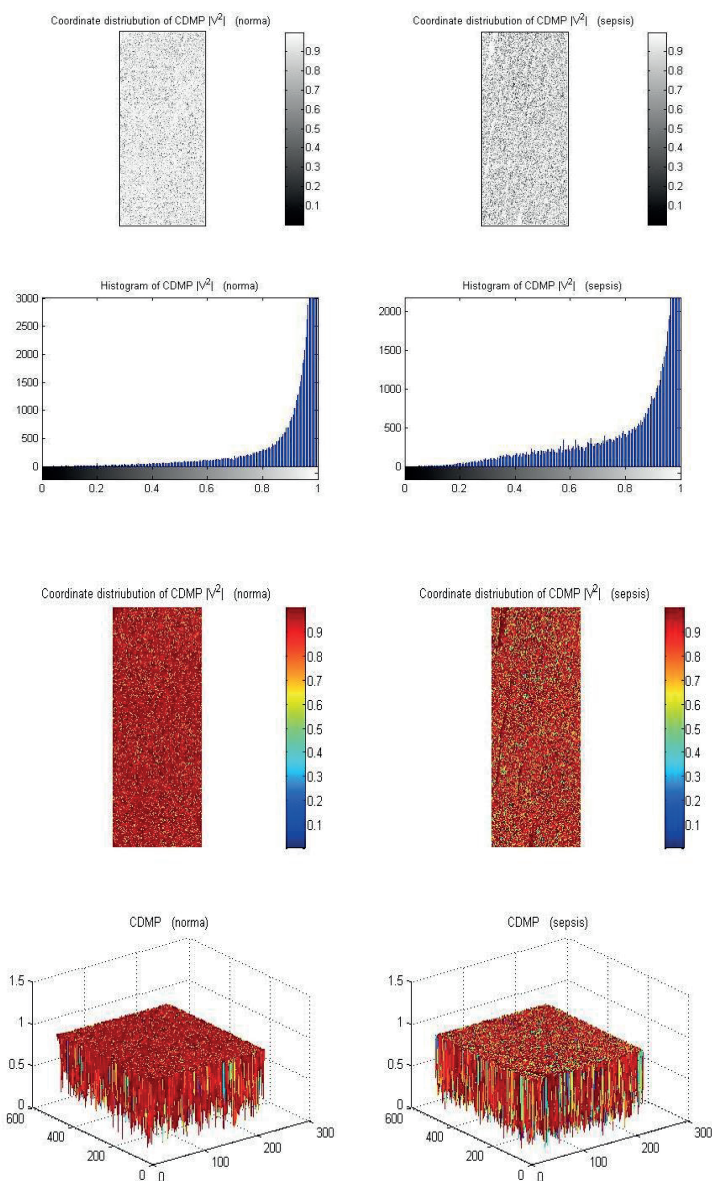


Рис. 6.128. Координатні розподіли КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини тонкої кишки

Таблиця 6.62. Статистичні моменти координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини тонкої кишки

TonkK-n		TonkK-S	
Матем. очікув. М	0.9133094	Матем. очікув. М	0.8395706
СКВ, σ	0.1305968	СКВ, σ	0.1910239
Асиметрія, А	-0.3275792	Асиметрія, А	0.0003957
Експцесс, Е	0.1227227	Експцесс, Е	-0.2000026

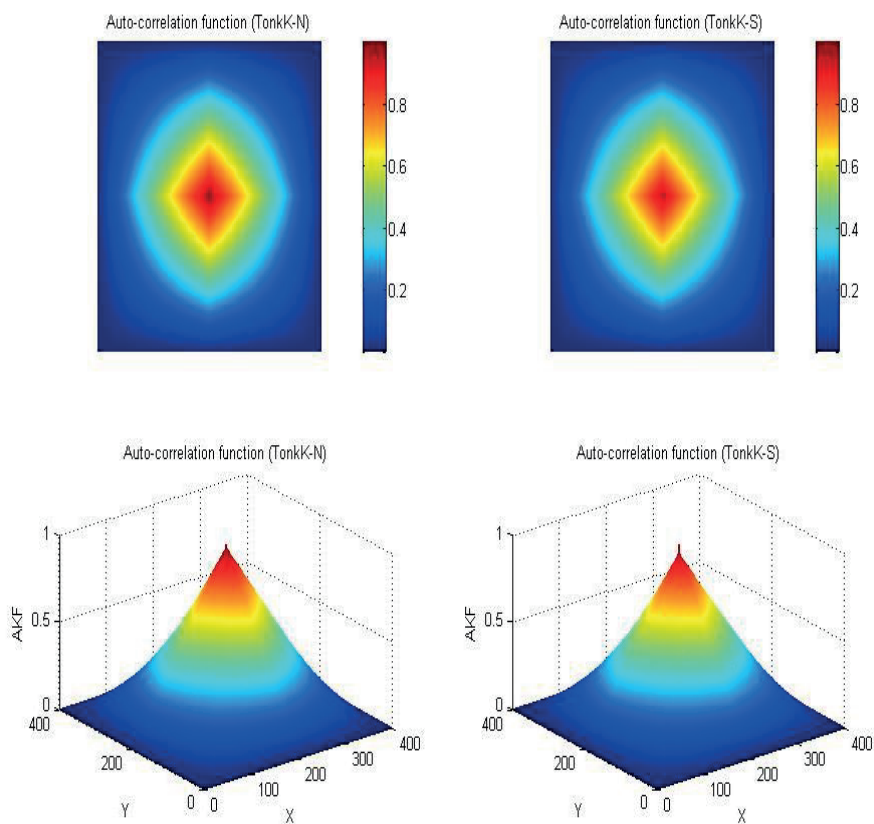


Рис. 6.129. Автокореляційні функції координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини тонкої кишки

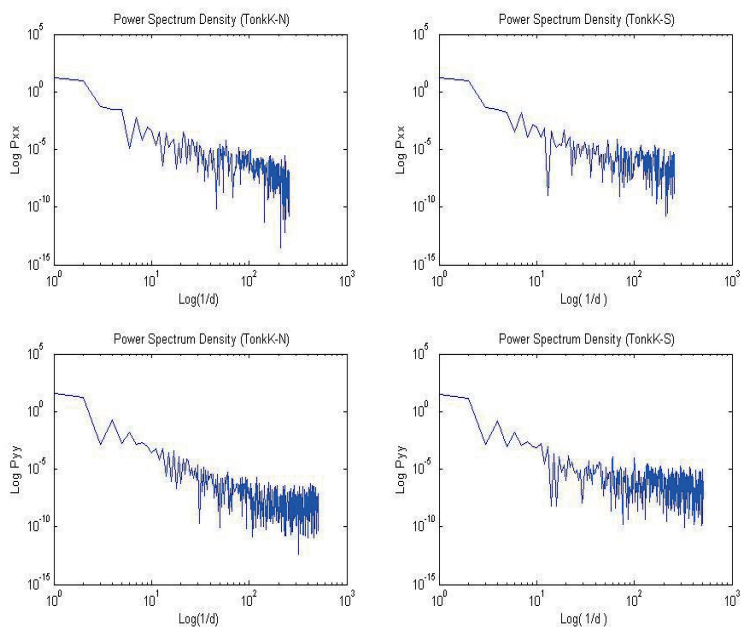


Рис. 6.130. Log – log залежності розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини тонкої кишки

Таблиця 6.63. Статистичні моменти Log – log залежностей розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини тонкої кишки

Статистика для PSD (TonkK-n) X-напрямок		Статистика для PSD (TonkK-S) X-напрямок	
Матем. очікув. М	0.8395706	Матем. очікув. М	0.0969919
СКВ, σ	0.1910239	СКВ, σ	1.1265014
Асиметрія, А	12.0897926	Асиметрія, А	12.1743061
Екссес, Е	149.7494450	Екссес, Е	152.2101406
Статистика для PSD (TonkK-n) Y-напрямок		Статистика для PSD (TonkK-S) Y-напрямок	
Матем. очікув. М	0.8395706	Матем. очікув. М	0.0949342
СКВ, σ	0.1910239	СКВ, σ	1.6367012
Асиметрія, А	19.0064928	Асиметрія, А	19.0128060
Екссес, Е	378.0914687	Екссес, Е	378.3389955

Напрямок Y, крок сканування 5 пікселів

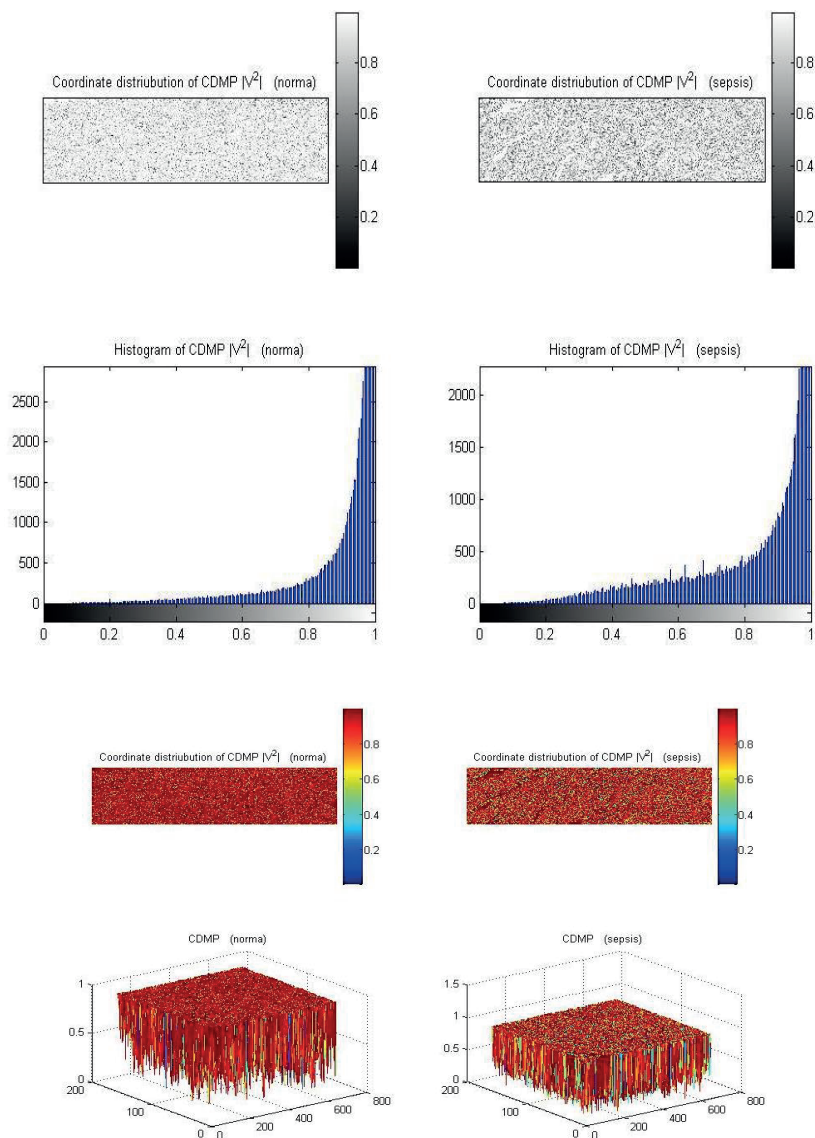


Рис. 6.131. Координатні розподіли КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини тонкої кишки

Таблиця 6.64. Статистичні моменти координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини тонкої кишки

TonkK-n		TonkK-S	
Матем. очікув. М	0.9106898	Матем. очікув. М	0.8433004
СКВ, σ	0.1331017	СКВ, σ	0.1900508
Асиметрія, А	-0.8330788	Асиметрія, А	-0.4292427
Експес, Е	6.6724866	Експес, Е	2.0214522

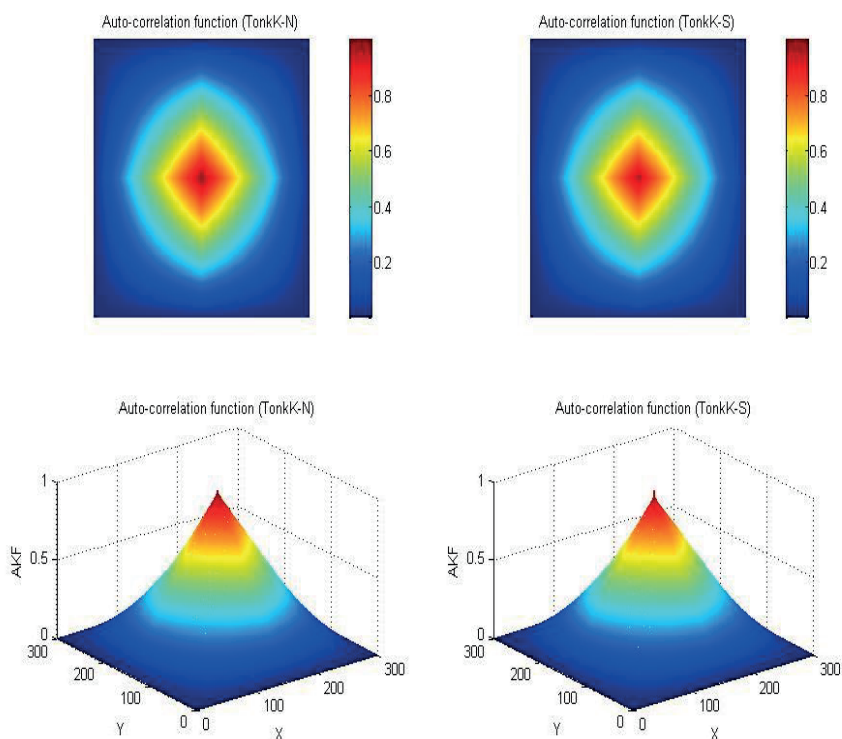


Рис. 6.132. Автокореляційні функції координатних розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини тонкої кишки

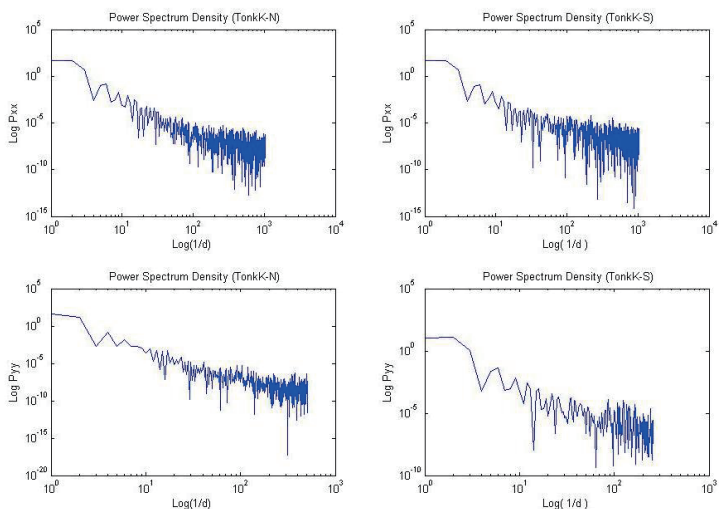


Рис. 6.133. Log – log залежності розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини тонкої кишки

Таблиця 1.3.65. Статистичні моменти Log – log залежностей розподілів КСВП зображень здорової (ліва частина) та патологічно зміненої (права частина) тканини тонкої кишки

Статистика для PSD (TonkK-n) X-напрямок		Статистика для PSD (TonkK-S) X-напрямок	
Матем. очікув. М	0.8433004	Матем. очікув. М	0.0958154
СКВ, σ	0.1900508	СКВ, σ	2.0663400
Асиметрія, А	22.4275248	Асиметрія, А	22.4283792
Експцесс, Е	503.1187283	Експцесс, Е	503.1294888
Статистика для PSD (TonkK-n) Y-напрямок		Статистика для PSD (TonkK-S) Y-напрямок	
Матем. очікув. М	0.8433004	Матем. очікув. М	0.0942080
СКВ, σ	0.1900508	СКВ, σ	1.0138819
Асиметрія, А	18.9111057	Асиметрія, А	11.1292678
Експцесс, Е	374.3322109	Експцесс, Е	122.4216093

§ 6.5. Поляризаційно-інтерференційні дослідження комплексного ступеня взаємної поляризації об'єктних полів біологічних тканин

6.5.1. Теоретичне моделювання поляризаційно-інтерференційного вимірювання комплексного ступеня поляризації

Експериментальне вимірювання 2D-розподілів параметрів $V^2(\Delta r_g)$ і $\alpha(r_i), \beta(r_i)$ заснований на інтерференційному підході. Він полягає в послідовному накладенні площин поляризації референтної хвилі з азимутами $\alpha_0 = 0^\circ$ ((E_{x0})) і $\alpha_0 = 90^\circ$ ((E_{y0})) на поляризаційно-неоднорідне $((E_x(r_i) + E_y(r_i)\exp(i\delta(r_i)))$ спекл-зображення БТ

$$\begin{cases} E(r_i) = E_x(r_i) + E_y(r_i)\exp(i\delta(r_i)); \\ E_0 = E_{0x} \exp(i\varphi). \end{cases} \quad (6.26)$$

$$\begin{cases} E(r_i) = E_x(r_i) + E_y(r_i)\exp(i\delta(r_i)); \\ E_0 = E_{0y} \exp(i\varphi). \end{cases} \quad (6.27)$$

Тут φ – референтна фазова хвиля, амплітуда якої є постійна $E_{0x} = E_{0y} = E_0$.

Координатні розподіли інтенсивностей $((I_x^*(r_i)$ і $I_y^*(r_i))$, можуть бути описані наступними виразами

$$\begin{cases} I_x^*(r_i) = I(r_i) + I_0 + 2\sqrt{I_x(r_i)I_0} \cos \varphi; \\ I_y^*(r_i) = I(r_i) + I_0 + 2\sqrt{I_y(r_i)I_0} \cos[\delta(r_i) - \varphi], \end{cases} \quad (6.28)$$

де $I(r_i)$ – інтенсивності точок зареєстрованого спекл-зображення БТ I_0 – інтенсивність референтної хвилі.

За допомогою зміни фазового стрибка φ в референтному промені можна отримати набір точок інтенсивності, які мають мінімальні величини у відповідних інтерференційних розподілах. Надалі їх координатні розподіли $I_x^{(\min)*}(r_i); I_y^{(\min)*}(r_i)$ будемо називати фазовими картами (ФК)

$$\begin{cases} \varphi_x(r_i) = \pi | I_x(r_i) \Rightarrow I_x^{(\min)*}(r_i); \\ \varphi_y(r_i) = \pi + \delta(r_i) | I_y(r_i) \Rightarrow I_y^{(\min)*}(r_i). \end{cases} \quad (6.29)$$

$$\begin{cases} I_x^{(\min)*}(r_i) = I(r_i) + I_0 - 2\sqrt{I_x(r_i)I_0}; \\ I_y^{(\min)*}(r_i) = I(r_i) + I_0 - 2\sqrt{I_y(r_i)I_0}. \end{cases} \quad (6.30)$$

Із (6.29), (6.30) для кожної точки r_i спекл-зображення БТ можна визначити інтенсивність ортогонально поляризованих компонент $I_x(r_i), I_y(r_i)$ лазерних коливань і їх еліпсометричні параметри $\Theta(r_i), \delta(r_i)$

$$\begin{aligned} I_x(r_i) &= \frac{I_x^{(\min)}(r_i) - [I(r_i) + I_0]}{2\sqrt{I_0}}, \\ I_y(r_i) &= \frac{I_y^{(\min)}(r_i) - [I(r_i) + I_0]}{2\sqrt{I_0}}, \end{aligned} \quad (6.31)$$

$$\Theta(r_i) = \arctg \left\{ \frac{I_y^{(\min)}(r_i)}{I_x^{(\min)}(r_i)} \right\}, \quad (6.32)$$

$$\delta(r_i) = (\varphi_y(r_i) - \pi) | I_y(r_i) \Rightarrow I_y^{(\min)}(r_i), \quad (6.33)$$

На основі (6.31) – (6.33) можна визначити поляризаційно (($\alpha(r_i)$), ($\beta(r_i)$)) – кореляційну (($V^2(\Delta r_g)$)) структуру зображення БТ

$$\begin{cases} \alpha(r_i) = 0.5 \arctg \left[\frac{E_x(r_i)E_y^*(r_i) - E_x^*(r_i)E_y(r_i)}{E_x(r_i)E_x^*(r_i) - E_y(r_i)E_y^*(r_i)} \right]; \\ \beta(r_i) = 0.5 \arcsin \left[\frac{i(E_x(r_i)E_y^*(r_i) - E_x^*(r_i)E_y(r_i))}{(q_1 + q_2 + q_3)^{\frac{1}{2}}} \right], \end{cases} \quad (6.34)$$

де E - зображення БТ, що визначається кількістю пікселів реєструючої його CCD - камери.

$$\begin{aligned} V^2(\Delta r_g) &= \frac{\left((I_x(r_{q+g})I_x(r_g))^{\frac{1}{2}} - (I_y(r_{q+g})I_y(r_g))^{\frac{1}{2}} \right)^2}{I(r_{q+g})I(r_g)} + \\ &+ \frac{4(I_x(r_{q+g})I_y(r_{q+g})I_x(r_g)I_y(r_g))^{\frac{1}{2}} \cos(\delta(r_{q+g}) - \delta(r_g))}{I(r_{q+g})I(r_g)} \end{aligned} \quad (6.36)$$

6.5.2. Поляризаційно-кореляційні функції зображень біологічних тканин

Концепція комплексного ступеня взаємної поляризації $V^2(\Delta r_g)$, що характеризує кореляційні взаємозв'язки двох випадкових точок (r_{q+g}, r_g) зображення БТ, може бути узагальнена для всього масиву точок (r_i) за допомогою введення поляризаційно-кореляційної функції наступного вигляду

$$K(\Delta r_g) = \left\{ \frac{1}{N} \sum_{z=1}^N |V^2(\Delta r_g)_z| \right\}. \quad (6.37)$$

Тут $N = m \times n$ – кількість пікселів CCD-камери; Δr_g – інтервал дискретизації спекл-зображення БТ ($\Delta r_g = 0$ піксель, 1 піксель, 2 пікселі, 4

пікселі, 8 пікселі, 64 пікселі, 128 пікселів).

Дослідження поляризаційно-кореляційної структури лазерних зображень БТ виконувалося на інтерферометрі Маха-Цандера, оптична схема якого представлена на рис. 6.134.

Пристрій складається з одномодового He-Ne лазера 1 з довжиною хвилі $\lambda = 0.6328 \mu\text{m}$; коліматора 2; поляризаторів 3, 7, 11; чвертьхвильової платівки 4; зразка БТ 8; світлового подільника 5, 12; рухомих дзеркал 6, 9; п'єзoeлектричного елемента 10; лінза 13; CCD-камери 14; процесора 15.

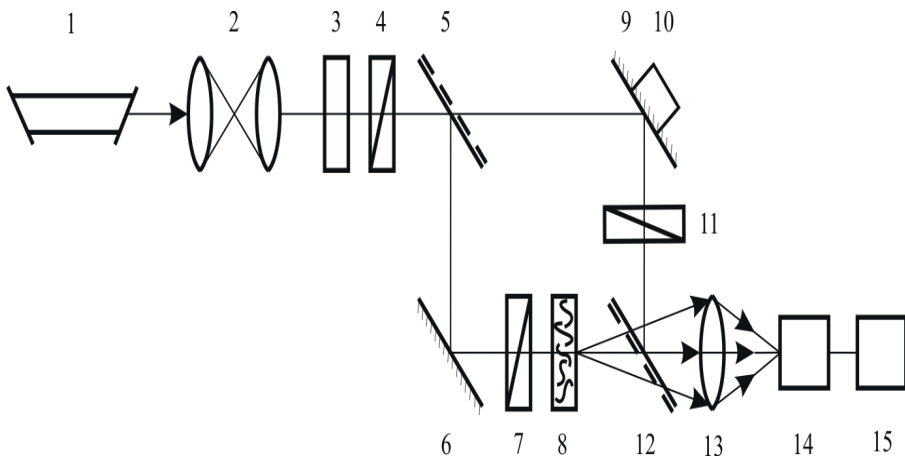


Рис. 6.134. Оптична схема інтерферометра Маха-Цандера. Пояснення в тексті

Поляризаційний освітлювач 3, 4 формує циркулярну поляризацію хвилі, що випромінюється лазером. Променевий подільник 5 розділяє промінь на освітлювальний та референтний, поляризаційний азимут яких задається поляризаційними фільтрами 7 і 10, відповідно. Світлоподільник 12 реалізовує змішування референтної хвилі та зображення БТ 8. Значення фазової затримки φ_i визначається лінійним зміщенням дзеркала 9 з допомогою п'єзoeлектричного елемента 10. Виникаюче інтерференційне поле проектується лінзою 13 в площину світлочутливої площадки CCD-камери 14.

Умови експерименту підбирались таким чином, щоб практично усунути просторово-кутову апертурну фільтрацію при формуванні інтерференційних зображень БТ.

Це забезпечувалось узгодженням кутових характеристик індикатрис розсіяння світла зразками БТ 8 ($\Omega_{DS} \approx 16^\circ; \Omega_{MT} \approx 13^\circ$) і кутової аперттури мікрооб'єктива 13 ($\Delta\omega = 20^\circ$). Тут $\Omega_{DS}; \Omega_{MT}$ - кутові косинуси індикатрис, в яких сконцентровано 98% всієї енергії світлорозсіяного випромінювання.

Метод дослідження структури поляризаційно-кореляційної структури спекл-зображень БТ полягає в наступній послідовності дій:

1. Референтний промінь перекривають екраном і використовуючи CCD-камеру 14 вимірюють масив інтенсивностей лазерного зображення $I \begin{pmatrix} r_{1,y,\dots,j_m} \\ \dots \\ r_{n,y,\dots,j_m} \end{pmatrix}$

БТ.

2. Орієнтуючі осі поляризаційного фільтра 11 під кутами $\Theta = 0^0$ і $\Theta = 90^0$ вимірюють масиви інтенсивностей $I_x^* \begin{pmatrix} r_{1,y,\dots,j_m} \\ \dots \\ r_{n,y,\dots,j_m} \end{pmatrix}; I_y^* \begin{pmatrix} r_{1,y,\dots,j_m} \\ \dots \\ r_{n,y,\dots,j_m} \end{pmatrix}$.

3. Переміщуючи дзеркало 9 з допомогою п'єзоелектричного елемента 10 визначають масиви мінімальних і максимальних інтенсивностей

$I_x^{\min} \begin{pmatrix} r_{1,y,\dots,j_m} \\ \dots \\ r_{n,y,\dots,j_m} \end{pmatrix}; I_y^{\min} \begin{pmatrix} r_{1,y,\dots,j_m} \\ \dots \\ r_{n,y,\dots,j_m} \end{pmatrix}$ інтерференційного зображення для кожного пікселя

CCD-камери.

4. Знаходяться розподіли фазових стрибків між ортогональними

компонентами лазерних коливань $\delta \begin{pmatrix} r_{1,y,\dots,j_m} \\ \dots \\ r_{n,y,\dots,j_m} \end{pmatrix} \Rightarrow \left\{ I_y \begin{pmatrix} r_{1,y,\dots,j_m} \\ \dots \\ r_{n,y,\dots,j_m} \end{pmatrix} \equiv I_y^{\min} \begin{pmatrix} r_{1,y,\dots,j_m} \\ \dots \\ r_{n,y,\dots,j_m} \end{pmatrix} \right\}$ і їх

інтенсивності $I_x \begin{pmatrix} r_{1,y,\dots,j_m} \\ \dots \\ r_{n,y,\dots,j_m} \end{pmatrix}; I_y \begin{pmatrix} r_{1,y,\dots,j_m} \\ \dots \\ r_{n,y,\dots,j_m} \end{pmatrix}$.

