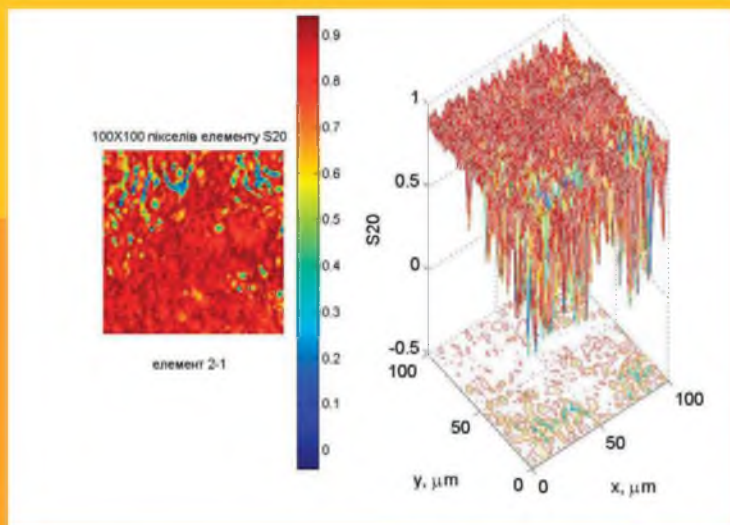


О.Г. Ушенко, С.В. Павлов, Вальдемар Вуйцік,
Л.Я. Кушнерик, Н.І. Заболотна, Ю.Ф. Марчук, С.М.Злепко,
Н.В. Пашковська, О.І. Федів, Д.Р. Андрійчук

МЕТОДИ І СИСТЕМИ ЛАЗЕРНОЇ ПОЛЯРИМЕТРІЇ ОПТИЧНОЇ АНІЗОТРОПІЇ ЖОВЧІ ЛЮДИНИ

Том II



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.Ф. Марчук, С.М.Злепко,
Н.В. Пашковська, О.І. Федів, Д.Р. Андрійчук**

**МЕТОДИ І СИСТЕМИ ЛАЗЕРНОЇ ПОЛЯРИМЕТРІЇ
ОПТИЧНОЇ АНІЗОТРОПІЇ ЖОВЧІ ЛЮДИНИ
II Том**

Монографія

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

Вінниця
ПП «ТД «Едельвейс і К»
2019

УДК 535.361
ББК 22.34:5
М73

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:

Поперенко Леонід Володимирович, доктор фіз.-мат.наук, професор, завідувач кафедри оптики Київського національного університету імені Тараса Шевченка Міністерства освіти і науки України.

Сахновський Михайло Юрійович, доктор технічних наук, професор кафедри оптики та видавничо-поліграфічної справи Чернівецького національного університету імені Юрія Федьковича Міністерства освіти і науки України

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

М 73 **Методи і системи лазерної поляриметрії оптичної анізотропії жовчі людини: 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. – 337 с.

ISBN 978-617-7237-65-4

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 535.361
ББК 22.34:5

ISBN 978-617-7237-65-4

© С.В. Павлов, О.Г. Ушенко, В.Т. Вуйцік, Л.Я. Кушнерик,
Н.І. Заболотна, Ю.Ф. Марчук, С.М.Злепко,
Н.В. Пашковська, О.І. Федів, Д.Р. Андрійчук

ЗМІСТ

Перелік умовних позначень	8
Вступ	9
Частина 1. Біохімічна та медична діагностика жовчі, жовчного міхура та жовчовивідних шляхів	10
Розділ 1.1. Медичні аспекти діагностики хронічного некалькульозного холециститу і цукрового діабету 2 типу	10
1.1.1. Етіологія, епідеміологія, діагностичні та класифікаційні критерії хронічного некалькульозного холециститу	10
1.1.2. Етіологія, епідеміологія, діагностичні критерії цукрового діабету 2 типу	13
1.1.3. Перебіг хронічного некалькульозного холециститу на тлі цукрового діабету 2 типу	16
1.1.4. Деякі аспекти лікування хронічного некалькульозного холециститу	19
Розділ 1.2. Біохімічні методи дослідження плазми крові	25
1.2.1. Білірубін жовчі та його кількісне визначення	25
1.2.2. Методи кількісного визначення білірубину у плазми крові	26
1.2.3. Метод кількісного визначення загального білірубину у жовчі	26
1.2.4. Хроматографічне розділення білірубину на моно- і діглюкуронід білірубину та їх кількісне визначення	27
1.2.5. Вміст білірубину у жовчі і клінічне значення його визначень	29
1.2.6. Міцелоутворення в плазми крові	30
1.2.7. Визначення критичної концентрації міцелоутворення (ККМ) та ізотерм поверхневого натягу плазми крові	35
1.2.8. Дослідження міцелоутворення за даними електропровідності жовчі (кондуктометричне визначення)	36
1.2.9. Солюбілізуюча здатність плазми крові	38
1.2.10. Фізико-хімічна, морфологічна будова жовчі людини	40
1.2.11. Жовчні кислоти	40
1.2.12. Жовчнокам'яна хвороба	41
1.2.13. Жовчні пігменти та жовчне каміння	42
1.2.14. Анатомо-фізіологічні особливості жовчовивідної системи	43
1.2.15. Жовчоутворення та жовчовиділення	48
1.2.16. Методи дослідження жовчовивідної системи	59
1.2.17. Сучасні погляди на літогенез	70
Список літератури	77
Частина 2. Основи лазерної поляриметрії шарів жовчі	80
Розділ 2.1. Основні теоретичні засади	80
2.1.1. Основні поняття та визначення	80
2.1.2. Використання методу Джонса для перетворення стовпчиків Максвелла	82

2.1.3. Метод Джонса для монохроматичних хвиль	82
2.1.4. Поляризація квазімонохроматичного світла	85
2.1.5. Неполаризоване (природне) світло	90
2.1.6. Повністю поляризоване світло	91
2.1.7. Деякі еквівалентні уявлення. Ступінь поляризації світлової хвилі	93
2.1.8. Використання методу Джонса для перетворення стовпчиків Максвелла	97
2.1.9. Метод Джонса для монохроматичної хвилі	98
2.1.10. Експериментальне визначення елементів матриці Джонса і стовпчика Максвелла	100
2.1.11. Взаємозв'язок між методами розрахунку Джонса і Мюллера.....	110
2.1.12. Представлення „матричних сендвичів” через елементи матриць Мюллера і Джонса.....	112
2.1.13. Використання матричних елементів Джонса.....	112
2.1.14. Попарне порівняння „матричних сендвичів” у двох методах розрахунку.....	113
2.1.15. Вирази для елементів матриці Мюллера через елементи матриці Джонса.....	115
2.1.16. Одержання виразів для елементів матриці Джонса через елементи матриці Мюллера.....	116
Розділ 2.2. Статистичний і фрактальний підходи в задачах лазерної діагностики шарів біологічного походження	118
2.2.1. Аналітичний огляд	118
2.2.2. Оптичне моделювання морфологічної будови біологічних тканин.....	123
Розділ 2.3. Моделювання поляризаційних властивостей біологічних тканин	128
2.3.1. Основні теоретичні положення.....	128
2.3.2. Оптичне моделювання поляризаційних властивостей біологічних тканин з шорсткою поверхнею.....	130
2.3.3. Статистичний підхід в аналізі поляризаційних властивостей біологічних тканин.....	134
2.3.4. Фрактальний підхід в аналізі поляризаційних властивостей біологічних тканин.....	138
Розділ 2.4. Поляризаційне картографування поверхневої та об'ємної складових біологічних тканин.....	143
2.4.1. Статистична та фрактальна структура поляризаційних мап об'ємної (архітектонічної) складової біологічних тканин різної морфологічної будови.....	144
2.4.2. Характеристика об'єктів дослідження.....	146
2.4.3. Аналіз та обговорення експериментальних результатів.....	147
2.4.4. Статистичний і фрактальний аналіз поляризаційних мап біологічних тканин.....	151

Розділ 2.5. Поляризаційна корелометрія зображень і лазерних полів біологічних тканин.....	159
2.5.1. Про фізичний зміст комплексного ступеня взаємної поляризації двох точок об'єктного лазерного поля.....	159
2.5.2. Комплексний ступінь взаємної поляризації лазерних полів багатошарових біологічних тканин.....	162
2.5.3. Комп'ютерне моделювання трансформації модуля і фази комплексного ступеня взаємної поляризації лазерного поля сіток двоприменезаломлюючих циліндричних кристалів.....	164
2.5.4. Поляризаційно-кореляційна диференціація лазерних полів кристалічних сіток з різним двоприменезаломленням.....	171
2.5.5. Методика експериментального вимірювання модуля і фази комплексного ступеня взаємної поляризації лазерних полів біологічних тканин.....	175
Список літератури.....	178
Частина 3. Багатопараметрична лазерна мікроскопія шарів жовчі.....	185
Розділ 3.1. Оптичне моделювання властивостей жовчі.....	185
3.1.1. Аморфно-кристалічна побудова шару жовчі.....	185
Розділ 3.2. Експериментальні схеми і методики дослідження лазерних мікроскопічних зображень зразків жовчі.....	188
3.2.1. Оптична схема реєстрації лазерних зображень.....	188
3.2.2. Оптична схема фазометрії.....	189
Розділ 3.3. Алгоритм поляризаційних, фазових і кореляційних досліджень лазерних зображень шарів жовчі людини.....	191
3.3.1. Структурно-логічна схема багатопараметричної мікроскопії шарів жовчі.....	191
3.3.2. Приклади реалізації експериментальних методів та аналітичних алгоритмів обробки даних про структуру лазерних зображень зразків жовчі.....	192
Розділ 3.4. Додатки.....	206
3.4.1. Поляризаційні мапи шарів жовчі.....	206
3.4.1.1. Розподіли азимутів поляризації. Норма.....	206
3.4.1.2. Розподіли еліптичності поляризації. Норма.....	210
3.4.1.3. Розподіли фаз. Норма.....	214
3.4.2. Стоксполяриметрія шарів жовчі.....	218
3.4.3. Статистичні, кореляційні і фрактальні параметри розподілів параметрів вектора Стокса лазерних зображень шарів жовчі.....	220
3.4.4. Статистичні, кореляційні і фрактальні параметри розподілів екстремальних значень вектора Стокса лазерних зображень шарів жовчі.....	222
Список літератури.....	224

Частина 4. Діагностика і диференціація жовчно – кам’яної хвороби методом поляризаційної селекції статистичної і фрактальної структури лазерних зображень шарів жовчі людини.....	233
Розділ 4.1. Експериментальне дослідження лазерних зображень шарів жовчі.....	233
4.1.1. Характеристика об’єктів дослідження.....	233
4.1.2. Статистичний аналіз структури лазерних зображень шарів жовчі для діагностики ЖКХ і диференціації її проявів на тлі хронічного холіциститу, цукрового діабету та об’єднаної патології	235
4.1.3. Порівняльні статистичні, кореляційні і фрактальні параметри лазерних зображень шарів жовчі пацієнтів з патологією 2 – 4 груп.....	240
4.1.4. Критерії діагностичного застосування методу комплексного статистичного, кореляційного і фрактального аналізу лазерних зображень шарів жовчі.....	253
4.1.5. Висновки.....	256
Розділ 4.2. Поляризаційно-фазова діагностика і диференціація стадій жовчно-кам’яної хвороби на тлі хронічного холециститу, цукрового діабету та об’єднаної патології.....	258
4.2.1. До аналізу формування фазових зображень шарів жовчі людини.....	258
4.2.2. Статистична, кореляційна та фрактальна структура фазових мап зразків жовчі людини з різними типами патології.....	260
4.2.3. Порівняльний статистичний аналіз фазових зображень шарів жовчі.....	265
4.2.4. Диференціальна фазова діагностика рідкокристалічної складової шарів жовчі.....	269
4.2.5. Критерії фазової діагностики жовчно-кам’яної хвороби...	276
4.2.6. Висновки.....	280
4.3.1. До аналізу діагностичних можливостей поляризаційно-кореляційного аналізу лазерних зображень шарів жовчі.....	281
4.3.2. Поляризаційно-кореляційна діагностика кристалічної складової шарів жовчі людини на основі визначення комплексного ступеня взаємної поляризації лазерних зображень.....	282
4.3.3. Критерії поляризаційно-кореляційної діагностики жовчно-кам’яної хвороби.....	290
4.3.4. Дослідження фізико-хімічних параметрів конкрементів жовчі	293
4.3.5. Висновки.....	303
Список літератури.....	304
Частина 5. Додатки.....
Спосіб фрактальної діагностики і диференціації жовчно-кам’яної хвороби на фоні некам’яневого холециститу і цукрового діабету п – ступеня.....	319

Спосіб поляризаційно-кореляційної діагностики і диференціації жовчно-кам'яної хвороби на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету п – ступеня.....	321
Спосіб статистичної поляризаційної діагностики і диференціації жовчно-кам'яної хвороби на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету п – ступеня.....	328
Спосіб кореляційно-фазової діагностики і диференціації жовчно-кам'яної хвороби на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету п – ступеня.....	332

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

Захворювання жовчного міхура (ЖМ) та жовчовивідних шляхів є серйозною проблемою сучасної гастроентерології. Розповсюдженість жовчнокаменевої хвороби в світі досягає 10%. Доведена головна роль порушення метаболізму ліпідів у виникненні холестеролових жовчних каменів. Цукровий діабет 2 типу (ЦД) супроводжується порушенням не тільки вуглеводного, але й ліпідного метаболізму. Враховуючи велике значення порушення обміну речовин при ЦД та холелітіазі, важливим є вивчення взаємозв'язку цих патологічних процесів. Хронічний холецистит у хворих на ЦД 2 типу виникає значно частіше, ніж у популяції в цілому. Моторика ЖМ у хворих на ЦД значно відрізняється від такої у пацієнтів ЦД. Під час сонографічних досліджень у хворих на ЦД 2 типу часто виявляють субклінічний безсимптомний хронічний холецистит. Можливою причиною поширеності хронічного холециститу у хворих на ЦД вважають інсулінорезистентність, порушення балансу секреції інсуліну. У свою чергу, різноманітні ураження гепатобілярної системи можуть призвести до змін гормонального балансу в організмі і розвитку внаслідок цього вторинних ендокринопатій, а також впливати на виникнення, перебіг та компенсацію ЦД 2 типу.

Проте не зважаючи на анатомічну та функціональну близькість підшлункової залози та ЖМ, досліджень, присвячених цьому питанню, не багато. Кількість праць, присвячених вивченню стану вуглеводного та ліпідного балансу у хворих на ЦД 2 типу та хронічний холецистит у наявній літературі обмежена що вказує на актуальність обраної теми наших досліджень.

Відомо, що для хворих на хронічний холецистит та ЦД 2 типу характерна дисліпідемія. У них вона виражена більшою мірою, ніж у хворих на хронічний холецистит без ЦД.

Найбільш сучасний та інформативний спосіб діагностики хронічного холециститу у хворих на цукровий діабет є ультразвукове дослідження жовчного міхура та визначення вмісту фібрoneктину сироватки крові.

Отже, багатогранність та складність патогенезу хронічного некалькульозного холециститу на тлі цукрового діабету 2 типу спонукають до пошуку нових оптимальних методів лікування даної поєднаної патології.

Зазначені вище факти визначили мету написання нашої монографії.

Частина 1. БІОХІМІЧНА ТА МЕДИЧНА ДІАГНОСТИКА ЖОВЧІ, ЖОВЧНОГО МІХУРА ТА ЖОВЧНОВИВІДНИХ ШЛЯХІВ

РОЗДІЛ 1.1. МЕДИЧНІ АСПЕКТИ ДІАГНОСТИКИ ХРОНІЧНОГО НЕКАЛЬКУЛЬОЗНОГО ХОЛЕЦИСТИТУ І ЦУКРОВОГО ДІАБЕТУ 2 ТИПУ

1.1.1. Етіологія, епідеміологія, діагностичні та класифікаційні критерії хронічного некалькульозного холециститу

Хронічному холециститу (ХХ) належить центральне місце серед захворювань біліарної системи, причому витокі його в більшості випадків потрібно шукати в дитячому та юнацькому віці. Найчастішою формою хронічного холециститу є хронічний некалькульозний холецистит (ХНХ), який діагностується у 55-63% випадків.

У структурі захворювань органів травлення хвороби жовчного міхура та жовчовивідних шляхів займають перше місце, складаючи приблизно 1/3 (37%). Щороку на 10 тис. дорослого населення реєструється 290-320 хворих на ХНХ, причому 25% з них протягом року неодноразово втрачають працездатність, а серед госпіталізованих хворих із патологією органів травлення частка ХНХ становить 27%.

Жінки страждають на ХНХ у 2-3 рази частіше, ніж чоловіки, а серед хворих на хронічний некалькульозний холецистит і жовчекам'яну хворобу (ЖКХ) це співвідношення збільшується до 5-6 разів.

Відомо, що на різних етапах свого розвитку ХХ повертається обличчям то до терапевта, то до хірурга. Найменш вивченою і тяжко діагностованою формою біліарної патології є ХНХ, який в більшості випадків є попередником хронічного каменевого холециститу.

Хронічний холецистит у «вузькому» розумінні слова – це хронічний запальний процес у жовчному міхурі (ЖМ). Але такий локалістичний підхід не відображає суті цього захворювання. При ХНХ запальний процес в ЖМ завжди поєднується з функціональними порушеннями: дискінезіями ЖМ та сфінктерного апарату жовчовивідних шляхів, змінами фізико-хімічних властивостей та біохімічного складу жовчі – дисхолією. Останні, у свою чергу, обумовлені порушеннями у сфері нервової та гормональної регуляції, зсувами в імунній системі організму.

Етіологія ХНХ, незважаючи на велику кількість досліджень, залишається у багатьох аспектах остаточно не встановленою. Розвитку ХНХ найчастіше передують функціональні, моторно-тонічні порушення ЖМ і сфінктерного апарату жовчовивідних шляхів: дискінезії та дистонії, зумовлені дискоординацією нейрогуморальних механізмів регуляції, психогенними діями, вісцero-вісцeralьними рефlekсами тощо.

Зниження адаптаційних можливостей організму, що є передумовою розвитку ХНХ, може бути зумовлено як спадковими факторами, так і

пренатальною патологією, зокрема пізнім гестозом вагітності. Наслідком цього є формування психовегетативної нестійкості, яка трансформується з часом у психовегетативний синдром. Все це створює сприятливі умови для розвитку дискінезії ЖМ та жовчних шляхів. Важлива роль у розвитку дискінезій біліарної системи належить порушенням у сфері гормональної регуляції жовчовиділення, передусім ендогенної недостатності таких інтестинальних гормонів, як холецистокінін-панкреозимін і частково мотилін, які контролюють скорочення та спорожнення ЖМ і тонус сфінктерів. Дискінезії в частині випадків можуть виникати вторинно в результаті вісцero-вісцеральних рефлексів за наявності інших захворювань.

Вирішальним фактором у розвитку дискінезій та дисхолії можуть стати порушення дієти і режиму харчування, психоемоційні, алергічні та інші негативні зовнішні впливи, у тому числі випадкові інфекції. З несприятливих аліментарних факторів треба назвати нерегулярне вживання їжі, зловживання жирними та смаженими стравами.

Реакцією тканин ЖМ на пошкодження є асептичне запалення, в патогенезі якого важлива роль належить імунним процесам, які розвиваються в результаті хронічної ірритації нервового апарату (підшлункової залози), ЖМ і повторних пошкоджень його слизової оболонки. Розвитку немікробного запалення сприяє подразнення ЖМ згущеною жовчю зі зміненими властивостями (зміщення рН у кислу сторону, зниження вмісту жовчних кислот, підвищення концентрації холестеролу).

Згідно з даними літератури, роль інфекції в етіології холециститу перебільшена. Мікроорганізми можуть проникати в печінку, а потім у жовчні протоки та ЖМ гематогенним і лімфогенним шляхом із хронічних вогнищ інфекції в мигдаликах, додаткових порожнинах носа, в генітальній сфері. Інший, частіший шлях надходження інфекції – висхідний із шлунково-кишкового тракту, що є можливим при інфікуванні 12-палої кишки мікроорганізмами або з розташованих нижче відділів тонкої та товстої кишок.

Мікробне запалення розвивається тільки тоді, коли інфікування відбувається на тлі застою жовчі, нейрогенної дистрофії слизової оболонки ЖМ і депресії імунних механізмів. Визнається і роль вірусів, переважно збудників гепатиту А, В, D, С, Е. Про розвиток холециститу після перенесеного вірусного гепатиту свідчать як клінічні спостереження, так і морфологічні дані.

У незначній частині випадків можливий розвиток так званого ферментативного холециститу. В основі лежить панкреато-міхуровий або дуодено-біліарний рефлюкс із проникненням активних панкреатичних ферментів у ЖМ, чому сприяють хронічний дуоденальний стаз з підвищенням тиску в дванадцятипалій кишці і недостатність сфінктера Одді, хронічний панкреатит.

Патогенез ХНХ складний та не вивчений до кінця. Внаслідок втягування в патологічний процес інтрамурального нервового апарату ЖМ

захворювання супроводжується постійною ірритацією периферичних закінчень вегетативної нервової системи в межах іннервації біліарного тракту, що веде до формування локальних рефлекторних больових точок і зон Захар'їна-Геда.

При частих рецидивах і прогресуванні захворювання в патологічний процес можуть втягуватися і надсегментарні вегетативні утворення з формуванням у хворих синдрому вегетативної дисфункції.

Якщо патологічний процес рецидивує, то розвивається реактивний вегетативний синдром (у правій половині тіла формується позасегментарні больові судинно-нервові точки, які захоплюють спочатку верхню частину, а потім поширюються по всій правій половині).

У частини жінок, особливо молодих, спостерігається посилення надсегментарних вегетативних розладів у другу фазу менструального циклу, що супроводжується появою у них клінічних ознак загострення запального процесу в ЖМ. В основі цього лежить перезбудження симпатичного відділу вегетативної нервової системи і функціональна неповноцінність гіпоталамуса.

Одним із важливих патогенетичних факторів, що обумовлюють хронізацію процесу, є імунна перебудова організму. Розвивається імунна недостатність – зниження функціональної активності Т-лімфоцитів. Одночасно зменшується концентрація сироваткових імуноглобулінів А і G, особливо при багаторазових рецидивах. Ig A продукується клітинами В-лімфоцитарної системи і, поступаючи у кров та інші біологічні рідини, виконує функцію секреторних захисних антитіл.

Необхідно також зупинитися на процесах жовчоутворення та жовчовиділення. Жовч бере активну участь у процесах життєдіяльності всього організму. Фізіологічне значення жовчі добре виявляється завдяки тим функціональним і структурним змінам, які виникають при її хронічній втраті: розвивається комплекс змін в нервовій, ендокринній, кровотвірній і інших системах. Найважливіша роль належить жовчі в процесах травлення. Так, при ахолії знижується збудливість кишечника, змінюється реакція тонкої кишки на гальмівні впливи з прямої кишки, суттєво скорочується процес всмоктування ліпідів і холестеролу.

Необхідно зауважити, що максимальне зростання вмісту жовчних кислот (ЖК) протягом доби відповідає вживанню їжі. Чим більш одноманітний склад їжі, тим монотонніший склад ЖК. Загальний фонд ЖК у людей складає 3-5 грамів, однак завдяки ентерогепатичній циркуляції щоденно в дванадцятипалу кишку надходить близько 20-30 грамів ЖК. Втрати складають лише 0,5-0,8 грамів, така сама кількість їх щоденно синтезується.

Велике значення має здатність ЖК при досягненні певної критичної концентрації утворювати крупні агрегати – міцели, в яких ЖК здатні розчиняти звичайно малорозчинні і нерозчинні з'єднання, такі як холестерол, жирні кислоти, триацилгліцероли, солі кальцію. Низка авторів виділяють

роль окремих ЖК у процесі травлення. Так, хенодезоксихолева кислота підвищує концентраційну функцію жовчного міхура, нормалізує рівень сироваткових ліпідів, підвищує синтез ЖК (підвищення холатахолестеролового коефіцієнту), знижує літогенність жовчі. При цьому похідні диоксихолевої кислоти практично не впливають на синтез холестеролу та лецитину.

Холева кислота, так само як і триоксихолева, більш ефективно покращує всмоктування холестеролу, вуглеводів, жиророзчинних вітамінів, ніж диоксихолева ЖК, що пояснюють її участь як кофактора в стерольній етерифікації. Таурохолева кислота відіграє значну роль у транспорті ліпідів із жовчю і регуляції швидкості синтезу лецитину жовчі.

Жовчоутворення відбувається постійно, незалежно від того, знаходиться їжа в травному каналі чи ні. Воно не зупиняється при голодуванні, хоча і змінює періодизацію, яка, швидше за все, співпадає з астрономічним ритмом завдяки впливу світлових подразників на органи відчуття.

Отже, багато факторів етіології та патогенезу ХНХ є суперечливими, не до кінця з'ясованими, що і зумовлює актуальність обраного нами напрямку досліджень.

1.1.2. Етіологія, епідеміологія, діагностичні критерії цукрового діабету 2 типу

На сьогодні цукровий діабет (ЦД) розглядається як тяжке прогресуюче захворювання, що характеризується надзвичайно високим ризиком розвитку інвалідизуючих мікросудинних і кардіоваскулярних ускладнень. Незважаючи на те що за останні роки було досягнуто значних успіхів у розумінні патофізіології та молекулярної біології ЦД, захворювання й надалі залишається серйозною медичною і соціальною проблемою, що зумовлено не лише його значним поширенням, але й тривожною тенденцією до істотного зростання кількості хворих. 20 грудня 2006 р. Генеральна Асамблея ООН, визначаючи загрозу, яку становить для людства епідемія ЦД, прийняла Резолюцію про цукровий діабет. Витрати на організацію допомоги хворим на ЦД становлять понад 2-3% від загальних видатків охорони здоров'я у кожній країні. Безперечно, в першій декаді ХХІ ст. глобальна пандемія ЦД 2 типу становитиме значну загрозу людства в системі охорони здоров'я у всьому світі.

Станом на 01.01.2007 р. в Україні зареєстровано 1 048 375 хворих на ЦД, що становить 2242,6 випадків на 100 тис. населення. Щорічний приріст показників поширеності ЦД в Україні в 2006 р. сягнув 4,1%. Захворюваність населення України на ЦД зростає з 115,6 випадків на 100 тис. населення в 1993 р. до 228,1 – у 2006 р. При цьому кількість хворих збільшується переважно за рахунок ЦД 2 типу.

Майже у 50% хворих ЦД 2 типу протягом тривалого часу залишається недіагностованим внаслідок його асимптоматичного перебігу. Виявлення

осіб із недіагнованим ЦД 2 типу має важливе значення для практичної охорони здоров'я.

Малорухомий спосіб життя і переїдання призводять до розвитку ожиріння, збільшують наявну інсулінорезистентність і сприяють реалізації генетичних дефектів, безпосередньо відповідальних за розвиток ЦД 2 типу.

Ожиріння, особливо вісцеральне, відіграє важливу роль як в патогенезі інсулінорезистентності та пов'язаних з нею метаболічних розладів, так і ЦД 2 типу. На відміну від клітин підшкірної жирової клітковини, вісцеральні адипоцити характеризуються зниженою чутливістю до антиліполітичної дії інсуліну і підвищеною чутливістю до ліполітичної дії катехоламінів. Ця обставина призводить до активізації ліполізу вісцерального жиру і надходження великої кількості вільних жирних кислот (ВЖК) у портальну циркуляцію, а потім – у системний кровоплин. На противагу цьому, підшкірна жирова клітковина більш чутлива до інгібуючої дії інсуліну, що сприяє реестерифікації ВЖК до триацилгліцеролів (ТГ). Інсулінорезистентність кісткових м'язів і переважна утилізація ними в стані спокою ВЖК запобігають засвоєнню глюкози міоцитами, що призводить до гіперглікемії і компенсаторної гіперінсулінемії. Крім того, ВЖК запобігають зв'язуванню інсуліну з гепатоцитами, що посилює інсулінорезистентність на рівні печінки і пригнічує інгібуючий ефект гормону на печінковий глікогеногенез. Зазначений факт зумовлює постійну підвищену продукцію глюкози печінкою. Формується хибне коло: збільшення концентрації ВЖК призводить до ще більшої інсулінорезистентності на рівні жирової, м'язової і печінкової тканини, гіперінсулінемії, активації ліполізу і ще більшого наростання концентрації ВЖК.

Секреція інсуліну в хворих на ЦД 2 типу, зазвичай, порушена: знижена перша фаза секреторної відповіді на внутрішньовенне навантаження глюкозою, відстрочена і знижена секреторна відповідь на вживання змішаної їжі, підвищена концентрація проінсуліну і продуктів його метаболізму, порушена ритміка коливань секреції інсуліну. Однак залишається незрозумілим, чи є зазначені зміни наслідком первинного дефекту β -клітин, чи ж вони розвиваються вторинно внаслідок феномену глікозотоксичності, ліпотоксичності (вплив підвищеної концентрації ВЖК) чи в силу будь-яких інших причин. Дослідження секреції інсуліну в осіб з порушенням толерантності до глюкози показали, що на цій стадії, ще до підвищення глікемії натще і при нормальному рівні глікозильованого гемоглобіну, ритм коливань секреції інсуліну вже порушений. Це проявляється зниженням здатності β -клітин відповідати хвилеподібним пікам секреції інсуліну на хвилеподібні коливання рівня глюкози протягом доби. Крім того, у відповідь на однакове навантаження в осіб з ожирінням, інсулінорезистентністю і нормальною толерантністю до глюкози декретується більше інсуліну, ніж в осіб з нормальною масою тіла і без інсулінорезистентності. Таким чином, в осіб з порушеною толерантністю до глюкози секреція інсуліну вже недостатня. Цікавою є причина виникнення такого феномену. Вважають, що

на ранньому етапі порушення толерантності до глюкози в зміні секреції інсуліну провідну роль відіграє підвищення концентрації ВЖК, що призводить до інгібування гліколізу шляхом пригнічення піруватдегідрогенази. Зниження інтенсивності гліколізу в β -клітинах призводить до зменшення утворення аденозинтрифосфornoї кислоти, що є найважливішим стимулятором секреції інсуліну. Роль феномену глюкозотоксичності в розвитку порушення секреції інсуліну в осіб з порушення толерантності до глюкози виключається, оскільки гіперглікемія ще відсутня.