5. Розраховуються поляризаційні параметри $\alpha \begin{pmatrix} r_{1,y,\dots,j_m} \\ \dots \\ r_{n,y,\dots,j_m} \end{pmatrix}, \beta \begin{pmatrix} r_{1,y,\dots,j_m} \\ \dots \\ r_{n,y,\dots,j_m} \end{pmatrix}$ масиву

точок спекл-зображення БТ і координатні розподіли комплексних ступенів взаємної поляризації $V^2(\Delta r_g)$ для серії різних інтервалів дискретизації Δr_g .

6. Визначається поляризаційно-кореляційна функція $K(\Delta r_g)$ спекл-зображення БТ.

В якості об'єктів дослідження використовувалися оптично тонкі ($\tau \leq 0.1$) заморожені гістологічні зрізи фізіологічно нормальної та патологічно зміненої дерми шкіри (ДШ і ПДШ, відповідно) (двох типів):

- Зразки фізіологічно нормальної ДШ, - група "А".
- Зразки "умовно" нормальної ДШ, гістологічні зрізи яких були узяті в ділянках, не співпадаючих з локалізацією патологічних змін архітекtonіки - група "В".

Методика заморожування тонких шарів біотканин до "азотних температур" забезпечувала практично повну ідентичність їх морфологічної структури в vivo і в vitro.

З медичної точки зору зразки груп “А” і “В” практично ідентичні. Традиційні гістохімічні дослідження не знаходять відмінностей в їх фізіологічному стані.

Зразки тканин володіють наступними оптико-геометричними параметрами: коефіцієнт абсорбції $\mu_a = 2.2 \text{ cm}^{-1}$, коефіцієнт розсіяння $\mu_s = 185 \text{ cm}^{-1}$, параметр анізотропії $g = 0.82$, індекс двопронезаломлення $\Delta n \approx 1.55 \times 10^{-3}$, геометрична товщина $L = 30 \text{ }\mu\text{m}$.

Експериментальні матеріали даної глави містить наступні дані:

- Поляризаційні карти $\alpha(r_i), \beta(r_i)$ спекл-зображень обох типів БТ (рис. 1.3.135a, рис. 1.3.135b і рис. 1.3.135e, рис. 1.3.133f) і ймовірнісні розподіли W значень азимутів поляризації та еліптичності (рис. 1.3.135c, рис. 1.3.135d і рис. 1.3.135g, рис. 1.3.135h).
- Фазові карти $I_j^{(\min)}(r_i)$ спекл-зображень ДШ (рис. 1.3.136a, рис. 1.3.136c, рис. 1.3.136e, рис. 1.3.136g) і ПДШ (рис. 1.3.136b, рис. 1.3.136d, рис. 1.3.136f, рис. 1.3.136h).
- 2D-розподіли КСВП $V^2(\Delta r_g)$ і гістограми ймовірності $W[V^2]$ для спекл-зображень ДШ (рис. 1.3.137) та ПДШ відповідно (рис. 1.3.138).
- Поляризаційно-кореляційні функції $K(\Delta r)$ зображень ДШ (рис. 1.3.139a) та ПДШ (рис. 1.3.139b).

6.5.3. Поляризаційна картографія зображень біологічних тканин

Поляризаційна мапа (ПМ) зображення ДШ (рис. 6.135a, рис. 6.135b) є координатно-неоднорідною, і це демонструють ансамблі однаково поляризованих доменів ($\{ \alpha; \beta \} \approx \text{const}$) досить великих оптичних розмірів ($10 - 100 \text{ }\mu\text{m}$).

Порівняльний аналіз координатної структури поляризації світлових коливань зображень дерми шкіри обох типів виявив, що ділянки однакової поляризації зображень ПДШ (рис. 6.135e, рис. 6.135f) набагато менші ($5 - 20 \text{ }\mu\text{m}$), і мають хаотичну форму. Це чітко видно по гістограмам $W(\alpha), W(\beta)$ зображень зразків ДШ. Вони характеризуються серією локальних екстремумів в досить широких межах зміни значення параметрів поляризації $(\alpha; \beta)$. Поляризаційна структура лазерних зображень ПДШ (рис. 6.135c, рис. 6.135d) формується суперпозицією двох компонент: поляризаційно-однорідної, що співпадає з поляризаційним станом освітлювального променя ($(\alpha_0 = 0^\circ; \beta_0 = 0^\circ)$), і поляризаційно-неоднорідної. Перша компонента ПМ характеризується різко вираженими екстремумами $W(\alpha), W(\beta)$; друга – незначної кількістю останніх та їх малими значеннями для $\alpha \neq 0^\circ; \beta \neq 0^\circ$

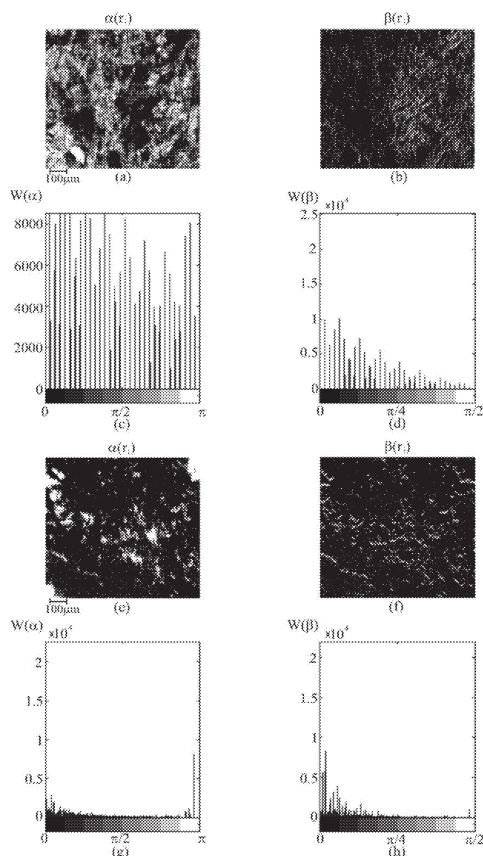


Рис. 6.135. Поляризаційні мапи ДШ. Пояснення у тексті.

6.5.4. Фазова картографія зображень біологічних тканин

Фазові карти лазерних зображень ДШ і ПДШ (рис. 6.136) демонструють розподіли $I_y^{(min)*}(r_i)$ отримані для серії фазових затримок референтної хвилі: $\varphi_i = 0.5\pi; 0.6\pi; 0.7\pi; 0.8\pi$.

Координатні розподіли $\delta(r_i)$ обох типів БТ різні.

Фазова карта для зразка ПДШ відповідає дрібно дисперсній структурі патологічно зміненої архітектоники (рис. 1.3.136b, рис. 1.3.136d, рис. 1.3.136f, рис. 1.3.136h).

Навпаки, ділянки $I_y^{(min)*}(r_i)$ зображення зразка ДШ достатньо великі і мають характерну волокнисту структуру (рис. 6.136a, рис. 6.136c, рис. 6.136e, рис. 6.136g).

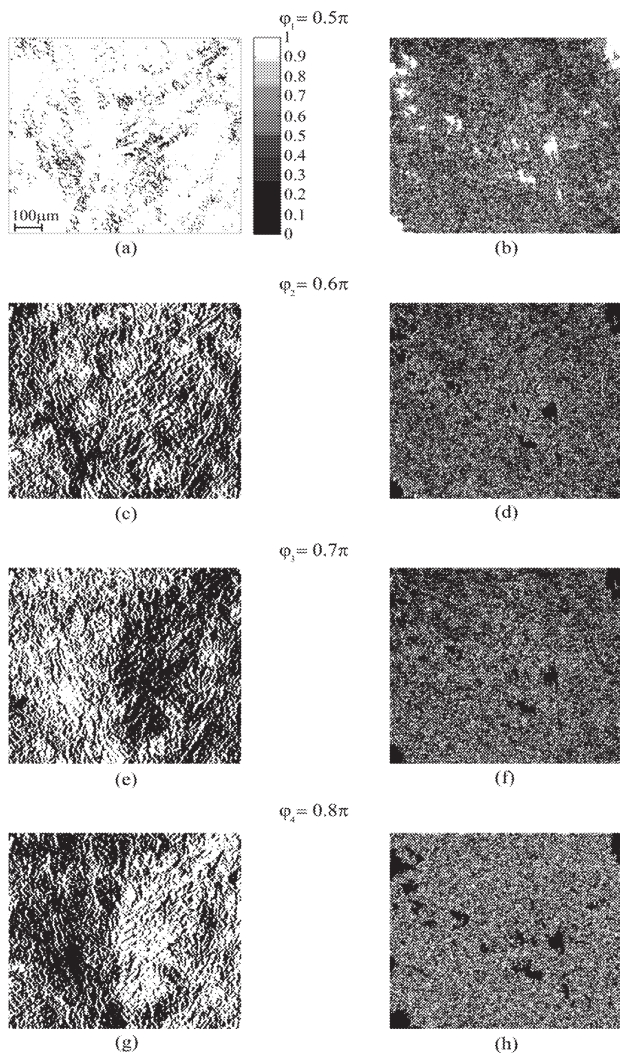


Рис. 6.136. Фазові мапи зображень здорової (ліва частина) і патологічно зміненої (права частина) дерми шкіри

6.5.5. Поляризаційно-кореляційна картографія зображень біологічних тканин

Координатні розподіли $V^2(\Delta r_g)$ і гістограми значень $W[V^2]$ комплексного ступеня взаємної поляризації лазерних зображень БТ обох типів представлені на рис. 6.137 (ДШ) і на рис. 6.138 (ПДШ).

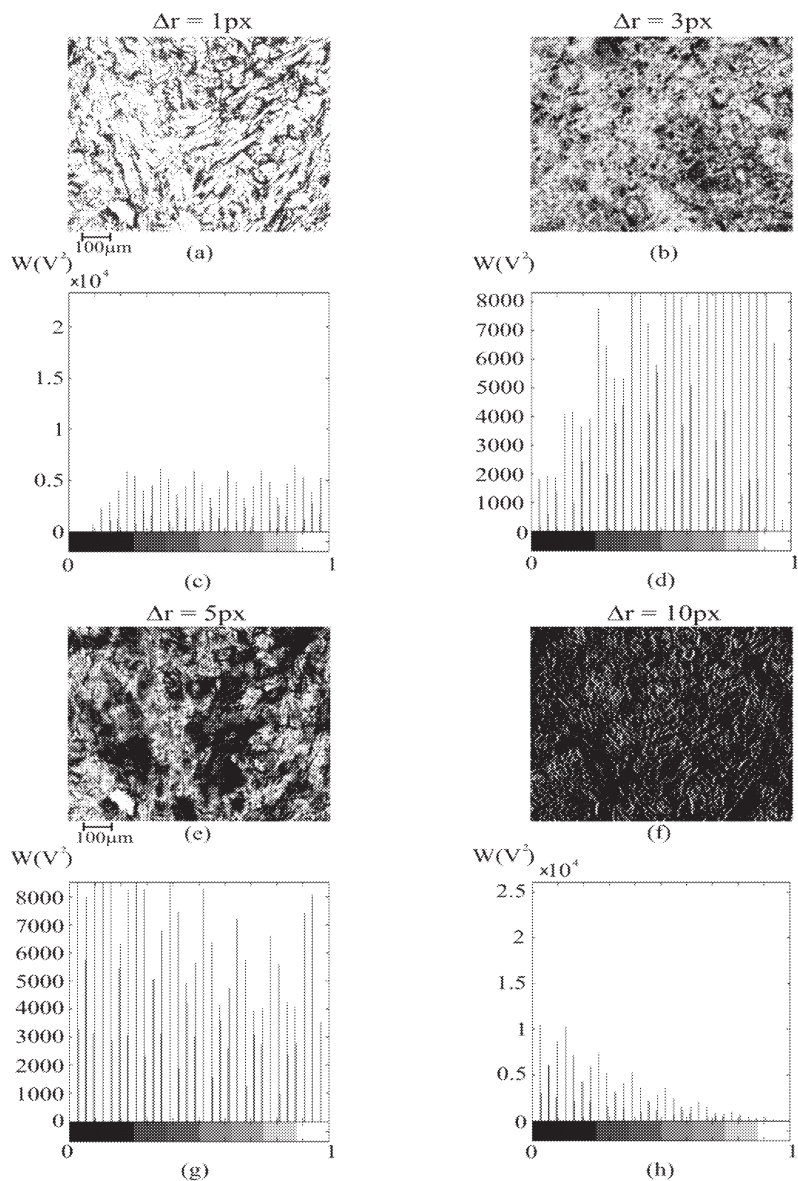


Рис. 6.137. Координатні розподіли $V^2(\Delta r_g)$ і гістограми значень $W[V^2]$ комплексного ступеня взаємної поляризації лазерних зображень здорової дерми шкіри

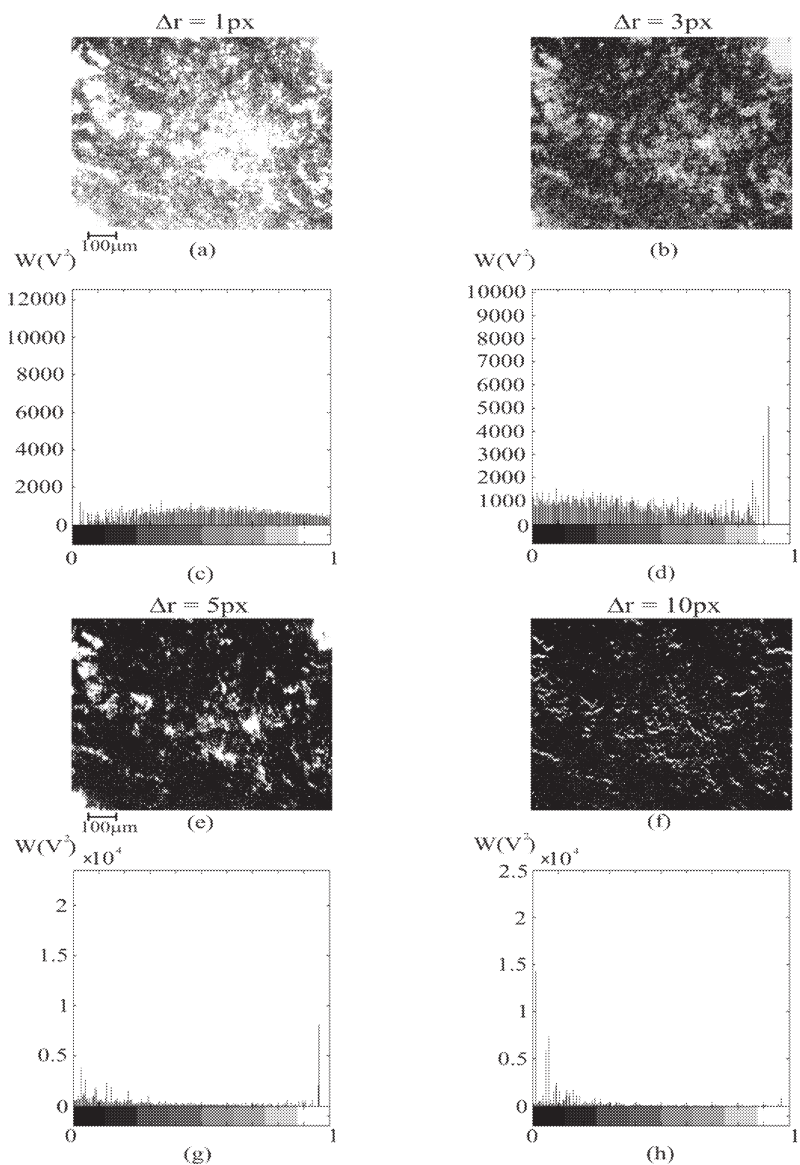


Рис. 6.138. Координатні розподіли $V^2(\Delta r_g)$ і гістограми значень $W[V^2]$ комплексного ступеня взаємної поляризації лазерних зображень патологічно зміненої дерми шкіри. Фрагменти „а”, „b”, „e”, „f” відповідають різним інтервалам дискретизації ($\Delta r_g = 1$ піксель, 3 пікселі, 5 пікселі, 10 пікселів відповідно).

Порівняльний аналіз поляризаційно-кореляційних мап (ПКМ) виявляє вищий ступінь кореляції поляризації між точками зображення БТ для яких інтервал дискретизації є найменшим Δr_g , - координатні розподіли $V^2(\Delta r_g)$ переважно формуються регіонами (рис. 6.137a, рис. 6.137b) з максимально скорельованими станами поляризації ($(V^2(\Delta r_g) \rightarrow 1)$) (рис. 6.137e, рис. 6.137f). Разом з цим ПКМ цих зображень мають незначну кількість регіонів проміжних значень КСВП ($(0 \leq V^2(\Delta r_g) \leq 1)$), які відповідають додатковим екстремумам $W[V^2]$. Зростання інтервалу дискретизації Δr_g супроводжується зменшенням кореляції станів поляризації. ПКМ формуються регіонами, де значення КСВП змінюється переважно в межах ($(V^2(\Delta r_g) \rightarrow 0)$) (рис. 6.137d, рис. 6.137f, рис. 6.137g).

Досліджена структура ПКМ зображень БТ корелює з структурою архітектонічних сіток досліджених зразків дерми шкіри.

Просторова впорядкованість колагенових фібрил ДШ у межах розглядаємих великих геометричних доменів є причиною високого ступеня кореляційної однорідності ($(V^2(\Delta r_g) \rightarrow 1)$ станів поляризації відповідних точок зображень).

Переміщення до іншого домену (ділянки з іншою орієнтаційною архітектонічною структурою) супроводжується зменшенням значенням величини КСВП. Проте, в межах нового домена ступінь взаємної поляризації точок лазерного зображення БТ знову екстремально зростає.

Для зразків ПДШ спостерігається інше. Оптично анізотропні області структури формують малорозмірні регіони ($(2\mu m \div 20\mu m)$) з різними станами поляризації лазерних коливань. Тому, флуктуації величини КСВП збільшуються, і відповідні екстремуми в статистичних розподілах $W[V^2]$ перерозподіляються в ділянки низьких значень $V^2(\Delta r_g)$ (рис. 6.138c, рис. 6.138d, рис. 6.138f, рис. 6.138g).

6.5.6. Поляризаційно-кореляційні функції зображень біологічних тканин

Рис. 6.139 демонструє поляризаційно-кореляційні функції $K(\Delta r_g)$ фізіологічно нормальної ("a") і патологічно зміненої ("b") ДШ.

Із отриманих результатів видно, що залежність $K(\Delta r_g)$ визначена для спекл-зображень обох БТ формується монотонним спаданням (рис. 6.139a, рис. 6.139b).

Для характеристики поляризаційно-кореляційних функцій введемо поняття їх напівширини, під якою маємо на увазі величину інтервалу дискретизації $((\Delta r^*))$, відповідного значенню амплітуди $K(\Delta r^*) = e^{-1} [I(\Delta r = 0) - K_{\min}(\Delta r_g)]$. Такий інтервал дискретизації визначатимемо як радіус поляризаційної кореляції спекл-зображення біотканини.

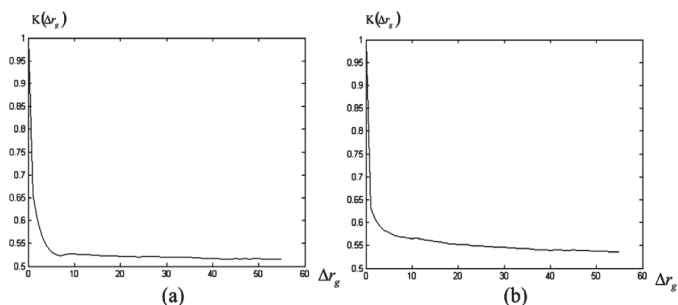


Рис. 6.139. Поляризаційно-кореляційні функції зображень дерми шкіри

Поляризаційно-кореляційна функція лазерного зображення фізіологічно нормальної ДШ (рис. 6.139a) характеризується суттєво більшою напівшириною ($\Delta r^* = 7$ пікс) в порівнянні з подібною залежністю ($\Delta r^* = 3$ пікс) отриманою для зображення ПДШ (рис. 6.139b).

Визначена поляризаційно-кореляційна структура зображення БТ може впливати на наступні фактори. Зростання інтервалу дискретизації (Δr_g) спричинює ймовірність зростання кореляційної схожості різноманітно поляризованих точок в спекл-зображенні архітектонічної сітки БТ. Таким чином, середня величина $\left\{ \frac{1}{N} \sum_{z=1}^N \left[I^2(\Delta r_g) \right]_z \right\}$ загального $I^2(\Delta r_g)$ зменшується.

Велика напівширина залежності $K(\Delta r_g)$, отриманої для зображення фізіологічно нормальної ШД, пов'язана з більшою поляризаційно-кореляційною однорідністю його координатної структури. Тому величина радіуса поляризаційної кореляції спекл-зображення біотканини може бути одним із статистичних параметрів діагностики оптико-геометричної структури архітектонічних сіток.

Отже в даній главі аналітично обґрунтовано і проаналізовано експериментальну техніку поляризаційної корелометрії зображень БТ.

Проаналізовано взаємозв'язок між координатною і статистичною структурою поляризаційних, фазових і поляризаційно-кореляційних мап зображень БТ, їх поляризаційно-кореляційних функцій та оптико-геометричною будовою двопротинезаломлюючих архітектонічних сіток фізіологічно нормальної та патологічно зміненої БТ.

§6.6. Альбом поляризаційно-кореляційних мап біологічних тканин

Даний розділ містить дані про координатну і статистичну структуру:

- Поляризаційних мап.
 - Фазових мап.
 - Поляризаційно-кореляційних мап.
 - Поляризаційно-кореляційних функцій 1 – 4 порядків
- зображень біологічних тканин різної морфологічної будови.

6.6.1. М'язова тканина. Поляризаційна мапа

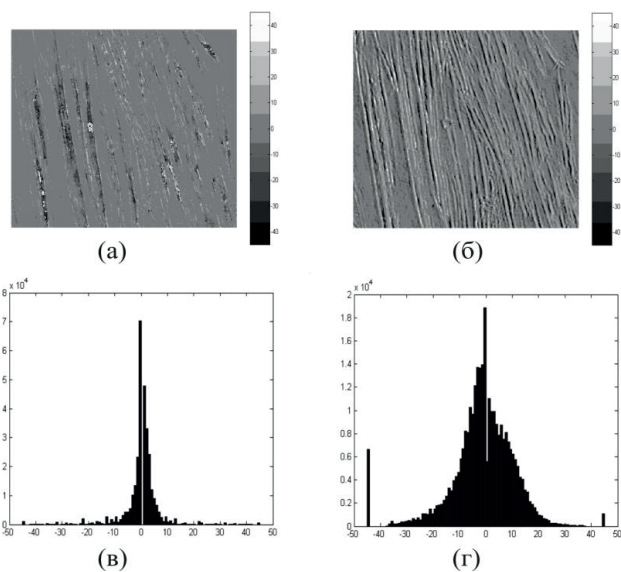


Рис. 6.140. Координатні та статистичні розподіли азимутів (ліва частина) та еліптичностей (права частина) поляризації зображень м'язової тканини

Фазова мапа

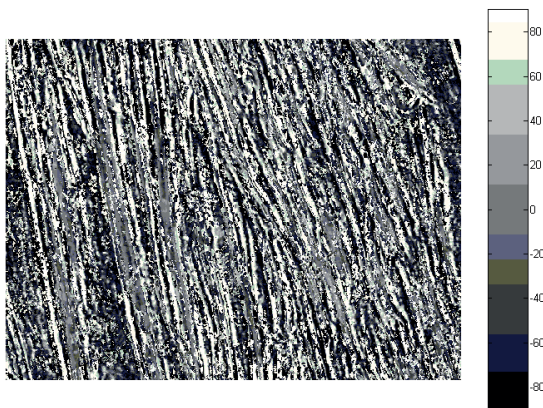


Рис. 6.141. Координатний розподіл фазових зсувів у зображенні м'язової тканини

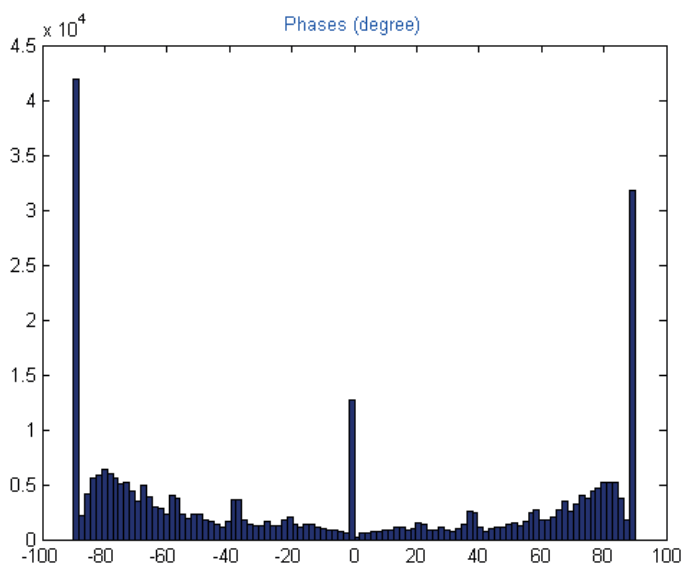


Рис. 6.142. Гістограма фазових зсувів у зображенні м'язової тканини

Комплексний ступень взаємної поляризації

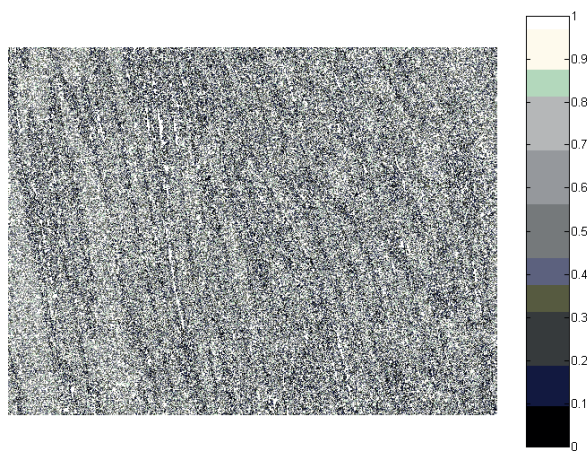


Рис. 6.143. Координатний розподіл КСВП зображення м'язової тканини

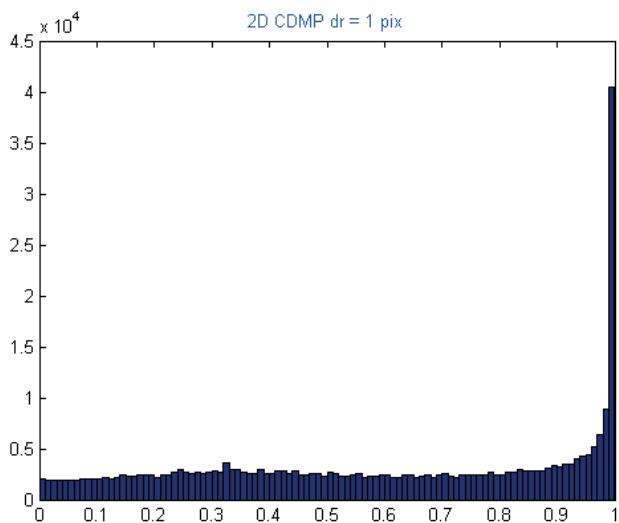


Рис. 6.144. Гістограма координатного розподілу КСВП зображення м'язової тканини

Поляризаційно-кореляційні функції

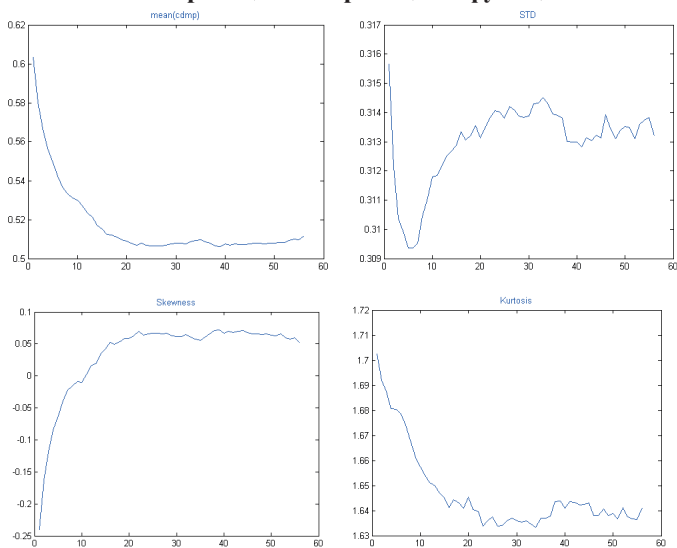


Рис. 6.145. Поляризаційно-кореляційні функції 1 – 4 порядку зображення м'язової тканини

6.6.2. Шкіра (норма). Поляризаційні карти

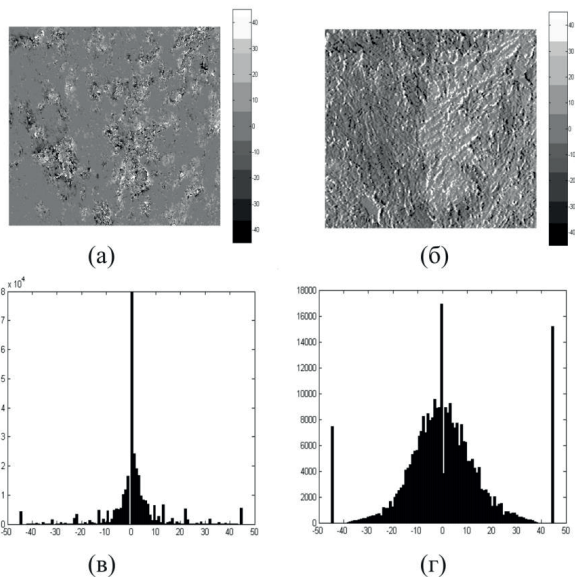


Рис. 6.146. Координатні та статистичні розподіли азимутів (ліва частина) та еліптичностей (права частина) поляризації зображень тканини шкіри

Фазова мапа

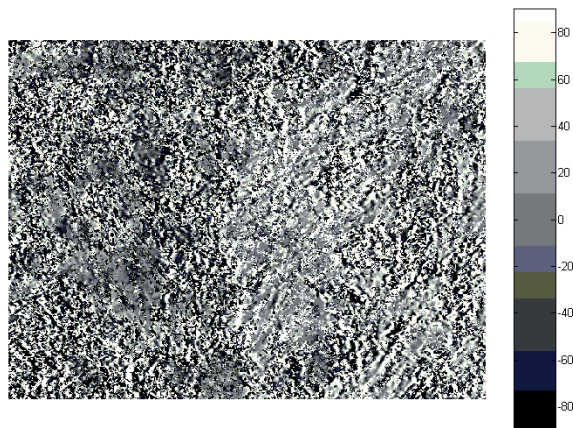


Рис. 6.147. Координатний розподіл фазових зсувів у зображенні тканини шкіри

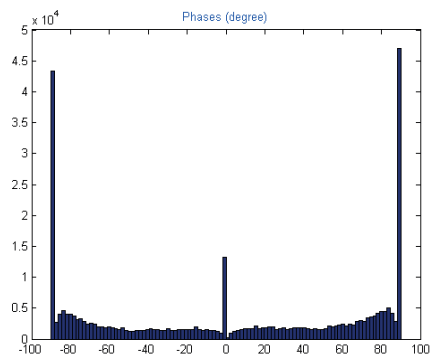


Рис. 6.148. Гістограма координатного розподілу фазових зсувів у зображенні тканини шкіри

Комплексний ступень взаємної поляризації

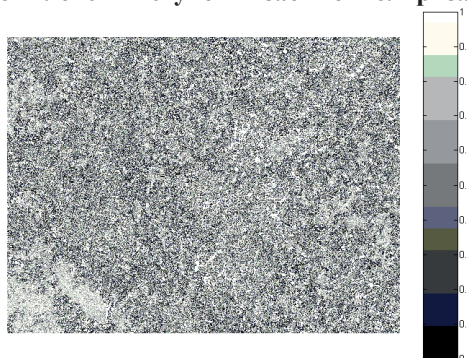


Рис. 6.149. Координатний розподіл КСВП зображення тканини шкіри

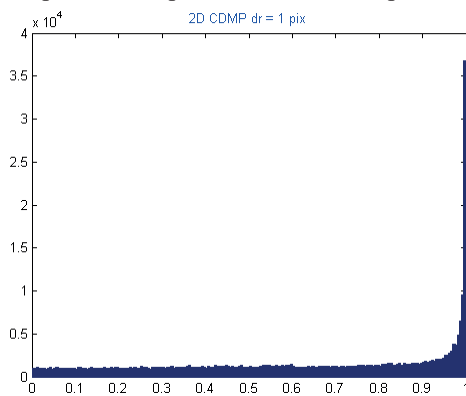


Рис. 6.150. Гістограма координатного розподілу КСВП зображення тканини шкіри

Поляризаційно-кореляційні функції

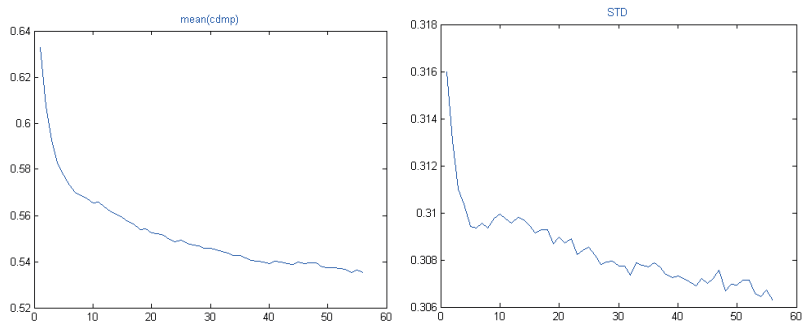


Рис. 6.151. Поляризаційно-кореляційні функції 1 – 4 порядків зображення тканини шкіри

6.6.3. Шкіра (псоріаз). Поляризаційні мапи

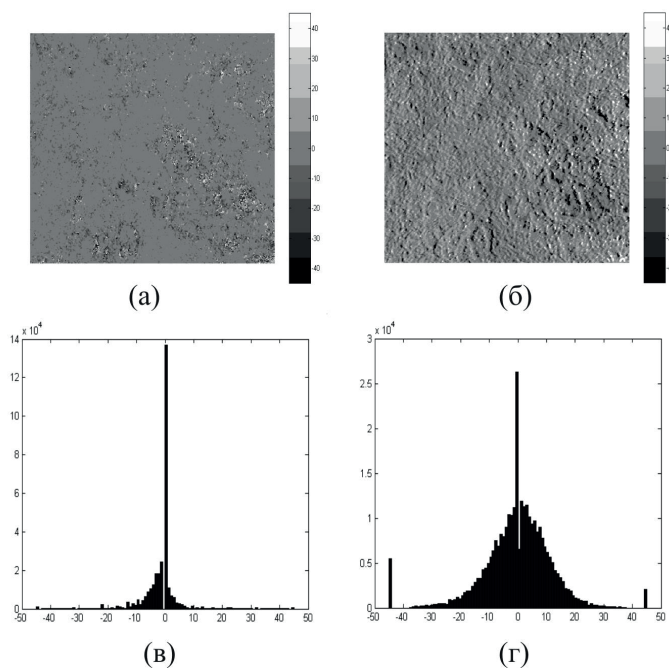


Рис. 6.152. Координатні та статистичні розподіли азимутів (ліва частина) та еліптичностей (права частина) поляризації зображень тканини шкіри

Фазова мапа



Рис. 6.153. Координатний розподіл фазових зсувів у зображенні тканини шкіри

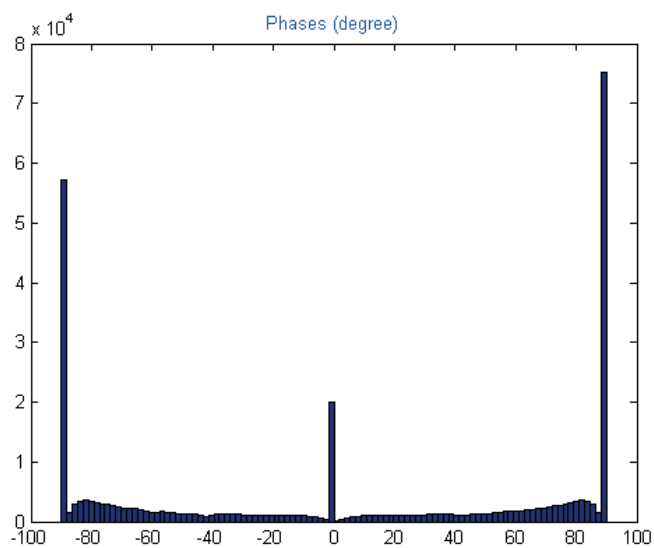


Рис. 6.154. Гістограма координатного розподілу фазових зсувів у зображенні тканини шкіри

Комплексний ступень взаємної поляризації

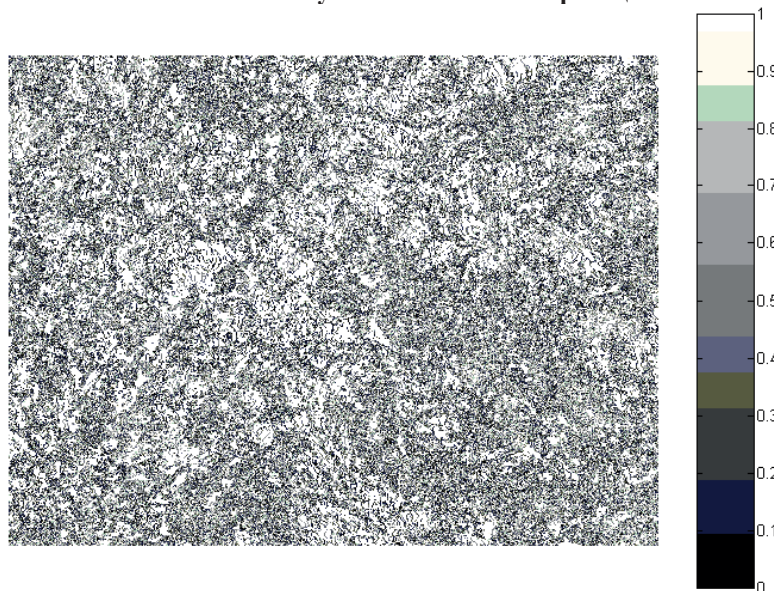


Рис. 6.155. Координатний розподіл КСВП зображення тканини шкіри

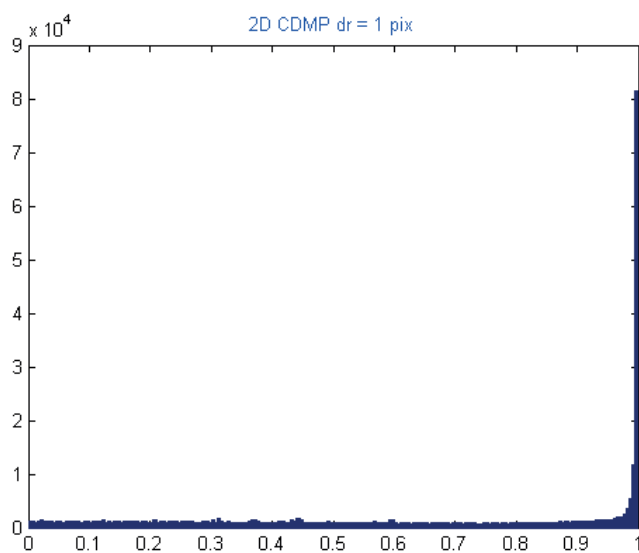


Рис. 6.156. Гістограма координатного розподілу КСВП зображення тканини шкіри

Поляризаційно-кореляційні функції

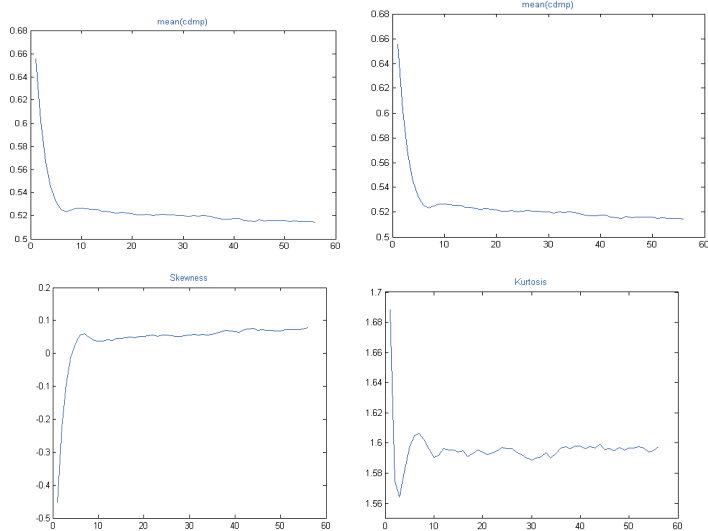


Рис. 6.157. Поляризаційно-кореляційні функції 1 – 4 порядків зображення тканини шкіри

6.6.4. М'язова тканина – дистрофія. Поляризаційні мапи

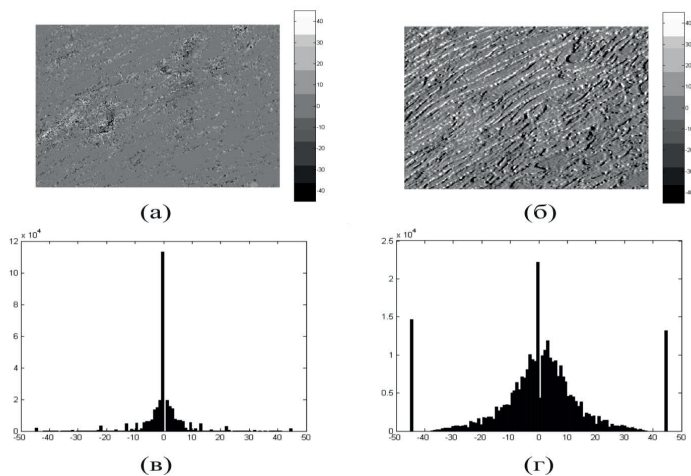


Рис. 6.158. Координатні та статистичні розподіли азимутів (ліва частина) та еліптичностей (права частина) поляризації зображень м'язової тканини

Фазова мапа

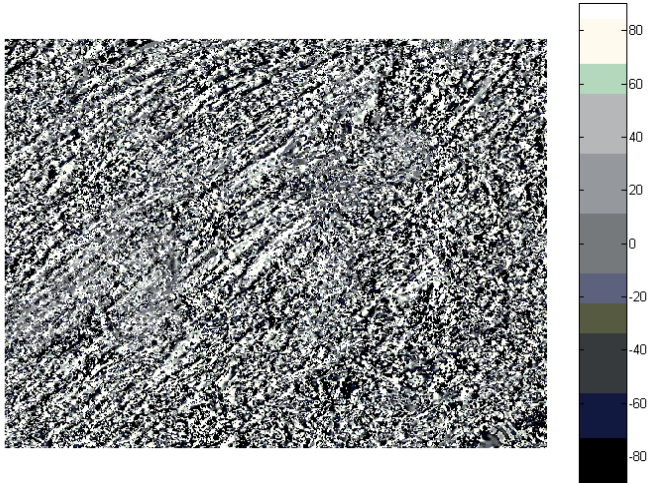


Рис. 6.159. Координатний розподіл фазових зсувів у зображенні м'язової тканини

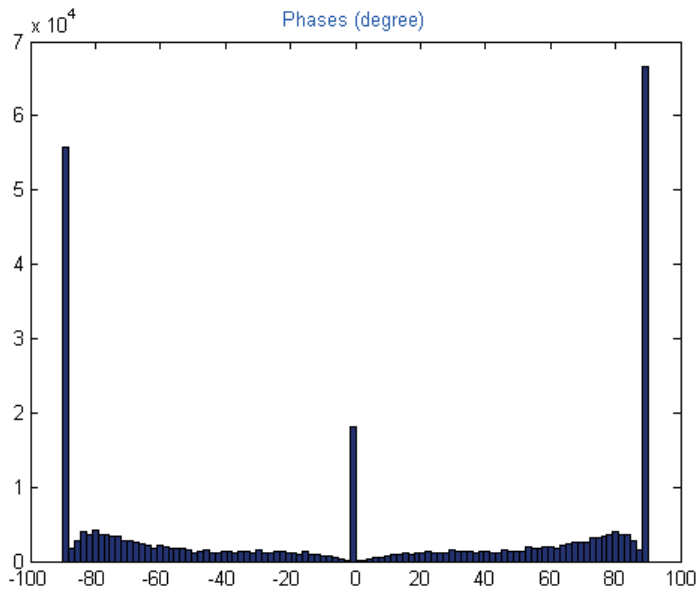


Рис. 6.160. Гістограма координатного розподілу фазових зсувів у зображенні м'язової тканини

Комплексний ступень взаємної поляризації

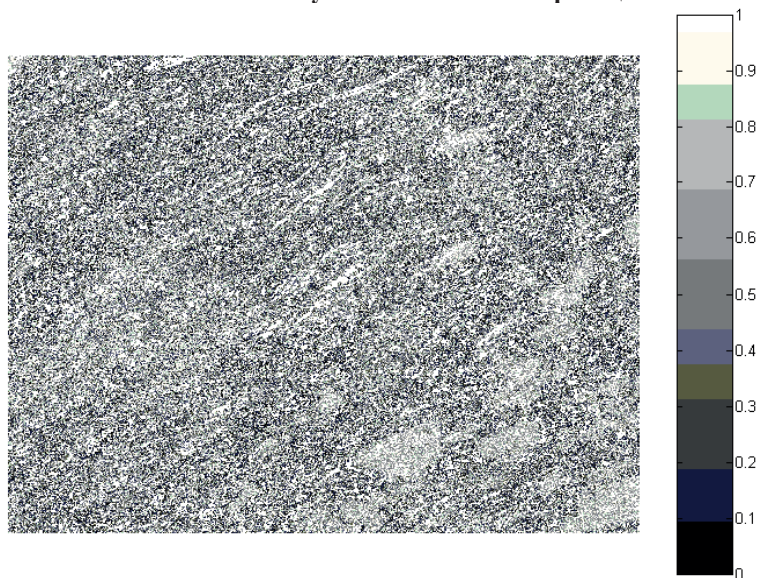


Рис. 6.161. Координатний розподіл КСП зображення м'язової тканини

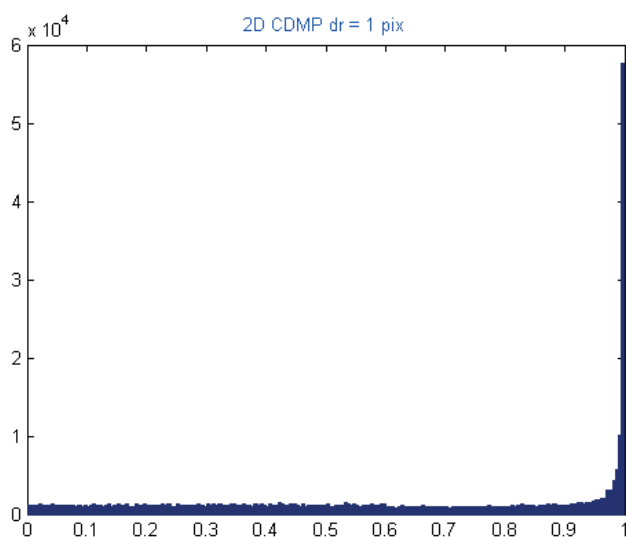


Рис. 6.162. Гістограма координатного розподілу КСП зображення м'язової тканини

Поляризаційно-кореляційні функції

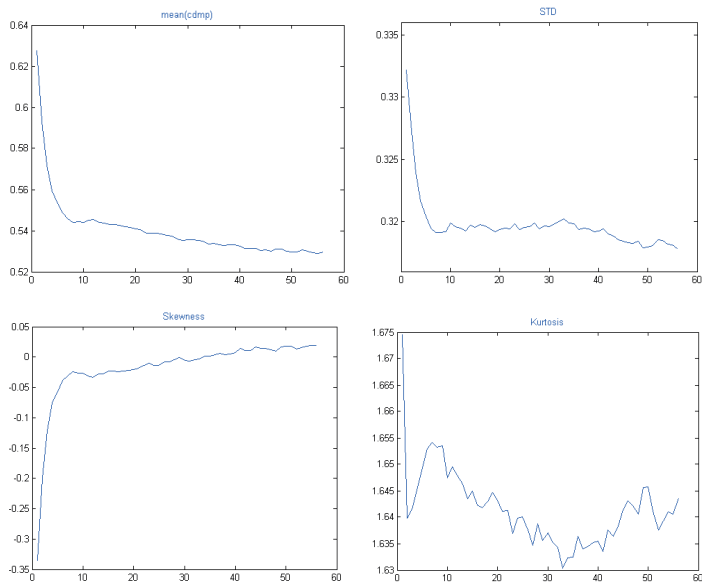


Рис. 6.163. Поляризаційно-кореляційні функції 1 – 4 порядків зображення м'язової тканини

6.6.5. Легені – норма. Поляризаційні мапи

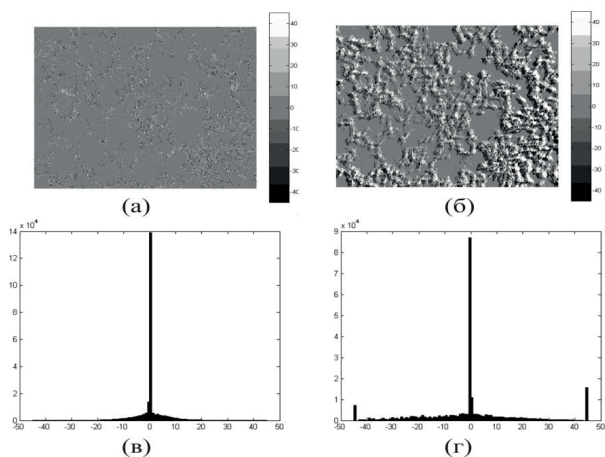


Рис. 6.164. Координатні та статистичні розподіли азимутів (ліва частина) та еліптичностей (права частина) поляризації зображень легеневої тканини

Фазова мапа

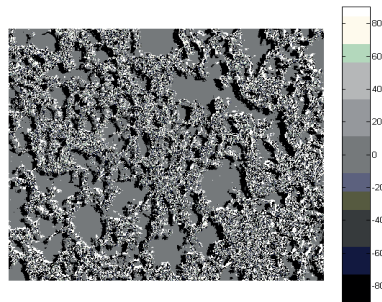


Рис. 6.165. Координатний розподіл фазових зсувів зображення легеневої тканини

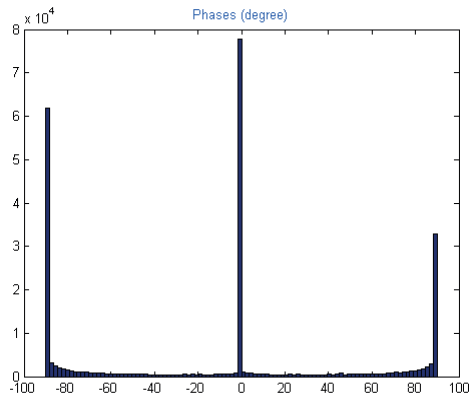


Рис. 6.166. Гістограма координатного розподілу фазових зсувів у зображенні легеневої тканини

Комплексний ступень взаємної поляризації

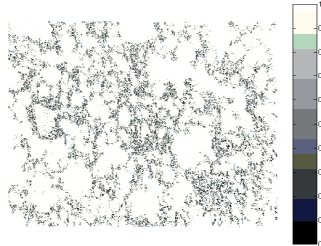


Рис. 6.167. Координатний розподіл КСВП зображення легеневої тканини

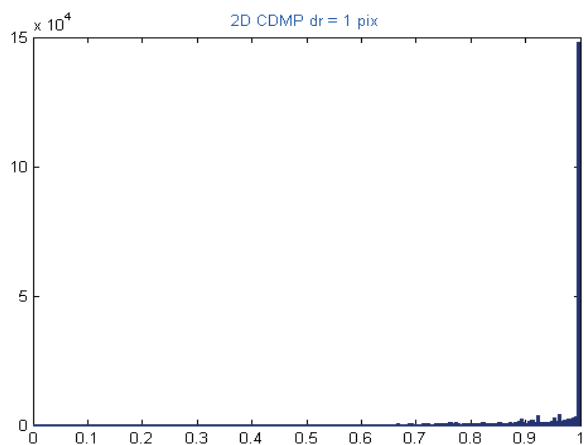


Рис. 6.168. Гістограма координатного розподілу КСВП зображення легеневої тканини

Поляризаційно-кореляційні функції

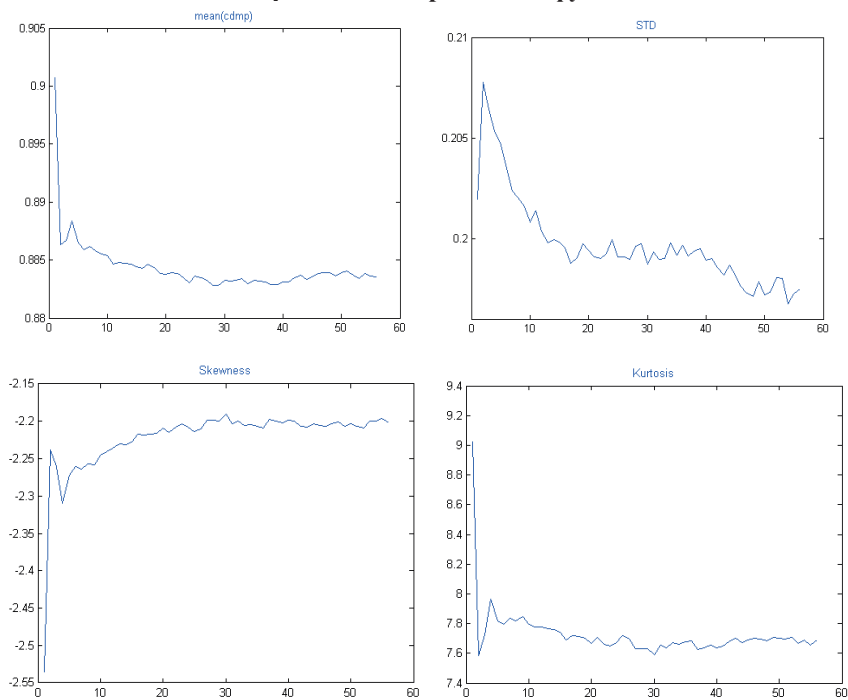


Рис. 6.169. Поляризаційно-кореляційні функції 1 – 4 порядків зображення легеневої тканини