Під глюкозотоксичністю розуміють біомолекулярні процеси, які зумовлюють пошкоджуючу дію тривало існуючого надмірного вмісту глюкози в крові на секрецію інсуліну і чутливість тканин до інсуліну, що замикає хибне коло в патогенезі ЦД 2 типу. З цього випливає, що гіперглікемія є не лише основним симптомом ЦД, але і провідним фактором його прогресування внаслідок існування феномену глюкозотоксичності.

Таким чином, гіперглікемія є не лише маркером, але і важливою патогенетичною ланкою ЦД 2 типу, що порушує секрецію інсуліну β -клітинами й утилізацію глюкози тканинами та диктує необхідність досягнення нормоглікемії в хворих.

Раннім симптомом початкового ЦД 2 типу є гіперглікемія натще, зумовлена підвищеною продукцією глюкози печінкою. Виразність дефекту секреції інсуліну в нічні години прямо корелює зі ступенем гіперглікемії натще. Вважається, що інсулінорезистентність гепатоцитів не є первинним дефектом, а виникає вторинно під впливом гормональних і метаболічних порушень, зокрема – підвищення секреції глюкагону. β -клітини при тривалій хронічній гіперглікемії втрачають здатність реагувати на подальше підвищення глікемії зниження продукції глюкагону. Внаслідок цього зростає печінковий глюконеогенез і глікогеноліз, що є однією з причин відносного дефіциту інсуліну в портальній циркуляції.

Додатковим фактором, що зумовлює розвиток інсулінорезистентності на рівні печінки, є інгібуюча дія ВЖК на захоплення й інтерналізацію інсуліну гепатоцитами. Надмірний приплив ВЖК до печінки різко стимулює глюконеогенез за рахунок збільшення продукції ацетил-коензиму А в циклі Кребса. Крім того, ацетил-коензим А знижує активність піруватдегідрогенази, що призводить до надмірного утворення лактату в циклі Корі – одного з головних субстратів для глюконеогенезу. Крім перерахованого вище, ВЖК пригнічують активність глікогенсинтази.

Певна роль у патогенезі ЦД 2 типу належить амліну і лептину. Роль амліну в патогенезі ЦД 2 типу була доведена за останні 10-15 років. Амлін – острівцевий амілоїдний поліпептид – локалізується в секреторних гранулах β -клітин і в нормі секретується разом з інсуліном у молярному співвідношенні приблизно 1:100. Його вміст підвищений в осіб з інсулінорезистентністю, порушенням толерантності до глюкози та артеріальною гіпертензією. При ЦД 2 типу він відкладається у вигляді амілоїду в острівцях Лангерганса.

Амілін бере участь у регуляції вуглеводного обміну, модулюючи швидкість абсорбції глюкози з кишечнику та інгібуючи секрецію інсуліну у відповідь на стимуляцію глюкозою.

Роль лептину в порушенні жирового обміну і розвитку ЦД II типу привертає значну увагу впродовж останнього десятиліття. Лептин – поліпептид, який синтезується адипоцитами білої жирової тканини, впливає на вентрально-латеральні ядра гіпоталамуса, регулюючи харчову поведінку. Вироблення лептину знижується при голодуванні і підвищується при ожирінні, тобто регулюється безпосередньо масою жирової тканини. Позитивний енергетичний баланс супроводжується підвищенням вироблення інсуліну і лептину, які взаємодіють на рівні гіпоталамічних центрів, можливо, через вироблення гіпоталамусом гіпоталамічного нейропептиду (ГНП). Голод призводить до зменшення маси жирової тканини, зниження рівнів інсуліну і лептину, що активує вироблення гіпоталамусом ГНП. Останній регулює харчову поведінку, спричинюючи гіперфагію, збільшення маси тіла, збільшення жирових відкладень і зниження активності симпатичної нервової системи. У тварин введення ГНП у шлуночки головного мозку призводить до швидкого розвитку ожиріння. Як абсолютна, так і відносна недостатність лептину призводить до підвищення утворення ГНП у гіпоталамусі і, як наслідок цього, до розвитку ожиріння. Екзогенне введення лептину при його абсолютній недостатності зменшує вміст мРНК, що кодує ГНП, паралельно зі зниженням апетиту і маси тіла. При відносній недостатності лептину в результаті мутації гена, що кодує його рецептор, екзогенне введення лептину не здійснює жодного впливу на масу тілу. Таким чином, можна припустити, що дефіцит лептину (абсолютний чи відносний) призводить до втрати інгібуючого контролю над утворенням ГНП, що, у свою чергу, супроводжується нейроендокринними і вегетативними розладами, що відіграють певну роль у процесі ожиріння.

Отже, патогенез ЦД 2 типу представляє складний, багаторівневий процес, в якому провідну роль відіграє інсулінорезистентність, порушення секреції інсуліну і хронічне підвищення продукції глюкози печінкою.

1.1.3. Перебіг хронічного некалькульозного холециститу на тлі цукрового діабету 2 типу

Упродовж досить тривалого часу в літературі трапляються такі поняття, як «діабетична нефропатія», «діабетична ретинопатія», «діабетична стопа» тощо. Ці ускладнення ЦД і сьогодні залишаються досить важливими проблемами медицини. В останні роки, поряд з цими термінами, починають з'являтися нові: «діабетична гастропатія», «діабетична гепатопатія», «діабетична холецистопатія» тощо. Тобто, спостерігається істотне зростання частоти ураження шлунково-кишкового тракту при ЦД 2 типу, особливо гепатобіліарної системи.

Діабетичний холецистопарез є одним із найбільш поширених або малосимптомних інвалідизуючих ускладнень ЦД. Зниження скоротливої активності жовчного міхура, яке змінює ентерогепатичну циркуляцію жовчних кислот, здатне не лише посилювати морфологічні та функціональні порушення травного каналу і печінки у хворих на ЦД, але й приховувати небезпеку підвищеного ризику розвитку жовчнокам'яної хвороби. Холестеролові конкременти утворюються у хворих на ЦД у 2-3 рази частіше, ніж у популяції. Однією з головних причин цього вважають діабетичну автономну нейропатію, при якій спостерігається зменшення скоротливої активності жовчного міхура, холецистопарез, що призводить до застою жовчі, підвищеного формування на цьому тлі холестеролових кристалів, утворення та подальшого росту каменів. Запропоновані останнім часом препарати, які підсилюють скоротливу активність жовчного міхура, відносяться лише до симптоматичних засобів. Відсутність ефективних патогенетичних важелів впливу на моторну функцію жовчного міхура спонукає до продовження їх пошуку.

У хворих на ЦД визначаються клінічні ознаки діабетичної шлунково-кишкової автономної нейропатії: відчуття тяжкості в ділянці шлунка та інколи у правій підреберній ділянці, нудота, часом блювання залишками їжі, порушення випорожнення. За даними ультразвукової холецистографії, на початку спостереження у хворих виявляється збільшення об'єму жовчного міхура натще, зниження його скоротливої активності з істотним зменшенням інтенсивності його скорочення на 30-, 40- і 60-й хвилинах після жовчогінного сніданку і збільшення залишкового об'єму жовчного міхура.

Зменшення скоротливої активності жовчного міхура у хворих на ЦД відоме давно. Пізніше ці зміни були пов'язані з наявністю у хворих діабетичної автономної нейропатії. В експериментальних роботах з проведенням ваготомії, симпатектомії та у спостереженнях за хворими, які перенесли під час оперативного втручання ваготомію, виявлено зв'язок скоротливої активності жовчного міхура зі станом вегетативної нервової системи.

У початковій стадії ЦД у більшості осіб із вперше виявленим захворюванням спостерігається дискінезія жовчних шляхів гіперкінетично-гіпотонічної і гіпертонічно-гіперкінетичної форм. Розвиток гіпертонічно-гіперкінетичної дискінезії жовчних шляхів у хворих на ЦД 2 типу відбувається на тлі порушення функціонування автономної нервової системи. Більш ніж у третини хворих на ЦД 2 типу спостерігаються прояви діабетичної шлунково-кишкової автономної нейропатії у вигляді дисфункції жовчних шляхів та зниження тону жовчного міхура, що вказує на її ранній розвиток при цукровому діабеті.

Ураження жовчних шляхів у хворих на ЦД II типу інколи супроводжується нерізко вираженим больовим синдромом, але частіше його зовсім не буває, що створює певні складнощі в діагностиці.

Хронічний холецистит у хворих на ЦД виникає значно частіше, ніж у популяції в цілому. Моторика жовчного міхура у хворих на ЦД значно відрізняється від такої у пацієнтів без ЦД. Під час проспективних сонографічних досліджень у хворих на ЦД виявляється істотне переважання у них субклінічного безсимптомного хронічного холециститу. Причиною поширеності хронічного холециститу у хворих на ЦД вважають інсулінорезистентність, порушення балансу інсуліну.

Наявність хронічного холециститу у хворих на ЦД зумовлює значні перепади рівня глікемії впродовж доби, що свідчить про незадовільний стан вуглеводного контролю. Феномен «глікемічної гойдалки» супроводжує ЦД у поєднанні з хронічним холециститом.

Для хронічного холециститу у поєднанні з цукровим діабетом властивий негативний вплив запального процесу в жовчному міхурі на вуглеводний баланс. Особливістю метаболізму вуглеводів у хворих на ЦД та хронічний холецистит є його декомпенсація.

Порушення гомеостазу вуглеводів у хворих на ЦД зазвичай асоціюється з порушенням балансу ліпідів.

ЦД II типу зумовлює найпомітніше підвищення потенційно літогенного показника – рівня триацилгліцеролів у сироватці крові. ЦД II типу у поєднанні з хронічним холециститом спричиняє стійку гіперхолестеролемію – потенційно літогенні зміни балансу ліпідів.

Оскільки білки ліпідтранспортної системи однакові як для сироватки крові, так і для жовчі, низький рівень холестеролу ліпопротеїнів високої густини сироватки крові може опосередковано свідчити про дефіцит ліпідтранспортних білків у жовчі, що знижує здатність ліпідних інгредієнтів жовчі до розчинення у водному середовищі.

У хворих на хронічний холецистит та холелітіаз у поєднанні з цукровим діабетом спостерігається підвищення вмісту загального холестеролу, триацилгліцеролів у сироватці крові та насичення жовчі холестеролом. З одного боку, це свідчить про комплексний характер порушень ліпідного обміну при цукровому діабеті, з другого – підкреслює значення порушень ліпідного метаболізму в пацієнтів з біліарною патологією.

У хворих на ЦД, поєднаний з хронічним холециститом, спостерігаються істотно підвищені рівні чинника некрозу пухлин α та інтерлейкіну-1 β . Причиною гіперактивації цитокинового каскаду в разі поєднання ЦД та хронічного холециститу є феномен взаємного обтяження, оскільки ці цитокіни беруть участь як у формуванні запальної відповіді, так і в регуляції гомеостазу глюкози.

Не останню роль у патогенезі ураження гепатобіліарної системи при цукровому діабеті відіграє дисліпідемія. Діабетична дисліпідемія ускладнює перебіг захворювання та потребує фармакологічної корекції.

Низкою досліджень показано, що підвищений рівень ліпопротеїнів дуже низької та низької густини, поряд зі зниженням концентрації

ліпопротеїнів високої густини, характеризується порушенням ліпідного гомеостазу при цукровому діабеті. Збільшення ліпопротеїнів дуже низької густини зумовлене як зниженням елімінації триацилгліцеролів з крові (інсулін потрібний для продукції ліпопротеїнілази), так і підвищенням швидкості секреції ліпопротеїнів дуже низької густини (гіперінсулінемія при цукровому діабеті 2 типу призводить до стимуляції літогенезу та секреції ліпопротеїнів дуже низької густини. Водночас надлишкове гліколізування аполіпопротеїнів ліпопротеїнів високої густини сприяє підвищенню рівня холестеролу в крові. Гліколізування аполіпопротеїнів високої густини, що беруть участь в елімінації холестеролу, призводить до прискорення їх виведення з крові, у результаті чого підвищується атерогенний ефект ліпопротеїнів низької густини.

Останні дослідження показали, що атерогенні фракції ліпопротеїнів плазми крові володіють контрінсуліновим ефектом, що пов'язано зі зниженням поглинання глюкози периферичними тканинами, насамперед м'язами. Крім того, ліпопротеїни низької густини та дуже низької густини знижують продукцію інсуліну β -клітинами острівців Лангерганса підшлункової залози. Носієм контрінсулінового ефекту виявився аполіпопротеїн В, який має з інсуліном загальні антигенні детермінанти та, можливо, конкурує з ним за спеціальні інсулінові рецептори.

Дані про частоту та тяжкість гіперліпідемії при цукровому діабеті досить суперечливі. Можливо, це залежить від різномірних груп, які досліджували автори. Тип ЦД, характер перебігу, рівень компенсації, стан обміну речовин, супутні захворювання відіграють істотну роль у формуванні порушень ліпідного обміну.

Гіпокінетична дискінезія жовчного міхура на початкових етапах ураження гепатобіліарної зони та ЦД 2 типу зумовлена переважно нейрогуморальними порушеннями, на пізніх – можуть переважати нейропатичні механізми, однак надійних доказів їх відмінності не встановлено.

Отже, у хворих на ЦД 2 типу закономірними є розвиток та прогресування уражень гепатобіліарної системи, зумовлених порушеннями всіх видів обміну речовин (переважно печінки) з чіткими проявами участі нервової та гуморальної дизрегуляції (преважно біліарної системи).

1.1.4. Деякі аспекти лікування хронічного некалькульозного холециститу

Лікування хронічного некалькульозного холециститу (ХНХ) є індивідуальним, залежним від вираженості патологічного процесу, змін фізико-хімічних та біохімічних показників жовчі, наявності інфекції.

Хворим у фазі загострення потрібно вживати свіжоприготовлену їжу в теплому вигляді. Всі страви варять або готують на пару, овочеві та круп'яні можна запікати в духовій шафі (стіл № 5). Основними напрямки медикаментозної терапії є:

- антибактеріальна або антипаразитарна терапія (по показам);
- ліквідація больового синдрому;
- жовчогінні препарати.

Препаратами вибору при ХНХ є доксациклін гідрохлорид (0,25 г 4 рази на добу), еритроміцин (0,25 г 4 рази на добу) та ампіцилін тригідрат (по 0,5 г 4 рази на добу). Альтернативними засобами – комбінації: фторхінолон+метронідазол, цефалоспорины III покоління+кліндаміцин або лінкоміцин, амоксицилін/клавуланат+аміноглікозид.

При призначенні антибактеріальної терапії також потрібно враховувати ступінь проникнення препарату в жовч.

Лікування антибактеріальними засобами проводять в середньому не менше 8-10 днів. Враховуючи мікрофлору, яка була виділена із жовчі, лікування антибактеріальними препаратами може бути змінене або пролонговане.

Для ліквідації больового синдрому вводять спазмолітичні засоби: бускопан (1 мл 1%-го розчину), но-шпу (2 мл 2%-го розчину), метацин (2 мл 1%-го розчину). Один з даних препаратів вводять 3-4 рази на добу, по мірі зменшення больового синдрому переходять на прийом препаратів з аналогічною дією всередину, деякі з них використовуються у вигляді супозиторіїв.

В клінічній практиці широко використовуються препарати, що підсилюють продукцію жовчі та її надходження в кишечник. Жовчогінні засоби на функції травного каналу можуть впливати як позитивно, так і негативно, якщо не враховані всі покази та протипокази до їх призначення. Механізм дії жовчогінних препаратів наступний:

1) стимуляція процесів травлення, пов'язана з участю жовчних кислот в гідролізі нейтрального жиру та збільшенням продукції холецистокініну, секретину та жовчних кислот, як наслідок – підсилення панкреатичної секреції;

2) активація моторної функції кишечника, зумовлена прямою дією солей жовчних кислот (ЖК), включаючи їх осмотичну дію, що призводить до току рідини в просвіт кишки, підвищенню внутрішньоорганного тиску, а також продукції інтестинальних гормонів (холецистокініну та ін.);

3) попередження надмірного бактеріального росту в тонкій кишці, що забезпечується бактерицидною дією ЖК, попередженням кишкового стазу, нормалізацію процесів травлення;

4) стимуляція скоротливої функції жовчного міхура (ЖМ) та координація тонуусу сфінктера Одді, що сприяє циркуляції жовчі в ЖМ, пониженню літогенності та підтриманню її стерильності;

5) екскреція з організму ендогенних та екзогенних ксенобіотиків, холестеролу (ХС), підтримання балансу мікроелементів (детоксикаційний ефект);

6) нормалізація всмоктування жиророзчинних вітамінів та попередження розвитку остеопорозу.

Медикаментозна корекція процесів жовчоутворення можлива на різних його етапах та включає ряд напрямів.

Вплив на формування залежної та незалежної від ЖК фракцій жовчі з використанням препаратів, що містять ЖК (алохол, ліобіл, холензим, фестал, панзинорм та ін.) або алкалоїди, стероли, ефірні масла рослин, які збільшують концентрацію зв'язаного та вільного глутатіону та інших аніонів в каналікулах (фумарія, квіти безсмертника, кукурудзяні рильця та ін.), або препаратів хімічного синтезу, які підвищують осмотичний тиск та сприяють току рідини в каналікули (оксафенамід, нікотин та ін.).

Важливим механізмом, що активує жовчоутворення, є знижений тиск в ЖМ та жовчних протоках. Відповідно, препарати, що стимулюють скоротливу функцію ЖМ та знижуючи тонус сфінктера Одді, володіють опосередкованим жовчогінним ефектом. Більшість препаратів, що володіють вказаними властивостями, реалізують свою дію через збільшення продукції холецистокініну (багатоатомні спирти, сірчанокисла магnezія, гепабене, берберина біосульфат, кумарини та ін.).

Вплив на вміст солей ЖК в тонкій кишці, направлений як на зменшення, так і на збільшення їх в ентерогепатичній циркуляції, здатний також регулювати жовчоутворення. Так, призначення препаратів, що містять ЖК, розршення надлишкового росту бактеріального росту в проксимальних відділах тонкої кишки збільшує пул ЖК в ентерогепатичній циркуляції та здійснює жовчогінний ефект. Зв'язування ЖК в кишці (холестераміном, алюмінійвмісними антацидами) та зменшення надходження їх з портальною кров'ю в печінку, навпаки, зменшує жовчоутворення.

Залежно від провідного механізму дії жовчогінні засоби поділяються на: препарати, що підсилюють продукцію жовчі, – холеретики та препарати, які забезпечують надходження жовчі із ЖМ в кишечник, – холекінетики.

Холеретики включають 2 групи препаратів, які збільшують продукцію фракцій жовчі: 1) залежну та 2) незалежну від ЖК. В першу групу входять препарати, які містять в своєму складі ЖК та їх солі: компоненти бичачої жовчі – алохол, холензим, фестал та ін. або есенціальні ЖК – хенодеоксихолева, урсodeоксихолева. Друга група включає препарати рослинного походження та хімічного синтезу: гепабене, квіти безсмертника, оксифенамід та ін. В групу холекінетиків включені препарати, які стимулюють функцію ЖМ: сірчанокисла магnezія, багатоатомні спирти, домперидон, цизаприд та ряд рослинних засобів: гепабене, берберин та ін. Ряд жовчогінних засобів, наприклад фумарія (складовий компонент препарату гепабене), має поєднані ефекти: холеретичний, холецистокінетичний та спазмолітичний у відношенні сфінктера Одді.

Основні покази для призначення жовчогінних препаратів:

1. Нормалізація процесів травлення при ряді фізіологічних та патологічних станів (у пацієнтів похилого віку, після перенесених інфекцій, при наявності захворювань інших органів та систем з порушенням харчування), при хронічних гастритах із секреторною недостатністю та ін.

2. Первинні (як самостійні захворювання) і вторинні (як один із синдромів захворювання) дискінезії ЖМ.

3. Хронічні некалькульозні холециститу.

4. Дисфункція сфінктера Одді.

5. Токсично-метаболічні ураження печінки. Показане призначення комбінованих препаратів, в склад яких входить гепатопротектор (типу гепабене).

6. Гіпомоторні дискінезії тонкої та товстої кишок.

Прийом жовчогінних препаратів, що містять солі ЖК, достатньо підвищує функціональне навантаження на гепатоцити, знижує в них вміст детоксуючих субстанцій та антиоксидантів (глутатіон, сульфати, глюкуронова кислота та ін.). Особливо це стосується багатоконпонентних складів лікувальних трав (жовчогінні, послаблюючі, заспокійливі збори), а також рослинних засобів китайського та тибетського походження. При призначенні жовчогінних препаратів необхідно впевнитися у відсутності блокади току жовчі на етапах «печінкова клітина – внутрішньо- та позапечінкова біліарна система». Абсолютними протипоказами до призначення жовчогінних засобів є всі варіанти холестази: внутрішньо печінковий (гепатоцелюлярний, каналікулярний, дуктулярний) та позапечінковий із жовтяницею та без останньої. Виключенням є використання урсодексихолевої кислоти при внутрішньо печінковому холестазі.

При призначення препаратів, що містять ЖК, за виключенням урсодексихолевої кислоти, потрібно враховувати, що вони притипоказані при гепатитах та цирозах печінки, виразковій хворобі та ерозіях слизової оболонки травного тракту, панкреатитах та проносах, не пов'язаних з дефіцитами ЖК. Жовчогінні засоби рослинного походження не варто використовувати при панкреатитах, крім паренхіматозних (безбольові форми), при гепатитах та цирозах печінки з наявністю високої активності та ознак печінково-клітинної недостатності, при синдромі подразненого кишечника з переваженням діареї.

Основними патологічними процесами, при яких широко використовуються жовчогінні препарати, є захворювання біліарної системи, в першу чергу первинні та вторинні дискінезії жовчовивідних шляхів. Вибір тактики лікування визначається індивідуально і в кожному конкретному випадку необхідно вирішувати, призначати жовчовмісний препарат або засіб рослинного походження у вигляді монотерапії або в комплексному лікуванні.

Жовчогінні засоби призначаються широко при ХНХ. Протягом 2-3 тижнів перевага надається рослинним засобам з наступним переходом на

прийом препаратів, що містять ЖК (урсосан, урсофальк, алохол, холензим та ін.) тривалістю 2-4 тижні.

Ентеросорбція на теперішній час перспективний метод лікування багатьох захворювань внутрішніх органів, первинним етапом дії якої є фізична та хімічна сорбція деяких речовин: ЖК, ХС, бактеріальних токсинів, біоактивних кишкових поліпептидів, аміаку та ін., що призводить на другому етапі дії ентеросорбентів до зміни стану епітелію кишечника. Ентеросорбенти широко додаються у терапевтичні комплекси для лікування та профілактики ХНХ.

Одним із таких препаратів, що поєднує в собі дані напрямки терапії, є рафахолін Ц. Комплексний препарат, в склад якого входять: екстракт чорної редьки з вугіллям активованим сухий, екстракт артишоку густий, кислота дегідрохолева, олія м'яти перцевої, вугілля медичне. Даний препарат чинить жовчогінну і стимулює жовчоутворюючу функцію печінки, безпосередньо впливає на печінку, стимулює секреторні функції і збільшує кількість жовчі. Має захисний вплив на паренхіму печінки, посилює перистальтику кишечника, чинить також спазмолітичну та слабку сечогінну дію. Показаними до призначення препарату є дискінезія ЖМ, диспепсія, диспепсичні явища (метеоризм, закрепи); як засіб допоміжної терапії при запаленні ЖМ та жовчних шляхів; «застійний» жовчний міхур. Рекомендована доза застосування – 2 драже 3 рази на добу після їди. Отже, даний препарат має властивості жовчогінного засобу із ЖК, ентеросорбентом та гепатопротектором.

В останній час багато уваги в гастроентерології та ендокринології приділяється препаратам тіоктової кислоти (ТК) (діаліпон), яка є коферментом, що входить до складу ферментів групи кокарбоксілаз, які беруть участь в регуляції вуглеводного та жирового обміну. ТК виявляється у різних органах, але в найбільшій кількості – в печінці, нирках і міокарді. Екзогенна ТК надходить до організму в основному з м'ясною їжею. ТК в організмі утворює динамічну окислювально-відновну систему, яка бере участь в перенесенні ацильних груп у складі багатокomпонентних ферментних систем.

ТК має велике значення в процесах енергогенезу в організмі, оскільки є кофактором окислювального декарбоксілювання альфа-кетокислот (пірвіноградної, альфа-кетоглутарової та розгалужених альфа-кетокислот), яке відбувається в матриксі мітохондрій. ТК активує пірватдегідрогеназу та пригнічує пірваткарбоксілазу. ТК відіграє роль коензиму у ферментному комплексі пірватдегідрогенази: бере участь в окислювальному декарбоксілюванні пірвіноградної кислоти та альфа-кетокислот, регулює процес утворення енергії в клітині, є незамінним компонентом реакцій вуглеводного і ліпідного обміну, метаболізму холестерину. ТК має позитивну ліпотропну дію, прискорює окислення жирних кислот. Її широко застосовують в гастроентерології для лікування захворювань печінки: неалкогольного стеатогепатиту, вірусного гепатиту, цирозу печінки.

ТК є високоактивним антиоксидантом: сприяє функціонуванню системи глутатіону та убіхінону. Антиоксидантний ефект ТК обумовлений наявністю в її молекулі двох тіолових груп і здатністю зв'язувати молекули радикалів і вільне тканинне залізо, запобігаючи його участі в ПОЛ. ТК не тільки має власний антиоксидантний потенціал, але й забезпечує підтримку роботи інших антиоксидантних систем в організмі, особливо системи глутатіону та убіхінону.

ТК має гепатопротекторну дію, сприяє накопиченню глікогену в гепатоцитах, а також здійснює детоксикацію, виконує роль антидота при отруєнні солями ртуті, свинцем, високими дозами антибіотиків. Механізм даного ефекту полягає у відновленні внутрішньоклітинного запасу тіолів шляхом збільшення пулу відновленого глутатіону. ТК відноситься до розряду адаптогенів, що дозволяють зменшувати системні прояви стресу, обумовлені активацією процесів ПОЛ. Вона сприяє відновленню чутливості інсулінових рецепторів.

ТК є нейротропним препаратом, впливає позитивно на стан автономної нервової системи, значно зменшує вираженість клінічної симптоматики діабетичної полінейропатії. ТК сприяє підвищенню захоплення глюкози периферичними нервами, що поліпшує їх функцію.

Проблема корекції жовчоутворення та жовчовиділення залишається актуальною. Для її вирішення запропонована велика кількість жовчогінних засобів як з доведеною, так і з недостатньо доведеною, а також з невстановленою ефективністю. Окрім офіційних препаратів в клінічній практиці використовується велика кількість трав, в тому числі і у вигляді різноманітних зборів, які не пройшли серйозної контролюючої апробації, як кожний компонент окремо, так і сумарно, на ефективність та токсичність. В багатьох джерелах літератури жовчогінний ефект трав порівнюється з гепатопротекторним, а головне, що є недопустимим та небезпечним, даються рекомендації по їх використанню при холестазах, вірусних ураженнях печінки, хронічних панкреатитах та інших захворюваннях, при яких жовчогінні засоби протипоказані.

При аналізі матеріалу, викладеного в огляді літератури, стає очевидним, що до сьогоднішнього дня накопичені дані про патогенетичні фактори та перебіг ХНХ у хворих на ЦД 2 типу є недостатніми. З огляду на викладені вище факти, проблема етіології та патогенезу захворювань гепатобіліарної системи, питання терапії даної патології залишаються актуальними, доцільні пошуки нових більш ефективних методів лікування ХНХ з урахуванням змін стану ЖМ, особливо у хворих на ЦД, при якому дані питання мало вивчені.

Тому ці дослідження є сучасними і актуальними в контексті вище зазначених фактів.

РОЗДІЛ 1.2. БІОХІМІЧНІ МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ ЖОВЧІ

1.2.1. Білірубін жовчі та його кількісне визначення

Основним джерелом білірубину є гемоглобін крові. Розпад еритроцитів (середній період життя 109-130 діб) починається в периферійній крові і закінчується в клітинах ретикулоендотеліальної системи (в клітинах кісткового мозку, селезінці, в купферовських клітинах печінки, а також в гістиоцитах з'єднувальної тканини будь-якого органу). Розпад гемоглобіну починається з утворення комплексу з гаптоглобіном. Цей комплекс піддається ферментному окисленню (оксидазою). При цьому одна метинова група окислюється, зв'язок між пірроловими циклами розривається і гемоглобін перетворюється у вердоглобін (холеглобін), який являє собою речовину із лінійною структурою, зеленого кольору, що складається з білка глобіна й простетичної групи – вердогематіна. В подальшому вердоглобін розщеплюється на білок і зелений вердогематін. Останній втрачає залізо і перетворюється у пігмент зеленого кольору – білівердін, який в результаті відновлення метинової групи між III і IV пірроловими кільцями до $-CH_2-$ утворює пігмент червоно-жовтого кольору – білірубін. Білірубін з'єднується з альбумінами сироватки крові і не може пройти через нирковий фільтр. Такий білірубін називається гемобілірубін. Він майже нерозчинний у воді і важко вступає в реакцію з діазореактивом Ерліха (реагує «не прямо»).

У клітинах печінки вільний («не прямий») білірубін зв'язується з 1 або 2 молекулами глюкуронової кислоти ефірним зв'язком із залишком пропіонової кислоти білірубину. Реакція залежить від УДФ, яка активізує глюкуронову кислоту і у вигляді урідінфосфата глюкуронової кислоти під впливом ферменту УДФ-глюкуронілтрансферази утворюються ефіри білірубину, які в залежності від кількості молекул глюкуронової кислоти називається моно- і диглюкуронидами білірубину. В нормі утворюються 70% білірубіндиглюкурониду і біля 30% білірубінмоноглюкурониду. Ці речовини добре розчинні у воді і реагують з діазореактивом Ерліха. На протязі доби в організмі людини утворюється 0,2-0,3 г білірубину.