6.6.6. Легені – сепсис. Поляризаційні мапи

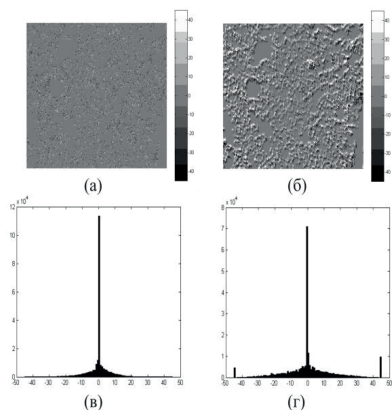


Рис. 6.170. Координатні та статистичні розподіли азимутів (ліва частина) та еліптичностей (права частина) поляризації зображень легеневої тканини

Фазова мапа

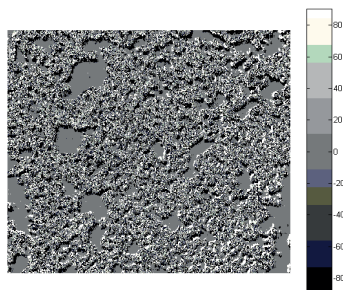


Рис. 6.171. Координатний розподіл фазових зсувів зображення легеневої тканини

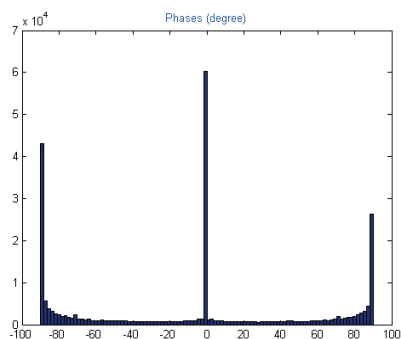


Рис. 6.172. Гістограма координатного розподілу фазових зсувів у зображенні легеневої тканини

Комплексний ступень взаємної поляризації

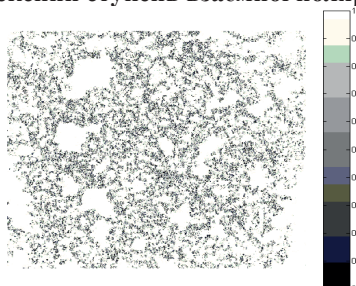


Рис. 6.173. Координатний розподіл КСВП зображення легеневої тканини

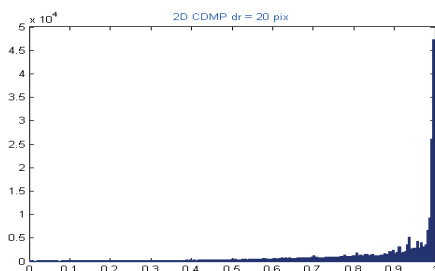


Рис. 6.174. Гістограма координатного розподілу КСВП зображення легеневої тканини

Поляризаційно-кореляційні функції

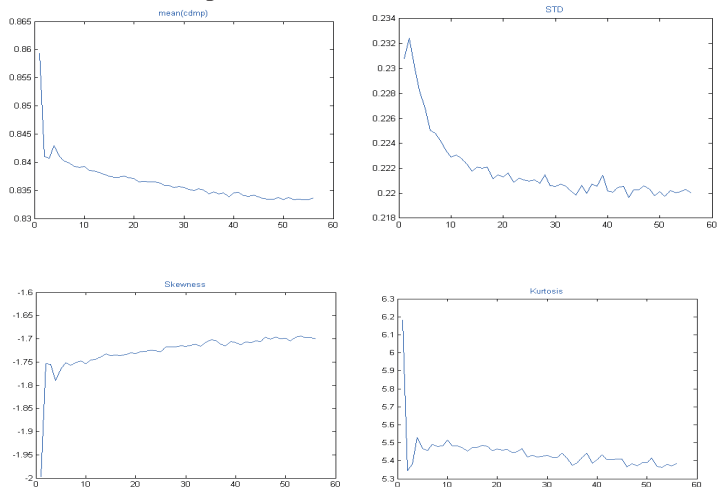


Рис. 6.175. Поляризаційно-кореляційні функції 1 – 4 порядків зображення легеневої тканини

6.6.7. Нирка – норма. Поляризаційні мапи

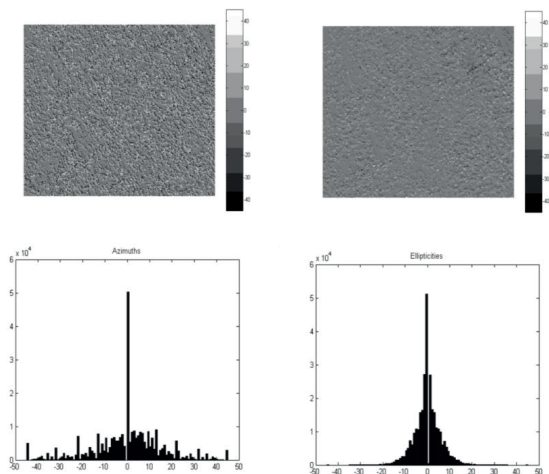


Рис. 6.176. Координатні та статистичні розподіли азимутів (ліва частина) та еліптичностей (права частина) поляризації зображень тканини нирки

Фазова мапа

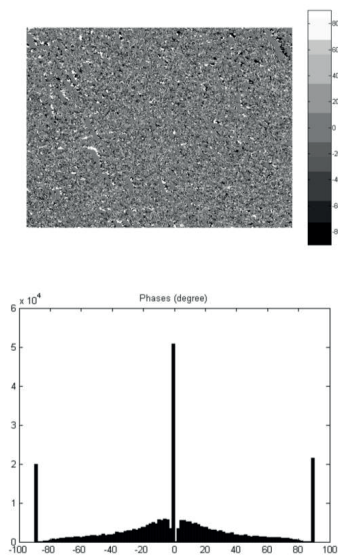


Рис. 6.177. Координатні та статистичні розподіли фазових зсувів зображення тканини нирки

Комплексний ступень взаємної поляризації

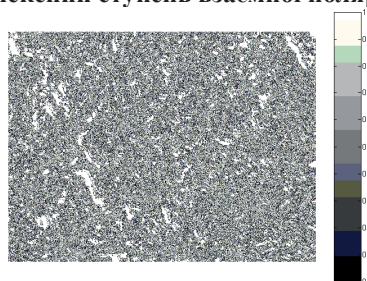


Рис. 6.178. Координатний розподіл КСВП зображення тканини нирки

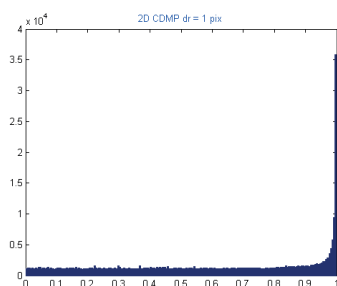


Рис. 6.179. Гістограма координатного розподілу КСВП зображення тканини нирки

Поляризаційно-кореляційні функції

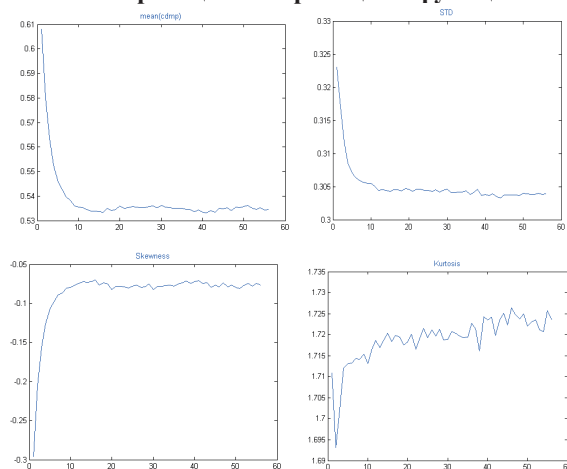


Рис. 6.180. Поляризаційно-кореляційні функції 1 – 4 порядків зображення тканини нирки

6.6.8. Нирка –сепсис. Поляризаційні мапи

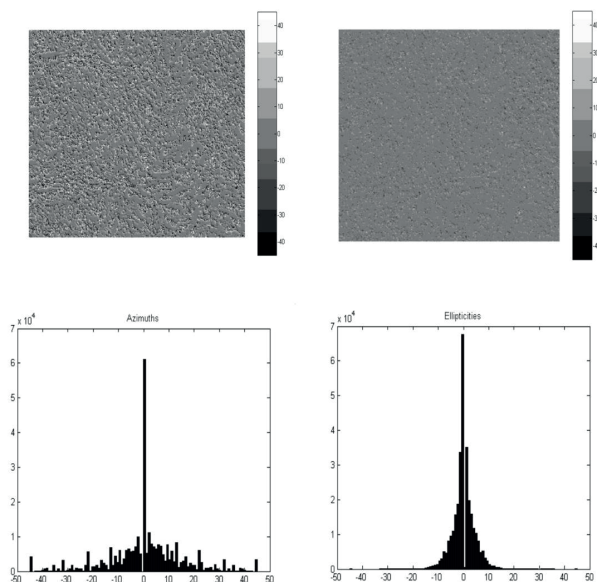


Рис. 6.181. Координатні та статистичні розподіли азимутів (ліва частина) та еліптичностей (права частина) поляризації зображень тканини нирки

Фазова мапа

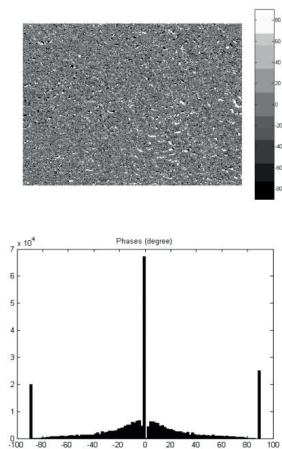


Рис. 6.182. Координатні та статистичні розподіли фазових зсувів зображення тканини нирки

Комплексний ступень взаємної поляризації

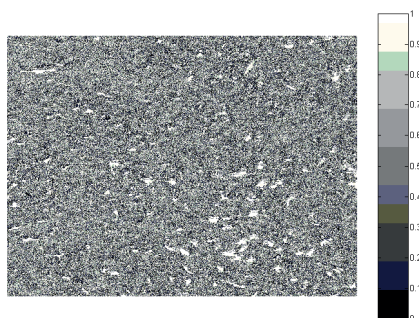


Рис. 6.183. Координатний розподіл КСВП зображення тканини нирки

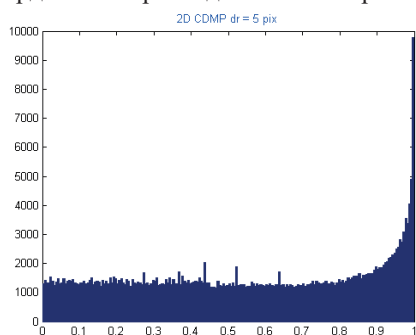


Рис. 6.184. Гістограма координатного розподілу КСВП зображення тканини нирки

Поляризаційно-кореляційні функції

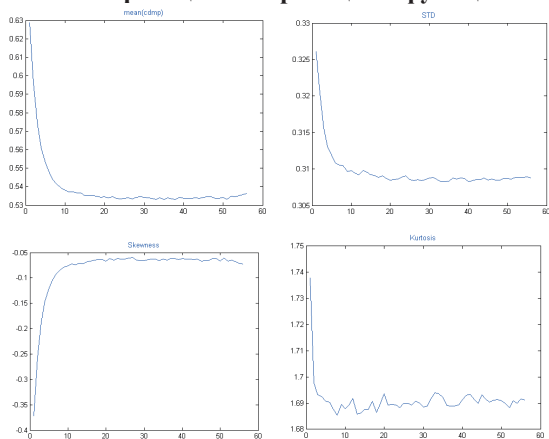


Рис. 6.185. Поляризаційно-кореляційні функції 1 – 4 порядків зображення тканини нирки

§ 6.7. Поляризаційно - інтерференційна структурність полів шорсткої поверхні шкіри

6.7.1. Теоретичне моделювання інтерференційної структури об'єктного поля шкіри

В основу моделювання оптичних властивостей шкіри взято підхід, згідно якому її шорстка поверхня (епідерміс) формує переважно лінійно поляризовані світлові коливання, а під поверхневий шар (дерма) – еліптично поляризовані.

Процес формування такого інтерференційного зображення в загальному випадку для еліптично поляризованих коливань у довільній точці зображення шкіри з (r) можна представити у вигляді

$$\begin{cases} E_x(r) + E_y(r)\exp(-i\delta); \\ E_{0x} + E_{0y}. \end{cases} \quad (6.38)$$

Тут E_x, E_y - амплітуди ортогональних компонент еліпсу поляризації, δ - фазовий зсув між ними; E_{0x}, E_{0y} - ортогональні складові амплітуди E_0 лінійно поляризованої хвилі з азимутом поляризації Θ

$$\begin{cases} E_{0x} = E_0 \cos \Theta; \\ E_{0y} = E_0 \sin \Theta. \end{cases} \quad (6.39)$$

Результат інтерференційного додавання двох полів (1.3.38), (1.3.39) описується наступними інтерференційними рівняннями

$$\begin{cases} E_x^*(r) = E_{0x} + E_x(r) + 2\sqrt{E_{0x}E_x(r)}\cos\varphi, \\ E_y^*(r) = E_{0y} + E_y(r) + 2\sqrt{E_{0y}E_y(r)}\cos(\varphi - \delta(r)). \end{cases} \quad (6.40)$$

Тут φ - геометрична різниця фаз між опорною хвилею і світловими коливаннями у точці з координатою (r) .

У термінах інтенсивностей, що експериментально вимірюються вираз (6.40) можна представити у вигляді інтерференційної (компланарної площині коливань (Θ) амплітуди E_0 опорної хвилі) $\tilde{I}(r)$ та адитивної (ортогональної до Θ) компонентів

$$\begin{cases} \tilde{I}(r) = I_0 + I_x(r)\cos^2\Theta + I_y(r)\sin^2\Theta + 2\sqrt{I_x(r)I_y(r)}\sin\Theta\cos\Theta\cos\delta(r) + \\ + 2\sqrt{I_0I_x(r)}\cos\Theta\cos\varphi + 2\sqrt{I_0I_y(r)}\sin\Theta\cos(\varphi - \delta(r)); \\ \tilde{I}(r) = I_x(r)\sin^2\Theta + I_y(r)\cos^2\Theta. \end{cases} \quad (6.41)$$

Для спрощення аналізу, можна припустити, що $\varphi = 0$. В цьому випадку співвідношення (1.3.41) переписується наступним чином

$$\left\{ \begin{aligned} \tilde{I}(r) &= I_0 + I_x(r)\cos^2\Theta + I_y(r)\sin^2\Theta + 2\sqrt{I_0I_x(r)}\cos\Theta + \\ &+ 2\sqrt{I_y(r)}\sin\Theta(\sqrt{I_0} + \sqrt{I_x(r)}\cos\Theta)\cos\delta(r), \\ \tilde{I}(r) &= I_x(r)\sin^2\Theta + I_y(r)\cos^2\Theta. \end{aligned} \right. \quad (6.42)$$

Контраст $V(r_{i+1}, r_i)$ інтерференційного зображення шкіри для різно поляризованих точок з координатами r_{i+1} і r_i описується виразом

$$V(r_{i+1}, r_i) = \frac{[\tilde{I}(r_{i+1}) + \tilde{I}(r_{i+1})] - [\tilde{I}(r_i) + \tilde{I}(r_i)]}{[\tilde{I}(r_{i+1}) + \tilde{I}(r_{i+1})] + [\tilde{I}(r_i) + \tilde{I}(r_i)]} = Q(I_x, I_y, \delta). \quad (6.43)$$

Аналіз виразу (1.3.43) з урахуванням співвідношень (6.40) – (6.42) виявив, що величина $V(r_{i+1}, r_i)$ суттєво залежить від стану поляризації точок зображення шкіри.

Для більш наочної інтерпретації даного факту перепишемо співвідношення (6.42) у власних (азимут $\alpha(r)$ і еліптичність $\beta(r)$ світлових коливань) еліпсометричних параметрах. Виходячи з цього величина інтенсивності $I(r)$ в кожній точці об'єктного поля запишеться наступним чином

$$I(r) = E_x^2(r) + E_y^2(r) = a^2(r) + b^2(r) = a^2(r)[1 + \operatorname{tg}^2\beta(r)], \quad (6.44)$$

Із урахуванням (6.44) співвідношення (6.42) запишуться у вигляді

$$\left\{ \begin{aligned} \tilde{I}(r) &= I_0 + I(r)(1 + \operatorname{tg}^2\beta(r))^{-1} [\cos^2(\alpha(r) - \Theta) + \operatorname{tg}^2\beta(r)\sin^2(\alpha(r) - \Theta)] + \\ &+ 2\sqrt{I_0I(r)}\operatorname{tg}\beta(r)(1 + \operatorname{tg}^2\beta(r))^{-1} \sin(\alpha(r) - \Theta) + \\ &+ 2(1 + \operatorname{tg}^2\beta(r))^{-1} [I(r)\operatorname{tg}\beta(r)\sqrt{0.5\sin 2(\alpha(r) - \Theta)} + \sqrt{I_0I(r)}\cos(\alpha(r) - \Theta)]\cos\delta(r); \\ \tilde{I}(r) &= I(r)(1 + \operatorname{tg}^2\beta(r))^{-1} [\sin^2(\alpha(r) - \Theta) + \operatorname{tg}^2\beta(r)\cos^2(\alpha(r) - \Theta)] \end{aligned} \right. \quad (6.45)$$

і контраст інтерференційного зображення приймає вигляд функціоналу, що визначається співвідношенням інтенсивностей і поляризації опорного (I_0, Θ) і об'єктного (I, α, β) полів

$$V = \frac{[\tilde{I}(r_{i+1}) + \tilde{I}(r_{i+1})] - [\tilde{I}(r_i) + \tilde{I}(r_i)]}{[\tilde{I}(r_{i+1}) + \tilde{I}(r_{i+1})] + [\tilde{I}(r_i) + \tilde{I}(r_i)]} = G[I_0, I, \Theta, \alpha, \beta]. \quad (6.46)$$

6.7.2. Поляризаційна структурність лазерних полів шкіри

Рис. 6.186 демонструє оптичну схему вимірювання сукупності координатних розподілів $(2DS_x)$ параметрів вектора Стокса зображення біологічних тканин.

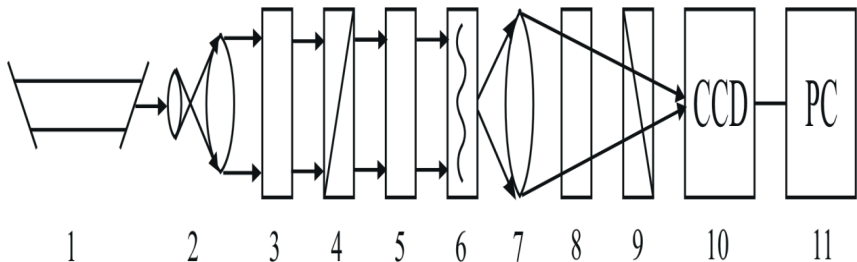


Рис. 6.186. Оптична схема для визначення $2DS_i$: 1 – He-Ne лазер; 2 – коліматор; 3, 5, 8 – чвертьхвильова пластинка; 4, 9 – поляризатор та аналізатор; 6 – об’єкт дослідження; 7 – мікрооб’єктив; 10 – CCD камера; 11 – комп’ютер.

Освітлювання проводилось колімованим пучком ($\varnothing=10^4 \mu\text{m}$) HE-NE лазера ($\lambda=0.6328 \mu\text{m}$) 1. Поляризаційний освітлювач (чвертьхвильова пластинка 3, 5 і поляризатор 4) формували наступну сукупність станів поляризації освітлюючого пучка: 1 - 0° ; 2 - 90° ; 3 - 45° ; 4 - $\otimes$ (права циркуляція).

Поляризаційні зображення БТ з допомогою мікрооб’єктива 7 проектувались в площину світлочутливої площадки (800×600) CCD камери 10, яка забезпечувала діапазон вимірювань структурних елементів БТ таких масштабів $2 \mu\text{m}$ - $2000 \mu\text{m}$. Умови експерименту підбирались таким чином, щоб практично иилучити просторову-кутову фільтрацію при формуванні зображення БТ. Це забезпечувалось узгодженням характеристик індикатрис розсіяння світла зразками БТ ($\Omega_{DS} \approx 16^\circ$) і кутової апертури мікрооб’єктива ($\Delta\omega = 20^\circ$). Тут Ω_{DS} - кутовий конус індикатрис, в якій зосереджено приблизно 98% енергії світлорозсіяного випромінювання.

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

Вони визначались у відповідності із алгоритмом:

$$\begin{aligned} S_1 &= I_{0^\circ} + I_{90^\circ}; S_2 = I_{0^\circ} - I_{90^\circ}; \\ S_3 &= I_{45^\circ} - I_{-45^\circ}; S_4 = I_{\otimes} - I_{\ominus}. \end{aligned} \quad (6.47)$$

Експериментально виміряти елементи матриці Мюллера вимірювались за наступним алгоритмом. Лазерний пучок задається в наступній системі координат – розповсюдження горизонтально в напрямку Oz , вісь Oy розташована у вертикальній площині, а вісь Ox - в горизонтальній. У загальному випадку, для визначення вектора Стокса такого пучка, необхідно провести шість вимірювань інтенсивності:

1. На шляху пучка встановлюємо поляризатор так, що площина його пропускання паралельна осі Ox . Поляризатор пропускає інтенсивність I_0 .

2. Потім поляризатор повертаємо доти, доки його площина пропускання не стане вертикальною, паралельною до осі Oy . Тепер поляризатор пропускає інтенсивність I_{90} . Далі, виходячи з визначення параметрів Стокса, знаходимо:

$$S_1 = I_0 + I_{90} \quad (6.48)$$

та

$$S_2 = I_0 - I_{90} \quad (6.49)$$

3. Пропускаємо пучок через поляризатор, площина якого утворює кут 45° . Використовуючи матрицю Мюллера для такого поляризатора, знаходимо вектор Стокса для такого пучка

$$\frac{1}{2} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} S_1 \\ S_2 \\ S_3 \\ S_4 \end{bmatrix} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} S_1 + S_3 \\ 0 \\ S_1 + S_3 \\ 0 \end{bmatrix}. \quad (6.50)$$

Таким чином, інтенсивність I_{45} пучка, що пройшов через поляризатор дорівнює $\frac{1}{2}(S_1 + S_3)$.

4. Лазерний пучок пропускаємо через поляризатор, площина пропускання якого також утворює кут -45° з горизонталлю. Використовуючи матрицю Мюллера для такого значення кута α , знаходимо вектор Стокса

$$\frac{1}{2} \begin{bmatrix} 1 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ -1 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} S_1 \\ S_2 \\ S_3 \\ S_4 \end{bmatrix} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} S_1 - S_3 \\ 0 \\ S_1 - S_3 \\ 0 \end{bmatrix}. \quad (6.51)$$

Інтенсивність пучка на виході цього поляризатора дорівнює $I_{-45} = \frac{1}{2}(S_1 - S_3)$. Таким чином, після розрахунку I_{-45} та I_{45} маємо $S_3 = I_{45} - I_{-45}$.

Для того, щоб виміряти четвертий параметр, на шляху лазерного пучка встановлюємо чвертьхвильову платівку так, щоб її вісь була орієнтована горизонтально. Використовуючи матрицю Мюллера для чвертьхвильової пластинки, отримуємо вектор Стокса

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} S_1 \\ S_2 \\ S_3 \\ S_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_1 \\ S_2 \\ S_4 \\ -S_3 \end{bmatrix}. \quad (6.52)$$

5. Лазерний пучок, що пройшов через чвертьхвильову пластинку, пропускаємо через поляризатор орієнтований так само як і при третьому вимірі (права циркуляція). У цьому випадку вектор Стокса буде мати вигляд

$$\frac{1}{2} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} S_1 \\ S_2 \\ S_4 \\ -S_3 \end{bmatrix} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} S_1 + S_4 \\ 0 \\ S_1 + S_4 \\ 0 \end{bmatrix}. \quad (6.53)$$

Інтенсивність пучка на виході поляризатора $I_{\otimes} = \frac{1}{2}(S_1 + S_4)$.

6. Пучок, що вийшов з чвертьхвильової платівки пропускаємо через поляризатор, орієнтований як у четвертому вимірі (ліва циркуляція). Вектор Стокса отримується у наступному вигляді

$$\frac{1}{2} \begin{bmatrix} 1 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ -1 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} S_1 \\ S_2 \\ S_4 \\ -S_3 \end{bmatrix} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} S_1 - S_4 \\ 0 \\ -S_1 + S_4 \\ 0 \end{bmatrix}. \quad (6.54)$$

Інтенсивність пучка на виході поляризатора $I_{\otimes} = \frac{1}{2}(S_1 - S_4)$.

Для того, щоб визначити перший елемент в двох останніх векторах Стокса, віднімаємо інтенсивність $I_{\otimes}$ від $I_{\odot}$: $S_4 = I_{\odot} - I_{\otimes}$

Елементи матриці Мюллера визначаються наступним чином

$$\begin{bmatrix} S_1^* \\ S_2^* \\ S_3^* \\ S_4^* \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f_{11} & f_{12} & f_{13} & f_{14} \\ f_{21} & f_{22} & f_{23} & f_{24} \\ f_{31} & f_{32} & f_{33} & f_{34} \\ f_{41} & f_{42} & f_{43} & f_{44} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} S_1 \\ S_2 \\ S_3 \\ S_4 \end{bmatrix}. \quad (6.55)$$

Пропускаємо лазерні пучки світла чотирьох різних типів поляризації через об'єкт по черзі й вимірюємо описаними вище методами параметри Стокса для вихідного пучка.