Виявлено, що 98,2% білірубину у жовчі зв'язано із глюкуроною кислотою і до 1,5% загальної кількості припадає на вільний білірубін. У 100 мл міхурової жовчі міститься від 80 до 410 мг білірубину, у рідких випадках концентрація білірубину може сягати 1000 мг / 100 мл. Вміст білірубину у печінковій жовчі коливається у доволі широких межах – від 20 до 200 мг / 100 мл жовчі. При високих концентраціях білірубину у жовчі можливе опадання білірубінату кальцію і утворення білірубінового каміння у жовчних шляхах і жовчному міхурі.

1.2.2. Методи кількісного визначення білірубину у жовчі

Методи кількісного визначення білірубину у жовчі ґрунтовані, головним чином, на реакції Ерліха, тобто здатності білірубину давати азофарби із солями діазонія (зазвичай, діазотована безпосередньо перед використанням сульфанілова кислота). При цьому розчин забарвлюється у фіолетово-рожевий колір із максимумом поглинання при 530-540 нм. До цієї групи відносяться методи визначення білірубину у сировотці крові, які придатні також для визначення білірубину у жовчі.

Другу групу представляють методи, засновані на здатності білірубину окислюватися у білівердін, забарвлений у яскраво-зелений колір.

В основу методу кількісного визначення білірубину у жовчі полягає метод Ендрасика-Грофа, апробований для кількісного визначення білірубину у сировотці крові. В цьому методі не застосовуються речовини, що здатні викликати денатурацію білків і тим самим сприяти захвату частини білірубину згорнувшимися білками. Занадто концентровану жовч при необхідності розбавляють водою, враховуючи це розбавлення при розрахунках. Як згадувалось вище, білірубін виділяється у складі жовчі в основному в кон'югованій формі, але в жовчі здорової людини виявляють також біля 1,15% вільного білірубину від загальної її кількості. При патологічних станах печінки концентрація вільного білірубину може зростати. Враховуючи це, Я.І.Карбач зберіг у методі Ендрасика-Грофа, пристосованим ним для визначення білірубину у жовчі, кофеїновий реактив.

1.2.3. Метод кількісного визначення загального білірубину у жовчі

Принцип методу. Білірубін під впливом діазореактиву перетворюється у азобілірубін червоного кольору, вміст якого визначається колориметричним способом.

Р е а к т и в и. Діазореактив I: В мірній колбі на 1 л розчиняють 5 г сульфанілової кислоти в 300-400 мл дистильованої води, приливають 15 мл концентрованої соляної кислоти. Якщо сульфанілова кислота повністю розчинилася, колбу поміщають у теплу воду і перемішують її вміст до повного розчинення сульфанілової кислоти. Після цього розчин охолоджують до кімнатної температури й доводять до мітки дистильованою водою. Реактив стійкий, його зберігають у склянці з темного скла. Діазореактив II: 0,5 г нітриту натрію без жовтуватого відтінку розчиняють у 100 мл дистильованої води. Реактив малостійкий. Зберігається у склянці з темного скла біля 2-3 тижнів. Перший показник його непридатності – жовтуватий відтінок. Безпосередньо перед роботою змішують 10 мл діазореактиву I й 0,25 мл діазореактиву II. Гідрокарбонат спирту: 60 мг гідрокарбоната натрія розчиняють у 25 мл дистильованої води й доливають до 100 мл 93-96° етанолом. Кофеїновий реактив: 5,0 г чистого кофеїну, 7,5 г

бензоату натрію, 12,5 г ацитату натрію розчиняють у 600–700 мл дистильованої води в мірній колбі на 1 л при легкому підігріві. Отриманий розчин охолоджують до кімнатної температури й доводять дистильованою водою до мітки. Реактив придатний на протязі 2-3 тижнів.

Хід роботи. Міхурову жовч розбавляють водою таким чином, щоб у 0,1 мл після розбавлення містилось біля 0,03-0,06 мг білірубину. Після цього в суху пробірку з міткою на 305 мл мікропіпеткою відміряють 0,05-0,10 мл розбавленої жовчі, у місті стікання жовчі по стінці пробірки приливають 1,5 мл кофейнового реактиву, 1 мл свіжезготовленої діазосуміші й доводять об'єм суміші дистильованою водою до 305 мл. Суміш перемішують скляною паличкою й через 10 хв. фотометрують у зрівнянні із дистильованою водою при 540 нм у кюветі з товщиною поглинаючого шару 5 мм.

Концентрацію білірубину визначають по задалегідь побудованому калібровочному графіку.

Побудова калібровочного графіка. 10 мг чистого білірубину розчиняють у 50 мл хлороформу в мірній колбі на 50 мл. У сухі пробірки відміряють по 0,05; 0,10; 0,15; 0,20; 0,25; 0,30 мл розчину білірубину у хлороформі, що відповідає 0,01; 0,02; 0,03; 0,04; 0,05 і 0,06 мг білірубину. Потім місце стікання розчину по стінці пробірки змішують 0,5 мл хлороформу і випаровують насухо на водяній бані при температурі 70-65°C. До сухого залишку додають 0,5 мл гідрокарбонату спирту і перемішують до повного розчинення осадку, потім додають 1 мл кофейнового реактиву, 1 мл свіжезготовленої діазосуміші і 0,5 мл дистильованої води. Вміст пробірки перемішують скляною паличкою і через 10 хв. фотометрують у порівнянні з дистильованою водою при 540 нм в кюветі з товщиною поглинаючого шару 5 мм. За отриманими результатами будують калібровочний графік.

1.2.4. Хроматографічне розділення білірубину на моно- і діглюконід білірубину та їх кількісне визначення

Розділення білірубину на фракції проводять тонкошаровою хроматографією. В якості рухомої фази використовують фенол.

Хід роботи. Приготування пластин і силікагелю. 3 г силікагелю (автори застосовували силікагель марки ЛС 5/40 мкм, що містить 13% гіпсу) розмішують у фарфоровій ступці, додають 9 мл води. Співвідношення силікагелю й води повинно бути 1:3. Швидко розмішують фарфоровою паличкою до однорідної маси і виливають на центр обезжиреної та сухої скляної пластини розміром 10×15 см, швидко дають розтектися по всій поверхні пластини і ставлять на горизонтальний столик, що врівноважений по рівню. На столику пластини сушать біля 6 год. При кімнатній температурі, потім активують на протязі 30 хв. При 110°C, зберігають в ексікаторі над фосфатом кальцію Ca_3PO_4 .

Для приготування рухомої фази беруть фенол марки «х.ч.» або «ч.д.а.», кристали повинні бути безбарвними. Автори користувалися 88%-м розчином фенолу, який змішували з дистильованою водою у співвідношенні 41:9 (за об'ємом), рН суміші - 4,6.

При наявності кристалічного фенолу з нього готують розчин концентрацією 88 мас. %. Для цього до 88 г чистого кристалічного фенолу додають 12 мл дистильованої води, добре перемішують і дають можливість кристалам фенолу повністю розчинитися, нагріваючи розчин до 70-75°C. Розчин повинен бути безбарвним. Якщо фенол має рожевий або червоний відтінок, необхідно його очистити, інакше продукти окислення фенолу будуть окислювати білірубін. Очистку фенолу проводять так. В колбу для перегону на шліфах розміщують 100 частин фенолу, 12 води, 0,1 алюмінієвих стружок і 0,05 частини гідрокарбонату натрію. Перегонку проводять при атмосферному тиску з повітряним холодильником. При майже повній перегонці суміші концентрація фенолу складає біля 88%. З метою запобігання окислення переганого фенолу киснем повітря його рекомендують зберігати під шаром лігроїну (фракція перегонки нафти, що кипить при 120-240°C).

Проведення хроматографії. На активовану пластину з тонким шаром силікагелю на відстані 1,5-2 см від нижнього краю пластини з інтервалом в 2-2,5 см наносять на одну точку 0,02 мл міхурової жовчі. Місця нанесення підсушують, трохи нагріваючи пластину над електроплиткою. Після цього пластину розміщують в хроматографічну камеру, на дно якої налитий шар рухомої фази товщиною біля 0,5-1,0 см. Хроматографії проводять висхідним способом при кімнатній температурі у затемненому місці. За даними авторів, за одну годину фронт рухомої фази підніметься на висоту 65-70 мм від лінії старту, а білірубін чітко розділяється на дві. А часто й на три фракції. Фракції при денному освітленні мають чітку жовту (олівково-жовту) забарвленість. Третя фракція виражена слабо і не завжди буває присутня. Коефіцієнт R_f цих трьох фракцій складає 0,35; 0,49; 0,84. Перша пляма з коефіцієнтом $R_f = 0,35$ відповідає білірубіндіглокуроніду, друге з $R_f = 0,49$ - білірубінмоноглокуроніду, а третє з $R_f = 0,84$ - вільному білірубіну.

Кількісне визначення отриманих фракцій білір у б і н у. Пластини після хроматографії сушать на протязі декількох годин при кімнатній температурі у затемненому місці у витяжній шафі. Потім скальпелем зіскаблюють силікагель в межах плями на чистий лист паперу і силікагель з трьох фракцій переносять в окремі центрифужні сухі пробірки. Потім у перші дві пробірки, що містять кон'югати білірубіну, приливають по 0,5 мл свіжезготовленої діазосуміші, а в третю пробірку, що містить вільний білірубін, додають 0,5 мл діазосуміші і 0,25 мл кофеїнового реактиву. Вміст пробірок перемішують і через 10 хв. утворені діазопігменти вилучають з силікагелю. Для цього в кожену пробірку приливають по 1 мл 90° етанолу, перемішують скляною паличкою й центрифугують при 3500 об/хв. на протязі

5 хв. Надосадову рідину (забарвлену у фіолетово-рожевий колір) зливають з кожної пробірки в три окремі пробірки, що мають мітку на 3,5 мл. Вищеописану процедуру повторюють ще двічі, а спиртові екстракти кожний раз зливають у відповідні пробірки. Об'єм рідини у пробірках доводять спиртом до 3,5 мл і фотометрують у кюветі з товщиною поглинаючого шару 5 мм при 540 нм у зрівнянні з контрольним розчином. Контрольний розчин готують аналогічно основним пробам, тільки силікагель не містить пігментів, хоча по площі шар, що зіскоблюється, повинен бути приблизно однаковим з шаром, що містить пігменти. Концентрацію білірубину визначають за калібровочним графіком.

Побудова колібровочного графіку. Розчин білірубину у хлороформі (10 мл білірубину розчиняють у 50 мл хлороформу у мірній колбі на 50 мл) наносять мікропіпеткою на активовану пластинку із шаром силікагелю в одну точку по 0,05; 0,10; 0,15; 0,20; 0,25 та 0,30 мл. Місця нанесення проб підсушують над електричною плиткою, після чого шар силікагелю з відповідною кількістю білірубину зіскоблюють скальпелем на невеликий лист паперу і переносять в окремі центрифужні пробірки. Потім в кожен пробірку по 0,25 мл гідрокарбонату спирту і 0,25 мл свіжезготовленої діазосуміші. Через 10 хв. утворені діазопігменти вилучають з силікагелю. Для цього до кожної пробірки додають по 1 мл 96° етанолу, вміст перемішують скляною паличкою і центрифугують на протязі 5 хв. при 3500 об/хв. Надосадовий розчин, забарвлений у фіолетово-рожевий колір, зливають в окремі пробірки, що мають мітку на 305 мл. Вищеописані процедури вилучення діазопігментів спиртом повторюють ще двічі, зливаючи після центрифугування спирт у відповідні пробірки. Фотометрують у кюветі з товщиною поглинаючого шару 5 мм при 540 нм у зрівнянні з контрольним розчином.

1.2.5. Вміст білірубину у жовчі і клінічне значення його визначень

В міхуровій жовчі людини виявлено 22% білірубінмоноглокоуроніду, у жовчі собаки - 16, а у жовчі шурів 39% загальної кількості білірубину. В дуоденальному вмісті людини знайдено 11% білірубінмоноглокоуроніду, 86,5% ді-глокоуроніду білірубину і 2,9% вільного білірубину. В міхуровій жовчі собаки виявлено відповідно 47,7; 50,3 та 1,3% цих з'єднань білірубину. Визначення загальної кількості білірубину у жовчі має невелике діагностичне значення. Кількість білірубину буває збільшеною при порушеннях відтоку жовчі, при станах, що супроводжуються підвищеним утворенням білірубину (гемолітична анемія, великі гематоми і т.д.). Концентрація білірубину у жовчі також збільшується при вегетаріанській дієті (іноді на 100%), при значному фізичному навантаженні. Зменшення концентрації білірубину спостерігається при паренхіматозних гепатитах різної етіології, при цирозі печінки. Значно велике діагностичне значення має визначення якісного складу білірубину. Тут мається на увазі в першу чергу його ефіри з глюкоуроною кислотою. У

фізіологічних умовах у жовчі людини виявлено біля 10-20% білірубінмоноглокоуроніду і 80-90% білірубіндіглокоуроніду. Їх співвідношення у жовчі людини біля 3,5-4,0. Зниження вмісту білірубіндіглокоуроніду, тобто зменшення цього співвідношення, вказує на пригнічення процесів етерифікації білірубину, які здійснюються в гепатоцитах при участі УДФ-глюкоуроніл-трансфери. Істотно, що при фізіологічному стані гепатоциту етерифікація буде здійснюватись в указаних співвідношеннях, тобто у жовчі буде переважати білірубіндіглокоуронід. При ураженні гепатоцитів кількість білірубіндіглокоуроніду буде знижуватись.

Роботами останніх років доведено, що запропонований у 1960 р. простий метод кількісного визначення моно- і діглокоуронідів білірубину в сироватці крові для визначення вказаних ефектів білірубину з глюкоуроновою кислотою виявився непридатним. Фракції, що визначаються цим методом, є не однорідними, а представлені пігментом I та пігментом II, які складаються з суміші вільного білірубину та його моно- і діефірів з глюкоуроновою кислотою. В даний час тільки методом хроматографії можна вірно розділити вільний білірубін та його ефіри з глюкоуроновою кислотою.

1.2.6. Міцелоутворення в жовчі

Здатність до міцелоутворення є одним з найважливіших властивостей, що характерні для поверхнево-активних речовин (ПАР). Міцели утворюються в розчині ПАР при певній концентрації, що обумовлено діфільною будовою молекул ПАР. Міцели являють собою накопичення особливим чином орієнтованих молекул. Процес міцелоутворення є термодинамічно вигідним, так як в результаті його вільна енергія зменшується, а ентропія системи зростає. Агрегація молекул ПАР в міцели обумовлена, головним чином, гідрофобною взаємодією між їх неполярними частинами чи групами, направленими всередину міцели. Полярні групи молекул ПАР орієнтовані в бік більш полярної фази, тобто води (Рис. 1.2.1).

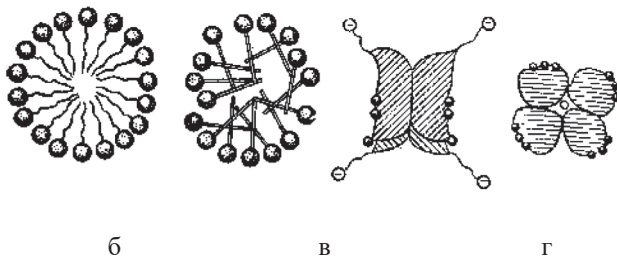


Рис. 1.2.1. – Будова міцели альфатичних ПАР (а, б) і холевої кислоти (в,г): в - повздовжній; г - поперечний перетин.

В міцелах жовчних кислот всередину міцели направлені гідрофобні неполярні частини - стероїдне ядро і метильні групи («спина» молекули), зовні - полярні гідрофільні групи - карбоксильні і гідроксильні («живіт» молекули). Міцели чистих жовчних кислот 4-6 молекул холевої кислоти, біля 12 молекул дігідроксихоланових кислот та біля 18 молекул їх кон'югатів.

У водному розчині тауродезоксихолату натрію концентрацією 0,15 М утворюються міцели радіусом 1,6-2,0 нм та молекулярною масою 11400-22000. Дігідроксихоланові кислоти утворюють міцели великого розміру, ніж парні тригідроксихоланові кислоти, що пов'язано з їх гідратацією.

Завдяки розміщенню гідрофільних груп на поверхні міцел вони добре утримують у водному розчині, тоді як наявність гідрофобної внутрішньої частини міцели забезпечує можливість внутріміцелярного розщеплення нерозчинних у воді компонентів жовчі. До міцелоутворення здатні також молекули фосфоліпідів. При достатньо високій концентрації молекули фосфоліпідів об'єднуються в сферичні міцели, всередині яких знаходяться гідрофобні кінці, а полярні головки утворюють зовнішній, обернений до води шар. Слід відмітити, що деякі молекули ПАР, наприклад лужні солі низки жирних кислот, не здатні до міцелоутворення, що забезпечується різким превалюванням гідрофільних властивостей, обумовлених наявністю іонізованої полярної групи молекул, які не можуть бути врівноважені гідрофобною взаємодією коротких вуглеводневих ланцюгів молекул цих ПАР.

При наявності в розчині декількох ПАР, що мають місце в жовчі, утворюються змішані міцели з відповідним розміщенням гідрофільних та гідрофобних частин молекул (Рис. 1.2.2), а завдяки процесам внутріміцелярної солубілізації міцели можуть містити також поверхнево-неактивні речовини.

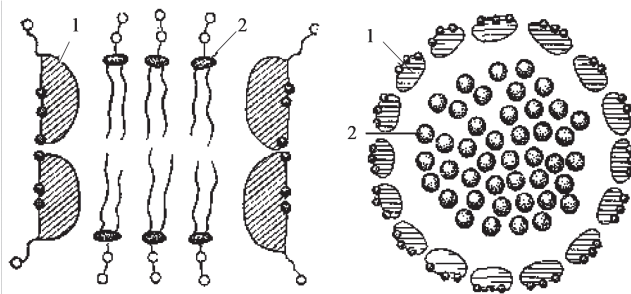


Рис. 1.2.2. – Будова змішаних міцел жовчних кислот (1) та фосфоліпиду лецитину (2); а - повздовжній; б - поперечний перетин

Міцели жовчі мають форму дисків і складаються, головним чином, з молекул жовчних кислот, лецитину та холестерину. Поверхня міцел заряджена від'ємно і здатна зв'язувати білки, пігменти, деякі фосфоліпіди, а також іони натрію, кальцію, калію. Відмінність в даних хімічного та

електрометричного визначення катіонів показує, що міцели жовчі собаки зв'язують біля 100 мекв/л натрію та 6 мекв/л калію. Маса міцел у жовчі в залежності від концентрації основних її компонентів складає 19000-75000.

Необхідно враховувати, що міцели включається тільки частина компонентів жовчі, решта ж (зазвичай менша частина) знаходяться в міжміцелярній фазі у вільному стані або неміцно пов'язані з молекулами ПАР. Міцели жовчі включають 65-90% жовчних кислот, що містяться в ній, 69-89% фосфоліпідів; до їх складу належать також ліпопротеїди та мукопротеїди жовчі, а також вітаміни та гормони, які виділяються з жовчі. Міцели жовчі не є стабільними, незмінними структурними утвореннями; в жовчі постійно відбувається обмін молекулами між міцелами та міжміцелярною фазою. Припускається існування в жовчі рідкокристалічної фази, що має ламелярну структуру. Мабуть, в жовчі можуть існувати одно-, дво- та трифазні системи: 1) міцелярний розчин; 2) міцелярний розчин з кристалічним холестерином; 3) кристалічний холестерин - рідкі кристали - міцелярний розчин (Рис. 1.2.3, 1.2.4). Загальний вміст жовчних кислот, холестерину та фосфоліпідів (в молях) прийнято за 100%. Для зручності користування потрібною діаграмою шкала процентного вмісту компонентів перенесена на сторони трикутника. По заданих числах (наприклад, 60% жовчних кислот, 30% фосфоліпідів та 10% холестерину) проводять штрихові лінії і знаходять на площині діаграми відповідно їм точку. Положення точки дозволяє характеризувати фізичний стан даної потрійної системи. Крива лінія, що обмежує рідку міцелярну фазу, побудовану по точках, які характеризують 100% насичення жовчі холестерином (див. Додаток 1).

При зміні складу жовчі шляхом внутріпечінкових та зовнішньо-печінкових жовчно-видільних шляхів, а також після надходження її у кишки і взаємодії із харчовими масами та іншими секретами склад та властивості міцел, що відбивають їх фізіологічну роль, значно змінюються.

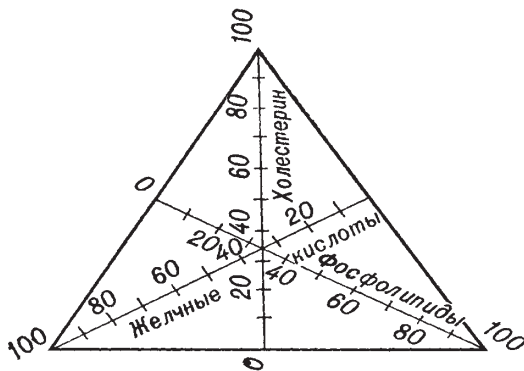


Рис. 1.2.3. – Схема побудови потрійної діаграми для системи жовчних кислот - холестерин - фосфоліпіди.

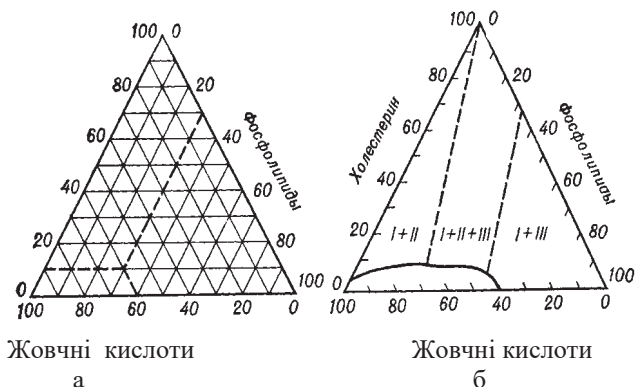


Рис. 1.2.4. – Використання потрійної діаграми для характеристики фазових станів жовчі:

а - визначення точки складу жовчі; б - фазові стани трьохкомпонентної системи в модельних дослідях, а також жовчі людини при різних співвідношеннях її компонентів (100% насичення жовчі холестерином); I - рідка міцелярна фаза; II - кристалічна; III - рідкокристалічна.

Фізіологічне значення міцелоутворення у жовчі полягає перш за все в забезпеченні низького (на рівні плазми крові) осмотичного тиску жовчі, що грає важливу роль у механізмі жовчеутворення, сприяючи виведенню печінкою дуже великої кількості солей (в тому числі й солей жовчних кислот) у відносно невеликому об'ємі води. Міцелярні утворення жовчі в основному забезпечують солюбілізацію нерозчинних у воді компонентів жовчі, таких як холестерин, інші ліпіди, кальцієві солі білірубину. При попаданні у порожнечу кишок міцели жовчі зв'язують продукти розщеплення ліпідів та приймають участь в їх транспорті через епітеліоцити кишкової стінки. В останні роки з'явилися дані про можливість активації ферментативного гідролізу компонентів змішаних міцел шляхом так званого міцелярного каталізу.

Різноманітне фізіологічне значення міцелярних структур жовчі привертає все більше уваги до їх дослідження. Одним з основних методів дослідження міцелоутворення є визначення критичної концентрації міцелоутворення (ККМ). При міцелоутворенні різко змінюються поверхневий натяг розчинів ПАР, їх електропровідність, оптичні та інші властивості. В розбавлених розчинах досягається термодинамічно стійкий стан з мінімальним рівнем вільної енергії за рахунок переходу молекул ПАР в поверхневий шар. Із збільшенням концентрації ПАР в об'ємі концентрація молекул ПАР в поверхневому адсорбційному шарі підвищується, що обумовлює зниження поверхневого натягу. При насиченні поверхневого шару молекулами ПАР встановлюється мінімальний рівень поверхневого натягу, а подальше збільшення об'ємної концентрації ПАР призводить

спочатку до утворення у розчині міцелярної фази, а потім і до росту кількості міцел при практично незмінній інтерміцелярній концентрації (вільних молекул) ПАР (Рис. 1.2.5). При цьому насичений адсорбційний шар, а отже й поверхневий натяг розчину, суттєво не змінюються.

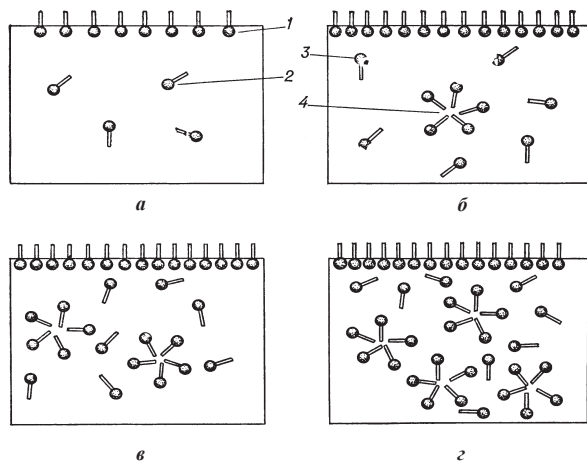


Рис. 1.2.5. – Поведінка молекул при різних концентраціях ПАР: а - концентрація доміцелярна; б - міцелярна; в, г - вище міцелярної; 1 - поверхневий адсорбційний шар молекул; 2, 3 - вільні молекули, що утворюють інтерміцелярну концентрацію ПАР; 4 - міцели ПАР.

Методи визначення ККМ жовчі основані на тому, що при розбавленні жовчі як розчину, що містить велику кількість ПАР, відбувається обернений процес: із зменшенням об'ємної концентрації ПАР міцели жовчі розпадаються, однак при невеликих розбавленнях жовчі ще зберігається насичений адсорбційний шар й поверхневий натяг суттєво не змінюється. При повному розпаді міцел подальше розбавлення жовчі призводить до зниження як об'ємної, так і поверхневої концентрації молекул ПАР, а отже, до підвищення поверхневого натягу. За ККМ приймають точку перетину двох ліній, одна з яких характеризує поверхневий натяг міцелярного розчину жовчі, а друга - молекулярно-дисперсного розчину ПАР жовчі.

Для визначення ККМ жовчі можна використовувати також зміну її електропровідності при розбавленні, яка залежить від наявності міцел як крупних заряджених частин.

Для поглиблення дослідження міцел жовчі, їх властивостей, структури, форми, маси в спеціальних лабораторіях досліджують методи гел'фільтрації, ультрацентрифугування, світлорозсіяння, електронної мікроскопії, дифракції рентгенівських променів, ядерно-магнітного резонансу. Про властивості міцел жовчі в деякій мірі можна судити за даними електрофорезу так званого ліпідного (або макромолекулярного) комплексу.

1.2.7. Визначення критичної концентрації міцелутворення (ККМ) та ізотерм поверхневого натягу жовчі

Принцип методу. В основі методу лежить закономірність зміни поверхневого натягу жовчі при її розбавленні. Спочатку розбавлення жовчі завдяки наявності в ній вираженої міцелярної фази не впливає на поверхневий натяг, так як розпад міцел забезпечує зберігання постійної міжміцелярної концентрації ПАР і концентрації їх в поверхневому адсорбційному шарі. З моменту повного розпаду міцел подальше розбавлення жовчі призводить до зменшення як об'ємної, так і поверхневої концентрації ПАР жовчі та, отже, до підвищення її поверхневого натягу. Точка зламу кривої залежності поверхневого натягу від логарифму розбавлення жовчі (ізотерми поверхневого натягу) характеризує ККМ.

А п а р а т у р а. Прилад Ребіндера для визначення поверхневого натягу по максимальному тиску бульбашок; пристрій для термостатування досліджуваних проб (необхідно при значних коливаннях кімнатної температури).

Хід роботи. Для дослідження беруть 3-5 мл профільтрованої жовчі. Послідовним розбавленням в 2 рази дистильованою водою готують ряд проб жовчі у співвідношенні: 1/2; 1/4; 1/8; 1/16; 1/32; 1/64; 1/128; 1/256; 1/512; 1/1024. Для підвищення точності визначення в області ККМ готують додаткові розчини розбавленням 1/12; 1/20; 1/24; 1/28; 1/36 і т.д. У серії пробірок, що містять по 2-4 мл приготовлених проб жовчі, визначають статистичний поверхневий натяг, дослідження зручніше починати з розчинів з більшим розбавленням і закінчувати цільною жовчу. Визначення бажано проводити при постійній температурі. Отримані дані максимального тиску бульбашок заносять в таблицю і розраховують поверхневий натяг досліджуваних проб. Будують графік залежності поверхневого натягу жовчі від логарифму її концентрації, досліджуючи напівлогарифмічний міліметровий папір. Для цього по вісі ординат відкладають поверхневий натяг, по вісі абсцис - концентрацію жовчі в одиницях логарифму розбавлення. За різкою зміною кривої визначають ККМ в одиницях логарифму розбавлення (lgC) або в ступені розбавлення. Для отримання абсолютних значень враховують вміст в досліджуваній жовчі основних ПАР, сумарних жовчних кислот та фосфоліпідів. Оскільки врахувати кількісний вміст всіх ПАР неможливо, а дані про вміст жовчних кислот і фосфоліпідів є усередненими, то отримані величини лише приблизно характеризують абсолютне значення ККМ і можуть бути досліджені при співставленні жовчі одного і того ж виду.

Приклад розрахунку. При дослідженні дуоденальної міхурової жовчі людини отриманий різкий злом кривої ізотерми поверхневого натягу при розбавленні 1/32, тобто lgC склав - 1,5. При біохімічному дослідженні даної жовчі в ній виявлено 42,5 г/л загальної кількості жовчних кислот та 28,0 г/л фосфоліпідів. Сумарна кількість основних ПАР складає $42,5 + 28,0 = 70,5$ г/л.

Наближена абсолютна величина ККМ для ПАР даної жовчі буде: $70,5 : 32 = 2,2$ г/л.

Результати. При дослідженні дуоденальної жовчі практично здорових людей отримані наступні величини ККМ (Ig C по розбавленню): для міхурової жовчі (порція «В») - $1,46 \pm 0,06$, для печінкової (порція «С») - $1,38 \pm 0,7$; ККМ бичої жовчі склала $1,11 \pm 0,05$; жовчі свиней - $1,68 \pm 0,11$; вівці - $1,70 \pm 0,01$; ККМ фістульної жовчі собаки - $1,32 \pm 0,18$. Менші відносні величини Ig C для жовчі собаки свідчать про більш високий ККМ, тобто про перехід поверхнево-активних компонентів жовчі в міцели при відносно більш високій їх концентрації.

Ізотерми дуоденальної жовчі (порція «В») 30 досліджуваних проб мали плато (горизонтальна ділянка кривої) на рівні $38,8 \pm 2,6$ мН/м (M \pm t). Після заломлення в точці ККМ починався прямолінійний під'їм кривої та при IgC = 2,6 (розбавлення 1/500) крива піднялася до рівня $67,4 \pm 2,5$ мН/м. Ізотерми поверхневого натягу жовчі людей із захворюваннями гепатобіліарної системи відрізняються рівнем початкового плато, кутом нахилу її висхідної ділянки та кінцевим рівнем.

Ізотерми поверхневого натягу жовчі тварин різних видів також відрізняються як точкою ККМ, так і рівнем початкової частини, кутом нахилу, рівнем початкової і кінцевої ділянки.

1.2.8. Дослідження міцелотворення за даними електропровідності жовчі (кондуктометричне визначення)

Принцип методу. Електропровідність жовчі складається з суми електропровідностей вільних іонів та міцел. Значна частина іонів електролітів та невелика частина іонів жовчних кислот знаходяться у вільному, дисоційованому стані; більшість аніонів жовчних кислот утворюють ядра міцел, а іони електролітів – подвійний електричний шар на поверхні міцел. При розбавленні жовчі, що обумовлює розпад міцел, загальна кількість іонів в розчині зменшується, а кількість вільних аніонів та катіонів збільшується і електропровідність розчину зростає. Метод оснований на співставленні питомої електропровідності цільної і розбавленої фізіологічним розчином жовчі. При розбавленні жовчі спочатку електропровідність її зростає за рахунок збільшення рухомості міцел, й вірогідно, меншого блокування їх електричного заряду протиіонами. Після повного розпаду міцел подальше розбавлення жовчі не змінює електропровідність жовчі або дещо знижує її за рахунок зменшення вмісту електролітів. Злам на кривій залежності удільної електропровідності від концентрації (розбавлення) жовчі характеризує ККМ, тобто концентрацію, при якій утворюються електрично заряджені іони міцели. Зміна ходу початкової ділянки кривої вказує на характер міцел жовчі, їх електричний заряд та рухомість.

А п а р а т у р а т а р е а к т и в и. Реохордний міст Р-38 або інший аналогічний прилад для визначення електропровідності; посудина місткістю 5-10 мл з платиновими електродами, сантинормальний розчин КСІ, що приготовлений з двічі перекристалізованої солі.

Хід роботи. 10-15 мл профільтрованої жовчі розділяють пополам, одну частину залишають, а послідовним розбавленням вдвічі фізіологічним розчином другої частини отримують серію проб, розбавлених: 1/2; 1/4; 1/8; 1/16; 1/32; 1/64; 1/128, концентрацією відповідно: 1,0; 0,5; 0,25; 0,125; 0,062; 0,031; 0,015 г/мл. Визначають температуру розчинів.

Визначення електропровідності починають з вимірювання опору R_0 еталонного розчину хлориду калію (об'єм даного розчину повинен відповідати постійному об'єму досліджуваної жовчі). Після повторного визначення та отримання постійної величини вимірюють опір розбавленої жовчі, починаючи з найбільшого розбавлення і закінчуючи цільною жовчу.

Знаходять постійну посудини K за формулою

$$K = j_0 R_0,$$

де j_0 - питома електропровідність 0,01 н. розчину КСІ при температурі досліду (беруть по табл. 1.2.1), $\text{Ом}^{-1} \times \text{м}^{-1}$.

Питома електропровідність розраховується за формулою

$$j = K/R,$$

де K - постійна посудини; R - опір розчину, Ом.

Будують графік залежності питомої електропровідності від розбавлення жовчі, відкладаючи на вісі абсцис концентрацію, а на вісі ординат - питома електропровідність. По зламу кривої визначають ККМ жовчі в показниках її розбавлення і концентрації.

Приклад розрахунку. Досліджуючи жовч (порція «С»). Дані заносять в табл. 1.2.2. За отриманими даними будують графік залежності питомої електропровідності жовчі від її концентрації.

При розбавленні жовчі 1:4 (концентрація 25 об. %) спостерігається злам кривої, отже, при цій концентрації жовчі утворюються малоактивні міцели. Із збільшенням концентрації процес міцелоутворення в даній жовчі різко підсилюється.

Результати. Питома електропровідність жовчі людини складає 1,24-2,00 $\text{Ом}^{-1} \cdot \text{м}^{-1}$ (для міхурової, порція «В») та 0,78-1,78 $\text{Ом}^{-1} \cdot \text{м}^{-1}$ (для печінкової, порція «С»); питома електропровідність бичої жовчі - 1,05-1,30, свинячої - 1,00-1,20 $\text{Ом}^{-1} \cdot \text{м}^{-1}$.

Утворення міцел, що знижує електропровідність, спостерігається при концентрації жовчі 25-12,5 об. %. При захворюваннях гепатобіліарної системи утворення електрично малоактивних міцел менш виражено або зовсім не виявлено. У деяких хворих із збільшенням концентрації жовчі її питома електропровідність зростає, що свідчить про глибокі порушення міцелярної структури жовчі.

Таблиця 1.2.1.

Питома електропровідність розчинів KCl при різних температурах

Температура, °C	Концентрація розчину KCl	
	0,02 н.	0,01 н.
	Питома електропровідність, Ом ⁻¹ ·м ⁻¹	
15	0,2243	0,1147
16	0,2294	0,1173
17	0,2345	0,1199
18	0,2397	0,1225
19	0,2449	0,1251
20	0,2501	0,1278
21	0,2553	0,1305
22	0,2606	0,1332
23	0,2659	0,1359
24	0,2712	0,1386
25	0,2765	0,1413

Таблиця 1.2.2.

Дані кондуктометричного дослідження міцелоутворення в дуоденальній жовчі (порція «С»); Опір 0,01 н. розчину KCl - 383 Ом; Температура +18°C; Питома електропровідність 0,01 н. розчину KCl при 18°C рівняється 0,1199 Ом⁻¹·м⁻¹; Постійна судини K = 0,4595.

Розбавлення Жовчі	Концентрація жовчі С, об. %	Опір, Ом	Питома електропровідність, Ом ⁻¹ ·м ⁻¹
Цільна	100	59,0	0,7788
1/2	50	40,0	1,1487
1/4	25	39,0	1,1782
1/8	12,5	38,8	1,1842
1/16	6,25	38,8	0,1842
1/32	3,13	38,8	1,1842
1/64	1,56	39,1	1,1751
1/128	0,78	41,8	1,0992

§ 1.2.9. Солюбілізуюча здатність жовчі

Важливою властивістю жовчі є здатність утримувати у водному розчині компоненти, які самі по собі у воді нерозчинні. До останніх належать холестерин та інші ліпіди, а також кальцієві солі білірубину. Порушення розчинності холестерину та солей білірубину має велике

практичне значення, так як можуть привести до утворення жовчних конкрементів.

Дослідження останніх років дозволили вияснити молекулярні механізми розчинення нерозчинних у воді гідрофобних речовин їх міцелярною солюбілізацією. Згідно новим представленням, солюбілізація холестерину відбувається поверхнево-активними речовинами жовчі - жовчними кислотами та фосфоліпідами, що утворюють складні полімолекулярні комплекси - міцели. Гідрофобні молекули або дисперговані частинки холестерину укорінюються у внутрішню, теж гідрофобну частину міцели жовчних кислот і поверхнево-активних фосфоліпідів жовчі та завдяки цьому утримуються в розчині у висячому стані. Слід відмітити, що здатність чистих препаратів жовчних кислот до солюбілізації холестерину в модельних дослідах значно нижче відповідної здатності жовчі, що містить аналогічну кількість холатів. Дослідження потрійних систем, що містять жовчні кислоти, холестерин і лецитин, підтвердили важливу роль фосфоліпідів жовчі. Вважають, що лецитинова фракція змішаних міцел здатна зв'язувати та солюбілізувати еквімолярну кількість холестерину. Мабуть, оптимальне співвідношення, при якому весь холестерин знаходиться в міцелярному стані, складає для холестерину і фосфоліпідів 1:3, для жовчних кислот - 1:11.

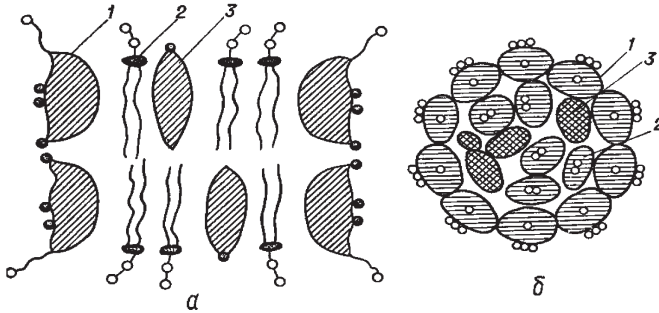


Рис. 1.2.6. Змішані міцели холанових кислот (1), фосфоліпідів (2) та холестерину (3): а - повздовжній; б - поперечний переріз.

Отже, здатність жовчі солюбілізувати холестерин обумовлена, головним чином, вмістом в ній жовчних кислот і лецитину. Поруч з цим, на утворення міцел і солюбілізацію холестерину впливають також якісні особливості спектру жовчних кислот, активна реакція (рН) жовчі, температура, концентрація електролітів. Для оцінки солюбілізації холестерину у жовчі широко застосовують потрійну діаграму, запропоновану у 1968 р. Едмерендом та Смолом. У ряді випадків «насичення» жовчі холестерином, розраховане згідно цієї діаграми за вмістом у жовчі жовчних кислот, фосфоліпідів та холестерину, може бути використано для характеристики її солюбілізуючої здатності. При цьому «насичення» жовчі

холестерином розглядається як здатність міцел даної жовчі солюбілізувати ще деяку кількість холестерину, «перенасичення» - як показник її літогенності, тобто схильність до утворення кристалів холестерину та холестеринових конкрементів.

1.2.10. Фізико-хімічна, морфологічна будова жовчі людини

Це рідкий секрет жовто-коричневого кольору, що виділяється клітинами печінки. У складі жовчі екскретуються кінцеві продукти обміну гемоглобіну та інших порфіринів, а також кінцеві продукти обміну холестерину. Головними компонентами жовчі є: солі жовчних кислот, фосфоліпіди, білірубін, білки та ряд фізіологічно активних речовин: гормони щитовидної залози. Жовчно-кислі солі складають основну частину густого осадку жовчі. У жовчі присутній також холестерин і невеликі кількості інших ліпідів (жиру та жирних кислот).

Жовч секретується печінкою неперервно. За травленням жовч переходить у жовчний міхур. Питома вага печінкової жовчі дорівнює 1,01, а міхурової - 1,04. Концентрація основних компонентів у міхуровій жовчі в 5 - 10 разів вища, ніж у печінковій жовчі. Виключення складає білірубін, який в жовчному міхурі у деякій степені всмоктується і тому концентрується менше. Альбуміни, що постійно присутні у печінковій жовчі, у міхуровій практично не спостерігаються. Більша частина мінеральних речовин, включаючи бікарбонат, також всмоктується у жовчному міхурі. Фізіологічно роль жовчі головним чином зв'язана з травленням. Виконуються інші функції: у складі жовчі знаходяться кінцеві продукти обміну гемоглобіну та інших порфіринів (див. жовчні пігменти), кінцеві продукти обміну холестерину (див. жовчні кислоти).

У клініках для дослідження жовчі з діагностичною метою одержують дуоденальний вміст. Три його порції являють собою суміш декількох травних соків - жовчі, панкреатичного та шлункового соків. При патологічних станах склад жовчі може різко змінюватися. Особливо значні зміни у її складі спостерігаються при виділенні так званої білої жовчі, що може бути пов'язано з порушенням механізмів утворення жовчних пігментів, або повним руйнуванням жовчевиведення.

1.2.11. Жовчні кислоти

Це органічні кислоти, які є специфічними компонентами жовчі. Вони грають важливу роль у травленні та всмоктуванні жирів. Жовчні кислоти представляють також кінцевий продукт обміну холестерину, який виводиться з організму в основному у вигляді жовчних кислот. За своєю хімічною природою жовчні кислоти є похідними холянової кислоти, до кільцевої структури якої приєднанні одна, дві або три гідроксильні групи. У жовчі людини знаходяться: холева, хенодезоксіхолева та дезоксіхолева кислоти.

Первинні жовчні кислоти утворюються у печінці з холестерину. Одна з головних функцій жовчних кислот - перенос ліпідів у водному середовищі. У кишечнику солі жовчних кислот приймають участь в емульгуванні жиру.

Холестерин. Найважливіший у біологічному відношенні представник стеринів. Холестерин є джерелом утворення у організмі жовчних кислот, кортикостероїдів, статевих гормонів та ін. Молекулярна вага (маса) холестерину складає 386,66; його молекула складається з чотирьох циклів, жорстко зв'язаних між собою та утворюючих циклопентанпергідрофенантренове ядро, і алафатичного ланцюга при 17-и вуглецевому атомі, який має невелику рухливість. З безводних розчинників холестерин кристалізується у вигляді безколієрових голок, а з водного спирту - у вигляді оксамитових пластинок (моногідрат холестерину). Питоме обертання площини поляризації $[\alpha]_{D} \sim 39$.

З хімічних властивостей холестерину важливе біологічне значення має його спроможність утворювати складні ефіри з кислотами.

У тілі дорослої людини, за даними хімічного аналізу, знаходиться біля 140 г холестерину (приблизно 0,2% ваги тіла); за даними радіоізотопних досліджень, вміст холестерину значно вищий (200-350 г)

Найбільший вміст холестерину у біологічних рідинах припадає на жовч - 390 мг на 100 мл.

Якщо в організмі людини виникає дисбаланс між кількістю холестерину, що синтезується та потрапляє з їжею, з одного боку, та кількістю холестерину, що розпадається внаслідок біохімічних процесів, то кажуть про патологію холестеринового обміну.

Одним з розповсюджених таких явищ є утворення жовчного каміння, основною складовою частиною якого є холестерин (жовчнокам'яна хвороба). Утворення жовчного каміння відбувається внаслідок викристалізування холестерину при відносно високій його концентрації у жовчі та відносно низькій концентрації у ній жовчних кислот та фосфоліпідів, які здатні розчиняти холестерин.

1.2.12. Жовчнокам'яна хвороба

Жовчнокам'яна хвороба - поліетіологічне захворювання. Взаємодія таких факторів, як генетична схильність, нераціональне харчування, порушення обміну речовин і т.п. є передумовою для зміни фізико-хімічних властивостей жовчі - дисхолії, при якій жовч стає літогенною, тобто здатною до утворення каміння.

Нормальна печінкова жовч може набути літогенність у жовчному міхурі (холецистогенна дисхолія) або тимчасово стає літогенною внаслідок порушення регулярної печінково-кишкової циркуляції основних складових частин жовчі. При цьому знижується так званий холато-холестериновий індекс - співвідношення між вмістом у жовчі жовчних кислот і холестерину.

Холестерин, нерозчинний у воді і у жовчі, утримується лише завдяки жовчним кислотам, які мають велику поверхневу активність. При недоліку жовчних кислот холестерин випадає в осадок, надаючи початок процесу утворення каміння.

В 10 - 27% випадків жовчнокам'яної хвороби у жовчному міхурі спостерігається пігментне каміння, яке складається в основному з білірубінату кальцію. До збільшення кількості білірубіну у жовчі та його осадженню веде посилений гемоліз при гемолітичній хворобі. З вільного білірубіну та кальцію жовчі утворюється білірубінат кальцію, який служить центром апресачії і формування каміння.

1.2.13. Жовчні пігменти та жовчне каміння

Жовчні пігменти - екскретуемі речовини, що являють собою кінцеві продукти розпаду гемоглобіну та інших похідних порфіринів. Вони складають 15-20% сухої ваги жовчі людини.

За своєю хімічною будовою вони близькі структурі гема молекули гемоглобіну (кристалічна сполука кільцеподібної конфігурації). В їх молекулі також є чотири пірольні групи, але не у вигляді замкненої структури, а у вигляді відкритого ланцюга. Крім того, у жовчних пігментах декілька змінена кількість і місцеположення подвійних зв'язків. В 1937 році Фішером була показана близькість тетрапірольної структури гема (кристала) та білірубіну. Пізніше було з'ясовано, що жовчні пігменти утворюються головним чином з гемоглобіну. Найбільш розповсюдженими жовчними пігментами є білірубін, білівердін, холеглобін, та ін.

Білірубін - один з жовчних пігментів жовто-червоного кольору. В його структуру входять чотири пірольних кільця, лінійно зв'язані метиновими містками.

Молекулярна вага (маса) білірубіну - 584,68. Являє собою кристалічну речовину, що складається з ромбоїдальних призм та пластинок, світло-оранжевого або червоно-коричневого кольору, важко розчинну у воді.

Утворення білірубіну відбувається головним чином з гемоглобіну крові. Найбільш важливу роль у процесах утворення білірубіну відіграє печінка.

Жовчне каміння - густі утворення, які формуються у жовчному міхурі та у жовчних протоках.

За даними патолого-анатомічних досліджень, біля 10% населення земної кулі є носіями жовчного каміння. Кількість каміння у жовчному міхурі може коливатися від одного до декількох тисяч. Розміри жовчного каміння - від порошокни до курячого яйця, вага до 30 г і більше. Поодинокі каміння, як правило, крупне, багаточисельні - мілкі. Жовчне каміння звичайно повторює форму того органа, в якому воно локалізується: у жовчному міхурі вони округлі, у печінкових протоках - гіллясті, у загальній

жовчній протоці - еліпсоїдальні. Колір жовчного каміння різноманітний: від білого або жовтого до темно-бурого або чорного. У залежності від складових елементів консистенція жовчного каміння тверда, напівтверда або м'яка.

Склад. За складом жовчне каміння поділяється на холестеринове, пігментно-холестеринове, складне холестеринове-пігментне-вапнове, пігментне та вапнове.

Холестеринове каміння складається в основному з холестерину з незначною домішкою білка, вапна та пігментів. Це каміння найчастіше округлої форми біло-жовтого кольору, гладке, легке, плаває у воді та згорає без залишку. На розпилі у центрі каміння іноді розташоване пігментне ядро, від якого радіально розходяться кристали холестерину. Чисте холестеринове каміння може перетворитися у пігментно-холестеринове та пігментно-холестериново-вапнове, проте його центральна частина завжди складається з чистого холестерину.

Складне холестерино-пігментно-вапнове каміння - найбільш частий вигляд жовчного каміння. У переважній більшості воно багаточисельне і має різноманітну форму. Величина їх коливається від розміру насіння до курячого яйця, колір від біло-сірого до чорного. На розпилі це каміння має концентричну будову. Ядро його складається з пігментів та холестерину.

Пігментне каміння найчастіше утворюється внаслідок застою жовчі у печінці. Як правило, воно багаточисельне, мілке, діаметром до 1-1,5 см, м'якої консистенції, на розрізі гомогенне, буро-чорного кольору.

Вапнове каміння - густі білі шорсткі утворення вапнових солей.

Таким чином, проведений розгляд фізико-хімічної та морфологічної будови жовчі людини показав, що одним з найважливіших проявів зміни її параметрів патологічного характеру є кристало-оптичні властивості, які зв'язані з характеристиками кристалічних утворень холестерину та білірубіну.

Виходячи з цього в основу оптичної діагностики жовчнокам'яної хвороби може бути покладений комплекс поляризаційних методів дослідження кристалічної структури жовчі людини.

1.2.14. Анатомо-фізіологічні особливості жовчовивідної системи

Біліарний тракт являє собою складну систему жовчовиділення, яка включає в себе загальний печінковий протік, що утворюється від з'єднання правого та лівого печінкових протоків, жовчний міхур зі сфінктером Люткінса, загальний жовчний протік, що починається від місця з'єднання печінкового та міхурного протоків, та біліарно-панкреатичну ампулу зі сфінктером Оді. Останній складається зі сфінктера загального жовчного протоку, сфінктера панкреатичного протоку та загального сфінктера ампули (сфінктер Вестфалія) (Рис. 1.2.7).

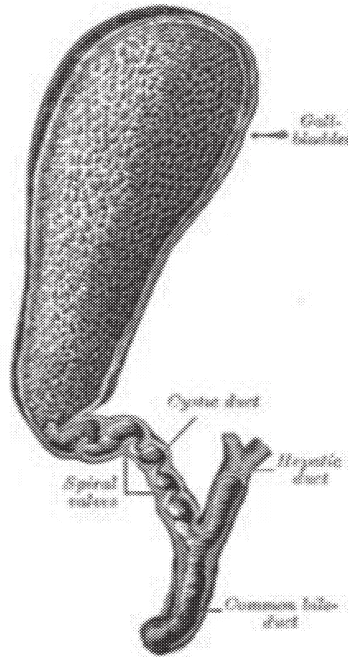


Рис 1.2.7. – Жовчовивідні шляхи

Жовч, яка виробляється гепатоцитами, потрапляє в міжклітинні жовчні каналі, утворені міліарними полосами двох або більше сусідніх гепатоцитів. Міжклітинні жовчні каналі, зливаючись один з одним на периферії печінкової дольки, утворюють більш крупні перилобулярні жовчні протоки (холангіоли, термінальні дуктули), які мають базальну мембрану. Проходячи через пограничну пластинку гепатоцитів, в перипортальній зоні холангіоли впадають в міждолькові жовчні протоки (дукти). Ці протоки анастомозують між собою, збільшуються в розмірах, перетворюючись в крупні септальні протоки. На холангіограмах біліарний тракт стає видимим починаючи лише з міждолькових протоків. Міждолькові протоки вислані кубічним, а септальні – високим призматичним епітелієм, що лежить на базальній мембрані.

Топографія позапечінкових жовчних шляхів у людини непостійна. Звичайно праві та ліві печінкові протоки, які приймають жовч із внутрішньо печінкових протоків, зливаються в один загальний (головний) печінковий протік, який продовжується в загальний жовчний протік. Його початком вважається місце з'єднання печінкового протоку з міхуровим. В загальному жовчному протоці довжиною 5-7 см розрізняються супрадуоденальний,

ретродуоденальний, ретропанкреатичний, інтрапанкреатичний та інтрамуральний відділи.

Дистальна частина загального жовчного протоку проходить в товщі голівки підшлункової залози, і протік відкривається на задній стінці дванадцятипалої кишки на 2-10 см нижче пілоруса, виключно рідко – в нижній горизонтальній частині кишки.

Ширина загального жовчного протоку складає 1,96-4,05 мм, печінкового – 0,4-1,54 мм, міхурового – 1,5-3,08 мм. Просвіт загального жовчного протоку у людини, згідно даних рентгенологічного дослідження, складає 2,0-8,8 мм.

Міхуровий протік відходить від верхньобокової поверхні шийки жовчного міхура. Шийка закінчується сліпим мішком – воронкою. В цілому воронка, шийка та міхурів протік утворюють S-подібний вигин, який більш краще виражений у осіб гіперстенічної конституції – так званий сифон. Ця анатомічна особливість при певних умовах може створювати утруднення відтікання жовчі. При вираженому вигині воронка розширена та утворює карман Гартмана, де нерідко знаходяться жовчні конкременти. В проксимальному відділі міхурового протоку слизова оболонка має від 3 до 20 спірально розміщених складок півмісяцевої форми, формуючи спіральний клапан Гейстера. Цей клапан відіграє суттєву роль в наповненні жовчного міхура.

Слизова оболонка позапечінкових жовчних протоків вистелена високим призматичним епітелієм. В ній багато слизових залоз. В стінках позапечінкових жовчних протоків містяться еластичні волокна та небагато гладеньких м'язів, що забезпечує розширення протоків при тривалому підвищенні тиску.

Форма і положення жовчного міхура різноманітні. Звичайно основна його частина – тіло – прикрита печінкою, лише дно міхура злегка виступає з-під її краю. Місткість жовчного міхура коливається від 30 до 70 мл.

Стінка жовчного міхура тонка, складається зі слизової оболонки, м'язового, фіброзного, субсерозного та серозного шарів. Слизова оболонка міхура має виражену «сотовидну» складчастість. В ділянці дна, воронки та шийки жовчного міхура іноді утворюються епітеліальні відгалуження, які доходять до м'язового шару (так звані канали або ходи Лушкі). Ці ходи можуть бути місцем проникнення та тривалого зберігання інфекції. В таких випадках при глибоких та розгалужених ходах можуть розвиватися так звані псевдо дивертикули, або синуси Рокітанського-Ашофа. При звуженні гирл ходів Лушкі в результаті запалення та фіброзу формуються багато численні кістеподібні утворення.

Слизова оболонка жовчного міхура вкрита одношаровим призматичним епітелієм. Основну масу складають бочкоподібні та паличкоподібні епітеліальні клітини, останні мають гістохімічні ознаки високої активності, а у бочкоподібних клітин вона знижена. В апікальній частині епітелій має велику кількість мікрроворсинок, що було встановлено за

допомогою електронної мікроскопії. На бокових поверхнях епітелію жовчного міхура є мембрани з виступами, які взаємно проникають між сусідніми клітинами. В клітинах звичайно знаходяться гранули, які розглядаються або як продукти всмоктування, або як секретовані речовини. Всі властивості міхурного епітелію забезпечують функцію резорбції.

Гістохімічні дослідження показали, що слизова оболонка жовчного міхура секретує вуглеводмісний білок, а в цитоплазмі мішурного містяться муко протеїди. При детальному вивченні слизової оболонки жовчних шляхів виявили муцинпродукуючі келихоподібні клітини лише у вистилаючому епітелії та глибоких залозах ампули. В шийці жовчного міхура є слизові залози, вони виділяють небагато (біля 20 г) муциноподібної речовини. Гладенька мускулатура жовчного міхура утворює два тонких шари під кутом один до одного. В місці переходу шийки в міхурів протік м'язові волокна приймають циркулярне направлення, формуючи сфінктер протоку жовчного міхура (Люткенса).

Крім сфінктерів загального жовчного протоку (Оді) та Люткенса, в 1940 було виявлено існування ще одного сфінктера – Міріцці. Цей сфінктер перешкоджає зворотному току жовчі при скороченні жовчного міхура. Хоча в стінці печінкового протоку знайдені окремі циркулюючі волокна, в існуванні даного сфінктера деякі дослідники сумніваються.

Сфінктер Оді – м'язова структура, регулююча тиск в дистальній частині загального жовчного та панкреатичного протоків в місці їх виходу в нижхідну частину дванадцятипалої кишки. В більшості випадків сфінктер Оді має Y-подібну форму: дистальний кінець загального жовчного протоку утворює одну гілку, а дистальний сегмент панкреатичного протоку – іншу.

В більшості випадків загальний жовчний протік та головний панкреатичний протік тісно пов'язані один з одним. Їхнє взаємне розташування може бути різним. При з'єднанні обидва протоки утворюють кут, відкритий вгору і вліво.

Анатомічні особливості ампули та сфінктера Оді або набуті органічні чи функціональні порушення цих утворень мають значення в розвитку рефлюксів. Складки слизової оболонки на різній висоті вздовж та поперек утворюють клапанний апарат, який запобігає рефлюкс із дванадцятипалої кишки в протоки.

Згідно сучасних даних, сфінктерний апарат великого сосочка дванадцятипалої кишки представлений складним м'язом соска дванадцятипалої кишки, в склад якого входять:

- м'яз-стискач гирла соска, або сфінктера Вестфала;
- м'яз-дилататор соска;
- м'яз-стискач основи соска;
- власний сфінктер загального жовчного протока, що межує зі сфінктером основи соска;
- власний сфінктер протоки підшлункової залози.

Мускулатура сфінктера Оді не залежить від мускулатури дванадцятипалої кишки. Сфінктер Оді складається з трьох анатомічних утворень. Власний сфінктер великого дуоденального соска (так званий сфінктер Вестфала), утворений кільцевими та півкільцевими м'язовими волокнами, досягає вершини соска та забезпечує розмежування протоків з дванадцятипалою кишкою. Найбільш потужною частиною замикаючого апарату є власний сфінктер загального жовчного протоку; його протяжність 8-15 мм. М'язові волокна цього сфінктеру обхоплюють термінальну частину загального жовчного протоку, поширюються на ампулу, а іноді і на панкреатичний протік. Третьою частиною сфінктера Оді є сфінктер панкреатичного протоку. Він розвинений слабко та може бути відсутнім. Циркулярна та повздожника гладенька мускулатура навколо ампули при своєму скороченні сприяє надходженню жовчі в дванадцятипалу кишку, проте при певних умовах, наприклад при подовженій ампулі, жовч може закидатися в панкреатичний протік. При закритому сфінктері Оді введена в загальний жовчний протік рентгенконтрастна речовина нерідко проникає в панкреатичний протік. Подібне буває при закупорці або різкому стенозі великого дуоденального соска. Може мати значення і додатковий панкреатичний протік.

Сфінктер Оді виконує три основні функції:

1. регулює течію жовчі (та панкреатичного соку) в дванадцятипалу кишку;
2. запобігає рефлюксу вмісту дванадцятипалої кишки в холедох та панкреатичний протік;
3. забезпечує накопичення в жовчному міхурі печінкової жовчі.

Ці функції обумовлюють здатність сфінктеру регулювати градієнт тиску між системою протоків та дванадцятипалої кишки. Координована скорочувальна активність жовчного міхура та сфінктера Оді забезпечує наповнення жовчного міхура в період між прийомами їжі.

Фізіологічний контроль за роботою сфінктера Оді забезпечується багатьма механізмами. Рухова активність сфінктера координується з моторикою всього шлунково-кишкового тракту та мігруючим моторним комплексом під час голодування. На сфінктер також діють багаточисленні нервові та гуморальні стимули; його стимул також може рефлекторно змінюватися залежно від стану підшлункової залози та жовчних шляхів. Сфінктер Оді отримує як симпатичну, так і парасимпатичну іннервацію; його скорочувальна здатність збільшується під впливом холінергічної стимуляції. Холецистокінін є основним гормональним регулятором, який викликає одночасне розслаблення сфінктера Оді та скорочення жовчного міхура.