1. Пропускаємо спочатку через об'єкт плоскополяризоване світло з площиною поляризації паралельною до осі Ox . При цьому рівняння записуються так

$$\begin{bmatrix} f_{11} & f_{12} & f_{13} & f_{14} \\ f_{21} & f_{22} & f_{23} & f_{24} \\ f_{31} & f_{32} & f_{33} & f_{34} \\ f_{41} & f_{42} & f_{43} & f_{44} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 \\ 1 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f_{11} + f_{12} \\ f_{21} + f_{22} \\ f_{31} + f_{32} \\ f_{41} + f_{42} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_1^0 \\ S_2^0 \\ S_3^0 \\ S_4^0 \end{bmatrix}. \quad (6.56)$$

2. Пропускаємо через об'єкт плоскополяризоване світло з площиною поляризації паралельною до осі Oy . При цьому рівняння записуються так

$$\begin{bmatrix} f_{11} & f_{12} & f_{13} & f_{14} \\ f_{21} & f_{22} & f_{23} & f_{24} \\ f_{31} & f_{32} & f_{33} & f_{34} \\ f_{41} & f_{42} & f_{43} & f_{44} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 \\ -1 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f_{11} - f_{12} \\ f_{21} - f_{22} \\ f_{31} - f_{32} \\ f_{41} - f_{42} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_1^{90} \\ S_2^{90} \\ S_3^{90} \\ S_4^{90} \end{bmatrix}. \quad (6.57)$$

3. Нехай через об'єкт поширюється плоскополяризований пучок світла, площина поляризації якого утворює кут 45° . В даному випадку рівняння записуються наступним чином

$$\begin{bmatrix} f_{11} & f_{12} & f_{13} & f_{14} \\ f_{21} & f_{22} & f_{23} & f_{24} \\ f_{31} & f_{32} & f_{33} & f_{34} \\ f_{41} & f_{42} & f_{43} & f_{44} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \\ 1 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f_{11} + f_{13} \\ f_{21} + f_{23} \\ f_{31} + f_{33} \\ f_{41} + f_{43} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_1^{45} \\ S_2^{45} \\ S_3^{45} \\ S_4^{45} \end{bmatrix}. \quad (6.58)$$

4. Пропускаємо через об'єкт циркулярно поляризоване світло (права циркуляція). Рівняння приймають наступний вигляд

$$\begin{bmatrix} f_{11} & f_{12} & f_{13} & f_{14} \\ f_{21} & f_{22} & f_{23} & f_{24} \\ f_{31} & f_{32} & f_{33} & f_{34} \\ f_{41} & f_{42} & f_{43} & f_{44} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f_{11} + f_{14} \\ f_{21} + f_{24} \\ f_{31} + f_{34} \\ f_{41} + f_{44} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_1^\circ \\ S_2^\circ \\ S_3^\circ \\ S_4^\circ \end{bmatrix}. \quad (6.59)$$

Базуючись на даних вимірюваннях неважко показати, що відповідні елементи матриці Мюллера для об'єкту дослідження записуються наступним чином

$$\begin{aligned} f_{11} &= 0,5(S_1^0 + S_1^{90}); & f_{21} &= 0,5(S_2^0 + S_2^{90}); \\ f_{12} &= 0,5(S_1^0 - S_1^{90}); & f_{22} &= 0,5(S_2^0 - S_2^{90}); \\ f_{13} &= S_1^{45} - f_{11}; & f_{23} &= S_2^{45} - f_{21}; \\ f_{14} &= S_1^\circ - f_{11}; & f_{24} &= S_2^\circ - f_{21}; \\ f_{31} &= 0,5(S_3^0 + S_3^{90}); & f_{41} &= 0,5(S_4^0 + S_4^{90}); \\ f_{32} &= 0,5(S_3^0 - S_3^{90}); & f_{42} &= 0,5(S_4^0 - S_4^{90}); \\ f_{33} &= S_3^{45} - f_{31}; & f_{43} &= S_4^{45} - f_{41}; \\ f_{34} &= S_3^\circ - f_{31}; & f_{44} &= S_4^\circ - f_{41}. \end{aligned} \quad (6.60)$$

В кожному із отриманих рівнянь невідомий елемент матриці Мюллера виражається через виміряні інтенсивності й розраховані раніше елементи матриці Мюллера. За допомогою такої схеми можна визначити всі шістнадцять елементів матриці Мюллера, що характеризує об'єкт.

На рис. 6.185 наведена сукупність поляризаційних зображень дерми шкіри, яка є вихідної для обчислення 4 параметрів вектора Стокса і 16 елементів матриці Мюллера

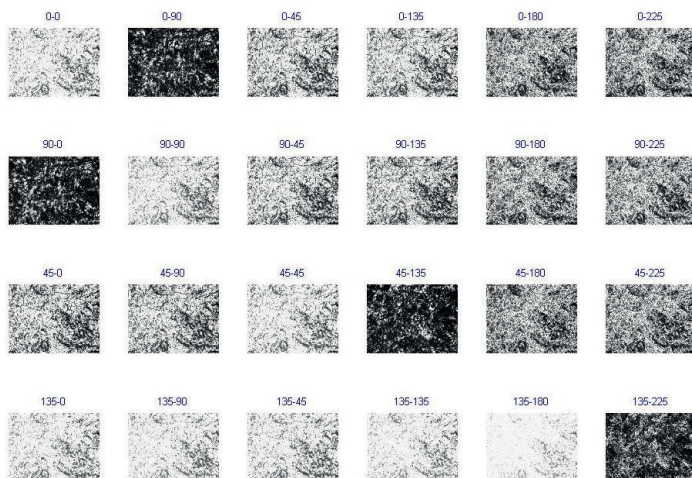


Рис. 6.187. Поляризаційні зображення зразка дерми шкіри

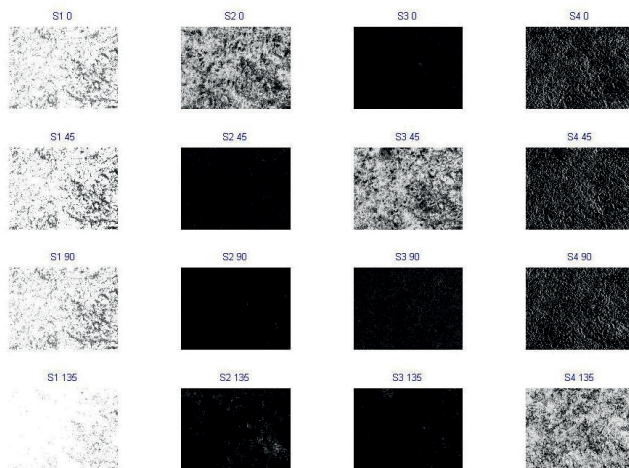


Рис. 6.188. Параметри вектора Стокса для різних азимутів поляризації лазерного пучка (0^0 – перший рядок, 45^0 – другий рядок, 90^0 – третій рядок, 135^0 – четвертий рядок)

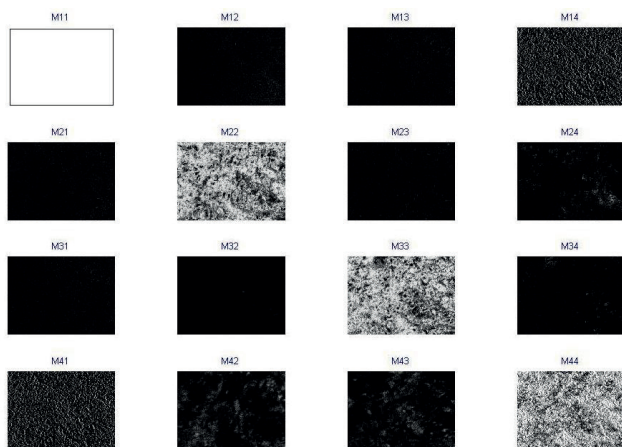


Рис. 6.189. Елементи матриці Мюллера дерми шкіри

6.7.3. Поляризаційні карти об'єктних полів дерми шкіри

Поляризаційну неоднорідність, розсіяного шкірою випромінювання, ілюструють поляризаційні мапи, наведені на рис. 6.200 – рис. 6.201.

Тут представлені 2D – розподіли станів поляризації $\alpha(r)$, $\beta(r)$ та гістограми їх значень - фрагменти “а” “b” і “с” “d” відповідно.

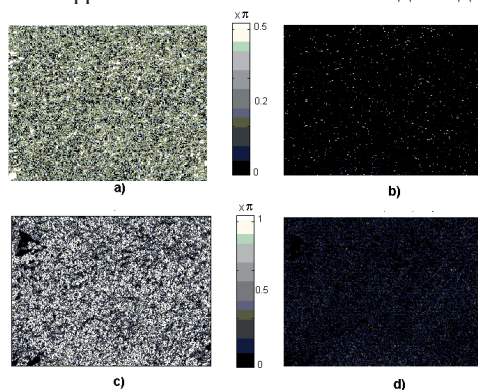


Рис. 6.190. Поляризаційні мапи граничного поля шкіри:

- а) Розподіл значень азимутів поляризації зображення здорової шкіри;
- б) Розподіл значень еліптичності поляризації зображення здорової шкіри;
- с) Розподіл значень азимутів поляризації зображення патологічно зміненої шкіри;
- д) Розподіл значень еліптичності поляризації зображення патологічно зміненої шкіри.

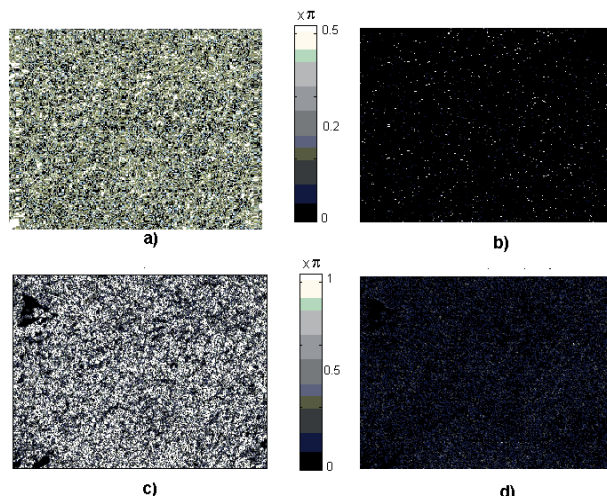


Рис. 6.191. Поляризаційні мапи об'єктного поля шкіри у зоні дифракції Френзеля:

- a) Розподіл значень азимутів поляризації зображення здорової шкіри;
- b) Розподіл значень еліптичності поляризації зображення здорової шкіри;
- c) Розподіл значень азимутів поляризації зображення патологічно зміненої шкіри;
- d) Розподіл значень еліптичності поляризації зображення патологічно зміненої шкіри.

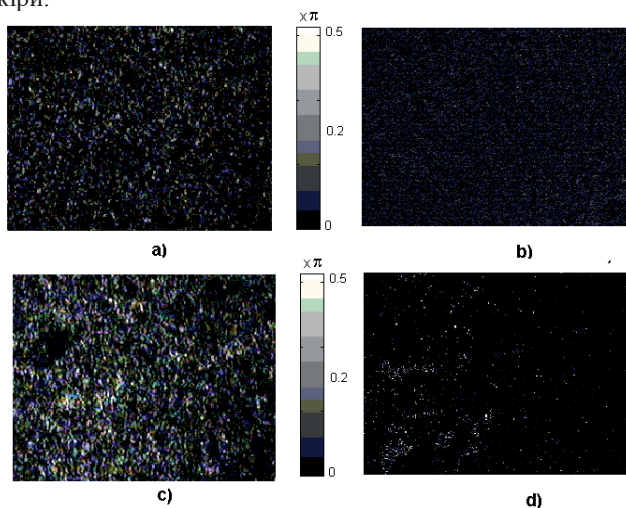


Рис. 6.192. Поляризаційні мапи об'єктного поля шкіри у зоні дифракції Фраунгофера:

- a) Розподіл значень азимутів поляризації зображення здорової шкіри;
- b) Розподіл значень еліптичності поляризації зображення здорової шкіри;
- c) Розподіл значень азимутів поляризації зображення патологічно зміненої шкіри;
- d) Розподіл значень еліптичності поляризації зображення патологічно зміненої шкіри.

З одержаних даних видно що об'єктні поля зразків шкіри обох типів поляризаційно-неоднорідні в усіх зонах дифракції.

У граничному полі (рис. 6.190a, рис. 6.190b) діапазон зміни азимутів поляризації лежить у межах $0 \div 0.5\pi$. Для зразка патологічно зміненої шкіри (рис. 6.190c, рис. 6.190d) спостерігається дещо більший інтервал зміни $(0 \div 0.75\pi)$ значень азимутів поляризації.

Таку розбіжність координатних розподілів можна пов'язати з більш розупорядкованою орієнтаційною структурою колагенової сітки патологічно зміненої шкіри.

З іншого боку координатні розподіли еліптичності поляризації для зображень різних зразків шкіри достатньо близькі – їх величини змінюються в межах $0 \div 0.3\pi$ (рис. 6.188b, рис. 6.188d). Такий результат можна пов'язати з однаковим діапазоном зміни розмірів перерізу колагенових фібрил $(0.5\mu\text{m} \div 30\mu\text{m})$ архітектонічної сітки зразків дерми шкіри обох типів.

У зоні дифракції Френеля спостерігається зміна координатної структури поляризаційних мап (рис. 6.191). Має місце звуження діапазону значень параметрів $\alpha(r), \beta(r)$ для об'єктних полів обох типів зразків. Така трансформація поляризаційної структури може бути пов'язана з інтерференційним накладанням різних парціальних хвильових фронтів, амплітуди ортогональних компонентів яких визначаються інтегралом Кірхгофа

$$\begin{aligned} E_{x}^{**}(\Omega) &= \frac{ik}{4\pi} \int_S E_x \frac{\exp(ikd)}{d} (1 + \cos\Omega) dS, \\ E_{y}^{**}(\Omega) &= \frac{ik}{4\pi} \int_S E_y \frac{\exp(ikd)}{d} (1 + \cos\Omega) dS. \end{aligned} \quad (6.62)$$

Тут Ω - кутівий напрям розповсюдження парціального хвильового фронту, k - хвильове число, d - геометрична відстань від площина зразка, S - площа.

Результатом такого процесу є усереднення значень азимутів і еліптичностей світлових коливань у точках “Френелівського” об'єктного поля. Тому різниця поляризаційної структури полів різних зразків шкіри не така суттєва (рис. 6.193a,b і рис. 6.193c,d, відповідно).

У зоні дифракції Фраунгофера об'єктне поле зразків шкіри обох типів наближається до поляризаційно-однорідного (рис. 6.192). В цій області дифракції у формування локальних значень поляризаційних параметрів

приймає участь практично вся сукупність парціальних хвильових фронтів граничного поля..

6.7.4 Поляризаційно-інтерференційна структура об'єктних полів шкіри

Дослідження інтерференційної структури лазерних зображень шкіри здійснено із застосуванням схеми інтерферометра Маха-Цандера (рис. 6.134).

Якісно особливості інтерференційної структури об'єктного поля фізіологічно нормальної шкіри у різних зонах реєстрації ілюструє серія рис. 6.193 – рис.6.196.

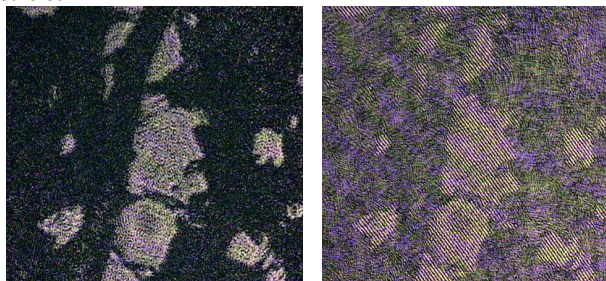


Рис. 6.193. Поляризаційне (ліва частина) і інтерференційне (права частина) зображення шкіри

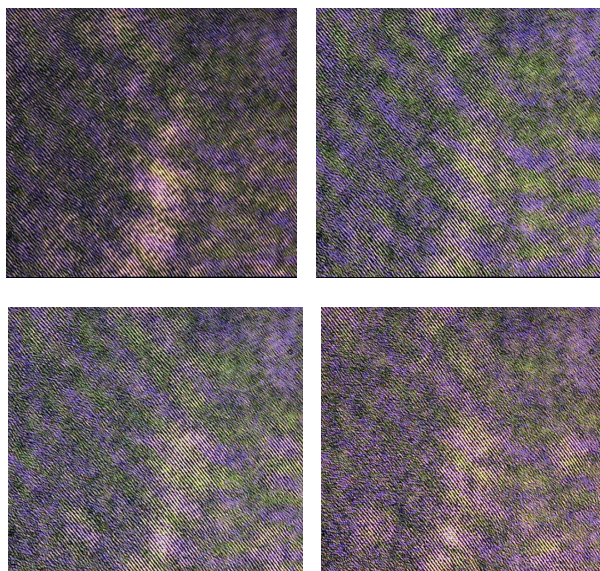


Рис. 6.194. Інтерференційні поля у зоні дифракції Френеля. Кожен фрагмент відповідає відстанні 1 мкм, 2 мкм, 3 мкм, 4 мкм

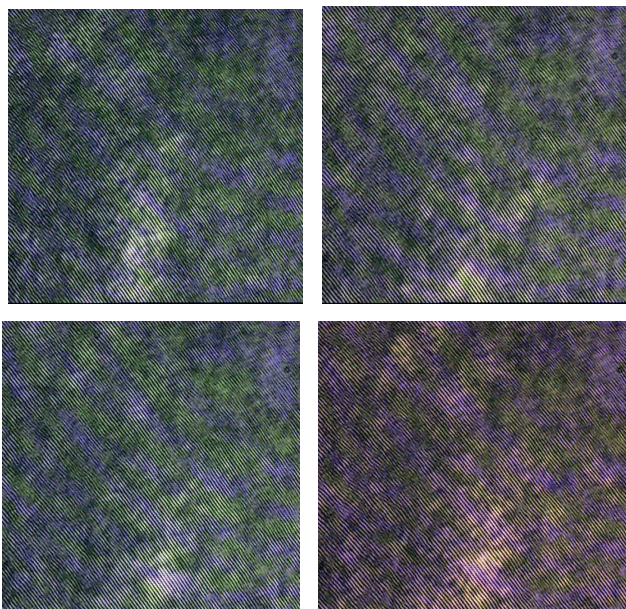


Рис. 6.195. Інтерференційні поля у зоні дифракції Френеля. Кожен фрагмент відповідає відстанні 5 мкм, 6 мкм, 7 мкм, 8 мкм

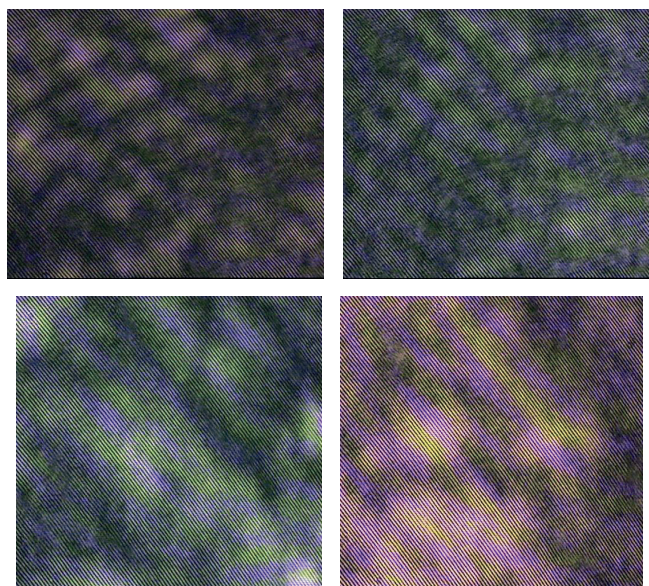


Рис. 6.196. Інтерференційні поля у зоні дифракції Фраунгофера. Кожен фрагмент відповідає відстанні 9 мкм, 10 мкм, 11 мкм, 12 мкм

З одержаних даних видно, що у граничному полі величина контрасту інтерференційного зображення шкіри є неоднорідною по площі (рис. 6.193).

У зоні дифракції Френеля має місце аналогічна (рис. 6.194, рис. 6.195) ситуація. Окрім цього спостерігаються зони зародження і формування нулів амплітуди світлових коливань (інтерференційні виделки).

У далекій зоні дифракції Фраунгофера величина контрасту в ділянках окремих спеклів достаньно однорідна (рис. 6.196).

Кількісно статистику координатних розподілів величини контрасту V інтерференційних картин у різних зонах дифракції для здорової та патологічно зміненої шкіри ілюструє рис. 6.197.

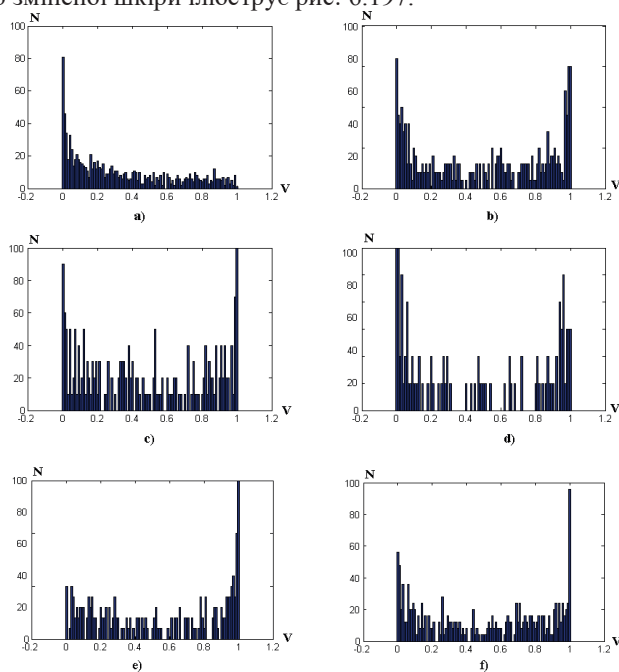


Рис. 6.197. Гістограми випадкових значень контрасту V інтерференційних полів здорової (ліва колонка) і патологічно зміненої (права колонка) шкіри у граничній зоні ((a), (b)); зоні дифракції Френеля ((c), (d)) та зоні дифракції Фраунгофера ((e), (f))

З одержаних даних видно, що варіації локальних значень контрасту V лежать у межах $0.0 \div 1.0$. Такий діапазон зміни його величини відповідає особливостям поляризаційної неоднорідності об'єктних полів в усіх зонах дифракції (рис. 6.190 – рис. 6.191).

З іншого боку, має місце тенденція зміщення локальних екстремумів $N(V)$ у ділянку більших значень із віддаленням зони реєстрації інтерференційної картини (рис. 6.197“a”, рис. 6.197“b”, рис. 6.197“c”, рис. 6.197“d”, рис. 6.197“e”, рис. 6.197“f”, відповідно).

Найбільш виразно збільшення контрасту спостерігається у поляризаційно-однорідній зоні дифракції Фраунгофера (рис. 6.197“е”, рис. 6.197“г”). Здесь в пределах отдельных спеклов (рис. 6.196) величина $V \rightarrow 1.0$.

Об’єктивно розподіли контрасту інтерференційних картин шкіри в різних дифракційних зонах ілюструють таблиці 6.67 – 6.69, де наведені статистичні моменти Z_i 1 – 4 порядків випадкових значень $V(r)$.

Таблиця 6.67. Середнє (Z_1), дисперсія (Z_2), асиметрія (Z_3), ексцес (Z_4) розподілу контрасту інтерференційної картини граничного поля

Z_i	Норма (35 зразків)	Патологія (33 зразки)
Z_1	$0.12 \pm 10\%$	$0.23 \pm 16\%$
Z_2	$0.09 \pm 8\%$	$0.14 \pm 11\%$
Z_3	$89 \pm 12\%$	$212 \pm 19\%$
Z_4	$139 \pm 14\%$	$965 \pm 21\%$

Таблиця 6.68. Середнє (Z_1), дисперсія (Z_2), асиметрія (Z_3), ексцес (Z_4) розподілу контрасту інтерференційної картини у зоні дифракції Френеля

Z_i	Норма (35 зразків)	Патологія (33 зразки)
Z_1	$0.21 \pm 11\%$	$0.25 \pm 13\%$
Z_2	$0.14 \pm 9\%$	$0.16 \pm 12\%$
Z_3	$43 \pm 12\%$	$51 \pm 13\%$
Z_4	$69 \pm 14\%$	$55 \pm 16\%$

Таблиця 6.69. Середнє (Z_1), дисперсія (Z_2), асиметрія (Z_3), ексцес (Z_4) розподілу контрасту інтерференційної картини граничного поля у зоні дифракції Фраунгофера

Z_i	Норма (35 обр.)	Патологія (33 обр.)
Z_1	$0.28 \pm 9\%$	$0.31 \pm 10\%$
Z_2	$0.19 \pm 7\%$	$0.21 \pm 6\%$
Z_3	$26 \pm 11\%$	$29 \pm 12\%$
Z_4	$38 \pm 13\%$	$41 \pm 11\%$

Отже, у граничному полі (таблиця 6.67) різниця між статистичними моментами Z_1 , Z_2 складає практично 100%. Для статистичних моментів Z_3 , Z_4 вона досягає одного порядку.

У зонах дифракції Френеля (таблиця 6.68) і Фраунгофера (таблиця 6.69) діагностика фізіологічного стану суттєво утруднюється - статистика 1 – 4 порядків розподілу контрасту інтерференційних картин дуже близька.

§ 6.8. Поляризаційно-інтерференційна структурність об'єктних полів двопротинезаломлюючих структур біологічних тканин

Дана глава містить альбом інтерференційних полів архітектонічних сіток біологічних тканин, зареєстрованих у різних зонах дифракції.