Жовчні шляхи забезпечуються кров'ю із печінкової артерії та верхньої задньої панкреатодуоденальної артерії. Лімфатична система позапечінкових жовчних шляхів прямо пов'язана з печінковими лімфатичними шляхами, лімфатичної системи дванадцятипалої кишки та підшлункової залози.

Жовчовивідні шляхи мають подвійну іннервацію. Парасимпатична еферентна іннервація здійснюється прегангліонарними волокнами, які виходять із рухових ядер продовгуватого мозку та ідуть в складі блукаючих нервів, переважно правого, а також в складі правого діафрагмального нерва. Парасимпатичні волокна ідуть і від клітин спинного мозку в складі черевних нервів. Прегангліонарні еферентні симпатичні волокна виходять із симпатичних ядер бокового рогу спинного мозку від 1-го грудного до 3-го поперекового хребців, ідучи далі до зірчастого вузла та сонячного сплетіння, де вони перериваються. Постгангліонарні волокна підходять до жовчовивідних шляхів в складі печінкових сплетінь. Аферентна іннервація білярної системи здійснюється периферичними відростками псевдоуніполярних парасимпатичних вузлів та спинальних гангліїв. Ці відростки ідуть далі в складі блукаючих, правого діафрагмального та черевних нервів. У всіх шарах жовчовидільної системи є сплетіння нервових клітин. Чутливі волокна жовчного міхура здатні сприймати лише розтягнення.

1.2.15. Жовчоутворення та жовчовиділення

Утворення та виділення жовчі є життєво важливим процесом для організму. Жовч – важливий травний секрет, який являє собою продукт складної та багатогранної діяльності печінкових клітин. Вона є водним розчином органічних та неорганічних речовин з осмотичними властивостями, які є близькими до плазми крові. Основні органічні компоненти жовчі – жовчні кислоти, фосфоліпіди, холестерол та жовчні пігменти. Інші органічні речовини жовчі, включаючи протеїни, присутні в дуже незначних концентраціях.

Багато авторів називають печінку живою лабораторією нашого організму. Цей орган виконує різноманітні функції, кожна з яких досить важлива для життєдіяльності організму.

Згідно сучасних уявлень, жовчовиділення в нормі здійснюється за допомогою 2-х процесів: безперервного утворення жовчі печінки та виходу жовчі в дванадцятипалу кишку.

Під час процесу травлення жовч з потоків направляється безпосередньо в дванадцятипалу кишку та не потрапляє в жовчний міхур. В момент розслаблення жовчного міхура невелика кількість печінкової жовчі може надходити в жовчний міхур. При цьому відбувається переміщення жовчі, проте внаслідок малого розміру жовчного міхура та невеликої кількості старої жовчі гомогенізація жовчі в жовчному міхурі проходить значно швидше. При невеликих інтервалах між вживаннями їжі періоди спорожнення та заповнення жовчного міхура можуть накладатися один на одного. Відповідно, жовчний міхур здорової людини знаходиться в стані майже безперервної діяльності, чітко налаштованої до роботи шлунково-кишкового тракту.

Більшість фізіологів вважає, що секреція жовчі протягом доби відбувається безперервно з деякими коливаннями. За добу у людини виділяється від 0,5 до 2,0 літрів жовчі.

Формування жовчі складається з таких компонентів:

1. Захоплення з крові ряду її компонентів (жовчних кислот, білірубину, холестеролу та ін.) на рівні базолатеральної мембрани. Метаболізм, а також синтез нових складових та їх транспортування в цитоплазмі гепатоцитів.
2. Виділення їх через каналікулярну (біліарну) мембрану в жовчні каналці.
3. Надходження жовчі до внутрішньопечінкової біліарної системи (жовчні протоки).
4. Депонування жовчі в жовчному міхурі.
5. Надходження жовчі в тонку кишку.

Через базолатеральну мембрану гепатоцитів забезпечується надходження із плазми крові (з простору Діссе) в цитоплазму печінкових клітин жовчних кислот, некон'югованого білірубину, глюкози та ряду ендогенних та екзогенних ксенобіотиків, в том у числі лікарських засобів та рослинних стеролів. Ці процеси здійснюються завдяки наявності в складі базолатеральних мембран $\text{Na}^+\text{-K}^+\text{-ATФази}$, а також специфічних та неспецифічних транспортних білків для органічних аніонів, які володіють перехресною реактивністю.

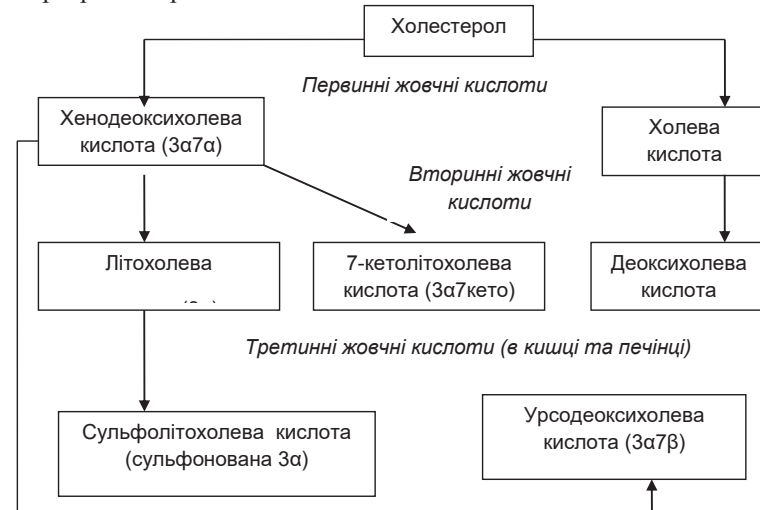


Рис. 1.2.8. Метаболізм жовчних кислот

Функціонування $\text{Na}^+\text{-K}^+\text{-ATФази}$ забезпечує енергетичний потенціал та іону рівновагу клітини, а також нормальну проникність клітинних мембран.

До основних транспортних білків належать: транспортуючий органічні аніони білок, транспортуючий Na^+ /жовчні кислоти білок, Na^+H^+ - та $\text{Na}^+\text{HCO}_3^-$ -іонообмінники, які забезпечують переніс іонів через мембрану та підтримку в гепатоцитах нормального рівня рН.

В гепатоциті із холестеролу синтезуються дві первинні жовчні кислоти: холева та хенодеоксихолева, які кон'югуються з амінокислотами – гліцином або таурином, рис. 1.2.8. Кон'югація забезпечує їх розчинність у воді навіть при кислих значеннях рН, робить стійкими до преципітації іонами кальцію та знижує їх проникність через клітинні мембрани. Їх надходження в каналікулі забезпечує специфічний транспортний білок.

В гепатоцит з ентерогепатичної циркуляції також надходять первинні кон'юговані та декон'юговані жовчні кислоти – перші в незміненому вигляді, а другі після рекон'югації знову секретуються в жовч. Вторинні жовчні кислоти – деоксихолева та літохолева, які є продуктами мікробного метаболізму відповідно холевой та хенодеоксихолевої кислот, потрапляючи із ентерогепатичної циркуляції в гепатоцит, кон'югуються. Деоксихолева кислота зв'язується з гліцином та таурином і циркулює разом з первинними жовчними кислотами. Літохолева кислота кон'югується як з гліцином та таурином, так і з сульфатами, що різко знижує її всмоктування і надходження в ентерогепатичну циркуляцію. Останнє має надзвичайно великий біологічний зміст, а саме: збереження цілісності гепатоцитів та біліарного епітелію. Так, надмірне всмоктування і надходження в ентерогепатичну циркуляцію деоксихолевої кислоти сприяє формуванню жовчних каменів, а літохолевой – веде до пошкодження гепатоцитів та холангіоцитів. Рідше в ентерогепатичну циркуляцію включається урсодоксихолева кислота, яка є продуктом мікробної модифікації первинних жовчних кислот. Урсодоксихолева кислота утворюється із хенодеоксихолевої кислоти в печінці та кишечнику, максимальний вміст її в загальному пулі жовчних кислот не перевищує 5%.

Внутрішньоклітинний транспорт жовчних кислот від базолатеральної до каналікулярної мембрани гепатоцита здійснюється цитозольними протеїнами. В цьому процесі також беруть участь ендоплазматичний ретикулум та апарат Гольджі. Велике значення надається трансцитозольному везикулярному транспорту жовчних кислот, білірубину та ліпідвмісних субстанцій. Час проходження компонентів жовчі від базолатеральної до каналікулярної мембрани становить близько 10 хвилин.

Розглянемо роль та функції основних компонентів жовчі детальніше.

Загальна кількість холестеролу в організмі людини складає 140 г, з яких 90-93% знаходяться в тканинах, а 7-10% – в плазмі крові та лімфі в складі ліпопротеїнів. 80% холестеролу сконцентровано в нервовій, м'язовій, сполучній та жировій тканинах. Вміст холестеролу в наднирниках – найбільш високий та складає 10 г на 100 г тканини, в тканині нервової системи – відповідно 2 г на 100 г. В інших структурах його вміст значно

менший та коливається в межах 0,1-0,3 г на 100 г тканини. З віком вміст холестеролу в організмі збільшується.

В організмі людини холестерол знаходиться в двох формах:

1. У вигляді вільного холестеролу, основна його фракція знаходиться в клітинних мембранах (при цьому його вміст в плазматичній мембрані в 10 раз вище порівняно з внутрішньоклітинною мембраною) і в складі фосфоліпідного моно шару ліпопротеїнів крові.

2. У вигляді ефірів холестеролу (повністю гідрофобних, які є запасною формою холестеролу). Ця форма холестеролу міститься в ліпідних краплях цитозоля клітин та вмістом внутрішньої частини ліпопротеїнів.

Фізіологічне значення холестеролу заключається в тому, що він є попередником інших стероїдів в організмі – кортикостероїдів, статевих гормонів (андрогенів та естрогенів), жовчних кислот, вітаміну D₃.

Холестерол, що надходить в організм з їжею, гідролізується холінестеразою панкреатичного або кишкового соку. Продукти гідролізу всмоктуються епітелієм кишечника у вигляді змішаних міцел. Екзогенний та синтезований епітеліоцитами кишечника холестерол частково перетворюється в ефіри.

Холестерол синтезується у всіх тканинах організма людини. Проте основним місцем його утворення є печінка, де синтезується 80% всього холестеролу, в той час як, наприклад, в кишечнику – 10, а в шкірі – 5% холестеролу. Добове використання холестеролу складає біля 1,2 г. Ця кількість забезпечується як за рахунок надходження холестеролу з їжею (≈400 мг), так і за рахунок його синтезу (≈800 мг). Біля 40% холестеролу (приблизно 500 мг) витрачається на синтез жовчних кислот.

Концентрація холестеролу в жовчі не залежить від його рівня в сироватці крові.

Печінка є єдиним органом, який здатний перетворювати холестерол в жовчні кислоти, так як ферменти, які беруть участь в гідроксилюванні та кон'югації жовчних кислот, знаходяться в мікросомах та мітохондріях гепатоцитів.

Ключовим ферментом, який визначає швидкість синтезу холестеролу, є гідрокси-метилглутаріл-коензим А-редуктаза (ГМГ-КоА-редуктаза), яка каталізує перетворення ГМГ-КоА в мевалонат. Її активність регулюється надходженням холестеролу з їжі та тканин. При цьому харчовий холестерол пригнічує синтез власного холестеролу в печінці.

Холестерол не розчинний у воді та може транспортуватися в жовчі тільки в тому випадку, якщо утворює з фосфоліпідами та жовчними кислотами минули або міхурці, які є водорозчинними.

У випадку недостатності жовчних кислот або при виділенні великої кількості холестеролу його надлишок переходить в одноламельні везикули, які, зливаючись, утворюють багатоламельні везикули, а пізніше – кристали.

Фосфоліпіди зустрічаються у всіх тканинах організму людини, вони є складовою частиною клітинних мембран. В сухому залишку жовчі доля

фосфоліпідів складає біля 22%. При цьому 98% фосфоліпідів складає фосфатидилхолін (лецитин). Фосфоліпіди синтезуються в печінці. Інтенсивність секреції фосфоліпідів регулюється жовчними кислотами та залежить як від кількості жовчних кислот, так і від їх типу.

Фосфоліпіди, також як холестерол та жовчні кислоти, є амфифільними сполуками. Враховуючи молекулярну структуру, у фосфоліпідів переважають гідрофобні властивості, у зв'язку з чим вони практично не розчинні у воді. Тому фосфоліпіди виділяються у жовч у складі фосфоліпідно-холестеринових везикул або в сполуках з жовчними кислотами та холестериним у вигляді простих або змішаних міцел. Якщо секретується достатня кількість жовчних кислот, то холестерол та фосфоліпіди утворюють стабільні міцели.

Не дивлячись на те, що печінка приймає активну участь в синтезі та перетворенні білків, останні виділяються в жовч в невеликій кількості та суттєвої ролі не відіграють. Загальна доля білків серед інших компонентів жовчі складає біля 4,5%. Проте білки як осмотично активні компоненти жовчі можуть робити свій внесок в утворення осмотичного градієнту і тим самим в певній мірі впливати на процеси секреції жовчі. При цьому основний внесок роблять альбуміни та деякі інші білки з молекулярною масою від 6 до 220 кДа.

В жовчі визначаються різноманітні білки, більша частина з них є білками крові, менша – синтезованими в гепатоцитах та холангіоцитах. Проте найбільш важливими з них є імуноглобуліни (Ig M, Ig G, Ig A) та глікопротеїни, які згідно останніх даних прийнято відносити до протонуклеарних факторів. Включення білків в склад ліпідно-холестеринового комплексу грає велику роль в транспорті холестеролу та стабілізації жовчі. В експериментах показано, що аполіпропротеїни (Апо-В, Апо-А-1, Апо-А-2) не тільки стабілізують жовч, а ще й запобігають проникненню холестеролу в стінку жовчного міхура.

Основним жовчним пігментом є білірубін, його вміст в жовчі складає біля 0,3%. Білірубін надає жовчі зеленувато-жовчний відтінок. При надлишковому його утворенні або порушенні відтоку жовчі він відкладається в тканинах, викликаючи жовтяницю.

Головним джерелом утворення білірубіна є гемоглобін еритроцитів (70%), менша частина (30%) утворюється з інших гемопротеїнів.

Гем, звільнений від гемоглобіну еритроцитів і гемопротеїнів, перетворюється спочатку в білівердин, а пізніше відновлюється в білірубін.

Перетворення гемоглобіну та гемопротеїнів в білірубін проходить в ретикуло-ендотеліальній системі селезінки, кісткового мозку та печінки.

В утворенні білірубіну з гему беруть участь дві ферментні системи – мікросомальна гемоксигеназа та цитозольна білівердинредуктаза.

З 1 г гемоглобіну утворюється 36,2 мг білірубіну, а за добу – біля 250-350 мг. В нормі у людини утворюється ІХ-бета, ІХ-гамма, ІХ-дельта білірубіну. Звільняючись з клітин ретикулоендотеліальної системи і

потрапляючи в кров, білірубін достатньо міцно з'єднується з білками крові (в 99% - з альбуміном и лише в 1% знаходиться у вільній формі). Зв'язування білірубину з альбуміном сприяє підтриманню його у водорозчинній формі і запобігає відкладанню в тканинах організму. Завдяки наявності транспортного білку білірубін дуже швидко надходить в печінку. Транспорт білірубину відбувається через базолатеральну частину мембрани гепатоциту по типу простої дифузії за рахунок різниці концентрації.

В ендоплазматичному ретикулумі гепатоцита відбувається кон'югація білірубину з глюкуроноювою кислотою і в меншій мірі – з глюкозою або силагозою.

Естерифікація білірубiна каталізується мікросомальним ферментом уридиндифосфатглюкоронілтрансферазою. З'єднання білірубину з гiдроліфiльною глюкуроноювою кислотою робить його водорозчинним та покращує транспорт через клітинну мембрану. При цьому можуть утворюватись моно- та дисфiри глюкоронОВОї кислоти з білірубiном. 60-80% білірубiна виділяється в жовч у вигляді диглюкоронiду, а 20-40% - у вигляді моноглюкоронiду.

Кон'югація білірубину з глюкуроноювою кислотою або цукрами має важливе фізіологічне значення, так як робить це з'єднання малотоксичним.

Потрібно відмітити, що, не дивлячись на незначний вміст білірубину в жовчі, він не включається в ентерогепатичну циркуляцію і в товстій кишці під впливом бактеріальних ферментів піддаються деглюкоронізації і перетворюються в стеркобілін та уробілін. Уробіліноген, який в невеликій кількості піддається всмоктуванню (біля 1%), виділяється пізніше печінкою або нирками.

Таким чином, має складний біохімічний склад, а основні її компоненти знаходяться в тісній взаємодії, зумовлюючи нормальні або змінені фізико-хімічні та колоїдні властивості жовчі.

Каналікулярна секреція є важливим етапом формування жовчі. Існує 4 механізми транспорту компонентів жовчі в каналікули:

1. Активний транспорт простих молекул за участю АТФ-залежних помп.
2. Екзоцитоз ліпід- та протеїновмісних везикул.
3. Індукована жовчними кислотами везикулізація молекул фосфоліпідів з каналікулярних мембран.
4. Пасивна течія рідини з простору Діссе через щільні клітинні з'єднання

Екскреція компонентів жовчі із гепатоцитів здійснюється за участі АТФ-залежних, транспортних білків, які здатні переміщувати компоненти жовчі із цитоплазми в просвіт каналців проти градієнту концентрації. До транспортних систем належать: специфічний транспортуєчий білок жовчних кислот, мультиспецифічний транспортер органічних аніонів (білірубину, жовчних кислот, глутатіону, рослинних стеролів та ін.), транспортуєчий білок для фосфоліпідів, білки-іонообмінники та ін. В результаті їх функціонування в каналці надходять жовчні кислоти та їхні солі, а також ціла низка інших осмотично активних речовин (глутатіон, бікарбонати), які

беруть участь у формуванні двох фракцій жовчі: залежної та незалежної від жовчних кислот, кожна з яких складає по 225 мл/добу. Вода дифундує в каналці згідно осмотичного градієнту із синусоїдів через щільні міжклітинні з'єднання, в середньому 150 мл/добу.

Сполуки, які активно транспортуються в каналікулі з гепатоцитів та беруть участь у формуванні жовчі, позначаються як первинні компоненти жовчі (кон'юговані жовчні кислоти, органічні аніони та ін.) Вони не здатні проходити через міжклітинні з'єднання каналікул. Первинні компоненти жовчі, і в першу чергу жовчні кислоти, володіють холеретичною активністю. Молекули, які надходять в каналікулі пасивно через міжклітинні з'єднання, позначаються як вторинні компоненти жовчі. В їх склад входять вода, електроліти, глюкоза, іони кальцію. Збільшення вмісту кальцію в жовчі є фактором ризику формування сладжу та конкрементів жовчного міхура. Течія жовчі в каналікулах забезпечується активною каналікулярною секрецією та скороченням переканалікулярних ниток актину, які індукуються кон'югованими жовчними кислотами.

Із каналікул жовч через проміжні каналці Герінга надходить в екстралобулярні жовчні протоки, які, з'єднуючись між собою, утворюють дольові, а потім і загальний печінковий протік. Під час проходження жовчі через внутрішньопечінкові жовчні протоки склад її змінюється: через міжклітинні з'єднання протокового епітелію в просвіт дифундує вода; холангіоцитами абсорбуються глюкоза та деякі органічні кислоти; відбувається гідроліз глутатіону до амінокислот, які частково всмоктуються. При появі в жовчі некон'югованих жовчних кислот останні всмоктуються пасивно холангіоцитами і надходять в гепатоцит через перидуктилярні капіляри (холегепатична циркуляція жовчних кислот). Під впливом секретину та глюкагону відбувається активна секреція бікарбонатів та спостерігається підвищення вмісту імуноглобуліну А та слизу.

В міжтравний період основна маса жовчі надходить в жовчний міхур, де вона концентрується в результаті абсорбції води, електролітів, включаючи іони кальцію. Ця абсорбція призводить до активації Na^+/H^+ -обмінника, в результаті чого бікарбонати заміщаються на CO_2 та знижується рН жовчі. В жовчі зберігаються змішані міцели, які містять достатню велику кількість молекул, проте вони мають такий самий осмотичний потенціал, як і мономері. В результаті жовч міхура може містити аніони в концентрації, яка перевищує 200 ммоль, та залишатися ізотонічною.

Під час прийому їжі жовчний міхур спорожнюється і протягом 30-45 хвилин залишається а скороченому, а сфінктер Одді – в розслабленому стані. В цей період слизовою оболонкою в просвіт жовчного міхура декретуються вода та електроліти, що сприяє вимиванню з нього всіх субстанцій, які накопичилися, а в дванадцятипалу кишку безперервно надходить печінкова жовч. При відсутності жовчного міхура, в міжтравний період печінкова жовч депонується в проксимальних відділах тонкої кишки, головним чином в дванадцятипалій кишці, а після їди надходить в дистальні відділи. Надмірний

вміст жовчі в дванадцятипалій кишці з розвитком дуоденальної гіпертензії є одним із механізмів розвитку больового синдрому та диспепсичних розладів у хворих, яким була виконана холецистектомія.

Після потрапляння жовчі в тонку кишку метаболізм та швидкість транзиту кожного з її компонентів суттєво відрізняється. Так, швидкість транзиту жовчних кислот виявилася значно нижчою, ніж інших компонентів жовчі. Лише незначна частина жовчних кислот (не більше 5%) втрачається з калом, основна частина всмоктується та вступає в ентерогепатичну циркуляцію. В проксимальних відділах тонкої кишки частина кон'югованих з гліцерином жовчних кислот всмоктується пасивно. Основна маса жовчних кислот абсорбується активно за участю специфічного білка-транспортера (ідеальний транспортер для жовчних кислот), який локалізується на апікальній поверхні ентероцитів. В дистальних відділах тонкої і в товстій кишці жовчні кислоти піддаються мікробній декон'югації та легко абсорбуються пасивно. Надходячи у венозну кров, основна маса жовчних кислот (70-90%) зв'язується з альбуміном та повертається в печінку, де вони захоплюються гепатоцитами, кон'югуються та знову транспортуються в біліарну систему та кишечник. В результаті вказаної ентерогепатичної циркуляції в організмі формується пул жовчних кислот, рівний приблизно 5 ммоль с періодом напіврозпаду в 2-3 дні.

При поступленні холестерола в тонку кишку одна третина його абсорбується, а дві третини екскретуються із організму з калом. Кон'югований білірубін не вступає в ентерогепатичну циркуляцію, піддається мікробному метаболізму, кінцеві продукти якого виділяються з калом та сечею. Фосфоліпіди, які екскретувалися із жовчю, розпадаються до лізофосфоліпід та жирних кислот і всмоктуються. Лізофосфоліпіди в гепатоцитах відновлюються до фосфоліпідів, які включаються в склад ліпомікронів, що циркулюють в кровотоці.

Біліарна екскреція підтримує нормальний вміст в організмі міді, заліза та низки інших мікроелементів, які секретуються в жовч або за участі каналікулярних білків-транспортерів, або в кон'югованій з глутатионом формі.

Згідно клінічних та експериментальних спостережень, кількість жовчі, яка виділяється печінкою, та її склад регулюються різноманітними факторами. Виділення жовчі, яка утворилася в печінці, в кишечник зумовлено складним механізмом, що включає погоджені функції печінки, жовчного міхура, загального жовчного протоку, сфінктерів жовчних шляхів та сфінктера Одді.

Направлення руху жовчі визначається взаємодією печінкової секреції, ритмічною діяльністю сфінктерів термінального відділу загального жовчного протоку, сфінктера жовчного міхура, клапана міхурового протоку та всмоктувальною функцією слизової оболонки жовчного міхура, а також всіх жовчних протоків, що створює градієнти тиску. Наповнення жовчного міхура відбувається при підвищенні тиску в загальному жовчному протоку до 150-

162 мм вод. ст. в момент закриття сфінктера Одді, коли долається опір міхурового протоку. Градієнт тиску 30 мм вод. ст. забезпечує надходження печінкової жовчі в жовчний міхур.

Як пуста еластична ємкість, він не чинить опору течії жовчі. Вишальна роль в створенні градієнта тиску при наповненні жовчного міхура належить сфінктеру Одді. Довгий час вважалося, поза процесом травлення сфінктер Одді закритий. Проте, згідно даних багатьох авторів, і в цей період невеликі порції жовчі постійно надходять в дванадцятипалу кишку. Після закінчення травної фази жовч потрапляє в жовчний міхур протягом трьох годин і більше.

Завдяки великій площі внутрішньо- та зовнішньопечінкові протоки володіють дуже великою резорбційною здатністю. Після холецистектомії протоки можуть сильно концентрувати жовч. Проте у фізіологічних умовах згущення жовчі в протоках менше, ніж в міхурі, оскільки в ньому жовч затримується надовго.

При різкому підвищенні тиску в біліарній системі (більше 300 мм вод. ст.) може зупинитися секреція жовчі печінкою. При тиску біля 250-300 мм вод. ст. звичайно з'являється біль, і в крові підвищується активність ферментів лужної фосфатази та лейцинаміно-пептидази, що виділяються із жовчю, в результаті розширення жовчних канальців та проникнення жовчі в простір Діссе, а звідти в синусоїди. Вже при тиску 160-220 мм вод. ст. зменшується сухий залишок жовчі у собак.

Холерез різко коливається залежно від багатьох причин.

Холерез підсилюють:

- білки та жири прийнятої їжі;
- введення в дванадцятипалу кишку соляної та інших кислот;
- невелике зниження зовнішньої температури;
- всмоктування із кишечника жовчі (найбільш важливий стимул холерезу);
- холінергічний вплив (ефект залежить від вихідного функціонального стану діяльності печінкових клітин; при низькому рівні секреції жовчі введення атропіну викликає підвищення, а при високому – пригнічення холерезу);
- подразнення правого діафрагмального нерву;
- подразнення центральної нервової системи;
- введення тиреотоксичних засобів, адренкортикотропний гормон;
- введення холеретичних засобів: саліцилати, ефірні масла, рибофлавін, нікотинова кислота, фолієва кислота, та інші стимулятори рослинного походження;
- соки овочів та фруктів;
- алкоголь – невеликі дози;
- спорожнення жовчного міхура.

Холерез пригнічують:

- голод;
- гіпоксія;
- порушення кровобігу в печінці;
- перегрівання тіла;
- охолодження;
- фізичні навантаження;
- адренергічна дія;
- надлишок гормонів щитовидної залози;
- сильні імпульси з боку центральної нервової системи;
- розтягнення жовчного міхура при його переповненні: жовч не потрапляє в кишечник, а відповідно, створюються такі ж умови, як при порушенні ентерогепатичного колообігу жовчних кислот;
- внутрішньовенне введення глюкози, застосування мединалу, хініну, кофейну;
- введення в кишечник 20% розчину глюкози або 10% розчину двовуглекислої соди;
- втрата жовчних кислот, тобто зменшення в організмі загальної кількості жовчних кислот, наприклад, при діарейі.

Виділяють такі основні положення фізіологічної ролі жовчі:

- емульгують жири, завдяки чому дія ліпази здійснюється на більшій поверхні;
- активує ліпазу та сприяє гідролізу і всмоктуванню продуктів перетравлення жирів;
- полегшує розчинення у воді і всмоктування розчинних в жирах вітамінів А, D, Е та К;
- сприяє нейтралізації кислого харчового хімусу, який потрапляє зі шлунка в дванадцятипалу кишку, активує кишкові та панкреатичні протеолітичні ферменти;
- активує перистальтику кишечника;
- з жовчю із організму екскретуються солі тяжких металів, отрути, лікарські та інші речовини;
- з жовчю з крові виводяться білірубін, холестерол, продукти обміну статевих гормонів, гормонів щитовидної залози, наднирників;
- жовчні солі є потужним стимулятором жовчосекреторної функції печінки;

При obturacійній жовтяниці або при масивній втраті жовчі через фістулу 60% екзогенного жиру виділяється з калом, тобто не засвоюється. Крім того, при різноманітних порушеннях гепатоентерального колообігу жовчі страждає також засвоєння білків, вітамінів, мінеральних солей, порушується стан печінки та інших паренхіматозних органів.

Жовчний міхур виконує такі функції:

1. Накопичувальна. Накопичення жовчі в жовчному міхурі залежить від сфінктера Одді та різниці тиску між жовчним протоком та просвітом жовчного міхура. Накопичувальна здатність жовчного міхура у людини коливається від 25 до 50 мл.

2. Концентраційна та абсорбційна. Жовчний міхур здатний адсорбувати від 10 до 30% свого вмісту в результаті активного всмоктування NaCl та NaHCO₃ разом з водою. Це призводить до 50-кратного збільшення концентрації органічних компонентів, що залишилися: солі жовчних кислот, ліппротейновий комплекс, пігменти).

3. Скорочувальна. Не залежно від прийому їжі жовчний міхур спонтанно виділяє близько 25% свого вмісту з інтервалом приблизно 120 хвилин, синхронно з пізньою частиною II фази мігруючого моторного комплексу та підвищення рівня мотиліна в плазмі крові. Періодичне поступлення жовчі в дванадцятипалу кишку співпадає з пропульсивними рухами тонкої кишки. Таким чином, ентерогепатичний цикл продовжується і поза травним періодом. В ньому беруть участь як печінкова жовч, яка минаючи жовчний міхур, потрапляє в дванадцятипалу кишку, так і жовч, яка надходить при періодичному спорожненні жовчного міхура, синхронізованого з проходженням мігруючого моторного комплексу по тонкій кишці.

Прийом їжі ініціює скорочення жовчного міхура шляхом нервових (центральных та локальних гастродуоденальних рефлексів) та гуморальних впливів, головним чином холецистокініну, викликаючи потраплення в дванадцятипалу кишку більше 75% вмісту жовчного міхура. Медіаторами цього процесу є холінергічні волокна блукаючого нерва. Ступінь спорожнення жовчного міхура під час їди визначається в основному складом їжі. Жовчний міхур залишається в скороченому стані до того моменту, поки триває надходження хімусу зі шлунку в дванадцятипалу кишку. Заповнення жовчного міхура починається через 1-2 години після перетравлення рідкої їжі та через 3-4 години – після змішаної їжі.