6.8.1. М'язова тканина

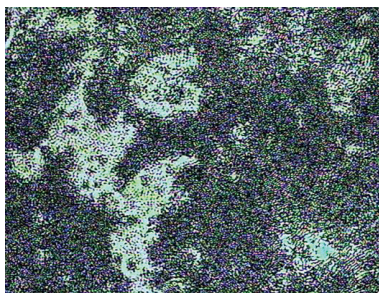


Рис. 6.198. Лазерне зображення м'язової тканини

Граничне поле

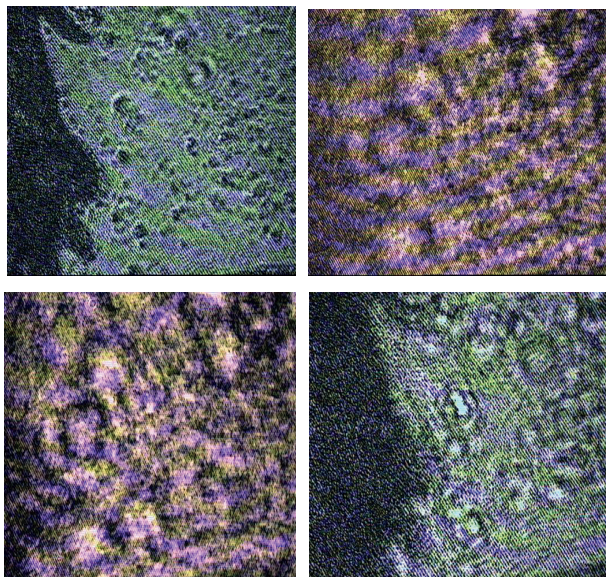
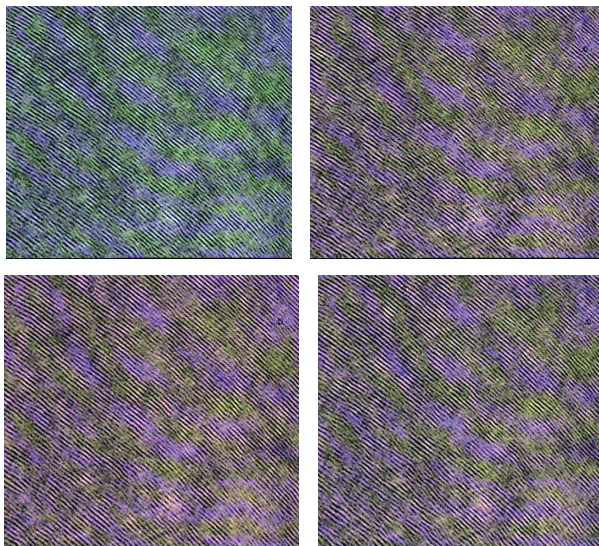
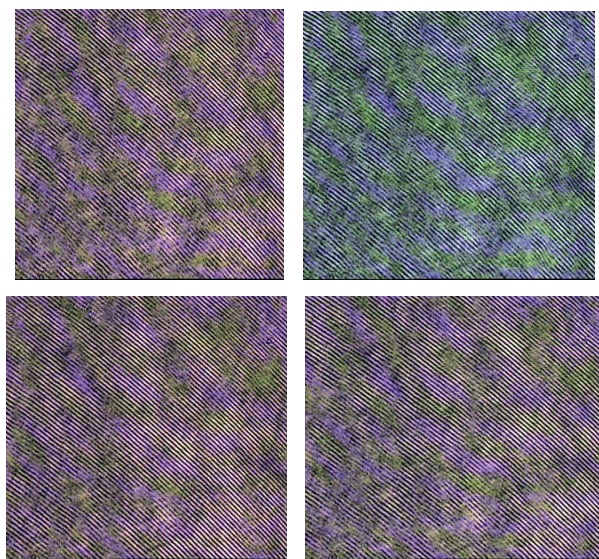


Рис. 6.199. Інтерференційні поля у граничній зоні дифракції



Зона Френеля

Рис. 6.200. Інтерференційні поля у зоні дифракції Френеля. Кожен фрагмент відповідає відстанні 1 мкм, 2 мкм, 3 мкм, 4 мкм



Зона Фраунгофера

Рис. 6.201. Інтерференційні поля у зоні дифракції Фраунгофера. Кожен фрагмент відповідає відстанні 5 мкм, 6 мкм, 7 мкм, 8 мкм

6.8.2. Легенева тканина

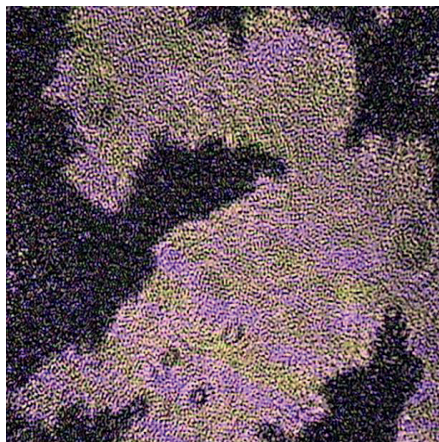
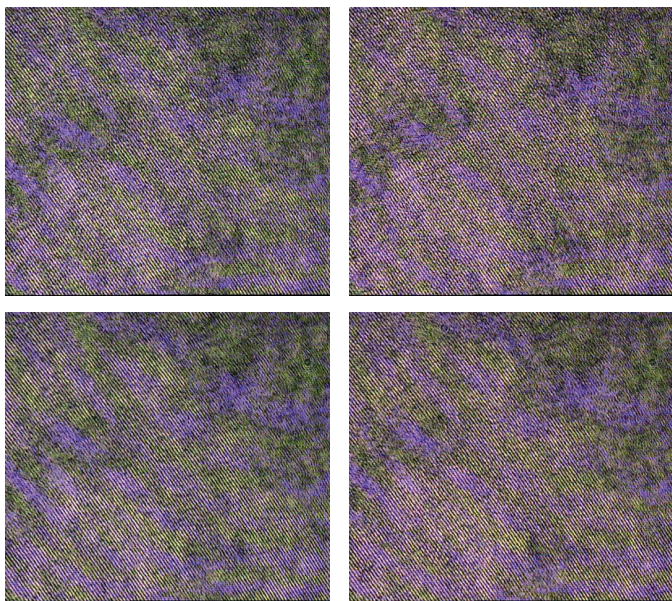
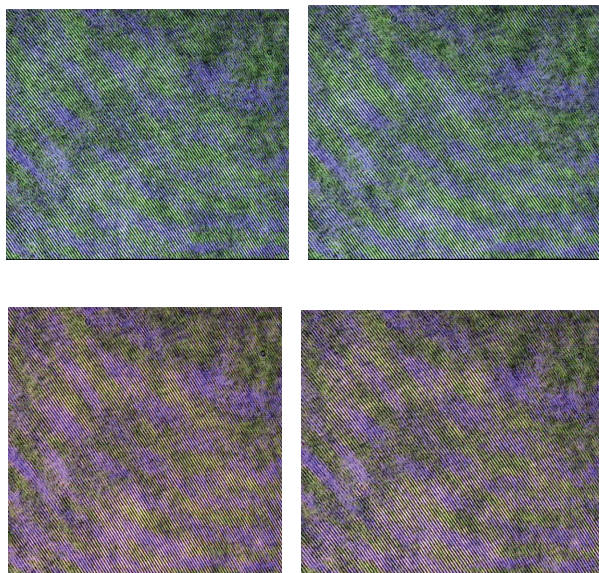


Рис. 6.202. Лазерне зображення м'язової тканини



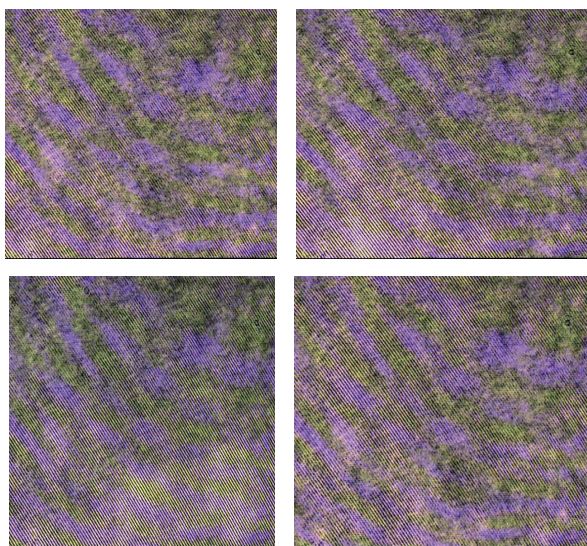
Граничне поле

Рис. 6.203. Інтерференційні поля у граничній зоні дифракції



Зона Френеля

Рис. 6.204. Інтерференційні поля у зоні дифракції Френеля. Кожен фрагмент відповідає відстанні 1 мкм, 2 мкм, 3 мкм, 4 мкм



Зона Фраунгофера

Рис. 6.205. Інтерференційні поля у зоні дифракції Фраунгофера. Кожен фрагмент відповідає відстанні 5 мкм, 6 мкм, 7 мкм, 8 мкм

З аналізу структури інтерференційних картин видно, що в зоні дифракції Френзеля та Фраунгофера мають місце формування інтерференційних виделок, що відповідають сингулярним точкам – нулям амплітуди світлових коливань.

В наступному розділі будуть наведені приклади таких сингулярностей.

6.8.3. Приклади поляризаційних сингулярностей

6.8.3.1. М'язова тканина

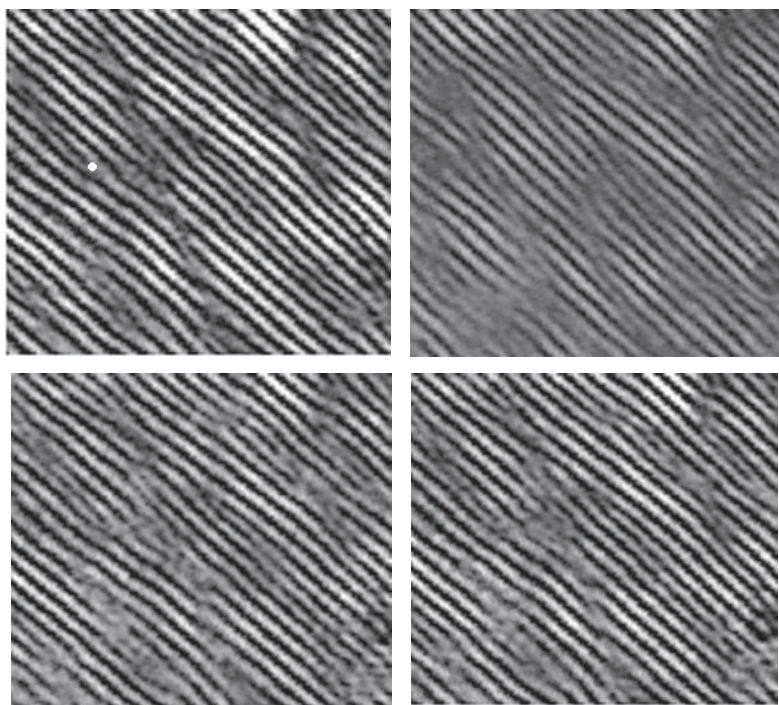


Рис. 6.206. Інтерференційні виделки у зоні дифракції Френзеля.
Відстані

1 мкм, 1,5 мкм, 2 мкм, 2.5 мкм

6.8.3.2. Легенева тканина

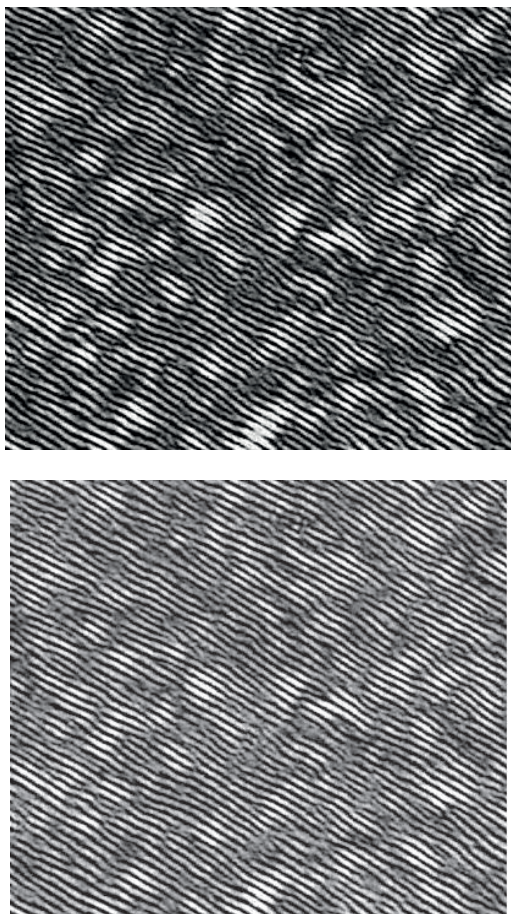


Рис. 6.207. Інтерференційні виделки у зоні дифракції Френеля. Відстані 1 мкм, 1,5 мкм

Найбільш цікавою особливістю, окрім нулів амплітуди, є наявність поляризаційних сингулярностей, що діагностуються у вигляді L-контури.

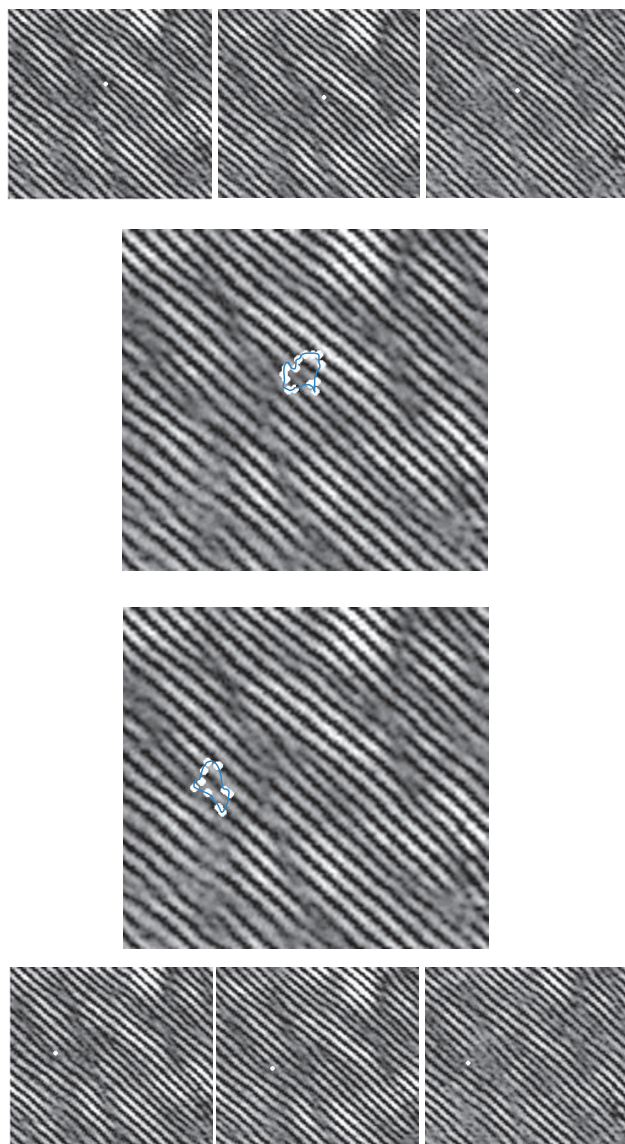


Рис. 6.208. L-контури у інтерференційній картині об'єктного поля м'язової тканини

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Чандрасекар С. Перенос лучистой энергии / С. Чандрасекар. – М. : Иностр. лит., 1953. – 432 с.
2. Исимару А. Распространение и рассеяние волн в случайно-неоднородных средах. Ч.2. Многократное рассеяние, турбулентность, шероховатые поверхности и дистанционное зондирование : пер. с англ. / А. Исимару. – М. : Мир, 1981. – 318 с.
3. Van de Hulst H. C. Light Sattering by Small Particles / H. C. Van de Hulst. – New York : Dover Publications, Ins. 1981. – 478 p.
4. Handbook of Coherent-Domain Optical Methods. Biomedical Diagnostics, Environmental and Material Science / ed by V. Tuchin. – Boston: KluwerAcademicPublishers. – 2004. vol. 1. – P. 43–92.
5. Тучин В. В. Исследование биотканей методами светорассеяния / В. В. Тучин // Успехи физических наук. – 1997. – Т. 167. – С. 517–539.
6. Приезжев А. В. Лазерная диагностика в биологии и медицине / А. В. Приезжев, В. В. Тучин, Л. П. Шубочкин. – М. : Наука, 1989. – 240 с.
7. Letokhov V. S. Laser biology and medicine / V. S. Letokhov // Nature. – 1985. – vol. 316. – P. 325–328.
8. Bronk B.V. In vivo measure of average bacterial cell size from a polarized light scattering function /B. V. Bronk,W. P. Van de Merwe, M. Stanley // Cytometry. – 1992. – V. 13. – P. 155–162.
9. Тучин В. В. Лазеры и волоконная техника в биомедицинских исследованиях / В. В. Тучин. – Саратов : Изд-во Саратов. ун-та, 1998. – 384 с.
10. Ushenko A. G. Polarization structure of scattering laser fields / A. G. Ushenko. // Optical Engineering. – 1995. – Vol. 34, № 4. – P. 1088–1093.
11. Sayles R. Surface topography as a non-stationary random process / R. Sayles, T. R. Thomas // Nature. – 1978. – vol. 271. – P. 431–434.
12. Church E. L. Relationship between surface scattering and microtopographic features / E. L. Church, H. A. Jenkinson, J. M. Zavada //Optical Engineering. – 1979. – V. 18. – P. 125–136.
13. Schmitt J. M. Use of polarized light to discriminate short-photons in a multiply scattering medium / J. M. Schmitt, A. H. Gandjibakhche, R. F. Bonnar // Applied Optics – 1992. – Vol. 31. – P. 6535–6546.
14. Tuchin V. V. Light propagation in tissues with controlled optical properties / V. V. Tuchin., I. L. Maksimova, D. A. Zimnyakov [et al] / Photon propagation in tissues II / eds by D. A. Benaron, B. Chance, G. Muller – Bellingham : SPIE 1996. – Vol. 2925. – P. 118–142.
15. Selected papers on tissue optics: applications in medical diagnostics and therapy / ed. by V. V. Tuchin. – Bellingham : SPIE 1994 – vol. MS102. – P. 2100.
16. Ушенко О. Г. Лазерна поляриметрія світлорозсіюючих об'єктів і середовищ : дис. докт. фіз.-мат. Наук : 01.04.05 / Ушенко Олександр Григорович. – Чернівці, 2001. – 334 с.

17. Ushenko A. G. Laser Polarimetry of Biological Tissue. Principles and Applications / A. G. Ushenko, V. P. Pishak // Coherent-Domain Optical Methods. Biomedical Diagnostics, Environmental and Material Science / ed by V. Tuchin. – Boston, Kluwer Academic Publishers, 2004. – P. 67.
18. Ангельский О. В. О структуре матриц преобразования лазерного излучения биофракталами / О. В. Ангельский, А. Д. Архелюк, С. Б. Ермоленко, Д. Н. Бурковец // Квантовая электроника. – 1999. – Т. 29, № 2. – С. 8–11.
19. Лазери в біології і медицині / Ушенко О. Г., Пішак В. П., Ангельський О. В., Єрмоленко С. Б. Пішак О. В., Ушенко С. А. – Чернівці : Медакадемія, 2000. – 277 с.
20. Ушенко О. Г. Лазерна поляриметрія фазово-неоднорідних об'єктів і середовищ / О. Г. Ушенко. – Чернівці : Медакадемія, 2000. – 251 с.
21. Ушенко О. Г. Лазерна поляриметрична діагностика в біології та медицині / О. Г. Ушенко, В. П. Пішак, О. В. Ангельський – Чернівці : Медакадемія, 2000. – 305 с.
22. Shuliang Jiao. Two-dimensional depth-resolved Mueller matrix of biological tissue measured with double-beam polarization-sensitive optical coherence tomography / Jiao Shuliang, Lihong V. Wang // Optics Letters – 2002. – vol. 27. – P. 101–103.
23. Shuliang Jiao. Optical-fiber-based Mueller optical coherence tomography / Jiao Shuliang, Lihong V. Wang, Yu Wurong, George Stoica // Optics Letters. – 2003. – vol. 28. – P. 1206–1208.
24. Shuliang Jiao. Depth-resolved two-dimensional Stokes vectors of backscattered light and Mueller matrices of biological tissue measured with optical coherence tomography / Jiao Shuliang, Lihong V. Wang, Yao Gang. // Optics Letters – 2000. – vol. 39. – P. 6318–6324.
25. Зеє Э. П. Особенности распространения поляризованного света в средах с сильно анизотропным рассеянием / Э. П. Зеє, Л. И. Чайковская // Журнал прикладной спектроскопии – 1986. – Т. 44, № 6. – С. 996–1005.
26. Cell and biotissue optics: application in laser diagnostics and therapy / ed. by V. V. Tuchin. – Bellingham : SPIE, 1994. – 2100 p.
27. Приезжев А. В. Лазерная микродиагностика оптических тканей глаза и форменных элементов крови / А. В. Приезжев, В. В. Тучин, Л. П. Шубочкин // Изв. АН СССР. Сер. Физическая. – 1989. – Т. 53. – С. 1490–1495.
28. Wang X. Polarized light propagation through scattering media: time-resolved Monte Carlo simulation and experiments / X. Wang, L-V. Wang, C-W Sun, C-C. Yang // Journal of Biomedical Optics. – 2003. – vol. 8. – P. 608–617.
29. Wang X. Polarized light propagation through the scattering media: time-resolved Monte Carlo and experiments / X. Wang, L-V. Wang, C-W. Sun, C-C. Yang // Journal of Biomedical Optics. – 2003. – Vol. 8. – P. 608–617.

30. Wang X. Monte Carlo model and single-scattering approximation of polarized light propagation in turbid media containing glucose / X. Wang, G. Yao, L. H. Wang // *Applied Optics*. – 2002. – Vol. 41. – P. 792–801.

31. Максимова И. Л. Поляризационные характеристики роговой оболочки глаза / И. Л. Максимова, В. В. Тучин, Л. П. Шубочкин // *Оптика и спектроскопия*. – 1986. – Т. 60. – С. 801–806.

32. Максимова И. Л. Методы и аппаратура для лазерной диагностики в офтальмологии / И. Л. Максимова, А. П. Миронычев, С. В. Романов [и др.] // *Изв. АН СССР. Сер. Физическая*. – 1990. – Т. 54. – С. 1918–1923.

33. Johnston R. G. Polarized light scattering / R. G. Johnston, S. B. Singham, G. C. Salzman // *Comments on molecular and cellular biophysics* – 1988. – Vol. 5, № 3. – P. 171–192.

34. Tuchin V. V. Lasers and fiber optics in biomedicine / V. V. Tuchin // *Laser Physics*. – 1993. – Vol. 3, No. 3,4. – P. 767–820, 925–950.

35. Приезжев А. В. Лазерная диагностика в биологии и медицине / А. В. Приезжев, В. В. Тучин, Л. П. Шубочкин. – М. : Наука, 1989. – 237 с.

36. Максимова И. Л. Матрицы рассеяния света хрусталика глаза / И. Л. Максимова, В. В. Тучин, Л. П. Шубочкин // *Оптика и спектроскопия*. – 1988. – Т. 65, № 3. – С. 615–620.

37. Максимова И. Л. Эффекты многократного рассеяния в биообъектах при лазерной диагностике / И. Л. Максимова, С. Н. Татаринцев, Л. П. Шубочкин // *Оптика и спектроскопия*. – 1992. – Т. 72. – С. 1171–1177.

38. Dreher A. W. Polarization technique measures retinal nerve fibers / A. W. Dreher, K. Reiter // *Clin. Vis. Sci.* – 1992. – Vol. 7. – P. 481–485.

39. Городничев Е. Е. Малоугловое многократное рассеяние света в случайно-неоднородных средах / Е. Е. Городничев, Д. Б. Рогозкин // *Письма в журнале экспериментальной и теоретической физики (ЖЭТФ)*. – 1995. – Т. 107. – С. 209–235.

40. Izotova V. F. Investigation of Mueller matrices of anisotropic nonhomogeneous layers in application to an optical model of the cornea / V. F. Izotova, I. L. Maksimova, I. S. Nefedov, S. V. Romanov // *Applied Optics*. – 1997. – Vol. 36. – P. 164–169.

41. Ушенко О. Г. Лазерна поляриметрія фазово-неоднорідних об'єктів і середовищ / О. Г. Ушенко. – Чернівці : Медакадемія, 2000. – 251 с.

42. Fercher A. F. Optical coherence tomography / A. F. Fercher // *J. Biomed. Opt.* – 1996. – vol. 1. – P. 157–173.

43. Schmitt J. M. Optical coherence tomography (OCT): A review / J. M. Schmitt // *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*. – 1999. – vol. 5. – P. 1205–1215.

44. Medical optical tomography: functional imaging and monitoring / eds. G. Müller, B. Chance, R. Alfano [et al.] – Bellingham : SPIE 1993. – Vol. IS11.

45. Rinnenberg H. Scattering of laser light in turbid media, optical tomography for medical diagnostics / H. Rinnenberg // *Inverse problem* / ed H. Lübbig. – Berlin : Akademie Verlag, 1995. – P. 107–141.

46. Huang D. Optical coherence tomography / D. Huang, E. A. Swanson, C. P. Lin [et al.] // *Science*. – 1991. – vol. 254. – P. 1178–1181.
47. Fercher A. F. In-vivo optical coherence tomography / A. F. Fercher, C. K. Hitzenberg, W. Drexler, G. Kamp, H. Sattman // *Amer. J. Ophthalmol.* – 1993. – vol. 116. – P. 113–114.
48. Schmitt J. M. Optical coherence tomography of a dense tissue: statistics of attenuation and backscattering / J. M. Schmitt, A. F. Fercher, C. K. Hitzenberg [et. al.] // *Physics in Medicine and Biology*. – 1994. – vol. 42. – P. 1427–1439.
49. Fujimoto J. G. Optical biopsy and imaging using optical coherence tomography / J. G. Fujimoto, M. E. Brezinski, G. J. Tearney[et. al]. // *Nature Med.* – 1995. – vol. 1. – P. 970–972.
50. Tearney G. J. In-vivo endoscopic optical biopsy with optical coherence tomography / G. J. Tearney, M. E. Brezinski, B. E. Bouma [et. al] // *Science*. – 1997. – vol. 276. – P. 2037–2039.
51. Hee M. R. Optical coherence tomography of the human retina / M. R. Hee, J. A. Izatt, E.A. Swanson // *Arch. Ophthalmol.* – 1995. – vol. 113. – P. 326–332.
52. Boppart S. A. Investigation of developing embryonic morphology using optical coherence tomography / S. A. Boppart, M. E. Brezinski, B. E. Bouma [et al.] // *Dev. Biol.* – 1996. – V. 177. – P.54–64.
53. Izatt J. A. Optical coherence tomography for biodiagnostics / J. A. Izatt, M. D. Kulkarni, K. Kobayashi [at al.]. // *Opt. Photon. News*. – 1997. – vol. 8, No. 5. – P. 41–47, 65.
54. Геликонов В. М. Когерентная оптическая томография микронеоднородностей биотканей / В. М. Геликонов, Г. В. Геликонов, Н. Д. Гладкова и др. // *Письма ЖЭТФ*. – 1995. – Т. 61. – С. 149–153.
55. Fercher A. F. In vivo optical coherence tomography / A. F. Fercher, C. K. Hitzenberger, W. Drexler [at al.] // *Amer. J. Ophthalmol.* – 1993. – vol. 116, № 1. – P. 113–114.
56. Schmitt J. M. Subsurface imaging of living skin with optical coherence tomography / J. M. Schmitt, M. Yadlowsky, R. Bonner. // *Dermatology* – 1995. – vol. 191, – P. 93–98.
57. Wang R. K. High resolution optical tomographic imaging of soft biological tissues / R. K. Wang, J. B. Elder // *Laser Physics*. – 2002. – vol. 12. – P. 611–616.
58. Boppart S. A. Imaging developing neural morphology using optical coherence tomography / S. A. Boppart, B. E. Bouma, M. E. Brezinski // *Journal of Neuroscience Methods*. – 1996. – vol. 70, №. 1. – P. 65–72.
59. Dolin L. S. A theory of optical coherence tomography / L.S. Dolin // *Radiophys. and Quant. Electr.* – 1998. – vol. 41 – P. 850–873.
60. Schmitt J. M. Model of optical coherence tomography of heterogeneous tissue / J. M. Schmitt, A. Knüttel // *Journal of the Optical Society of America*. – 1997. № 14 – P. 1231–1242.