4. Регуляторна. Регуляцію тиску в системі жовчовидільних шляхів і підтримання постійно високого рівня активних компонентів жовчі в період травлення, тобто коли печінка переключається на обробку продуктів травлення.

5. Гормональна – виділення стінками жовчного міхура антагоністу холецистокініна – антихолецистокініну.

6. Ферментативна – пришвидшення дії панкреатичної ліпази.

У фізіологічних умовах жовч в жовчному міхурі неоднорідна. Різниця в концентрації окремих речовин в різних шарах може досягати 2,5 рази – непорушена скорочувальна здатність жовчного міхура та залишкова жовч зумовлюють різношаровість жовчі в міхурі. Оскільки в нормальному жовчному міхурі може знаходитися сильнокоцентрована (жовч «В») та ще не достатньо концентрована (жовч «С»), то виникають умови для виходу в

кишку неконцентрованої міхурової порції. Це потрібно мати на увазі при оцінці концентраційної здатності жовчного міхура за результатами дослідження жовчі, отриманої дуоденальним зондом. В результаті недостатнього спорожнення міхура можна отримати мало концентровану жовч. Крім того, можливо, що при дискінетичних порушеннях біліарної системи жовчного міхура спорожняється передчасно, та час згущення печінкового секрету в міхурі буде недостатнім.

В період травлення підсилюється секреція печінки, підвищується тону та моторика жовчного міхура одночасно з розслабленням сфінктера Одді, що забезпечує надходження жовчі в дванадцятипалу кишку. На початку цього періоду діяльності міхура коливається, і в дванадцятипалу кишку звичайно надходить змішана міхурові та печінкова жовч. Зміна тону дванадцятипалої кишки на короткий період часу перериває вихід жовчі.

Міхурова жовч в результаті скорочення міхура виділяється нерівномірно, періоди вигнання жовчі змінюються розслабленням мускулатури міхура, і в цей момент відбувається його наповнення.

Рухова реакція жовчного міхура та сфінктера Одді суттєво залежить від кількості та якості їжі. Найбільш потужним збудником евакуаторної діяльності жовчного міхура є ячний жовток. Достатньо сильне збудження міхура викликають овочеві соки, особливо буряка та чорної редьки.

Багаточисленними дослідженнями доведено рефлекторна взаємодія шлунково-кишкового тракту на діяльність жовчного міхура (вигляд та запах їжі) та емоціональний вплив на вихід жовчі в кишку.

Механізми регуляції діяльності жовчовидільної системи в багатьох моментах не визначені. Проте важко уявити чітку взаємодію різних органів травлення без одночасної нервової та гуморальної регуляції.

1.2.16. Методи дослідження жовчовидільної системи

Діагностичні тести для дослідження жовчовидільної системи можна розділити на дві групи: скринінгові та уточнюючі.

Скринінгові методи:

функціональні проби печінки – визначення рівня аланінамінотрансферази, аспаратамінотрансферази, гамма-глутамілтранспептидази, лужної фосфатази, панкреатичних ферментів в крові та сечі;

- трансабдомінальна ультрасонографія органів черевної порожнини;
- езофагогастродуоденоскопія з прицільним оглядом фатерового соска;
- Уточнюючі методи:
- ультразвукове дослідження з оцінкою функціонального стану жовчного міхура та сфінктера Одді;
- ендоскопічна ультрасонографія;

- ендоскопічна ретроградна холангіопанкреатографія з інтрахоледохеальною манометрією;
- динамічна холесцинтиграфія;
- етапне хроматичне дуоденальне зондування;
- медикаментозні тести з холецистокініном або морфіном.

При необхідності застосовують і інші методи лабораторної та інструментальної діагностики.

Пероральна холецистографія та внутрішньовенна холеграфія, які застосовувалися раніше для оцінки функціонального стану біліарного тракту, із-за низької чутливості та специфічності втратили своє первинне значення та сьогодні не застосовуються.

Основним методом лабораторної діагностики захворювань жовчних шляхів є дуоденальне зондування.

S. Meltzer (1917) та В. Loyon (1919) розробили прийом введення в дванадцятипалу кишку дуоденального зонда і 33%-го розчину сірчанокислої магnezії (подразник). В. Loyon ввів позначення «А», «В» та «С» порцій жовчі. До сьогодні більшість дослідників користується класичною методикою Мельцера-Лайона.

В останні роки методика дуоденального зондування піддавалася різносторонній критиці. Одні автори зауважують, що цей метод малоефективний для визначення мікрофлори жовчі, інші не задоволені подразниками жовчного міхура та важкістю виділення по кольору міхурової жовчі, а треті сумніваються в цитологічних знахідках дуоденального вмісту.

Для досягнення рефлексу жовчного міхура запропоновано дуже багато подразників: розчин пептону, оливкова олія, сорбіт, 10% розчин кухонної солі, питуїтарин Р в дозі 1-2 мл. Виділення в чистому вигляді холецистокініну та застосування його в практиці, на думку багатьох авторів відкрили широкі можливості використання дуоденального зондування в діагностиці захворювань біліарного тракту.

З великої групи лабораторно-інструментальних методів досліджень найбільш сучасним та інформативним є етапне хроматичне дуоденальне зондування, яке правомірно вважають основою в діагностиці порушень жовчоутворювальної та жовчовидільної функції печінки, а також моторної функції біліарного тракту.

Етапне хроматичне дуоденальне зондування дозволяє отримати різні порції жовчі, достовірно диференційовані за своїм походженням, що дає можливість при проведенні біохімічних досліджень визначити кількісний склад кожної порції жовчі та діагностувати біліарну недостатність. Метод дозволяє також верифікувати літогенну жовч та об'єктивізувати показники процесу запалення. Другою безперечною перевагою цього методу є можливість виявити порушення в роботі сфінктерного апарату біліарного тракту, визначити тип дискінетичних порушень.

Показами до проведення етапного хроматичного дуоденального зондування з визначенням дебіту жовчі та її компонентів є різноманітні

захворювання шлунково-кишкового тракту та органів травлення, при яких виникають порушення процесів жовчоутворення, жовчовиділення та моторики біліарного тракту. Прямим показом є необхідність діагностики біліарної недостатності та ступеня її тяжкості.

Суворих протипоказань для використання даного методу немає. Перепонами для проведення дослідження можуть бути загальний тяжкий стан хворого, реконструктивні операції на шлунку та органах панкреатодуоденальної зони, стриктури верхніх відділів шлунково-кишкового тракту.

Матеріально-технічне забезпечення методу:

- дуоденальний зонд з металічною оливою;
- 35-40 шт. стандартних лабораторних пробірок;
- шприц на 10 або 20 мл або вакуумна установка відсмоктування жовчі;
- медична грілка з теплою водою;
- градуйована мензурка та звичайна склянка;
- подразник (50 мл 33 %-го розчину сірчанокислої магnezії або 50 г сорбіту);
- лакмусовий індикаторний папір;
- анатомічний пінцет;
- метиленовий синій в желатиновій капсулі (150 мг).

Метод заснований на здатності метиленового синього при потраплянні в печінку перетворюється в безколірну лейкосполуку. Потрапляючи з печінки з жовчю в жовчний міхур, ця сполука знову відновлює свій попередній колір (синій), і тому під час зондування легко відрізнити міхурову жовч, яка забарвлена в синій колір, від інших порцій – «А» та «С», які мають природний жовтий колір.

Техніка проведення метода є наступною. Метиленовий синій в желатиновій капсулі (доза 150 мг) приймають натще, за 14 годин до початку зондування. Зондування проводиться 2 канальним зондом з постійною евакуацією шлункового вмісту.

В положенні сидячи хворий проковтує зонд до відмітки 40 см. При потраплянні зонда в шлунок хворого вкладають на кушетку на правий бік без подушки, з ногами, зігнутими в колінах. Під правий бік на ділянку печінки підкладають теплу грілку. Хворий продовжує повільно заковтувати зонд до мітки 70 см. При знаходженні зонда в шлунку виділяється прозорий, дещо мутний, кислий шлунковий сік (змочений лакмусовий папірець червоніє).

При виділенні із зонда вмісту жовтуватого кольору вважається, що олива просунулася в дванадцятипалу кишку, локалізація зонда підтверджується лужною реакцією секрету, що виділяється (синій колір лакмусового індикатору). Контроль за положенням зонду можливий рентгенологічно або при ультразвуковому скануванні.

Уся жовч, що виділилася, збирається в пробірки з інтервалом в 5 хвилин, на основі отриманого матеріалу складається об'ємно-часовий графік

у вигляді кольорових діаграм. По осі абсцис відкладають час жовчовиділення, по осі ординат – кількість жовчі, що виділилася.

Розрізняють шість етапів жовчовиділення.

1. Етап базальної секреції жовчі. Даний етап відображає динаміку виділення жовчі, яка накопичилася в жовчних протоках., секреторний тиск печінки поза травленням, а також функціональний стан сфінктера Одді. Тривалість етапу складає в нормі 18-22 хв, об'єм жовчі, що виділилася, – 26-34 мл. При закінченні виділення жовчі в дванадцятипалу кишку через зонд повільно, протягом 7 хвилин, вводять подразник та на 3 хвилини зав'язують зонд, потім його розв'язують, після чого звичайно виділяється декілька мл введеного подразника.

2. Етап латентного періоду жовчовиділення або етап сфінктера Одді. На даному етапі жовч не виділяється. Етап характеризує холестатичний тиск в міліарному тракті, готовність жовчного міхура до спорожнення та його тонус. В нормі тривалість цього етапу складає від 5 до 7 хвилин. У випадках надходження жовчі в пробірку одразу або до 2 хвилин після розв'язування дуоденального зонда можна говорити про гіпертонічну дискінезію жовчовивідних шляхів. Якщо протягом 7 хвилин жовч в пробірку не виділяється, то це свідчить про гіпертонус сфінктера Одді або механічну перешкоду в дистальному відділі холедоху.

3. Етап сфінктера Люткенса та холедоху – також відноситься до латентного періоду жовчовиділення. У здорових осіб тривалість цього етапу складає 2-4 хвилини, об'єм жовчі, що виділяється, – 1-5 мл.

Всі 3 етапи складають класичну порцію «А» дуоденального дослідження.

4. Етап жовчного міхура. Показники даного етапу характеризують напруженість секреції жовчного міхура, величина якої відображає евакуаторну функцію жовчного міхура, та дозволяє точно визначити тип дискінезії. Спорожнення жовчного міхура спочатку протікає досить інтенсивно – до 4 мл в хвилину, а потім – поступово зменшується. Виділення міхурової жовчі з перервами вказує на дисинергізм сфінктерів Одді та Люткенса. Тривалість цього етапу в нормі складає 30-36 хвилин, а за цей період виділяється 57-71 мл жовчі.

5. Етап зовнішньої секреції жовчі. В нормі тривалість цього етапу в середньому складає 22-26 хвилин, об'єм жовчі, що виділилася, – 29-39 мл. У здорових осіб печінкова жовч виділяється монотонно, безперервно, повільно. Виділення жовчі з перервами вказує на дисинергізм сфінктерів Одді та Міріці. Рекомендується збирати порцію «С» протягом години та більше. В нормі кількість жовчі, що виділилася протягом 60 хвилин, складає 72-84 мл.

6. Етап залишкової міхурової жовчі. Даний етап не завжди вдається отримати, так як самостійне повторне скорочення в нормі у практично здорової людини відбувається через 2-3 години після введення подразника. Звичайно в щоденній практиці до цього часу проведення дуоденального

зондування вже закінчується. У практично здорових осіб тривалість даного етапу складає 5-12 хвилин, а за цей період виділяється 10-15 мл жовчі.

Таким чином, етапне хроматичне дуоденальне зондування дозволяє зробити висновок про кількість жовчі, що виділилася, швидкість (напруженість) її виділення, детально дослідити роботу сфінктерного апарату біліарного тракту та визначити характер її порушення.

Швидкість (напруженість) жовчовиділення розраховується за формулою:

$$H = V/t,$$

де H – напруженість секретії жовчі,

V – об'єм жовчі в мл,

t - час виділення жовчі в хвиликах.

Розрахунок даного показника дозволяє оцінити швидкість руху жовчі, яка залежить від стану сфінктерів Міріці та Оді на першому етапі, скорочувальної сили жовчного міхура та сфінктера Люткінса на четвертому етапі та секреторного тиску на п'ятому етапі.

Чітке розділення процесу холерезу на функціональні етапи дозволяє достовірно діагностувати типи дискінетичних порушень та їх локалізацію по ходу біліарного тракту.

Опираючись на дані першого етапу етапного хроматичного дуоденального зондування (базальної секретії жовчі) можна судити про функціональний стан сфінктера Оді. Якщо базальна жовч після введення зонду в ампулу дванадцятипалої кишки не виділяється, то можна запідозрити гіпертонус великого дуоденального соска. Якщо отримана міхурова (синьо-зелена), то це вказує на гіперкінетичний стан жовчного міхура. Третій етап етапного хроматичного дуоденального зондування характеризує стан холедоху та сфінктера Люткінса. Про знижений тонус жовчного міхура та гіпертонус сфінктера Люткінса свідчить відсутність виділення жовчі по зонду за час більше 7 хвилин.

Четвертий етап етапного хроматичного дуоденального зондування дозволяє судити про евакуаторну функцію жовчного міхура та визначити тип його дискінезії. Тривалість даного етапу менше 30 хвилин свідчить про гіпертонію та гіперкінезію жовчного міхура, а подовження більше 40 хвилин – про гіпотонію і гіпокінетичну його дискінезії. Другим діагностичним критерієм стану евакуаторної функції жовчного міхура є напруга жовчовиділення. Якщо вона більше 2,3 мл/хв, то це свідчить про гіперкінетичну дискінезію жовчного міхура, а якщо менше 1,9 мл/хв, то це говорить про його гіпокінезію. Дискретне виділення міхурової жовчі вказує на дисинергізм сфінктерів Люткінса та Оді.

Достатньо достовірні висновки про види дискінетичних розладів жовчного міхура можливі тільки після спільного аналізу та співставлення результатів третього та четвертого етапів етапного хроматичного дуоденального зондування.

П'ятий етап характеризує злагодженість функції сфінктерів Міріцці та Оді. Дискретне виділення печінкової жовчі в ампулу дванадцятипалої кишки на даному етапі свідчить про дисинергізм цих сфінктерів.

Далі проводять вивчення фізико-колоїдних властивостей жовчі. Вивчення фізико-колоїдних властивостей, отриманих в ході етапного хроматичного дуоденального зондування, різноманітних порцій жовчі є цінною інформацією про її фізіологічний стан.

В ході дослідження звертають увагу на колір жовчі, її прозорість, щільність та хімічну реакцію (рН).

Зниження щільності міхурової жовчі відносно норми вказує на зниження концентраційної здатності жовчного міхура, звичайно внаслідок запалення. Підвищення щільності свідчить про згущення жовчі, що найчастіше зустрічається при латентній формі жовчнокам'яної хвороби або гіпокінетичних дискінезіях жовчного міхура.

Зміна рН жовчі в кислий бік часто свідчить про запальний процес в жовчовивідних протоках, що в свою чергу порушує стабільність міцелярного холестеролу та процесу нуклеації.

Для дослідження беруть жовч без домішок шлункового соку. Кількість препаратів, які продивляються, повинно бути не менше 15-20. При мікроскопії жовчі звертають увагу на наступні елементи: 1) клітини (епітелій, уламки лейкоцитів); 2) кристалічні утворення; 3) паразити; 4) скупчення слизу.

В нормі жовч практично не містить ніяких клітинних елементів.

На сьогодні потрібно вважати, що нативна жовч протягом 1-3 хвилин руйнує клітини крові. Руйнуюча властивість залежить від вмісту жовчних кислот, тому при мікроскопії жовчі увага дослідника повинна бути зосереджена не на пошуках лейкоцитів, які дуже швидко руйнуються, а на диференціації інших елементів, зокрема циліндричного епітелію. В жовчі можна розрізнити три види циліндричного епітелію:

- 1) дрібний епітелій внутрішньо печінкових жовчних ходів – при холангіті та холециститі;
- 2) подовжений епітелій загального жовчного протоку – при запаленні холедоху;
- 3) широкий епітелій – при запаленні жовчного міхура, дванадцятипалої кишки, підшлункової залози та шлунка.

Потрібно відмітити, що третій вид епітелію дійсно тяжко диференціювати, так як цьому заважають дегенерація і розпад клітин. Якщо ж в препараті візуалізуються мікроліти, коричневі стінки жовчного міхура, то це вказує на походження всього комплексу із жовчного міхура або холедоху.

Ряд авторів вказують на можливість швидкої трансформації кишкового епітелію під дією розчину сірчаноокислої магnezії в круглих клітинах, дійсно нагадуючи лейкоцити. Із-за цієї подібності в умовах звичайних діагностичних зондувань дванадцятипалої кишки круглі клітини (лейкоцитоди) часто приймають за лейкоцити. В результаті такої помилки

діагностується велика кількість хибних холециститів, холецистохолангітів та забуваються дуоденіти.

Головним критерієм походження лейкоцитодів є тло препарату та комбінація останніх з диференційованим циліндричним епітелієм. В нормі у практично здорових осіб в порції «А» знаходять одиничні лейкоцитоди, в порції «В» – до 10, а в порції «С» – 3-5 в полі зору.

При дослідженні дуоденального вмісту надзвичайно рідко знаходять клітини злоякісних пухлин.

В жовчі різноманітних порцій можуть знаходитися одиничні кристали холестеролу, білірубінату кальцію та жирних кислот, виявлення їх свідчить про зміну колоїдальної стабільності жовчі.

Знаходження кристалів жирних кислот в дещо більшій кількості свідчить про падіння рН жовчі внаслідок запального процесу та зниження розчинності жирних кислот.

Детекція мікролітів – компактних круглих або неправильної форми (багатогранні) утворення, які складаються із вапняку, слизу та холестеролу, в різних порціях жовчі явно вказує на патологічний процес в жовчних шляхах.

Терміном «пісок» позначають дрібні, розпізнавані лише під мікроскопом крупинки різної величини та забарвлення (безбарвні заломлюючі світло, коричневі), які розміщуються пучками в пластівцях слизу. «Пісок» звичайно знаходять разом з мікролітами, кристалами холестеролу, він має те саме значення, що і мікроліти. Формування мікролітів та (або) «піску» пов'язано, скоріше за все, з порушення колоїдної стабільності жовчі.

При біохімічному дослідженні жовчі визначають концентрацію ліпідного комплексу, жовчних кислот, зокрема холевої кислоти, холестеролу, фосфоліпідів, білірубину, кальцію, сіалових кислот, наявність С-реактивного білку. Одночасно вираховуються холато-холестериновий та фосфоліпідно-холестероловий коефіцієнт та літогенний індекс, індекс Ісаксона для кожної порції жовчі. Методи візуалізації жовчних шляхів мають першочергове значення для діагностики захворювань жовчовидільної системи

Оглядова рентгенографія черевної порожнини використовується все рідше у зв'язку з невисокою діагностичною цінністю. Тим не менше, з її допомогою можна виявити тіні жовчних конкрементів, звапнення жовчного міхура, печінки та підшлункової залози, наявність газу в порожнині та стінці жовчного міхура.

Пероральна холецистографія. Дане дослідження проводять за допомогою йодвмісних контрастних речовин, які виділяються з жовчю. Ускладнення при використанні сучасних контрастних речовин зустрічаються рідко (алергологічні реакції, пошкодження нирок).

Жовчний міхур вдається контрастувати у 85% хворих. Контрастування жовчного міхура не настає при зниженні функції печінки, рівні кон'югованого білірубину вище 84 мкмоль/л (2 мг%), порушення всмоктування йоду в кишечнику, обструкції міхурового протоку.

Пероральна холецистографія зберігає своє значення при визначенні кількості, розмірів та структури конкрементів (рентген негативні холестеролові або змішані, що містять кальцій), прохідності міхурового протоку та здатності стінок жовчного міхура до скорочення. Ці данні особливо важливі при плануванні нехірургічного лікування хворого.

До недостатків методу відносять променеве навантаження, алергологічні реакції на йод та неможливість проведення дослідження при жовтяниці.

Ультразвукове дослідження – найбільш інформативний метод в інструментальному дослідженні хворого при холестазі. Ідеальні властивості жовчного міхура для ультразвукового дослідження сприяють високій точності діагностики каменів жовчного міхура (до 96%).

Для оцінки функціонального стану протокової системи та сфінктерного апарату УЗД є малоінформативним. Верхня межа норми діаметра загального жовчного протоку складає 6 мм, проте звичайно загальний жовчний протік має набагато менший діаметр: у 95% пацієнтів діаметр нормального загального жовчного протоку складає 4 мм та менше. Із-за метеоризму, надмірної підшкірно-жирової клітковини загальний жовчний протік візуалізується не завжди або фрагментарно.

Ультразвукові ознаки хронічного холециститу:

- дифузне потовщення стінок жовчного міхура більше 3 мм та його деформація;
- ущільнення та (або) шаровість стінок органу;
- зменшений об'єм порожнини органу (зморщений жовчний міхур);
- негомогенна порожнина жовчного міхура.

Заслужують уваги і міжнародні ультразвукові критерії хронічного некалькульозного холециститу:

- потовщення та ущільнення стінок жовчного міхура > 2 мм;
- сонографічний симтом Мерфі;
- збільшення розмірів жовчного міхура більше 5 мм від верхньої межі вікової норми;
- наявність тіні від стінок жовчного міхура;
- наявність паравезикальної ехонегативності;
- сладж-синдром.

Ультразвуковий метод дозволяє виявити поліпи та рак жовчного міхура. На сьогодні УЗД є основним методом виявлення патології жовчного міхура при профілактичних оглядах. За допомогою УЗД можна визначити рівень та причину обструкції жовчних шляхів у 50-60% обстежених.

Багато інших захворювань також можуть призводити до потовщення стінок жовчного міхура. Правошлуночкова серцева недостатність та злипливий перикардит часто викликають застійне збільшення печінки, що супроводжується набряком та потовщенням стінок жовчного міхура. При гіпоальбумінемії, яка розвивається вторинно при хронічних захворюваннях печінки або нефротичному синдромі, знижується онкотичний тиск, в

результаті чого розвиваються генералізовані набряки тканин, в тому числі і набряк стінок жовчного міхура. Застій в системі ворітної вени при портальній гіпертензії будь-якої етіології та оклюзія печінкових вен також можуть викликати потовщення стінок жовчного міхура. Окрім названих захворювань, потовщення стінок можуть викликати первинний склерозуючий холін гіт, аденоміоматоз та лейкоцитарна інфільтрація.

Для уточнення характеру дискінетичних порушень жовчного міхура за допомогою УЗД досліджують об'єм натще та після жовчогінного сніданку. Моторно-евакуаторна функція жовчного міхура вважається нормальною, якщо його об'єм до 30-40 хв зменшується до 1/3-1/2 від початкового, при цьому діаметр загального жовчного протоку повинен зменшуватися. В якості жовчогінного сніданку застосовують 20 г сорбіту зі 100 мл води або внутрішньовенне введення холецистокініну в дозі 20 мг на 1 кг ваги тіла.

Збільшення діаметру загального жовчного протоку після прийому пробного сніданку на 2 мм та більше відображає порушення відтоку жовчі, проте не дає можливості верифікувати його причину.

Комп'ютерна томографія володіє невисокою точністю в діагностиці конкрементів жовчного міхура та протоків. Проте з її допомогою можна відрізнити холестеролові камені від конкрементів, які містять кальцій, що особливо важливо при визначенні показів до розчинення каменів та літотрипсії. КТ частіше, ніж УЗД, дозволяє визначити рівень та причину обструкції жовчних шляхів.

Ендоскопічна ретроградна панкреатохоланогографія – ендоскопічне контрастування через великий дуоденальний сосок жовчовивідних шляхів та панкреатичних протоків з одночасним рентгенологічним дослідженням. При проведенні даного дослідження також є можливість забору матеріалу для біопсії з патологічно зміненого фатерового соска та із стенозованих ділянок жовчних протоків, а також провести зішкріб слизової оболонки для цитологічного дослідження.

Ендоскопічна ретроградна панкреатохоланогографія навіть в термінових ситуаціях повинна передувати УЗД панкреатобіліарної системи.

Основними показами до проведення ендоскопічної ретроградної панкреатохолеографії є:

- клінічні та ультразвукові дані про наявність холедохолітіазу та стенозу великого дуоденального соска у пацієнтів із збереженим жовчним міхуром;
- клінічні та ультразвукові ознаки жовчної гіпертензії у хворих після холецистектомії;
- хронічний рецидивуючий панкреатит, підозра на пухлину підшлункової залози при вирішенні питання про доцільність оперативного лікування;
- механічна жовтяниця для встановлення її причини та рівня обструкції її протоків.

Протипоказами для дослідження є: непереносимість рентгенконтрастних препаратів, гострий панкреатит, кісти підшлункової залози.

Ендоскопічна ретроградна панкреатохоланографія може супроводжуватися різноманітними ускладненнями, в тому числі дуже тяжкі (гострий холецистит, холангіт, гострий панкреатит та інші), тому після закінчення дослідження всім хворим призначають лікування, що спрямоване на попередження розвитку ускладнень.

Ендоскопічна ретроградна панкреатохоланографія добре візуалізує конкременти загального жовчного протоку, а також стриктури протоків; вона має особливе значення при захворюваннях жовчних шляхів без розширення внутрішньо печінкових жовчних протоків, дозволяє діагностувати уроджені аномалії жовчних шляхів. У хворих, які перенесли оперативне втручання на жовчних шляхах, метод дозволяє уточнити причину постхолецистектомічного синдрому.

Ендоскопічна манометрія сфінктера Оді на сьогодні розглядається як найбільш достовірний метод вивчення його функції. Даний метод включає пряме вимірювання тиску сфінктера за допомогою спеціального трьохпросвітного катетера (через який пропускають воду), який вводиться через дуоденоскоп в загальний жовчний або панкреатичний протоки. Проксимальний кінець катетера з'єднаний із зовнішнім перетворювачем та записуючим пристроєм.

Тиск вимірюється під час повільного просування катетера з протоки та встановлення його в зоні сфінктера. За допомогою ендоскопічної манометрії досліджують деякі показники, які відображають рухову активність сфінктерів.

Нормальним вважається тиск в загальному жовчному протоці такий, який перевищує тиск в дванадцятипалій кишці на 10-30 мм.рт.ст. Тиск в сфінктері Оді, який складає в звичайних умовах 18 ± 4 мм.рт.ст., вважається патологічним при базальному тиску сфінктера Оді вище 30-40 мм.рт.ст., як для жовчного, так і для панкреатичного його сегментів.

В останні роки для отримання зображень жовчних протоків використовують ядерний магнітний резонанс, при цьому відмічаються високі специфічність та чутливість ЯМР-холангіографії, що досягають 99%. Крім того, перевагами ЯМР-холангіографії є отримання якісного зображення паренхіми печінки, її судинної стінки та внутрішніх органів в поєднанні з неінвазивністю, тому при виникненні підозри на наявність конкрементів жовчних протоках рекомендується використання перед усім ЯМР-холангіографії.

При діагностиці гострого холециститу вважається найбільш доцільним проведення холесцинтиграфії з похідними імінодиацетатів, мічених ^{99m}Tc (IDA-агенти). Цінність методу полягає в можливості безперервного тривалого спостереження за процесами перерозподілу радіофармацевтичного препарату в гепатобіліарній системі у фізіологічних

умовах, що дозволяє судити про функціональний стан гепатоцитів, кількісно оцінити евакуаторну здатність жовчного міхура, а також виявити порушення жовчовідтоку, пов'язані як з механічними перешкодами в біліарній системі, так і спазмом сфінктера Оді. Чутливість цього методу висока – 90, проте специфічність значно нижча, тому хибнопозитивні результати спостерігаються частіше, ніж хибнонегативні. Хибнопозитивні результати спостерігаються при недотриманні правил підготовки хворого (після прийому їжі або тривалого голодування), у пацієнтів з алкогольною хворобою печінки. Для зменшення частоти хибнопозитивних результатів рекомендується повторення холесцинтиграфії через 4 години та більше. Таким чином, холесцинтиграфію можна вважати скоріше методом, що дозволяє виключити наявність гострого холециститу, ніж методом підтвердження такого діагнозу.

Низька інвазивність, висока технологічність та інформативність є основою для застосування холесцинтиграфії в усіх випадках неускладненої жовчнокам'яної хвороби, коли позитивно вирішене питання про призначення хворому неоперативного або оперативного методу лікування. Нормальні показники функціонального стану жовчних протоків згідно даних холесцинтиграфії дозволяє відібрати хворих на ізольовану холецистектомію та не використовувати при цьому рентгенконтрастні дослідження, як до операції, так і під час неї.

Езофагогастродуоденоскопія показана при відсутності зміни лабораторних показників та даних УЗД для виключення інших захворювань верхніх відділів шлунково-кишкового тракту, які викликають схожий больовий синдром.

Внутрішньовенна хол ангіографія та проба з бромсульфалеїном для оцінки стану біліарної системи є застарівшими методами.

Важливим є також визначення індикаторів холестатичного синдрому. Холестатичний синдром пов'язаний з порушенням секреції та циркуляції жовчі в найдрібніших жовчних протоках (внутрішньопечінковий холестаза). При порушенні циркуляції жовчі у великих, переважно позапечінкових, протоках виникають підпечінкові (обтураційні) форми холестазу. Індикатори холестатичного синдрому достатньо чутливо реєструють порушення секреції та циркуляції жовці, проте не можуть диференціювати внутрішньопечінкові та підпечінкові форми холестазу. Розділення цих форм холестатичного синдрому відбувається лише за допомогою ультразвукового дослідження та ендоскопічної ретроградної панкреатохоланографії.

До індикаторів холестазу належать лужна фосфатаза, 5-нуклеотидаза, гамма-глутамілтрансфераза, холестерол, білірубін.

Підвищена активність лужної фосфатази спостерігається при захворюваннях печінки та біліарної системи, а також при ураженні кісток, кишечника та плаценти. Невеликі підвищення активності (в 1,1-2,5 рази) можливі при гострих гепатитах, хронічних активних гепатитах та цирозах печінки. Значне підвищення (в 3-10 раз) реєструються при холестатичному

синдромі. Безжовтяничні форми внутрішньопечінкового та підпечінкового холестазу також можуть протікати з підвищенням активності лужної фосфатази. У випадках, коли органна належність підвищення лужної фосфатази не відома, проводять визначення рівня 5-нуклеотидази, яка підвищується лише при холестази.

Виражені гіперферментемії спостерігаються при хронічній інтоксикації алкоголем та ліками, тривалому холестази, а також при пухлинах печінки.

При внутрішньо- та підпечінковому холестази вміст холестеролу сироватки крові підвищується переважно за рахунок неестерефікованого холестеролу.

Непрямий (некон'югований) білірубін сироватки крові не є індикатором холестазу. Стійка гіпербілірубінемія подібного роду характерна для ферментопатичних гіпербілірубінемій (пігментних гепатозів), також для більшої частини гемолітичних анемій. Увага до білірубінового тесту в останні роки зростає, можливо, тому що більш чітко визначено його клінічне значення. Підвищення рівня прямого (кон'югованого) білірубину – чутливий тест в індикації холестазу.

Лужна фосфатаза, 5-нуклеотидаза є, в основному, специфічними індикаторами холестазу, тоді як на рівень гамма-глутамілтрансферази та білірубину впливають цитоліз та інші патологічні процеси в печінці.

1.2.17. Сучасні погляди на літогенез

Фактори ризику, які ведуть до каменеутворення, включають жіночу стать, низку фізичну активність, зміну характеру харчування, особливо, збільшення в їжі кількості вуглеводів, ненасичених жирних кислот та зменшення в раціоні клітковини, високий рівень ліпопротеїдів сироватки крові, наявність цукрового діабету.

Пропозиція про генетичну природу каменеутворення дискутується багатьма дослідниками. В сучасній літературі зустрічаються дані про можливу роль мутації гена MDR3 як генетичного фактора утворення конкрементів. Камені жовчного міхура в п'ять раз частіше зустрічаються серед родичів першої лінії, при цьому у жінок цей показник в два рази вище. Є теорії, що холелітіаз відноситься до генетичних захворювань з мультифакторіальним типом успадкування.

Не викликає сумніву той факт, що частота каменеутворення підвищується у жінок з більш раннім встановленням менструального циклу, а також зі збільшенням числа вагітностей. Складним є питання про вплив вагітності на процес каменеутворення. З кожним триместром вагітності враховується тенденція до утворення густої жовчі або холестеролових конкрементів, і до моменту пологів 50% жінок мають густу жовч, а 15% – жовчні камені. Через рік у 4% жінок визначаються камені жовчного міхура. Не виключено, що основним фактором, провокуючим утворення каменів під

час вагітності, є гіпомоторика жовчного міхура, зумовлена своєрідним статусом вагітної жінки.

Згідно сучасним уявленням, холелітіаз асоціюється з латентним метаболічним порушенням фізико-хімічних властивостей жовчі, зміною жовчного гомеостазу, що проявляється в дисбалансі розчинності, транспорту та стабільності молекул холестеролу та білірубіну. Холелітіаз реалізується шляхом насичення жовчі холестеролом при одночасному зменшенні його сольотантів та її здатності до нуклеації (утворенню твердих моногідратних кристалів холестеролу), моторно-евакуаторних порушень жовчного міхура.

У людей синтез холестеролу здійснюється в паренхіматозних клітинах печінки за участю ферменту 3-гідрокси-3-метил-глутаріл-коензим-А-редуктази. Основні джерела холестеролу гепатоцитів – плазмові ліпопротеїни та залишки хіломікронів. Медіатором для обох є специфічні аполіпопротеїнові рецептори на синусоїдальних мембранах гепатоцитів.

Холестерол, який звільнився під впливом лізосом клітин, частково депонується ацил-коензим-А-холестерол-ацилтрансферазою у вигляді естерифікованого холестеролу. Видалення холестеролу з печінки здійснюється головним чином секрецією в жовч або безпосередньо вільного (неестерифікованого) холестеролу, або після метаболічної конверсії за допомогою регулюючого ензиму 7 α -гідроксилази у вигляді жовчних кислот.

Встановлено, що зміни у відносній активності аполіпопротеїнових рецепторів гепатоцитів і ензимів, які регулюють естерифікацію і катаболізм холестеролу, призводить до гіперсекреції холестерола печінкою. Активність 3-гідрокси-3-метил-глутаріл-коензим-А-редуктази збільшується при ожирінні, гіпертригліцеридемії. Зниження активності 7 α -гідроксилази та ацил-коензим-А-холестерол-ацилтрансферази зв'язують зі спадковими вивоким факторами та впливом прогестерону.

На сьогодні відомо чотири шляхи проникнення холестеролу в жовч. Невелика кількість холестеролу з'єднується із жовчними солями та утворюються прості міцели, які вміщують холестерол та жовчні солі. Більша частина холестеролу в жовчі входить в склад змішаної міцели, що складається в центральній частині з лецитину та холестеролу, а по периферії – із молекул жовчних солей, які роблять їх поверхню водорозчинною. Третя транспортна система, везикули, представлені холестеролом та фосфоліпідними молекулами. Ці везикули є розчинними кристалічними фрагментами, які в розмірах більше міцел. Невелика частина холестеролу, що залишилася, зв'язана з жовчним ліпопротеїном.

Жовчні солі декретуються гепатоцитами як мономери, і під час їх продукції стимулює викид лецитину та холестеролу із печінково-клітинних мембран у вигляді маленьких одноклітинних везикул. В жовчних каналцях холестерол-лецитинові везикули з'єднуються із солями жовчних кислот і утворюють змішану міцелу. В рідкій жовчі печінкового протоку цей процес не завершується, так як до 90% холестеролу розподілено у вигляді везикул. Більш висока загальна концентрація жовчних солей, яка виникає від абсорбції

води в жовчному міхурі, стимулює подальше утворення простих міцел із мономерів жовчних солей та, відповідно, до розчинення більшого числа везикул. У 50% дорослих людей кількість жовчних солей, які секретуються печінкою, недостатня для того, щоб перевести весь холестерол із везикул в міцели. Більше того, здатність змішаних міцел розчиняти лецитин більше, ніж їх властивості розчиняти холестерол. Цей дисбаланс в розчинності призводить до збагачення везикул холестеролом, а міцел – лецитином.

Надмірна насиченість жовчі холестеролом у випадку надлишку холестеролу або дефіциту жовчних кислот та фосфатилхоліну не дозволяє досягнути повної міцелярної солюбілізації холестеролу в жовчі. В даному випадку надлишок холестеролу може бути солюбілізований у везикулах. Везикули, багаті холестеролом, агрегуються і з'єднуються з утворенням великих, багатих холестеролом багаточастичастих везикул. Ці утворення також називають ліпосомами, або рідкими кристалами. При доброму функціональному стані жовчного міхура в результаті його скорочення всі агломеровані частинки викидаються в дванадцятипалу кишку. Проте при зниженні його скорочувальної функції з часом везикули прогресивно перетворюються в кристали моногідрату холестеролу. Ці кристали ростуть за допомогою дифузії холестеролових мономерів з перенасичених міцел та одношарових везикул до поверхонь кристалів.

Патофізіологія формування жовчних каменів включає в себе три стадії: насичення, кристалізація та ріст. Найбільш нестабільною є фаза рідких кристалів, коли можливий перехід як в міцелярну фазу, так і у фазу справжніх мікрокристалів. Лабільність фізико-хімічних процесів, що відбуваються в порожнині жовчного міхура, може бути використана для корекції солюбілізації холестеролу в жовчі. Міцелярна теорія транспорту холестеролу була основою для введення в практику лікування холелітазу препаратів жовчних кислот.

Положення про перинасичення холестеролом на самих ранніх стадіях холелітазу, що супроводжується зміною співвідношень концентрації холестеролу жовчі та його солотантів, лягло в основу методів оцінки літогенних властивостей жовчі. Серед розрахункових показників, що відображають зміни біохімічних властивостей жовчі та схильності жовчі до каменеутворення, першим запропонований холато-холестероловий коефіцієнт – відношення холатів до холестеролу жовчі. У хворих калькульозним холециститом холато-холестероловий коефіцієнт різко знижений. В процесі лікування хворих відбувається, як правило, його підвищення. Проте при дослідженні окремо взятих пацієнтів зниження цього коефіцієнта лише у частині випадків відповідало захворюванню жовчнокам'яною хворобою. Він може знижуватися і при інших захворюваннях жовчного міхура та печінки, може залишатися нормальним у хворих на жовчнокам'яну хворобу. Більш точно літогенні властивості жовчі відображає «індекс насичення холестеролом», або літогенний індекс, який являє собою відношення фактичного насичення жовчі холестеролом до

максимального. Цей показник розраховують на основі даних про вміст в жовчі холестеролу, жовчних кислот та фосфоліпідів.

В той же час наявні дані, які свідчать про те, що перенасичення жовчі холестеролом спостерігається у практично здорових осіб та пацієнтів з ожирінням без наступного формування конкрементів та не виявляється у значної частини осіб з холестероловими конкрементами в жовчному міхурі. Не знаходять повного пояснення причини структурної та мікроструктурної гетерогенності холестеролових конкрементів, що мають, як правило, пігментований центр та містять, крім кристалів холестеролу, глобулярну речовину. Враховуючи вищевикладене, можна погодитися з думкою низки авторів, що перенасичення жовчі холестеролом – необхідно, проте недостатня умова для формування жовчних конкрементів.

В жовч секретується велика кількість білків, серед них аполіпротеїни A1 та A, амінопептидаза N, глікопротеїни, муцин, гаптоглобін, імуноглобуліни, фосфоліпази A та C, та інші. Експериментальні дослідження свідчать, що деякі із цих білків, стабілізуючі або дестабілізуючі насичення холестеролом везикули, можуть індукувати або інгібувати кристалізацію. Існує декілька протеїнів, які стимулюють формування кристалів та їх ріст. Найбільш вивчені слизові глікопротеїни (муцин). Весь процес формування конкрементів відбувається в муриновому гелі, який утримує кристали холестеролу в жовчному міхурі. Затримка, ріст та агломерація кристалів в гіпомоторному жовчному міхурі, що містить муцин-глікопротеїновий гель, є необхідною передумовою для каменеутворення. В основі ядроутворюючого фактора муцину на кристали холестеролу лежать його гідрофобні властивості.

Показано, що утворенню жовчних конкрементів часто передують запальні зміни в стінці жовчного міхура, які супроводжуються гіперпродукцією муцину. Бактеріальна флора, яка виділяє ряд активних ферментів, також прискорює процеси нуклеації з наступним формуванням нерозчинних преципітатів в жовчі.

Комплекс ліпиди-білок, сформований альбумінами та ліпідами, володіє високою пронуклеаційною та кристалізаційною активністю відносно холестеролу в жовчі. Склеювання та агломерація везикул відбуваються в гелі постійно до утворення макроскопічно видимих рідких кристалів. По мірі збільшення вони стають малорухомими та застряють в порах гелю. Наявність значної кількості муцину в жовчному міхурі (з кристалами холестеролу або без них) призводить до його дисфункції. Цементуючу роль відіграють в цьому процесі іони кальцію. Жовчні імуноглобуліни A та M також володіють здатністю стимулювати енуклеацію, а рівень імуноглобіну A підвищений в міхуровій жовчі хворих з холестероловими конкрементами порівняно з практично здоровими особами.

На сьогодні доведено, що жовчний міхур має захисні механізми від конкрементоутворення. В жовчі знайдені антинуклеарні фактори, які підтримують баланс між процесами нуклеації та інгібування. В якості

білкових інгібіторів нуклеації можуть виступати аполіпопротеїни, з яких А-I, А-II, С-II, С-III та Е знайдені в жовчі. На користь даної гіпотези свідчать факт пролонгування часу нуклеації жовчі під дією аполіпопротеїнів А-I та А-II.

Крім перенасичення жовчі холестеролом та білками, на формування каменів в жовчному міхурі активно впливають порушення моторної функції жовчного міхура. Хронічний холецистит розвивається на тлі функціональних, моторно-тонічних порушень жовчного міхура та сфінктерного апарату жовчовивідних шляхів: дискінезій, дистоній, виникаючих в результаті дискоординації нейрогуморальних механізмів регуляції.

Основна концепція відносно проста: порушення моторики жовчного міхура продовжує час перебування жовчі в жовчному міхурі і тим самим визначає більший термін для нуклеації кристалів холестеролу в перенасиченій жовчі. Проте існують докази, що порушення моторики жовчного міхура у пацієнтів із жовчнокам'яною хворобою можуть бути і вторинними при наявності конкрементів. Так, в експерименті показано, що після абсорбції стінкою жовчного міхура літогенної жовчі, надлишок холестеролу включається в склад сарколемальної плазматичної мембрани м'язових клітин стінки з наступним порушенням її скорочувальної та релаксуючої здатності, що підтримує процес літогенезу.

Порушення моторики жовчовивідних шляхів спостерігається в багатьох ситуаціях, що мають високий ризик формування конкрементів в жовчному міхурі: при вагітності, ожирінні, цукровому діабеті, лікування аналогами октреотиду, низькокалорійній дієті.

Багато досліджень присвячено ролі тонкого кишечника в холелітазі. Жовчний міхур та тонкий кишечник визначають ентерогепатичну циркуляцію жовчних кислот та їх повернення через печінку. Механізм ентерогепатичної циркуляції дозволяє виділяти організму в жовч значно більшу кількість жовчних кислот (25-30 г), ніж ту, яку протягом доби здатна синтезувати печінка (200-600 мг). Кількість жовчних кислот, які синтезуються гепатоцитами, завжди відповідає їх втратам з калом. Цей процес регулюється механізмом зворотного зв'язку: при зменшенні концентрації жовчних кислот в крові, що поступає в печінку по ворітній вені, активуються ферменти, що здійснюють їх синтез.

На сьогодні не викликає сумніву роль порушень ентерогепатичної циркуляції з наступним зменшення пулу жовчних кислот в літогенезі. Значні втрати жовчних кислот спостерігаються при масивних резекціях дистального відділу тонкої кишки, хворобі Крона.

В літературі останніх років є свідчення про те, що у пацієнтів із жовчнокам'яною хворобою збільшена тривалість транспорту жовчних кислот і в тонкому, і в товстому кишечнику. Існує думка, що зростаюча тривалість інтестинального транспорту та, відповідно, час перебування жовчних кислот

в кишечнику сприяє формуванню більшої кількості дезоксихолевої кислоти – від 10 до 30% загального об'єму жовчних солей.

Збільшення концентрації дезоксихолевої кислоти може сприяти підвищенню літогенності жовчі та формуванню конкрементів через ряд механізмів. По-перше, дезоксихолева кислота може уповільнювати інтестинальний транспорт. Механізм цього впливу недостатньо з'ясований: в дослідженнях, проведених *in vitro*, жовчні солі мають депресивний вплив на скорочувальну здатність гладенької мускулатури тонкої кишки. По-друге, дезоксихолева кислота збільшує секрецію холестеролу за допомогою свого впливу на мембрану гепатоцитів. По-третє, експериментально доведено, що дезоксихолева кислота збільшує кристалізацію холестеролу, дестабілізуючи насичені холестеролом везикули.

Проте це питання залишається спірним до цього часу. Ряд дослідників відводять незначну патофізіологічну роль підвищеному рівню дезоксихолевої кислоти в холелітіазі. Згідно досліджень зміни концентрації дезоксихолевої кислоти не впливають на формування конкрементів в жовчному міхурі.

Еволюція жовчнокам'яної хвороби з холестероловими конкрементами може бути концептуалізована в п'яти послідовних стадіях. Перша стадія є метаболічною. Вона характеризується дезорганізацією руху холестеролу через печінку. За цією стадією швидко настає друга, або хімічна, коли міхурова жовч перенасичена холестеролом. Третя стадія, або фізична, є початком нуклеації, яка перебігає з утворенням холестеролових моногідратних кристалів, які вплетені в муцинів глікопротеїновий гель. Ця стадія діагностується за допомогою ультразвукового дослідження як «біліарний сладж» та може бути підтверджена мікроскопією зразка дуоденальної жовчі. Четверта стадія – стадія росту конкрементів, продовжується процес «біліарного сладжу». Конкременти ростуть зі швидкістю 1,7-2,0 мм в рік протягом перших двох-трьох років та приблизно 0,5-1,0 мм в рік після цього. В подальшому ріст стабілізується, і у 85% всіх конкрементів зберігається діаметр 2,0 см. П'ята стадія є стадією симптомів та ускладнень і проявляється лише у 20-25% пацієнтів із жовчними конкрементами.

Окрім холестеролових жовчних конкрементів відомі пігментні (або білірубінові) камені, які складають 5-10% всіх випадків жовчнокам'яної хвороби та звичайно поєднуються з інфекцією жовчовивідних шляхів. Розрізняють два типи пігментних конкрементів: «чорні» та «коричневі». Ці типи конкрементів складаються головним чином з кальцієвих солей некон'югованого білірубіну, розміщених в муцин-глікопротеїновому гелі. В процесі формування чорних пігментних конкрементів головну роль відіграють перенасичення жовчі солями білірубінату кальцію з наступною прискореною нуклеацією цієї солі, а також дисфункція жовчного міхура, гіперпродукція слизу та погіршення моторики.

Вважають, що підвищення рівня некон'югованого білірубіну пов'язано з гіперсекрецією його попередників (при хронічних гемолітичних станах, цирозі печінки, дисфункції тонкого кишечника), підвищеною активністю гепатобіліарної глюкуронідази, зниженим рівнем інгібітора цього ферменту. Агрегати головних жовчних ліпідів є носіями білірубінових кон'югатів, розчинниками некон'югованого білірубіну, що зв'язує кальцій. Активність гепатобіліарної б-глюкоронідази в жовчі є головним фактором в зниженні рівня некон'югованого білірубіну, тоді як дефіцит жовчних солей збільшує рівень іонізованого кальцію.

В процесі формування коричневих пігментних конкрементів відіграють роль стаз жовчі та бактеріальна інфекція, частіше *Escherichia coli* та *Klebsiella spp.* Бактеріальні ензими гідролізують жовчні ліпіди з утворенням нерозчинних продуктів. Бактеріальна фосфоліпаза А гідролізує лецитин з утворенням пальмітинової та стеаринової кислот, вільних жирних кислот, які є розчинними в міцелярному розчині, проте утворюють нерозчинні кальцієві мила в присутності іонізованого кальцію жовчі. Бактеріальна б-глюкуронідаза сприяє швидкому утворенню некон'югованого білірубіну в набагато більших концентраціях, ніж в жовчі, яка містить чорні пігментні камені. Як тільки починається процес утворення коричневих пігментних конкрементів, починається хибне коло, коли ці камені викликають обструкцію жовчовивідних шляхів, сприяючи подальшому стазу жовчі, хронізації інфекції та вивільненню слизових факторів.

Клініцистами накопичений значний досвід, що свідчить про поєднання хронічного гастриту з патологією жовчовивідних шляхів, частіше всього, з хронічним холециститом. Хронічному холециститу сприяє, в основному, гастрит з пониженою секреторною активністю. Хронічний калькульозний холецистит супроводжується атрофічним гастритом з локалізацією змін переважно в астральному відділі.

Етіологічна роль *Helicobacter pylori* у формуванні хронічного гастриту доведена та загально визнана. Гелікобактерний гастрит – найбільш поширений варіант гастриту, що складає 90% серед всіх форм запально-дистрофічних змін слизової оболонки шлунка.

Дослідження останніх років дозволили виявити наявність *Helicobacter pylori* в печінці та міліарному тракці. За допомогою сучасних методів дослідження (бактеріоскопія, метод полімеразної ланцюгової реакції) сам мікроорганізм або його ДНК виявлені в мікросередовищі та холестеролових конкрементах в 37% та в 7,6-29% випадків відповідно. При цьому поки не зрозуміло, чи є жовчний міхур резервуаром персистенції *Helicobacter pylori* або даний мікроорганізм має значення в холелітазі.

Таким чином, ні одна із теорій, яка дискутується, не надає абсолютних аргументів своєї виключної ролі в патогенезі жовчнокам'яної хвороби. Накопичені дані дозволяють розглядати каменеутворення в жовчному міхурі як поліетіологічний процес.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Бюль В. В. Установка для изучения поверхностных свойств легочных экстрактов / Бюль В. В. – Бюл. эксперим. биологии и медицины, 1975, ¹ 6, с. 118–120.
2. Ганиткевич Я. В. К методике определения поверхностно-активных веществ в медико-биологических исследованиях / Ганиткевич Я. В. – Лаб. дело, 1967, ¹ 1, с. 27–29.
3. Ганиткевич Я. В. Проблема поверхностных явлений в организме и физиологической роли поверхностно-активных веществ / Ганиткевич Я. В. – В кн. : Физиологическая роль ПАР : тез. докл. Всесоюз. симпозиума. Черновцы, 1975, с. 3–5.
4. Ганиткевич Я. В. Вивчення фізіологічної дії поверхнево-активних речовин (огляд) / Ганиткевич Я. В. – Фізіол. журн., 1976, т. 22, ¹ 4, с. 552–560.
5. Ганиткевич Я. В. Роль желчи и желчных кислот в физиологии и патологии организма / Ганиткевич Я. В. – К. : Наук. думка, 1980. – 190 с.
6. Ганиткевич Я. В. Определение резервной способности желчи к мицеллярной солюбилизации холестерина / Ганиткевич Я. В. – Лаб. дело, 1980, ¹ 5, с. 299–302.
7. Ганиткевич Я. В. Солюбилизация холестерина желчью животных и человека / Ганиткевич Я. В., Ганиткевич Е. С., Гнзздоеская О. К. - В кн. : Вопр. эксперим. и клинической гепатологии : матер. конф. Тернополь, 1976, с. 50–51.
8. Ганиткевич Я. В. Исследование поверхностно-активных свойств желчи больных с заболеваниями гепатобилиарной системы / Ганиткевич Я. В., Ганиткевич Е. С., Манассон А. А. – в кн. : Актуальные вопросы заболеваний печени, желчевыводящих путей и поджелудочной железы: Тез. VIII Респ. науч. конф. Днепропетровск, 1979, – с. 37–38.
9. Ганиткевич Я. В. Солюбилизация холестерина натриевыми солями желчных и жирных кислот / Ганиткевич Я. В., Гришина М. Г., Руди В. П. - Укр. биохим. журн., 1978, вып. 50, ¹ 2, – с. 184–187.
10. Захарченко В. Н. Коллоидная химия / Захарченко В. Н. – М. : Высш. шк., 1974. – 180 с.
11. Иванов А. И. Оценка методов лабораторной диагностики хронических заболеваний желчевыводящих путей (клинико-экспериментальные исследования) / . Иванов А. И. : автореф. дис. ... д-ра мед. наук. – Л., 1976. – 30 с.
12. Комаров Ф. И. Желчные кислоты: физиологическая роль, клиническое значение / Комаров Ф. И., Иванов А. И. – Терапевт. архив, 1972, т. 44, ¹ 3, – с. 10–15.
13. Комаров Ф. И. Макромолекулярный комплекс желчи и его клиническое значение / Комаров Ф. И., Иванов А. И., Барчук В. А. – Терапевт. архив,

- 1974, т. 46, ¹ 3, с. 107–113.
14. Крюкова Л. В. Всасывание желчных кислот и их печеночно-кишечная циркуляция / Крюкова Л. В. – В кн. : Физиология всасывания. Руководство по физиологии. – Л. : Наука, 1977, – с. 386–422.
 15. Маркина З. Н. Соли желчных кислот как ассоциированные коллоиды и их роль в процессе ассимиляции жиров / Маркина З. Н., Цикурина Н. М. – Успехи биол. химии, 1972, ¹ 12, – с. 119–135.
 16. Нестерин М. Ф. Отделение печени в составе желчи липопротеинового комплексного соединения / Нестерин М. Ф., Народецкая Р. В., Шлыгин Г. К. – Физиол. журн. СССР, 1963, т. 51, ¹ 12, – с. 1487–1494.
 17. Петров О. В. Методика измерения поверхностного натяжения и поверхностного потенциала сурфактанта легких / Петров О. В. – Бюл. эксперим. биологии и медицины, 1974, ¹ 2, – с. 118–120.
 18. Практикум по коллоидной химии и электронной микроскопии / Под ред. С. С. Воюцкого и Р. М. Панич. – М. : Химия, 1974. – 224 с.
 19. Практикум по коллоидной химии (коллоидная химия латексов и поверхностно-активных веществ) / Под ред. Р. Э. Ней-мана. – М. : Высш. шк., 1972. – 176 с.
 20. Практикум по физической химии / Под ред. Н. К. Воробьева. – 4-е изд. – М. : Химия, 1975. – 336 с.
 21. Труды VII Международного конгресса по ПАВ. – М., 1978-1979, т. 1–4.
 22. Уильямс В., Х. Физическая химия для биологов : Пер. с англ. – М. : Мир, 1976. – 600 с.
 23. Установки для определения поверхностного натяжения и поверхностного давления на базе аналитических весов. Информ. письмо ¹6. ИХВМСАН УССР. – К. : Наук. думка, 1969. – 10 с.
 24. Эмульсии. Пер. с англ. / Под ред. Ф. Шермана. – Л. 1 Химия, 1972. – 448 с.
 25. Admirand W. H. The physicochemical basis of cholesterol gallstone formation in man / Admirand W. H., Small D. M. - J. Clin. Investig., 1968, 47, p. 1043–1052.
 26. Bourges M. Biophysics of Lipid associations. III. The quaternary systems lecithin-bile salt cholesterol-water / . Bourges M., Small D. M., Dervichian D. G. – Bioch. et Biophys. Acta, 1967, v. 144, p. 189–201.
 27. Carey Martin C. Critical tables for calculating the cholesterol saturation of native bile / Carey Martin C. – J. Lipid Res., 1978, v. 19, N 8, p.945–955.
 28. Ekwall P., Ekholm R. Monolayers of bile acids. - In: Proceed. of the Second Internal. Congress of Surface Activity. Ed. Schulman U. H. London, 1957, p. 23–30.
 29. Fontell K. Micellar behaviour in solution of bile-acid salts / Fontell K. – Kolloid-Z.u.Z. Polymere, 1971. v. 244, p. 246–252.
 30. Holzbach R. T. Transient liquid crystals in human bile analogues / Holzbach R. T., Marsh M. – Mol. Cryst. Liq. Cryst., 1974, v. 28, N 1–2, p. 217–222.
 31. Hofmann A. F. Detergent properties of bile salts: correlation with

- physiological function / Hofmann A. F., Small D. M. – *Annu. Rev. Med.*, 1967, v. 18, p. 337–376.
32. Lairon D. Lach of mixed micelles bile salt-lecithin-cholesterol in bile and presence of alipoprotein complex / Lairon D., Lafont H., Hauton J. Ch. – *Biochimie*, 1972, v. 54, p. 529–530.
 33. 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>
 34. 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. Mamyrbayev. 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.
 35. 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. Mamyrbayev. 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.
 36. 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.
 37. 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 photosensitizer fluorescence in the tissue/ *Information Technology in Medical Diagnostics II*. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 53-58.
 38. V.D. Kuzovyyk, 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.
 39. 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.

Частина 2. ОСНОВИ ЛАЗЕРНОЇ ПОЛЯРИМЕТРІЇ ШАРІВ ЖОВЧІ

Розділ 2.1. ОСНОВНІ ТЕОРЕТИЧНІ ЗАСАДИ

2.1.1. Основні поняття та визначення

2.1.1. **Лазер** – джерело штучного випромінювання монохроматичних електромагнітних хвиль із незмінними в часі амплітудою, частотою або довжиною та фазою.

2.1.2. **Амплітуда** – екстремальне відхилення векторів напруженості, які характеризують електричну та магнітну складові лазерної хвилі.

2.1.3. **Частота** – кількість повних змін амплітуди за **період** або час одного повного коливання вектора електричної напруженості.

2.1.4. **Довжина хвилі** – шлях, який проходить лазерна хвиля в середовищі за одиницю часу.

2.1.5. **Фаза** – характеризує час, який пройшов після початку розповсюдження лазерної хвилі.

2.1.6. **Інтенсивність** – характеризує енергію лазерного променя і визначається квадратом модуля амплітуди електричної складової.

2.1.7. **Поляризація** – лінія (пряма – “**лінійна**”, коло – “**циркулярна**”, еліпс – “**еліптична**”), що описує кінець вектора електричної напруженості в площині перпендикулярній напрямку розповсюдження лазерної хвилі.

2.1.8. **Азимут поляризації** – кут нахил площини коливань вектора електричної напруженості відносно площини падіння.

2.1.9. **Еліптичність** – кут, який визначається співвідношенням між малою та великою півосями коливань вектора електричної напруженості лазерної хвилі.

2.1.10. **Оптична анізотропія** – властивість оптичного середовища, що визначає різну швидкість розповсюдження лазерної хвилі в різних напрямках.

2.1.11. **Рідкий оптичний кристал** – біологічна рідина властивості якого володіють оптичною анізотропією, що характеризується оптичною віссю та показником двопроменезаломлення.

2.1.12. **Оптична вісь** – напрямок в якому оптичні властивості рідкого кристалу ізотропні - швидкість двох ортогональних складових амплітуди електричної компоненти лазерної хвилі однакова.

2.1.13. **Двопроменезаломлення** – визначає різну швидкість розповсюдження ортогональних складових амплітуди електричної компоненти лазерної хвилі та характеризується показником двопроменезаломлення $\Delta n = \frac{V_x - V_y}{c}$. Тут c - швидкість світла.

2.1.14. **Матриця Мюллера** – квадратна 4×4 матриця, сукупність елементів якої найбільш повно характеризує поляризаційні властивості

рідких кристалів біологічної рідини. Кожен матричний елемент залежить від напрямку оптичної осі і двопронезаломлення рідкого кристалу.

2.1.15. **Поляризатор** – оптичний фільтр, який пропускає амплітуду електричної складової лазерної хвилі тільки в одній площині, що називають площиною пропускання.

2.1.16. **Пластинка $\lambda/4$** – кристалічний оптичний фільтр, що формує фазовий зсув у 90° між ортогональними складовими електричної компоненти лазерної хвилі.