61. John S. Optical Coherence Propagation and Imaging in a Multiple Scattering Medium / S. John, Y. Yang, // J. Biomed.Opt. – 1996. – vol. 1, №. 2. – P. 180 – 191.
62. Gelikonov V. M. Coherent optical tomographi of microscopic inhomogeneties in biological tissues / V. M. Gelikonov, G. V. Gelikonov, R. V. Kuranov [et al.] // JETP Letters. – 1995. – vol. 61. – P. 158 – 162.
63. Izatt J. A. System Integration and Signal Processing, in Handbook of Optical Coherence Tomography / J. A. Izatt, A. M. Rollins, R. Ung-arunyawee // Marcel Dekker, Inc. / eds B. Bouma and G. Tearney/ New York. – 2002. – P. 143–174.
64. Brezinski M. E. Optical coherence tomography: high resolution imaging in nontransparent tissue / M. E. Brezinski, J. G. Fujimoto // IEEE. J. Select. Tops Quant. Electr. – 1999. – vol. 5. – P. 1185–1192.
65. Zagainova E. V. In vivo optical coherence tomography feasibility for bladder disease / E. V. Zagainova, O. S. Strelzova, N. D. Gladkova [et al.] // J. Urology.– 2002. – V. 167. –P. 1492–1497.
66. Everett M. J. Birefringence characterization of biological tissue by use of optical coherence tomography / M. J. Everett, K. Schoenenberger, B. W. Colston, L. B. Da Silva // Optics Letters. – 1998. – vol. 23.– P. 228–230.
67. Boer de J. F. Polarization effects in optical coherence tomography of various biological tissues / J. F. de Boer, S. M. Srinivas, B. H. Park [et al.] // IEEE J. Select. Top. Quant. Electr. – 1999. – vol. 5.– P. 1200–1204.
68. Roth J. E. Simplified method for polarization-sensitive optical coherence tomography / J. E. Roth, J. A. Kozak, S. Yazdanfar [et al.] // Optics Letters. – 2001. – vol. 26. – P. 1069–1071.
69. Cense B. In vivo birefringence and thickness measurements of the human retinal nerve fiber layer using polarization-sensitive optical coherence tomography/ B. Cense, T. C. Chen, B. H. Park [et al.] // J. Biomed. Opt. – 2004. – vol. 9. – P. 121–125.
70. Izatt J. A. Optical coherence microscopy in scattering media / J. A. Izatt, M. R. Hee, G. M. Owen [et al.] // Opt. Lett. – 1994. – vol. 19, №. 8. – P. 590– 592.
71. Izatt J. A. Optical coherence tomography and microscopy in gastrointestinal tissues / J. A. Izatt, M. D. Kulkarni, H.-W. Wang [et al.]// IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics. – 1996. – vol. 2, №. 4. – P. 1017–1028.
72. Drexler W. In Vivo ultrahigh-resolution optical coherence tomography / W. Drexler, U. Morgner, F. X. Kartner [et al.] // Optics Letters. – 1999. – vol. 24. – P. 1221– 1223.
73. Ушенко О. Г. Дослідження мікроструктури кісткової тканини у поляризованому лазерному світлі / О. Г. Ушенко, В. П. Пішак, О. В. Пішак // Медичні перспективи. – 2000. – Т. 5, № 4. – С. 3– 7.
74. Лазерна поляризаційна морфологія біологічних тканин: статистичний і фрактальний підходи : монографія / О. Г. Ушенко,

В. П. Пішак, О. А. Ангельський, Ю. О. Ушенко. – Чернівці : Колір-Друк, 2007. – 314 с.

75. Ушенко О. Г. Дослідження динаміки патологічних змін дисперсії та контрасту когерентних зображень кісткової тканини / О. Г. Ушенко, О. В. Пішак, В. П. Пішак // Український медичний альманах. – 2000. – Т. 3, № 4. – С. 170–173.

76. Ангельський О. В. Рассеяние лазерного излучения мультифрактальными биоструктурами / О. В. Ангельский, А. Г. Ушенко, А. Д. Архелюк [и др.] // Опт. и спектр. – 2000. – Т. 88, № 3. – С. 495–498.

77. Angelsky O. V. Polarization-correlation investigation of biotissue multifractal structure and diagnostics of its pathological change / O. V. Angelsky, V. P. Pishak, A. G. Ushenko // Proc. SPIE. – 2001. – vol. 4242. – P. 201–209.

78. Yermolenko S. B. Laser polarimetry tomography of biotissue pathological changes / S. B. Yermolenko, O. V. Angelsky, A. G. Ushenko [et al.] // Proc. SPIE. – 2001. vol. 4425. – P. 117–123.

79. Angel'sky O. V. Laser polarimetry of pathological changes in biotissues / O. V. Angel'sky, A. G. Ushenko, A. D. Arkhelyuk [et al.] // Proc. SPIE. – 2002. – Vol. 4900. – P. 1045–1049.

80. Ushenko A. G. Polarization introscopy of phase-inhomogeneous layers / A. G. Ushenko // Proc SPIE. – 2002. – vol. 4900. – P. 1323–1326.

81. Ushenko Y. A. Polarization phase mapping of biological tissues: II. Skin as a transformer of vector structure of coherent radiation / Yu. A. Ushenko // Proc. SPIE. – 2004. – vol. 5477. – P. 506–512.

82. Angelsky O. V. Polarization reconstruction of orientation structure of biological tissues birefringent architectonic nets by using their Mueller-matrix speckle-images. / O. V. Angelsky, A. G. Ushenko, Yu. A. Ushenko // Journal of Holography and Speckle. – 2005. – vol. 2. – P. 72–79.

83. Yao Gang. Two-dimensional depth-resolved Mueller matrix characterization of biological tissue by optical coherence tomography / Gang Yao, Lihong V. Wang // Optics Letters – 1999. – vol. 24. – P. 537–539.

84. 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, Lihong V. Wang // Appl. Opt. – 2000. – vol. 39. – P. 6318–6324.

85. Jiao Shuliang. Two-dimensional depth-resolved Mueller matrix of biological tissue measured with double-beam polarization-sensitive optical coherence tomography / Shuliang Jiao, Lihong V. Wang // Optics Letters. – 2002. – vol. 27. – P. 101–103.

86. Wang X. Polarized light propagation through the scattering media: time-resolved Monte Carlo and experiments / X. Wang, L.- H. Wang, C.- W. Sun, C. C. Yang // Journal of Biomedical Optics – 2003. – vol. 8. – P. 608–617.

87. Ushenko A. G. Polarization-correlation analysis of anisotropic structures in bone tissue for the diagnostics of pathological changes /

A. G. Ushenko, O. V. Angelsky, D. M. Burkovets // Оптика и спектроскопия. – 2001. – Т. 90, № 3. – С. 458–464.

88. Ushenko A. G. Polarization correlometry and wavelet analysis of dynamics of changes in orientation-phase structure of tissue architectonics / A. G. Ushenko, D. M. Burkovets // Proc. SPIE. – vol. 4705. – P. 178–185.

89. Peresunko A. P. Polarization-correlation study of biotissues such as myoma and uterine cervix / A. P. Peresunko, A. G. Ushenko, L. A. Plavyuk, Yu. A. Ushenko // Proc. SPIE. – vol. 5067. – P. 56–63.

90. Angelsky O. V. Fractal structure of biotissues polarization properties for early diagnostics cancer changes / O. V. Angelsky, Ye. G. Ushenko, Yu. A. Ushenko, A. G. Ushenko // Proc. IEEE 6th International conference “Laser&Fiber-Optical Networks Modelling 2004”. – 2004. – P. 294–298.

91. Angelsky O. V. 2-D Stokes correlometry of biotissues images in pre-clinic diagnostics of their pre-cancer states / O. V. Angelsky, Ye. G. Ushenko, Yu. A. Ushenko, A. G. Ushenko // Proc. Nasa 2004 Photon Correlation and Scattering Conference, Amsterdam, The Netherlands. – 2004. – P. 75–77.

92. Ushenko Yu. A. Polarization phase mapping of biological tissues: II. Skin as a transformer of vector structure of coherent radiation / Yu. A. Ushenko // Proc. SPIE. – 2004. – vol. 5477. – P. 506–512.

93. Angelsky O. V. 2-D Stokes correlometry of biotissues images in pre-clinic diagnostics of their pre-cancer states / O. V. Angelsky, Ye. G. Ushenko, Yu. A. Ushenko, A. G. Ushenko // Proc. Nasa 2004 Photon Correlation and Scattering Conference, Amsterdam, The Netherlands. – 2004. – P. 75–77.

94. Angelsky O. V. Fractal structure of biotissues polarization properties for early diagnostics cancer changes / O. V. Angelsky, Ye. G. Ushenko, Yu. A. Ushenko, A. G. Ushenko // Proc. IEEE 6th International conference “Laser&Fiber-Optical Networks Modelling 2004”. – 2004. – P. 294–298.

95. Hazebroek H. F. Interferometric ellipsometry / H. F. Hazebroek, A. A. Holscher // J. Physics E-Scientific Instr. – 1973. – vol. 6. – P. 822–826.

96. Kempe M. Comparative study of confocal and heterodyne microscopy for imaging through scattering media / M. Kempe, H. Rudolph, E. Welsch // J. Opt. Soc. Am. A. – 1996. – vol. 13, №. 1. – P. 46–52.

97. Ushenko Yu. A. Polarization phase mapping of biological tissues: II. Skin as a transformer of vector structure of coherent radiation / Yu. A. Ushenko // Proc. SPIE. – 2004. – vol. 5477. – P. 506–512.

98. Ushenko Yu. A. Polarized cartography of biofractals / Yu. A. Ushenko // Elektronika. – 2004. – № 8–9. – P. 313–315.

99. Angelsky O. V. Investigation of 2D Mueller matrix structure of biological tissues for pre-clinical diagnostics of their pathological states / O. V. Angelsky, Yu. Ya. Tomka, A. G. Ushenko [et al.] // Journal of Applied Physics – 2005. – vol. 38. – P. 4227–4235.

100. Angelsky O. V. Polarization visualization and selection of biotissue image two-layer scattering medium / O. V. Angelsky, A. G. Ushenko, D. N. Burcovets [et al.] // J. Biomed. Opt. – 2005. – vol. 10, №. 1. – P. 014010.

101. Angelsky O. V. 2-D tomography of biotissue images in pre-clinic diagnostics of their pre-cancer states / O. V. Angelsky, Yu. Y. Tomka, A. G. Ushenko [et al.] // Proc. SPIE. – 2005. – vol. 5972. – P. 158–162.

102. Angelsky O. V. Polarization-correlation mapping of biological tissue coherent images / O. V. Angelsky, A. G. Ushenko, Yu. A. Ushenko, [et al.] // Journal of Biomedical Optics – 2005. – vol. 10, №. 6. – P. 064025.

103. Angelsky O. V. Polarization reconstruction of orientation structure of biological tissues birefringent architectonic nets by using their Mueller-matrix speckle-images / O. V. Angelsky, A. G. Ushenko, Yu. A. Ushenko // Journal of Holography and Speckle. – 2005. – vol. 2. – P. 72–79.

104. Ushenko Yu. A. Statistical structure of polarization-inhomogeneous images of biotissues with different morphological structures / Yu. A. Ushenko // Ukrainian Journal of Physical Optics. – vol. 6, №. 2. – P. 63–70.

105. Angelsky O. V. Fractal structure of biotissue polarization properties/ O. V. Angelsky, Yu. Y. Tomka, A. G. Ushenko [et al.] // Proc. SPIE. – 2005. – vol. 5972. – P. 163–168.

106. Angelsky O. V. Fractal structure of biotissues polarization properties for early diagnostics cancer changes / O. V. Angelsky, Ye. G. Ushenko, Yu. A. Ushenko, A. G. Ushenko // Proc. IEEE 6th International conference “Laser&Fiber-Optical Networks Modelling 2004”. – 2004. – P. 294–298.

107. Карачевцев А. О. Фур'є-стокполяриметрія полів лінійно та циркулярно двоприменозаломлюючих 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.

108. Stokes polarimetry of biological tissues oncological changes /A. O. Karachevtsev; L. Y. Kushnerick; V. O. Ushenko. // Conference; 15th, Novel optical systems design and optimization; Novel optical systems design and optimization XV : 15–16 August, 2012. – San Diego; California; United States, – 2012. – P 8487–8496. – ISSN -277-786X.

109. Wavelet analysis of polarization azimuths maps for laser images of myocardial tissue for the purpose of diagnosing acute coronary insufficiency /O. Ya. Vanchuliak, A.P. Peresunko, Bouzan Adel Bakko, L.Ya. Kushnerick // Tenth International Conference on Correlation Optics, edited by Oleg V. Angelsky. – 2011. – SPIE Proc. of SPIE – Vol. 8338. – P. 83381 X-1-6. – ISBN 9780819492043.

110. Fourier–Stokes polarimetry of laser radiation scattered fields for diagnostics of dystrophic changes of biological tissues histological sections / M. P. Gorsky, L. Ya. Kushneryk, L. Yu. Tryphonyuk, M. Sidor // APPLIED OPTICS. – 2012. – Vol. 51, – № 10. – P. 170–175.

111. Fourier–Stokes Polarimetry of Fields Scattered by Birefringent Biological Networks / P. O. Angelsky, M. P. Gorskii, L. Ya. Kushnerick [et al.] // Optical Memory and Neural Networks (Information Optics). – 2012, – Vol. 21. – № 4. – P. 233–241.

112. Fourier analysis of blood plasma laser images phase maps in the diagnosis of cancer in human organs / T. Boychuk, A. Ushenko, L. Kushnerick [et al.] // *Proc. SPIE (Applications of Digital Image Processing XXXVI)*. – 2013. – Vol. 8856. – P. 88562A-1–11.
113. Kushnerick L. Ya. Information content of the space-frequency filtering of blood plasma layers laser images in the diagnosis of pathological changes / A. G. Ushenko, T. M. Boychuk, L. Ya. Kushnerick [et al.] // *Proc. SPIE 9066, Eleventh International Conference on Correlation Optics, 90661O* December 17, 2013); doi: 10.1117/12.2053778.
114. Fourier-Stokes Polarimetry of Fields Scattered by Birefringence Biological Tissues / Yu. A. Usenko, P. O. Angelsky, A. V. Dubolasov, L. Ya. Kushnerick, L. B. Bodnar / 2nd International Conference on Nanotechnologies and Biomedical Engineering, Chisinau, Republic of Moldova (April 18-20, 2013) // Technical University of Moldova. – 2013. – P. 490–493.
115. Statistical and Correlation Structure of Fourier Spectra Polarizationally Filtered Laser Images of Optically Anisotropic Biological Networks / L. Ya. Kushnerick, L. B. Bodnar, M. P. Gorskii, M. Sydor // *Optical Memory and Neural Networks (Information Optics)*. – 2013. – Vol. 22., № 2. – P. 118–125.
116. Mueller-matrix differential diagnosis of biological crystallites phase anisotropy / V. O. Ushenko, G. D. Koval, V. T. Bachinskiy, L. Ya. Kushnerick, M. Garazdiy, M. M. Dominikov, O. V. Dronenko // *Proc. SPIE 9066, Eleventh International Conference on Correlation Optics, 906621* (December 17, 2013); doi: 10.1117/12.2053863.
117. Wolf E. Coherence properties of partially polarized electromagnetic radiation / E. Wolf // *Nuovo Cimento*. – 1959. – Vol. 13. – P. 1165–1181.
118. Wiener N. Generalized harmonic analysis / N. Wiener // *Acta Math*. – 1930. – Vol. 55. – P. 117–258.
119. Gori F. Beam coherence-polarization matrix / F. Gori, M. Santarsiero, S. Vicalvi, R. Borghi, G. Guattari // *Pure Appl. Opt.* – 1998. – Vol. 7. – P. 941–951.
120. Wolf E. Unified theory of coherence and polarization of random electromagnetic beams / E. Wolf // *Phys. Lett. A*. – 2003. – Vol. 312. – P. 263–267.
121. Tervo J. Degree of coherence for electromagnetic fields / J. Tervo, T. Setälä, A. Friberg. // *Opt. Express*. – 2003. – Vol. 11. – P. 1137–1143.
122. Movilla J. M. Parametric characterization of non-uniformly polarized beams / J. M. Movilla, G. Piquero, R. Martínez-Herrero, P. M. Mejías // *Opt. Commun.* – 1998. – Vol. 149. – P. 230–234.
123. Ellis J. Complex degree of mutual polarization / J. Ellis and A. Dogariu // *Opt. Lett.* – 2004. – Vol. 29. – P. 536–538.
124. Claudia Mujat. Statistics of partially coherent beams: a numerical analysis / Claudia Mujat, Aristide Dogariu // *J. Opt. Soc. Am. A*. – 2004. – Vol. 21, No. 6. – P. 1000–1003.
125. Gori F. Matrix treatment for partially polarized, partially coherent beams / F. Gori // *Opt. Lett.* – 1998. – Vol. 23. – P. 241–243.

126. Mujat M. Polarimetric and spectral changes in random electromagnetic fields / M. Mujat, A. Dogariu // *Opt. Lett.* – 2003. – Vol. 28. – P. 2153-2155.
127. Mujat M. Correlation matrix of a completely polarized, statistically stationary electromagnetic field / M. Mujat, A. Dogariu, G. S. Agarwal // *Opt. Lett.* – 2004. – Vol. 29. – P. 1539-1541.
128. Korotkova O. Spectral degree of coherence of a random three-dimensional electromagnetic field / O. Korotkova, E. Wolf // *J. Opt. Soc. Am. A.* – 2004. – Vol. 21, No.10. – P. 2382-2385.
129. Angelsky Oleg V. Complex degree of mutual polarization of biological tissue coherent images for the diagnostics of their physiological state / Oleg V. Angelsky, Alexander G. Ushenko, Yevheniya G. Ushenko // *J Biomed Opt.* – 2005. – Vol. 10, No. 6 – P. 060502.
130. Ushenko Ye. G. Complex Degree of Mutual Polarization of Biotissue's Speckle-Images / Ye. G. Ushenko // *Ukr. J. Phys Opt.* – 2005. – Vol. 6, No. 3. – P. 104-113.
131. Yuriy O. Ushenko, Yuriy Ya. Tomka, Igor Z. Misevitch, Vadim V. Istratiy and Olga I. Telenga, "Complex degree of mutual anisotropy of biological liquid crystals nets", *Opt. Eng.* 50, 039001 (Mar 16, 2011).
132. Yu. A. Ushenko, Yu. Ya. Tomka and A. V. Dubolazov, "Complex degree of mutual anisotropy of extracellular matrix of biological tissues," *Optics and Spectroscopy* 110(5), 814-819, 2011.
133. Yu. A. Ushenko, Yu. Ya. Tomka, A. V. Dubolazov, O. Yu. Telenga, "Diagnostics of optical anisotropy changes in biological tissues using Müller matrix", *QUANTUM ELECTRON*, 2011, **41** (3), 273–277.
134. Yu. A. Ushenko, O. I. Olar, A. V. Dubolazov, V. O. Balanetskaya, V. P. Unguryan, N. I. Zabolotna, B. P. Oleinichenko, "Mueller-matrix diagnostics of optical properties inherent to polycrystalline networks of human blood plasma," *Semicond. Physics, Quantum Electronics&Optoelectronics*, 14(1), 98-105, 2011.
135. Yu. A. Ushenko, O. I. Telenga, A. P. Peresunko and O. K. Numan, "New parameter for describing and analyzing the optical-anisotropic properties of biological tissues," *J. Innov. Opt. Health Sci.* **4**(3) 1-13 (2011).
136. Yuriy A. Ushenko, "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.* 16(6), 066006, June 2011.
137. Y. A. Ushenko, "Phase maps of polycrystalline human biological fluids networks: statistical, correlation, and fractal analysis," *Opto-electron. Rev.* 19(3), 333-339, 2011.
138. Y. A. Ushenko, "Wavelet analysis of polarization maps of polycrystalline biological fluids networks," *Opto-electron. Rev.* 19(4), 425-434, 2011.
139. S. B. Yermolenko, C. Yu. Zenkova, A. O. Angelskaya, Polarization manifestations of correlation (intrinsic coherence) of optical fields// *Applied Optics*, 2008, v.47, №32.

140. Y. A. Ushenko, A. O. Angelskaya, D. N. Burkovets On the interconnection between correlation and singular-optics approaches in polarization diagnostics of fields from biological tissues// Proc. SPIE. - 2008. - Vol. 7008 21 [7008-74]. – p. 1-8.
141. Polyanskii P. V., Hanson S. G., Ushenko A. G., Ushenko Y. A., A. O. Angelskaya. Topological and statistical describing inhomogeneously polarized light fields // Ukr. J. Phys.Opt. – 2007. – V. 8, No.4 – P. 217-227.
142. Angelsky O. V., Ushenko A. G., Angelskaya A. O., Ushenko Yu. A. Correlation- and singular-optical approaches in diagnostics of polarization inhomogeneity of coherent optical fields from biological tissues // Ukr.J.Phys.Opt.- 2007.- V. 8, No.2. –P. 106-123.
143. A. O. Angelskaya, Yu. A. Ushenko, Y. Ushenko, A. G Ushenko, Yu. Ya Tomka. Polarization speckle-reconstruction of biological tissues architectonics: Part 1. Polarization correlometry of birefringence architectonics: singular approach // Proc. SPIE. - 2007. - Vol. 6635, – p. 1-5.
144. A. O. Angelskaya, Yu. A. Ushenko, A. G Ushenko, A. Dubolazov, V. Istratiy, Yu. Ya Tomka. Polarization speckle-reconstruction of biological tissues architectonics; Part 2. Study of polarizing intercorrelative function of coherent images of phase-inhomogeneous layer anisotropy // Proc. SPIE. - 2007. - Vol. 6635, – p. 1-6.
145. A. O. Angelskaya, Yu. A. Ushenko, A. G Ushenko, A. Dubolazov, V. Istratiy, Yu. Ya Tomka. Polarization speckle-reconstruction of biological tissues architectonics; Part 3. Polarizing-correlative processing of images of statistical object in the problem of visualization and topology reconstruction of their phase heterogeneity // Proc. SPIE. - 2007. - Vol. 6635, – p. 1-6.
146. A. O. Angelskaya, Yu. A. Ushenko, A. G Ushenko, A. Dubolazov, V. Istratiy, Yu. Ya Tomka. Polarization speckle-reconstruction of biological tissues architectonics; Part 4. Coherent introscopy of phase-inhomogeneous surface and layers // Proc. SPIE. - 2007. - Vol. 6635, – p. 1-5.
147. O. V. Angelsky, A. G. Ushenko, A. O. Angelskaya, Yu. A. Ushenko. Polarization correlometry of polarization singularities of biological tissues object fields // Proc. SPIE. - 2007. - Vol. 6616, – p. 1-9.
148. Oleg V. Angelsky, Sergij B. Yermolenko, Claudia Yu. Zenkova, Alla O. Angelskaya On polarization manifestation of correlation (intrinsic coherence) of optical fields// Proc. SPIE. - 2009. - Vol. 7297 [729714-1]. – p. 1-5.
149. O. V. Angelsky, A. G Ushenko, Yu. A Ushenko, A. O. Angelskaya Fractal Structure of 2D Mueller Matrix Images of Biotissues// Ukr. J. Phys.Opt. – 2004. – V. 6, No.1 – P. 13-23.
150. O. V. Angelsky, A. G Ushenko, Yu. A Ushenko, A. O. Angelskaya Statistical structure of 2D Stokes parameters of birefringent biotissues images// Ukr. J. Phys.Opt. – 2004. – V. 5, No.4 – P. 123-130.
151. Oleg Angelsky; Alexander Ushenko; Sergej Yermolenko; Yuriy Ushenko; Alexander Prydij; Yevgenija Ushenko, “Polarization singularities of biological objects speckle-fields,” Proc. SPIE Vol. 6635, 66350O, 2007.

152. Yuriy A. Ushenko; Alla O. Angelskaya; Dmitry N. Burkovets, "On the interconnection between correlation and singular-optics approaches in polarization diagnostics of fields from biological tissues," Proc. SPIE Vol. 7008, 700821, 2008.
153. O. V. Angelsky; Yu. A. Ushenko; O. I. Olar; V. V. Bachinskii, "Correlation structure of biological crystal's Jones matrices," Proc. SPIE Vol. 7008, 70082A, 2008.
154. Yu. A. Ushenko, V. T. Bachinskii, "Polarization properties of biological rough surfaces," Proc. SPIE Vol. 7008, 700820, 2008.
155. Sergey B. Yermolenko, Yuriy A. Ushenko, Vadim I. Istratyy, Pavlo V. Ivashko, "Polarization selection of two-dimensional phase-inhomogeneous pathologically changed biological tissue images," Proc. SPIE Vol. 7371, 73711I, 2009.
156. Sergey Yermolenko, Yuriy Ushenko, Alexander Prydiy, Stepan Guminetski, Ion Gruia, "Spectropolarimetry in singular structure biotissue images for diagnostics of their pathological changes," Proc. SPIE Vol. 7371, 73711M, 2009.
157. I. Z. Misevitch, Yu. O. Ushenko, O. G. Pridiy, A. V. Motrich, Yu. Ya. Tomka, O. V. Dubolazov, "Investigation of singularities inherent to Mueller matrix images of biological crystals: diagnostics of their birefringent structure," Semicond. Physics, Quantum Electronics & Optoelectronics, 12(4), 379-390, 2009.
158. Yu. O. Ushenko, Yu. Ya. Tomka, O. G. Pridiy, A. V. Motrich, O. V. Dubolazov, I. Z. Misevitch, V. V. Istratiy, "Wavelet analysis for Mueller matrix images of biological crystal networks," Semicond. Physics, Quantum Electronics & Optoelectronics, 12(4), 391-398, 2009.
159. Yu. Ya. Tomka, Yu. A. Ushenko, A. O. Karachevtcev, "Laser metrology of biological crystals singular structure," Proc. SPIE 7388, 73881J, 2009.
160. Yu. A. Ushenko, V. T. Bachinskyi, I. V. Bachinskaya, "Evolution of power spectra of biological tissues Mueller matrix images in the process of changing their birefringent structure," Proc. SPIE 7388, 73881M, 2009.
161. Yu. A. Ushenko, P. T. Popovitch, S. V. Godnyuk, "Evolution of statistic moments of 2D distributions of biological tissues Mueller matrix elements in the process of their birefringent structure changes," Proc. SPIE 7388, 73881N, 2009.
162. Yu. A. Ushenko, A. P. Peresunko, and Bozan Adel Baku, "A New Method of Mueller-Matrix Diagnostics and Differentiation of Early Oncological Changes of the Skin Derma," *Advances in Optical Technologies*, vol. 2010, Article ID 952423, 9 pages, 2010.
163. Oleg V. Angelsky and Yuriy A. Ushenko, "The Degree of Mutual Anisotropy of Biological Liquid Crystals Net during the Diagnostics of Human Tissues Birefringence," *Advances in Optical Technologies*, vol. 2010, Article ID 321275, 9 pages, 2010.

164. Oleg V. Angelsky, Yuriy A. Ushenko, Alexander V. Dubolazov, and Olha Yu. Telenha, "The Interconnection between the Coordinate Distribution of Mueller-Matrixes Images Characteristic Values of Biological Liquid Crystals Net and the Pathological Changes of Human Tissues," *Advances in Optical Technologies*, vol. 2010, Article ID 130659, 10 pages, 2010.

165. Fourier–Stokes Polarimetry of Fields Scattered by Birefringent Biological Networks / P. O. Angelsky, M. P. Gorskii, L. Ya. Kushnerick [et al.] // *Optical Memory and Neural Networks (Information Optics)*. – 2012, –Vol. 21. – № 4. – P. 233–241.

166. Fourier analysis of blood plasma laser images phase maps in the diagnosis of cancer in human organs /T. Boychuk, A. Ushenko, L. Kushnerick [et al.] // *Proc. SPIE (Applications of Digital Image Processing XXXVI)*. – 2013. – Vol. 8856. – P. 88562A-1–11.

167. Kushnerick L. Ya. Information content of the space-frequency filtering of blood plasma layers laser images in the diagnosis of pathological changes / A. G. Ushenko, T. M. Boychuk, L. Ya. Kushnerick [et al.] // *Proc. SPIE* 9066, Eleventh International Conference on Correlation Optics, 90661O December 17, 2013); doi: 10.1117/12.2053778.

168. Wójcik, W., Pavlov, S., Kalimoldayev, M. (2019). Information Technology in Medical Diagnostics II. London: Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book. – 336 Pages, <https://doi.org/10.1201/9780429057618>

169. O.V. Dubolazov, A.G. Ushenko, Y.A. Ushenko, M.Yu. Sakhnovskiy, P.M. Grygoryshyn, N. Pavlyukovich, O.V. Pavlyukovich, V.T. Bachynskiy, S.V. Pavlov, R. Dzierzak & O. Mamyrbaev. The complex degree of coherence of the laser images of blood plasma and the diagnostics of oncological changes of human tissues/ *Information Technology in Medical Diagnostics II*. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 185-194.

170. O.V. Dubolazov, A.G. Ushenko, Y.A. Ushenko, M.Yu. Sakhnovskiy, P.M. Grygoryshyn, N. Pavlyukovich, O.V. Pavlyukovich, V.T. Bachynskiy, S.V. Pavlov, V.D. Mishalov, Z. Omiotek & O. Mamyrbaev. Laser Müller matrix diagnostics of changes in the optical anisotropy of biological tissues/ *Information Technology in Medical Diagnostics II*. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 195-203.

171. O.V. Dubolazov, A.G. Ushenko, Y.A. Ushenko, M.Yu. Sakhnovskiy, P.M. Grygoryshyn, N. Pavlyukovich, O.V. Pavlyukovich, S.V. Pavlov, V.D. Mishalov, C. Kaczmarek & A. Kalizhanova. Laser microscopy of polycrystalline human blood plasma films/ *Information Technology in Medical Diagnostics II*. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 205-217.

172. O.M. Chepurna, V.V. Kholin, I.O. Shton, V.S. Voytsekhovich, S.V. Pavlov, M.V. Lysyi, P. Kisała & Y. Amirgaliyev. Selective irradiation of superficial tumours depending on the photosensitiser fluorescence in the tissue/ *Information Technology in Medical Diagnostics II*. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 53-58.

173. V.D. Kuzovyk, A.D. Gordieiev, I.I. Burdenyuk, M. Maciejewski & S. Kalimoldayeva. Bioengineering system for professional recruiting and prediction of physiological changes in the body of extreme activities operators/ Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 59-66.
174. S. Kvaternuk, V. Petruk, O. Kvaternuk, O. Mokyanuk, A. Kotyra & A. Kozbakova. Mathematical modeling of change in color coordinates of superficial injuries of human soft tissues for forensic medicine/ Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 67-76.
175. Olexander V. Dubolazov, Alexander G. Ushenko, Sergii V. Pavlov, and etc. Degree of local depolarization of laser radiation fields sorted by multi-layer birefringence networks of protein crystals // Proc. SPIE 10808, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High-Energy Physics Experiments 2018, 108080N; doi: 10.1117/12.2501517; <https://doi.org/10.1117/12.2501517>.
176. Natalia I. Zabolotna, Sergei V. Pavlov, Oleksandr V. Karas, and Vladyslava V. Sholota. Processing and analysis of images in the multifunctional classification laser polarimetry system of biological objects // Proc. SPIE 10750, Reflection, Scattering, and Diffraction from Surfaces VI, 107500N; doi: 10.1117/12.2320209.
177. Vladimir V. Kholin, Oksana M. Chepurna, Sergii V. Pavlov, Waldemar Wójcik, and etc. In-vivo monitoring of oxygen saturation in murine carcinoma during PDT by diode laser light diffuse reflectance // Proc. SPIE 10445, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments 2017, 104453N; doi: 10.1117/12.2280980.
178. Vladimir V. Kholin, Oksana M. Chepurna, Sergii V. Pavlov, and etc. Determination of oxygen saturation and photosensitizer accumulation in the tumor with the help of LED and laser diode-based irradiation sources and fiber-optics probes // PRZEGLĄD ELEKTROTECHNICZNY, ISSN 0033-2097, R. 93 NR 5/2017. – P. 122-124.; doi:10.15199/48.2017.05.25.
179. Sergii V. Pavlov, Aleksandr T. Kozhukhar, et al. Electro-optical system for the automated selection of dental implants according to their colour matching // PRZEGLĄD ELEKTROTECHNICZNY, ISSN 0033-2097, R. 93 NR 3/2017. – P. 121-124. - doi:10.15199/48.2017.03.28.
180. Vladimir V. Kholin, Oksana M. Chepurna, Sergii Pavlov et al. Methods and fiber optics spectrometry system for control of photosensitizer in tissue during photodynamic therapy, *Proc. SPIE* 10031, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High-Energy Physics Experiments 2016, 1003138 (September 28, 2016); doi:10.1117/12.2249259.
181. Ronald H. Rovira; Stanislav Ye. Tuzhansky; Sergii V. Pavlov; Sergii N. Savenkov; Ivan S. Kolomiets, et al. Polarimetric characterisation of histological section of skin with pathological changes, *Proc. SPIE* 10031, Photonics

Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High-Energy Physics Experiments 2016, 100313E (September 28, 2016); doi:10.1117/12.2249373.

182. S. V. Pavlov; V. B. Vassilenko; I. R. Saldan; D. V. Vovkotrub; A. A. Poplavskaya, et al. Methods of processing biomedical image of retinal macular region of the eye, *Proc. SPIE* 9961, Reflection, Scattering, and Diffraction from Surfaces V, 99610X (September 26, 2016); doi:10.1117/12.2237154.

183. Ronald Rovira; Marcia M. Bayas; Sergey V. Pavlov; Tatiana I. Kozlovskaya; Piotr Kisała, et al. Application of a modified evolutionary algorithm for the optimization of data acquisition to improve the accuracy of a video-polarimetric system, *Proc. SPIE* 9816, Optical Fibers and Their Applications 2015, 981619 (December 18, 2015); doi:10.1117/12.2229087.

184. Natalia I. Zabolotna; Sergii V. Pavlov; Kostiantyn O. Radchenko; Vladyslav A. Stasenko; Waldemar Wójcik, et al. Diagnostic efficiency of Mueller-matrix polarization reconstruction system of the phase structure of liver tissue, *Proc. SPIE* 9816, Optical Fibers and Their Applications 2015, 98161E (December 18, 2015); doi:10.1117/12.2229018.

185. Oleg G. Avrunin; Maksym Y. Tymkovych; Sergii V. Pavlov; Sergii V. Timchik; Piotr Kisała, et al. Classification of CT-brain slices based on local histograms, *Proc. SPIE* 9816, Optical Fibers and Their Applications 2015, 98161J (December 18, 2015); doi:10.1117/12.2229040.

186. Oksana Chepurna; Irina Shton; Vladimir Kholin; Valerii Voytsehovich; Viacheslav Popov, et al. Photodynamic therapy with laser scanning mode of tumor irradiation, *Proc. SPIE* 9816, Optical Fibers and Their Applications 2015, 98161F (December 18, 2015); doi:10.1117/12.2229030.

187. N. I. Zabolotna; S. V. Pavlov; A. G. Ushenko; A. O. Karachevtsev; V. O. Savich, et al. System of the phase tomography of optically anisotropic polycrystalline films of biological fluids, *Proc. SPIE* 9166, Biosensing and Nanomedicine VII, 916616 (August 27, 2014).

188. N. I. Zabolotna; S. V. Pavlov; A. G. Ushenko; O. V. Sobko and V. O. Savich. Multivariate system of polarization tomography of biological crystals birefringence networks, *Proc. SPIE* 9166, Biosensing and Nanomedicine VII, 916615 (August 27, 2014); doi:10.1117/12.2061105.

189. Pavlov S. V. Information Technology in Medical Diagnostics // Waldemar Wójcik, Andrzej Smolarz, July 11, 2017 by CRC Press - 210 Pages.

190. Tetiana I. Kozlovskaya, Sergiy V. Pavlov. Optoelectronic means of diagnosing human pathologies associated with peripheral blood circulation // Monograph: LAP LAMBERT Academic Publishing, Beau Bassin 71504, Mauritius, 2019. – 56 Pages.

191. Wójcik, W., Pavlov, S., Kalimoldayev, M. (2019). Information Technology in Medical Diagnostics II. London: Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book. – 336 Pages, <https://doi.org/10.1201/9780429057618>

192. Information Technology in Medical Diagnostics II // Wójcik, W., Pavlov, S., Kalimoldayev, M. (2019). London: Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book. – 336 Pages, <https://doi.org/10.1201/9780429057618>

193. O.G. Avrunin, M.Y. Tymkovych, H. Farouk Ismail Saed, A.V. Loburets, I.A. Krivoruchko, A. Smolarz & S. Kalimoldayeva. Application of 3D printing technologies in building patient-specific training systems for computing planning in rhinology / Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP.1-8.
194. K.G. Selivanova, O.G. Avrunin, S.M. Zlepko, S.V. Tymchyk, B. Pinaiev, T. Zyska & M. Kalimoldayev. Virtual training system for tremor prevention/ Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 9-14.
195. T.V. Zhemchuzhkina, T.V. Nosova, V.B. Vassilenko, D.Kh. Shtofel, Y.P. Liskov, M. Duk & G. Duskazaev. Some technical propositions for electromyographical human interface device/ Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP.15-21.
196. O.G. Avrunin, Y.V. Nosova, N.O. Shushlyapina, A.S. Zlepko, A.I. Bezuglyi, T. Zyska & G. Ziyatbekova. Formalization of the diagnosis of olfactory disorders/ Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 23-29.
197. O.G. Avrunin, Y.V. Nosova, N.O. Shushlyapina, V.V. Kuzmenko, A.S. Zlepko, W. Wójcik & D. Nuradilova. Determination of the odorivector evaporation intensity during an olfactory study/ Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 31-38.
198. O.G. Avrunin, E. Mustetsova, S.M. Zlepko, N.I. Zabolotna, D.M. Baranovskiy, A.M. Dyvak, M. Maciejewski & A. Bazarbayeva. Possibilities of apnea diagnostics by fuzzy logic methods/ Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP.39-46.
199. O.V. Vysotska, Y.G. Bespalov, A.I. Pecherska, S.M. Koval, O.M. Lytvynova, A.M. Dyvak, M. Maciejewski & A. Kalizhanova. Mathematical simulation of the structure of pulsed arterial pressure relations with vascular damage factors in patients with arterial hypertension / Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 47-52.
200. O.M. Chepurna, V.V. Kholin, I.O. Shton, V.S. Voytsehovich, S.V. Pavlov, M.V. Lysyi, P. Kisała & Y. Amirgaliyev. Selective irradiation of superficial tumours depending on the photosensitiser fluorescence in the tissue/ Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 53-58.
201. V.D. Kuzovyk, A.D. Gordieiev, I.I. Burdenyuk, M. Maciejewski & S. Kalimoldayeva. Bioengineering system for professional recruiting and prediction of physiological changes in the body of extreme activities operators/ Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 59-66.

202. S. Kvaternuk, V. Petruk, O. Kvaternuk, O. Mokyanuk, A. Kotyra & A. Kozbakova. Mathematical modeling of change in color coordinates of superficial injuries of human soft tissues for forensic medicine/ Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 67-76.

203. V.D. Kuzovyk, O. Bulyhina, O. Ivanets, Y. Onykienko, P.F. Kolesnic, W. Wójcik & D. Nuradilova. Complex assessment of the flight crew's psychophysiological state/ Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP.77-85.

204. S.V. Pavlov, T.A. Martianova, Y.R. Saldan, Y.I. Saldan, L.V. Zagoruiko, O.Yu. Pinaieva, Z. Omiotek & K. Dassibekov. Methods and computer tools for identifying diabetes-induced fundus pathology/ Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 87-99.

205. Y.G. Bespalov, O. Vysotska, A. Porvan, E. Linnyk, V.A. Stasenکو, G.D. Doroshenko, Z. Omiotek & Y. Amirgaliyev. Information system for recognition of biological objects in the RGB spectrum range/ Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 101-110.

206. A.D. Cherenkov, N.G. Kosulina, S.M. Zlepko, T.A. Chernyshova, N.A. Shpakova, Z. Omiotek & M. Kalimoldayev. Diagnostics of early human tumours in microwave with UHF-sensing/ Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 111-117.

207. O.V. Katelyan, S.D. Himych, P.F. Kolesnic, A.S. Barylo, V.S. Pavlov, T.I. Kozlovska, M. Maciejewski & A. Kalizhanova. Study of the peripheral blood circulation of an abdominal wall using optoelectronic plethysmograph/ Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 119-125.

208. O.K. Nosovets, V.S. Yakymchuk, V.Y. Kotovskyi, E.M. Bairamov, V.G. Paliy, R. Dzierzak & K. Dassibekov. Prevention of complications in children in the early postoperative period after surgical treatment of the single ventricle heart/ Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP.127-135.

209. S.V. Kostishyn, S.M. Zlepko, M.V. Moskovko, V.V. Bychkov, H.S. Lepekhina, D. Sawicki & A. Kalizhanova. Automation equipped working place of the neurologist of a perinatal centre/ Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 137-144.

210. S.V. Kostishyn, D.K. Shtofel, S.V. Tymchyk, I.V. Fedosova, S.V. Yakubovska, O.Yu. Pinaieva, J. Tanaś & A. Kozbakova. Database development for the automated workplace of the perinatal neurologist/ Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 145- 155.

211. A.I. Povoroznyuk, A.E. Filatova, L.M. Kozak, S.V. Danilkov, O.V. Sherbakov, Z. Omiotek & M. Kalimoldayev. Formalisation of the problem of the matched morphological filtering of biomedical signals and images/ Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press / Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 155-162.
212. A.I. Povoroznyuk, A.E. Filatova, A.S. Kovalenko, O.Yu. Azarkhov, N.B. Savina, O.Yu. Pinaieva, A. Smolarz, K. Gromaszek & A. Kalizhanova. Developing a mathematical model of instrumental examination of patients/ Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 163-171.
213. Y.O. Bezsmertnyi, H.V. Bezsmertna, A.S. Barylo, V.S. Pavlov, T.I. Kozlovskaya, A.M. Korobov, D. Harasim & D. Nuradilova. Optoelectronic plethysmography method for evaluation of peripheral blood circulation/ Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 173-179.
214. T.A. Smerdova, E.L. Pirotti, M.V. Bachinsky, V.E. Krivonosov, S.M. Goncharuk, M. Maciejewski & S. Kalimoldayeva. Frequency-selective heart defibrillation model/ Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 179-184.
215. O.V. Dubolazov, A.G. Ushenko, Y.A. Ushenko, M.Yu. Sakhnovskiy, P.M. Grygoryshyn, N. Pavlyukovich, O.V. Pavlyukovich, V.T. Bachynskiy, S.V. Pavlov, R. Dzierzak & O. Mamyrbaev. The complex degree of coherence of the laser images of blood plasma and the diagnostics of oncological changes of human tissues/ Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 185-194.
216. O.V. Dubolazov, A.G. Ushenko, Y.A. Ushenko, M.Yu. Sakhnovskiy, P.M. Grygoryshyn, N. Pavlyukovich, O.V. Pavlyukovich, V.T. Bachynskiy, S.V. Pavlov, V.D. Mishalov, Z. Omiotek & O. Mamyrbaev. Laser Müller matrix diagnostics of changes in the optical anisotropy of biological tissues/ Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 195-203.
217. O.V. Dubolazov, A.G. Ushenko, Y.A. Ushenko, M.Yu. Sakhnovskiy, P.M. Grygoryshyn, N. Pavlyukovich, O.V. Pavlyukovich, S.V. Pavlov, V.D. Mishalov, C. Kaczmarek & A. Kalizhanova. Laser microscopy of polycrystalline human blood plasma films/ Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 205-217.
218. R.N. Kyvetnyy, O.Yu. Sofina, R. Maslii, A. Olesenko, O.A. Poplavskyy, A. Smolarz & A. Sagymbekova. Development of segment classification criteria based on the features of compression algorithms/ Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 219-227.
219. T.V. Zhemchuzhkina, T.V. Nosova, O.Yu. Pinaieva, W. Wójcik & A. Tergeusizova. Designing a biomedical electromyographic complex with a pain

level control/ Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press / Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 229-235.

220. O.A. Khorozovn, I.V. Krak, A.I. Kulias, V.S. Kasianiuk, W. Wójcik & A. Tergeusizova. Monitoring vital signs using fuzzy logic rules/ Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 237-243.

221. A.O. Fefelov, V.I. Lytvynenko, I.A. Lurie, V.V. Osypenko, I.M. Melnychuk, W. Wójcik & S. Kalimoldayeva. Mutation schemes of the hybrid clonal selection algorithm for the reconstruction of gene regulatory networks/ Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 245-253.

222. A.I. Povoroznyuk, A.E. Filatova, O.Yu. Zakovorotniy, Y.V. Kuzmenko, W. Wójcik & S. Kalimoldayeva. The functional model of instrumental examination of a patient/ Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 253-267.

223. S.M. Koval, E.I. Sokol, P.F. Shchapov, R.S. Tomashevskiy, O.V. Soltmann, W. Wójcik & K. Dassibekov. Classification of nonstationary cardiac signals based on their spectral and probabilistic properties/ Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 267-273.

224. S.M. Koval, I.O. Snihurska, O. Vysotska, H.M. Strashnenko, W. Wójcik & K. Dassibekov. Prognosis of essential hypertension progression in patients with abdominal obesity/ Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press / Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 275-287.

225. R.H. Rovira, M.M. Bayas, J. Pastoriza, S.V. Pavlov, W. Wójcik & A. Bazarbayeva. Tele-detection system for the automatic sensing of the state of the cardiovascular functions in situ/ Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press / Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 289-296.

226. I.P. Dovgan, Y.G. Shevchuk, S.Ye. Tuzhanskyi, I.V. Abramchuk, M.V. Sakhno, W. Wójcik & D. Nuradilova. Model of skin tissue heat transfer in the conditions of cryosurgical impact/ Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press / Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP.297-306.

227. O. Vlasenko, O. Chaikovska, I. Rokunets, O. Vlasenko, W. Wójcik, S.V. Pavlov & A. Bazarbayeva. Multichannel system for recording myocardial electrical activity/ Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press / Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 307-314.

228. Sergey I. Vyatkin, Olexander N. Romanyuk, Sergii V. Pavlov, and etc. Offsetting and blending with perturbation functions // Proc. SPIE 11045, Optical Fibers and Their Applications 2018, 110450W, 2019; doi: 10.1117/12.2522353; <https://doi.org/10.1117/12.2522353>.

229. Sergey I. Vyatkin, Olexander N. Romanyuk, Sergii V. Pavlov, and etc. A GPU-based multi-volume rendering for medicine // Proc. SPIE 11045, Optical Fibers and Their Applications 2018, 1104513, 2019); doi: 10.1117/12.2522408; <https://doi.org/10.1117/12.2522408>.
230. Sergey I. Vyatkin, Olexander N. Romanyuk, Sergii V. Pavlov, and etc. Offsetting and blending with perturbation functions // Proc. SPIE 10808, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High-Energy Physics Experiments 2018, 108082Y, doi: 10.1117/12.2501694.
231. Leonid I. Timchenko, Sergii V. Pavlov, and etc. Precision measurement of coordinates of power center of extended laser path images // Proc. SPIE 10808, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High-Energy Physics Experiments 2018, 1080810; doi: 10.1117/12.2501628; <https://doi.org/10.1117/12.2501628>.
232. Olexiy D. Azarov, Sergii V. Pavlov, and etc. Principles of fast count in modified Fibonacci numerical system // Proc. SPIE 10808, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High-Energy Physics Experiments 2018, 1080829, doi: 10.1117/12.2501565.
233. Olexander V. Dubolazov, Alexander G. Ushenko, Sergii V. Pavlov, and etc. Degree of local depolarization of laser radiation fields sorted by multi-layer birefringence networks of protein crystals // Proc. SPIE 10808, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High-Energy Physics Experiments 2018, 108080N; doi: 10.1117/12.2501517; <https://doi.org/10.1117/12.2501517>.
234. Natalia I. Zabolotna, Sergei V. Pavlov, Oleksandr V. Karas, and Vladyslava V. Sholota. Processing and analysis of images in the multifunctional classification laser polarimetry system of biological objects // Proc. SPIE 10750, Reflection, Scattering, and Diffraction from Surfaces VI, 107500N; doi: 10.1117/12.2320209; <https://doi.org/10.1117/12.2320209>.
235. Valentina K. Serkova, Sergey V. Pavlov, Valentina A. Romanava, and etc. Medical expert system for assessment of coronary heart disease destabilization based on the analysis of the level of soluble vascular adhesion molecules // Proc. SPIE 10445, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments 2017, 104453O; doi: 10.1117/12.2280984; <https://doi.org/10.1117/12.2280984>.
236. Yosyp R. Saldan, Sergii V. Pavlov, Dina V. Vovkotrub, Waldemar Wójcik, and etc. Efficiency of optical-electronic systems: methods application for the analysis of structural changes in the process of eye grounds diagnosis // Proc. SPIE 10445, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments 2017, 104450S; doi: 10.1117/12.2280977; <https://doi.org/10.1117/12.2280977>.
237. Sergey I. Vyatkin, Sergii A. Romanyuk, Sergii V. Pavlov, and etc. Using lights in a volume-oriented rendering // Proc. SPIE 10445, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics

Experiments 2017, 104450U; doi: 10.1117/12.2280982; <https://doi.org/10.1117/12.2280982>.

238. Leonid I. Timchenko, Sergii V. Pavlov, Waldemar Wójcik, and etc. Bio-inspired approach to multistage image processing // *Proc. SPIE 10445, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments 2017*, 104453M; doi: 10.1117/12.2280976; <https://doi.org/10.1117/12.2280976>.

239. Vladimir V. Kholin, Oksana M. Chepurna, Sergii V. Pavlov, Waldemar Wójcik, and etc. In-vivo monitoring of oxygen saturation in murine carcinoma during PDT by diode laser light diffuse reflectance // *Proc. SPIE 10445, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments 2017*, 104453N; doi: 10.1117/12.2280980; <https://doi.org/10.1117/12.2280980>.

240. Vladimir V. Kholin, Oksana M. Chepurna, Sergii V. Pavlov, and etc. Determination of oxygen saturation and photosensitizer accumulation in the tumor with the help of LED and laser diode-based irradiation sources and fiber-optics probes // *PRZEGLĄD ELEKTROTECHNICZNY*, ISSN 0033-2097, R. 93 NR 5/2017. – P. 122-124.; doi:10.15199/48.2017.05.25.

241. Sergii V. Pavlov, Aleksandr T. Kozhukhar, et al. Electro-optical system for the automated selection of dental implants according to their colour matching // *PRZEGLĄD ELEKTROTECHNICZNY*, ISSN 0033-2097, R. 93 NR 3/2017. – P. 121-124. - doi:10.15199/48.2017.03.28.

242. Vladimir V. Kholin, Oksana M. Chepurna, Sergii Pavlov et al. Methods and fiber optics spectrometry system for control of photosensitizer in tissue during photodynamic therapy, *Proc. SPIE 10031, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High-Energy Physics Experiments 2016*, 1003138 (September 28, 2016); doi:10.1117/12.2249259.

243. Ronald H. Rovira; Stanislav Ye. Tuzhanskyy; Sergii V. Pavlov; Sergii N. Savenkov; Ivan S. Kolomiets, et al. Polarimetric characterisation of histological section of skin with pathological changes, *Proc. SPIE 10031, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High-Energy Physics Experiments 2016*, 100313E (September 28, 2016); doi:10.1117/12.2249373.

244. S. V. Pavlov; V. B. Vassilenko; I. R. Saldan; D. V. Vovkotrub; A. A. Poplavskaya, et al. Methods of processing biomedical image of retinal macular region of the eye, *Proc. SPIE 9961, Reflection, Scattering, and Diffraction from Surfaces V*, 99610X (September 26, 2016); doi:10.1117/12.2237154.

245. Ronald Rovira; Marcia M. Bayas; Sergey V. Pavlov; Tatiana I. Kozlovskaya; Piotr Kisała, et al. Application of a modified evolutionary algorithm for the optimization of data acquisition to improve the accuracy of a video-polarimetric system, *Proc. SPIE 9816, Optical Fibers and Their Applications 2015*, 981619 (December 18, 2015); doi:10.1117/12.2229087.

246. Natalia I. Zabolotna; Sergii V. Pavlov; Kostiantyn O. Radchenko; Vladyslav A. Stasenko; Waldemar Wójcik, et al. Diagnostic efficiency of Mueller-matrix polarization reconstruction system of the phase structure of liver tissue,

Proc. SPIE 9816, Optical Fibers and Their Applications 2015, 98161E (December 18, 2015); doi:10.1117/12.2229018.

247. Oleg G. Avrunin; Maksym Y. Tymkovych; Sergii V. Pavlov; Sergii V. Timchik; Piotr Kisała, et al. Classification of CT-brain slices based on local histograms, *Proc. SPIE* 9816, Optical Fibers and Their Applications 2015, 98161J (December 18, 2015); doi:10.1117/12.2229040.

248. Oksana Chepurna; Irina Shton; Vladimir Kholin; Valerii Voytsehovich; Viacheslav Popov, et al. Photodynamic therapy with laser scanning mode of tumor irradiation, *Proc. SPIE* 9816, Optical Fibers and Their Applications 2015, 98161F (December 18, 2015); doi:10.1117/12.2229030.

249. Olexander N. Romanyuk; Sergii V. Pavlov; Olexander V. Melnyk; Sergii O. Romanyuk; Andrzej Smolarz, et al. Method of anti-aliasing with the use of the new pixel model, *Proc. SPIE* 9816, Optical Fibers and Their Applications 2015, 981617 (December 18, 2015); doi:10.1117/12.2229013.

250. S. O. Romanyuk; S. V. Pavlov; O. V. Melnyk. New method to control color intensity for antialiasing. Control and Communications (SIBCON), 2015 International Siberian Conference. - 21-23 May 2015. - DOI: 10.1109/SIBCON.2015.7147194/<http://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/7147194>

251. N. I. Zabolotna; S. V. Pavlov; A. G. Ushenko; A. O. Karachevtsev; V. O. Savich, et al. System of the phase tomography of optically anisotropic polycrystalline films of biological fluids, *Proc. SPIE* 9166, Biosensing and Nanomedicine VII, 916616 (August 27, 2014).

252. N. I. Zabolotna; S. V. Pavlov; A. G. Ushenko; O. V. Sobko and V. O. Savich. Multivariate system of polarization tomography of biological crystals birefringence networks, *Proc. SPIE* 9166, Biosensing and Nanomedicine VII, 916615 (August 27, 2014); doi:10.1117/12.2061105.

Наукове видання

Ушенко Олександр Григорович
Павлов Сергій Володимирович
Вуйцік Вальдемар
Кушнерик Людмила Ярославівна
Заболотна Наталія Іванівна
Ушенко Юрій Олександрович
Дуболазов Олександр Володимирович
Ангельська Алла Олегівна
Томка Юрій Ярославович
Ушенко Володимир Олександрович

МЕТОДИ І ЗАСОБИ ЛАЗЕРНОЇ ПОЛЯРИМЕТРІЇ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

Том I

Монографія

Редактори: С.Павлов, О.Ушенко

Оригінал-макет підготовлено Л.Кушнерик

Підписано до друку 25.05.2019 р.

Формат 60×90/16 Папір офсетний

Гарнітура Times New Roman

Друк різнографічний Ум. др. арк. 8,55

Наклад 200 прим. (1 випуск 75 прим.) Зам № 144150

Віддруковано у ПП «ТД «Едельвейс і К»

21100, м. Вінниця, 600-річчя, 17.

Тел. (0432) 55-03-33

Свідоцтво суб'єкта видавничої справи

серія ДК № 3736

ISBN 978-617-7237-64-7



9 786177 237647

Монографія присвячена розгляду питань взаємодії лазерного випромінювання з оптично-анізотропними структурами біологічних тканин. Розглянуто основні фізичні закономірності формування поляризаційно-неоднорідних об'єктних полів біологічних шарів різної морфологічної будови та фізіологічного стану. Представлена архітектура та особливості будови оптико-електронних систем поляриметричної діагностики оптично-анізотропної структури біологічних тканин. Розглянуто принципи оптичної діагностики важких системних патології органів людини.

Монографія розрахована на науковців, аспірантів, студентів спеціальностей “Лазерна та оптоелектронна техніка”, “Біотехнічні та медичні апарати та системи”, “Біомедична інженерія” .



9 786177 237647