2.1.17. **ССД цифрова камера** – пристрій, що дискретно (у відповідності з кількістю $m \times n$ світлочутливих пікселів фотоприймальної площадки) реєструє розподіл значень інтенсивності лазерного зображення зразків біологічних рідин.

2.1.18. **Гістограма розподілу інтенсивності, азимута, еліптичності, фази, елементів матриці Мюллера** – статистичний розподіл, яка характеризує ймовірність (кількість) випадкових значень того чи іншого параметру (інтенсивність, азимут, еліптичність, фазовий зсув, елемент матриці Мюллера) лазерного зображення.

2.1.19. **Статистичний момент** – число, що характеризує параметри гістограми випадкових параметрів лазерного зображення біологічної рідини:

- 1-й статистичний момент – середнє значення набору випадкових величин лазерного зображення;
- 2-й статистичний момент – дисперсія – максимальне відхилення випадкових величин від середнього значення у лазерному зображенні;
- 3-й статистичний момент – асиметрія – ступень асиметричності розподілу випадкових значень набору параметрів, які характеризують лазерне зображення біологічної рідини;
- 4-й статистичний момент – ексцес – ступень рівномірності (нерівномірності) розподілу значень випадкових величин, які характеризують лазерне зображення біологічної рідини.

2.1.20. **Автокореляційна функція** – міра подібності між розподілами випадкових параметрів у різних точках лазерного зображення біологічної рідини, - максимальному рівню подібності відповідає коефіцієнт 1,0; мінімальному – 0,0.

2.1.21. **Спектр потужності** – розподіл величин, що визначається на основі значень автокореляційної функції шляхом її інтегрування по всіх координатах лазерного зображення. Кожен екстремум спектру потужності відповідає тим чи іншим розмірам (площам) у координатних розподілах лазерних зображень.

2.1.23. **Дисперсія спектру потужності** – середньоквадратичне відхилення значень розподілу екстремумів спектру потужності.

2.1.24. **Площа кореляції** – інтеграл від автокореляційної функції параметрів лазерного зображення в межах його геометричних розмірів.

2.1.25. **Комплексний ступінь взаємної поляризації** – величина, що характеризує міру подібності поляризації різних точок у лазерному

зображенні та визначає однорідність розподілу рідких кристалів у площині біологічної рідини.

2.1.2 Використання методу Джонса для перетворення стовпчиків Максвелла

Крім методу Мюллера існує інший розрахунок, за допомогою якого можна розв'язати задачі для повністю поляризованого світла. Цей метод розвинений Джонсом. У багатьох відношеннях він набагато простіший від методу Мюллера, оскільки в ньому замість матриці розміром 4×4 використовується матриця 2×2 . Проте і метод Джонса має суттєвий недолік, оскільки оперує величинами, які не можна виміряти безпосередньо в експерименті. Однак у матрицях, що використовуються у цьому методі немає ніяких зайвих елементів, будь-яка матриця Джонса, яка може бути написана, відповідає фізично реалізованому пристрою.

Для багатьох задач поляризаційної оптики обидва методи розрахунків однаково корисні. Але для частково поляризованого світла використовується метод Мюллера; з іншого боку, якщо необхідно врахувати інтерференційні ефекти або якщо в системі застосується когерентне лазерне світло, то метод Джонса більш доцільний.

2.1.3. Метод Джонса для монохроматичних хвиль

У межах методу Джонса оперують не параметрами Стокса, пропорційними до інтенсивності пучка, а стовпчиками Максвелла, елементи якого визначають амплітуди та фази поперечних компонент електричного вектора. Для пристроїв, через які проходить поляризоване світло, компоненти електричного поля променя, що пройшов крізь пристрій, лінійно пов'язані з компонентами вектора електричного поля вихідного пучка. Матриця, що пов'яже компоненти променя, який пройшов із компонентами вихідного променя, дозволяє описати характеристики пристрою.

Будь-які поперечні коливання, що відповідають довільному повністю поляризованому збуренню, можна представити у вигляді вектора Максвелла. Для плоскої хвилі, що поширюється в напрямку осі Oz, електричне поле можна розглядати як дійсну частину комплексного вектора

$$\begin{bmatrix} E_x \\ E_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} H \exp\{i[\omega(t - \frac{z}{c}) + \phi_x]\} \\ K \exp\{i[\omega(t - \frac{z}{c}) + \phi_y]\} \end{bmatrix}. \quad (2.1.1)$$

У більшості випадків залежність параметрів променя від часу і координати z можна винести зі стовпчика в якості скалярного множника. Таким чином ми отримуємо

$$\begin{bmatrix} E_x \\ E_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} H \exp(i\phi_x) \\ K \exp(i\phi_y) \end{bmatrix} \exp\{i\omega(t - \frac{z}{c})\}. \quad (2.1.2)$$

Доцільність правила для розрахунку інтенсивності пучка полягає в наступному: вектор Максвелла помножується зліва на комплексно спряжений до нього транспонований вектор

$$I = \begin{bmatrix} E_x^* & E_y^* \end{bmatrix} \begin{bmatrix} E_x \\ E_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} H \exp(-i\phi_x) & K \exp(-i\phi_y) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} H \exp(i\phi_x) \\ K \exp(i\phi_y) \end{bmatrix} = (H^2 + K^2). \quad (2.1.3)$$

Якщо розглядається одна світлова хвиля, можна не враховувати абсолютну фазу коливань і задавати її довільно. Наприклад, покласти фазу x -компоненти рівну нулю. Крім того, у багатьох випадках немає необхідності враховувати абсолютну амплітуду, при цьому її можна винести зі стовпчика та записати у вигляді скалярного множника. Для пучка одичної інтенсивності повинна виконуватись умова $H^2 + K^2 = 1$; відповідно можна записати $H = \cos\theta$ та $K = \sin\theta$. За допомогою такого нормованого вектора Максвелла можна записати наступний вираз для вихідної хвилі у вигляді

$$\begin{bmatrix} \cos\theta \\ \sin\theta \exp(i\Delta) \end{bmatrix} A \exp\{i\omega(t - \frac{z}{c})\}. \quad (2.1.4)$$

Цей вираз містить усе необхідне для опису повністю когерентної плоскої монохроматичної хвилі. Його можна використовувати для опису частково когерентного випромінювання, проте необхідно пам'ятати, що амплітуда A та фаза ϕ є випадковими функціями, які залишаються більш чи менш постійними лише в обмеженій ділянці простору. Чим вища когерентність, тим більша ця ділянка і тим менша, у відповідності із принципом невизначеності Гейзенберга, невизначеність вектора імпульсу, пов'язаного з кожним фотоном, класичною мовою – невизначеність довжини хвилі та напрямку розповсюдження.

Тому можна очікувати, якщо вектор

$$E_1 = \begin{bmatrix} H_1 \exp(i\phi_1) \\ K_1 \exp(i\psi_1) \end{bmatrix}, \quad (2.1.5)$$

є стовпчиком Максвелла променя, що входить у певний поляризаційний пристрій, то стовпчик Максвелла променя, який виходить із пристрою, можна записати у вигляді вектора E_2 , а саме:

$$E_2 = \begin{bmatrix} H_2 \exp(i\phi_2) \\ K_2 \exp(i\psi_2) \end{bmatrix}, \quad (2.1.6)$$

де

$$\begin{aligned} H_2 \exp(i\phi_2) &= J_{11}H_1 \exp(i\phi_1) + J_{12}K_1 \exp(i\psi_1), \\ K_2 \exp(i\psi_2) &= J_{21}H_1 \exp(i\phi_1) + J_{22}K_1 \exp(i\psi_1). \end{aligned} \quad (2.1.7)$$

Цей вектор можна записати як добуток матриць

$$\begin{bmatrix} H_2 \exp(i\phi_2) \\ K_2 \exp(i\psi_2) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} J_{11} & J_{12} \\ J_{21} & J_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} H_1 \exp(i\phi_1) \\ K_1 \exp(i\psi_1) \end{bmatrix}. \quad (2.1.8)$$

(У загальному випадку чотири елементи квадратної матриці є комплексними числами і залежать тільки від характеристики пристрою).

Використано два кути ψ та ϕ у кожному зі стовпчиків Максвелла. Оскільки нас цікавить стан поляризації променя, то суттєва лише різниця фаз $\psi - \phi = \Delta$, яка може приймати будь-яке значення. Але в дійсності ніколи не можна бути впевненим у наступному, якщо для вхідного променя фазовий кут $\phi_1 = 0$, то відповідний фазовий кут ϕ_2 x-компоненти променя на виході із пристрою також дорівнює нулю. Зважаючи на описане вище рівняння, можна побудувати метод Джонса. Матриця, яка складається з чотирьох елементів J_s , називається матрицею Джонса J пристрою так, що матричне рівняння в кінцевій формі має вигляд

$$E_2 = JE_1. \quad (2.1.9)$$

Припустимо, що у нас є два пристрої, матриці Джонса яких дорівнюють відповідно J_a та J_b .

Пропустимо пучок світла послідовно через кожний із двох пристроїв. Нехай вектор Максвелла для вхідного променя дорівнює E_1 , для пучка на виході першого пристрою E_2 та на виході другого - E_3 . Тоді, використовуючи наше припущення, запишемо наступне співвідношення

$$E_2 = J_a E_1 \text{ та } E_3 = J_b E_2 \quad (2.1.10)$$

Підставляючи перше співвідношення у друге, отримаємо

$$E_3 = J_b (J_a E_1) = (J_b J_a) E_1. \quad (2.1.11)$$

Отже, якщо пучок світла проходить ряд послідовно розташованих пристроїв, то параметри пучка на виході системи вираховуються множенням відповідних цим пристроям матриць Джонса.

2.1.4. Поляризація квазімонохроматичного світла

Строго монохроматичне світло завжди поляризоване, проте воно може бути повністю поляризованим і неполяризованим. Подібно до випадків повної когерентності і повної некогерентності, вказані два випадки належать до екстремальних. У загальному випадку зміна векторів поля не є повністю регулярною чи нерегулярною, і можна сказати, що світло частково поляризоване. Для частково поляризованої хвилі всі спостережувані явища залежать від інтенсивностей двох довільних взаємно ортогональних компонент електричного вектора, перпендикулярних до напрямку поширення, та від існуючої між ними кореляції.

Розглянемо квазімонохроматичну хвилю із середньою частотою $\tilde{\nu}$, що поширюється в додатному напрямку осі z . Нехай

$$E_x(t) = a_1(t) \exp\{i[\varphi_1(t) - 2\pi\tilde{\nu}t]\}, \quad E_y(t) = a_2(t) \exp\{i[\varphi_2(t) - 2\pi\tilde{\nu}t]\} \quad (2.1.12)$$

- дві взаємно ортогональні компоненти електричного вектора в т. О, перпендикулярні до напрямку поширення. Skorистаємось аналітичним представленням, при цьому E_x та E_y є «аналітичними сигналами», асоційованими з істинними компонентами $E_x^{(r)}(t) = a_1(t) \exp\{i[\varphi_1(t) - 2\pi\tilde{\nu}t]\}$,

$E_y^{(r)}(t) = a_2(t) \exp\{i[\varphi_2(t) - 2\pi\tilde{\nu}t]\}$. Якби світло було строго монохроматичним, то a_1 , a_2 та φ_i були би постійними. Для квазімонохроматичної хвилі ці величини залежать також від часу t . Проте будь-який інтервал часу малий у порівнянні з часом когерентності, тобто малий у порівнянні з величиною, оберненою до ефективної спектральної ширини світла $\Delta\nu$, їх зміна невелика.

Припустимо, що запізнення y -компоненти електричного вектора відносно x -компоненти дорівнює ε (це можна здійснити з допомогою одного із компенсаторів), і розглянути інтенсивність $I(\theta, \varepsilon)$ світлових коливань у напрямку, який утворює кут θ з додатним напрямком осі x . Такі коливання можна виділити, пропускаючи світло через певним чином орієнтований поляризатор.

Компонента електричного вектора в указаному напрямку після введення запізнення ε запишеться у вигляді

$$E(t; \theta, \varepsilon) = E_x \cos \theta + E_y e^{i\varepsilon} \sin \theta, \quad (2.1.13)$$

$$\begin{aligned} I(\theta, \varepsilon) = & \langle E(t; \theta, \varepsilon) E^*(t; \theta, \varepsilon) \rangle = J_{xx} \cos^2 \theta + \\ & + J_{yy} \sin^2 \theta + J_{xy} e^{-i\varepsilon} \cos \theta \sin \theta + \\ & + J_{yx} e^{-i\varepsilon} \cos \theta \sin \theta, \end{aligned} \quad (2.1.14)$$

де J_{xx}, \dots - елементи матриці

$$J = \begin{bmatrix} E_x E_x^* & E_x E_y^* \\ E_y E_x^* & E_y E_y^* \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \langle a_1^2 \rangle & \langle a_1 a_2 \exp[i(\varphi_1 - \varphi_2)] \rangle \\ \langle a_1 a_2 \exp[-i(\varphi_1 - \varphi_2)] \rangle & \langle a_2^2 \rangle \end{bmatrix}. \quad (2.1.15)$$

Діагональні елементи матриці J суттєві і, як бачимо, є інтенсивностями x - та y -компоненти електричного вектора. Відповідно шпур $\text{Sp}J$ нашої матриці (сума її діагональних елементів) дорівнює повній інтенсивності світла

$$\text{Sp}J = J_{xx} + J_{yy} = \langle E_x E_x^* \rangle + \langle E_y E_y^* \rangle. \quad (2.1.16)$$

Недіагональні елементи матриці в загальному випадку комплексні, проте вони спряжені. Така матриця для якої $J_{ij} = J_{ji}^*$ при всіх i та j , називається ермітовою.

Пронормуємо змішаний член J_{xy} і отримаємо

$$\mu_{xy} = |\mu_{xy}| \exp(i\beta_{xy}) = \frac{J_{xy}}{\sqrt{J_{xx} J_{yy}}}. \quad (2.1.17)$$

Тоді із нерівності Шварца випливає

$$|\mu_{xy}| \leq 1. \quad (2.1.18)$$

Комплексний коефіцієнт кореляції μ_{xy} відіграє приблизно таку ж роль, що і комплексний ступінь когерентності. Він служить мірою кореляції між x - та y -компонентами електричного вектора. Модуль $|\mu_{xy}|$ слугує мірою їх «ступеня когерентності», а фаза β_{xy} цього коефіцієнта – мірою їх «ефективної різниці фаз». Матриця J називається матрицею когерентності світлової хвилі. Оскільки J_{xx} та J_{yy} не можуть бути від'ємними, (2.1.17) та (2.1.18) означають, що визначник матриці когерентності невід'ємний, тобто

$$|J| = J_{xx} J_{yy} - J_{xy} J_{yx} \geq 0. \quad (2.1.19)$$

Якщо використати співвідношення $J_{yx} = J_{xy}^*$ і позначити символом Re дійсну частину, то (2.1.19) набуде вигляду

$$\begin{aligned} I(\theta, \varepsilon) &= J_{xx} \cos^2 \theta + J_{yy} \sin^2 \theta + \\ &+ 2 \cos \theta \sin \theta \text{Re}(J_{xy} \exp(-i\varepsilon)) = \\ &= J_{xx} \cos^2 \theta + J_{yy} \sin^2 \theta + \\ &+ 2\sqrt{J_{xx}} \sqrt{J_{yy}} \cos \theta \sin \theta |\mu_{xy}| \cos[\beta_{xy} - \varepsilon], \end{aligned} \quad (2.1.20)$$

При переході від першого до другого рядка використана підстановка (2.1.18).

Як і функції когерентності, елементи матриці когерентності даної хвилі можна визначити шляхом відносно простих експериментів. Потрібно лише визначити інтенсивність для декількох значень θ (орієнтація поляризатора) та ε (запізнення, що зумовлюється компенсатором) і розв'язати відповідні співвідношення, отримані із (2.1.15). Нехай $\{\theta, \varepsilon\}$ визначає результати вимірів, що відповідають визначеній парі значень θ, ε . Зручно використати такі значення

$$\{0^\circ, 0\}, \{45^\circ, 0\}, \{90^\circ, 0\}, \{135^\circ, 0\}, \left\{45^\circ, \frac{\pi}{2}\right\}, \left\{135^\circ, \frac{\pi}{2}\right\}. \quad (2.1.21)$$

Із (2.1.15) випливає, що елементи матриці когерентності виражаються через інтенсивності, які отримуються в результаті вимірів при шести вказаних значеннях у вигляді:

$$\begin{aligned} J_{xx} &= I(0^\circ, 0), \\ J_{yy} &= I(90^\circ, 0), \\ J_{xy} &= \frac{1}{2} \{I(45^\circ, 0) - I(135^\circ, 0)\} + \\ &+ \frac{1}{2} i \{I(45^\circ, \frac{\pi}{2}) - I(135^\circ, \frac{\pi}{2})\}, \\ J_{yx} &= \frac{1}{2} \{I(45^\circ, 0) - I(135^\circ, 0)\} - \\ &- \frac{1}{2} i \{I(45^\circ, \frac{\pi}{2}) - I(135^\circ, \frac{\pi}{2})\}. \end{aligned} \quad (2.1.22)$$

Отже, для визначення J_{xx} , J_{yy} та реальної частини J_{xy} (чи J_{yx}) необхідний лише поляризатор. Величини J_{xx} та J_{yy} можна визначити із вимірів поляризатором, орієнтованим так, щоб пропускати компоненти з азимутами $\theta = 0^\circ$ та $\theta = 90^\circ$ відповідно. Для отримання реальної частини J_{xy} необхідні виміри з поляризатором, спочатку орієнтованим так, що він пропускає компоненту із азимутом $\theta = 45^\circ$, а потім компоненту із азимутом $\theta = 135^\circ$. Для визначення уявної частини J_{xy} (чи J_{yx}) потрібен також, згідно з двома останніми співвідношеннями в (2.1.20), компенсатор, який вносив би різницю фаз у чверть періоду між х- та у-компонентами (наприклад, чвертьхвильова пластинка). Поляризатор при цьому спочатку орієнтований так, що пропускає компоненту із азимутом $\theta = 45^\circ$, а потім – компоненту із азимутом $\theta = 135^\circ$.

Із виразу (2.1.19) відповідно випливає, що два пучки з однаковими матрицями когерентності еквівалентні в тому розумінні, що в ряді аналогічних експериментів із поляризатором і компенсатором отримуються

однакові (усередненні за часом) інтенсивності (дане твердження справедливе тільки в межах квазімонохроматичної теорії).

Розглянемо тепер, як змінюється спостережувана інтенсивність $I(\theta, \varepsilon)$ даної хвилі, коли один із аргументів (θ чи ε) фіксований, а інший – змінюється. Припустимо, що спочатку фіксуємо θ та змінюємо ε . Із (2.1.20) випливає, що інтенсивність при цьому буде змінюватися синусоїдально між значеннями

$$\begin{aligned} (I(\theta, \varepsilon))_{\max} &= J_{xx} \cos^2 \theta + J_{yy} \sin^2 \theta + \\ &+ 2|J_{xy}| \cos \theta \sin \theta, \\ (I(\theta, \varepsilon))_{\min} &= J_{xx} \cos^2 \theta + \\ &+ J_{yy} \sin^2 \theta - 2|J_{xy}| \cos \theta \sin \theta. \end{aligned} \quad (2.1.23)$$

Відповідно,

$$\begin{aligned} \frac{(I(\varepsilon))_{\max} - (I(\varepsilon))_{\min}}{(I(\varepsilon))_{\max} + (I(\varepsilon))_{\min}} &= \\ &= \frac{|J_{xy}| \sin 2\theta}{J_{xx} \cos^2 \theta + J_{yy} \sin^2 \theta}. \end{aligned} \quad (2.1.24)$$

Рівняння (2.1.24) показує інший шлях визначення абсолютного значення J_{xy} (а відповідно, і μ_{xy}). Воно демонструє, що цю величину можна отримати, вимірюючи J_{xx} , J_{yy} , $(I(\varepsilon))_{\max}$ та $(I(\varepsilon))_{\min}$; фазу величини J_{xy} легко знайти, вимірюючи значення ε , при яких спостерігаються максимуми та мінімуми інтенсивності. Так, згідно з (2.1.20),

$$\begin{aligned} I &= (I(\varepsilon))_{\max}, \text{ коли } \varepsilon = \beta_{xy} \pm 2m\pi, \quad (m=0, 1, 2, \dots), \\ I &= (I(\varepsilon))_{\min}, \text{ коли } \varepsilon = \beta_{xy} \pm (2m+1)\pi, \quad (m=0, 1, 2, \dots). \end{aligned} \quad (2.1.25)$$

Щоб визначити, як змінюється інтенсивність при фіксованому ε та змінній θ , зручно переписати (2.1.20) в дещо іншій формі. Легко показати, що

$$I(\theta, \varepsilon) = \frac{1}{2}(J_{xx} + J_{yy}) + R \cos(2\theta - \alpha), \quad (2.1.26)$$

де

$$\begin{aligned} R &= \frac{1}{2} \sqrt{(J_{xx} - J_{yy})^2 + 4J_{xy}J_{yx} \cos^2(\beta_{xy} - \varepsilon)}, \\ \operatorname{tg} \alpha &= \frac{2|J_{xy}| \cos(\beta_{xy} - \varepsilon)}{J_{xx} - J_{yy}}. \end{aligned} \quad (2.1.27)$$

Із (2.1.26) видно, що при зміні θ інтенсивність також змінюється синусоїдально. Її екстремуми дорівнюють

$$\begin{aligned} (I(\theta))_{\max} &= \frac{1}{2}(J_{xx} + J_{yy}) + R, \\ (I(\theta))_{\min} &= \frac{1}{2}(J_{xx} + J_{yy}) - R. \end{aligned} \quad (2.1.28)$$

У правій частині (2.1.28) тільки величина R залежить від ε . Вона досягає максимального значення, коли $\cos^2(\beta_{xy} - \varepsilon) = 1$, тобто коли ε набуває одного із значень, вказаних у (2.1.25). При цьому величина R дорівнює

$$\begin{aligned} (R(\varepsilon))_{\max} &= \frac{1}{2} \sqrt{(J_{xx} - J_{yy})^2 + 4J_{xy}J_{yx}} = \\ &= \frac{1}{2}(J_{xx} + J_{yy}) \sqrt{1 - \frac{4|J|}{(J_{xx} + J_{yy})^2}}. \end{aligned} \quad (2.1.29)$$

де $|J|$ - детермінант (2.1.19) матриці когерентності. Звідси випливає, що абсолютні максимум і мінімум (при зміні θ чи ε) набудуть наступного вигляду:

$$\begin{aligned} (I(\theta, \varepsilon))_{\max} &= \frac{1}{2}(J_{xx} + J_{yy}) \left[1 + \sqrt{1 - \frac{4|J|}{(J_{xx} + J_{yy})^2}} \right], \\ (I(\theta, \varepsilon))_{\min} &= \frac{1}{2}(J_{xx} + J_{yy}) \left[1 - \sqrt{1 - \frac{4|J|}{(J_{xx} + J_{yy})^2}} \right]. \end{aligned} \quad (2.1.30)$$

Відповідно,

$$\begin{aligned} &\frac{(I(\theta, \varepsilon))_{\max} - (I(\theta, \varepsilon))_{\min}}{(I(\theta, \varepsilon))_{\max} + (I(\theta, \varepsilon))_{\min}} = \\ &= \sqrt{1 - \frac{4|J|}{(J_{xx} + J_{yy})^2}}. \end{aligned} \quad (2.1.31)$$

Припускалося, що коливання електричного вектора здійснюється в довільній, але фіксованій прямокутній системі координат xOy . Розглянемо, як змінюється матриця когерентності при зміні положення осей. Нехай у площині, перпендикулярній до напрямку розповсюдження, нова прямокутна система координат $x'Oy'$ вибрана так, що вісь Ox' утворює кут Θ з Ox . У новій системі координат компоненти електричного вектора описуються через E_x, E_y так:

$$\begin{aligned} E_{x'} &= E_x \cos \Theta + E_y \sin \Theta, \\ E_{y'} &= -E_x \sin \Theta + E_y \cos \Theta. \end{aligned} \quad (2.1.32)$$

Елементами трансформованої матриці когерентності J^l слугують

$$J_{k'l'} = \langle E_k | E_{l'} \rangle, \quad (2.1.33)$$

де кожен із індексів k' та l' набуде значення x' і y' . З (2.1.32) та (2.1.33) випливає, що

$$J^l = \begin{bmatrix} J_{xx}c^2 + J_{yy}s^2 + (J_{xy} + J_{yx})cs & (J_{yy} - J_{xx})cs + J_{xy}c^2 - J_{yx}s^2 \\ (J_{yy} - J_{xx})cs + J_{yx}c^2 - J_{xy}s^2 & J_{xx}s^2 + J_{yy}c^2 - (J_{xy} + J_{yx})cs \end{bmatrix}. \quad (2.1.34)$$

де

$$c = \cos \Theta, \quad s = \sin \Theta \quad (2.1.35)$$

Як бачимо, шпур даної матриці є інваріантом відносно обертання системи. Її детермінант також інваріант відносно такого перетворення. Обидва результати впливають із матричної алгебри.

Розглянемо далі форму матриці когерентності для окремих випадків.

2.1.5. Неполаризоване (природне) світло

Світло, з яким ми найчастіше стикаємось у природі, володіє тією властивістю, що інтенсивність будь-якої його компоненти, перпендикулярної до напрямку поширення, однакова. Більше того, на цю інтенсивність зовсім не впливає попереднє взаємне запізнення перпендикулярних один до одного компонент, на які можна розкласти світло. Іншими словами,

$$I(\theta, \varepsilon) = \text{const}. \quad (2.1.36)$$

для всіх значень θ та ε . Таке світло називають повністю неполяризованим; часто його ще називають природнім світлом.

Із (2.1.20) видно, що $I(\theta, \varepsilon)$ не залежить від θ та ε тоді і тільки тоді, коли

$$\mu_{xy} = 0 \quad \text{та} \quad J_{xx} = J_{yy}. \quad (2.1.36A)$$

Перша умова означає, що E_x, E_y взаємно когерентні. На підставі (2.1.17) і виразу $J_{yx} = J_{xy}^*$ умову (2.1.36A) можна переписати у вигляді

$$J_{xy} = J_{yx} = 0, \quad J_{xx} = J_{yy}. \quad (2.1.36B)$$

Звідси, матриця когерентності для неполяризованого світла з інтенсивністю $J_{yy} + J_{xx} = 1$ дорівнює:

$$\frac{1}{2} I \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (2.1.37)$$

2.1.6. Повністю поляризоване світло

Розглянемо спочатку випадок строго монохроматичного світла. Тоді a_1 , a_2 , φ_1 та φ_2 не залежать від часу і матриця когерентності має вигляд

$$\begin{bmatrix} a_1^2 & a_1 a_2 e^{i\delta} \\ a_1 a_2 e^{-i\delta} & a_2^2 \end{bmatrix}, \quad (2.1.38)$$

де

$$\delta = \varphi_1 - \varphi_2. \quad (2.1.39)$$

У випадку, коли детермінант матриці когерентності дорівнює нулю

$$|J| = J_{xx}J_{yy} - J_{xy}J_{yx} = 0, \quad (2.1.40)$$

Тоді для комплексного ступеня когерентності компонент E_x та E_y маємо

$$\mu_{xy} = \frac{J_{xy}}{\sqrt{J_{xx}}\sqrt{J_{yy}}} = e^{i\delta}, \quad (2.1.41)$$

тобто його абсолютне значення дорівнює одиниці (повна когерентність), а фаза визначається як різниця фаз обох компонент.

У спеціальному випадку лінійно поляризованого світла $\delta = m\pi$ ($m=0, \pm 1, \pm 2, \dots$). Відповідно матриця когерентності для лінійно поляризованого світла має вигляд

$$\begin{bmatrix} a_1^2 & (-1)^m a_1 a_2 \\ (-1)^m a_1 a_2 & a_2^2 \end{bmatrix}. \quad (2.1.42)$$

Електричний вектор коливається в напрямку, що задається співвідношенням $\frac{E_y}{E_x} = (-1)^m \frac{a_2}{a_1}$. Тому кожна із матриць

$$I \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix}, \quad I \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (2.1.43)$$

підпорядковані лінійно поляризованому світлу інтенсивності I із електричним вектором, напрямленим по осі x ($a_2=0$) і осі y ($a_1=0$) відповідно. Матриці

$$\frac{1}{2}I \begin{bmatrix} 1 & 1 \\ 1 & 1 \end{bmatrix}, \frac{1}{2}I \begin{bmatrix} 1 & -1 \\ -1 & 1 \end{bmatrix}. \quad (2.1.44)$$

відповідають лінійно поляризованому світлу інтенсивності I із електричним вектором, направленим відповідно під кутами 45° та 135° до осі x ($a_1 = a_2$, $m=0$ та $a_1 = a_2$, $m=1$).

Для світла, що поляризоване по колу $a_1 = a_2$, $\delta = m\pi/2$ ($m=0, \pm 1, \pm 2, \dots$), і, тому, матриця когерентності має вигляд

$$\frac{1}{2}I \begin{bmatrix} 1 & \pm i \\ \pm i & 0 \end{bmatrix}, \quad (2.1.45)$$

де I – інтенсивність світла. Верхній чи нижній знак відповідає правій чи лівій поляризації.

Умова (2.1.40) може виконуватись і для немонохроматичного світла, якщо залежність величин a_1 , a_2 , φ_1 та φ_2 від часу така, що відношення амплітуд та різниця фаз не залежать від останнього, тобто

$$\frac{a_2(t)}{a_1(t)} = q, \quad \delta = \varphi_1(t) - \varphi_2(t) = \chi, \quad (2.1.46)$$

де q та χ – постійні; тоді

$$\left. \begin{aligned} J_{xx} &= \langle a_1^2 \rangle, & J_{yy} &= q \langle a_1^2 \rangle \exp(i\chi), \\ J_{yx} &= q \langle a_1^2 \rangle \exp(-i\chi), & J_{yy} &= q^2 \langle a_1^2 \rangle, \end{aligned} \right\} \quad (2.1.47)$$

умова (2.1.40) виконується. Матриця когерентності із елементами (2.1.47) співпадає з матрицею для строго монохроматичного світла з компонентами

$$E_x = \sqrt{\langle a_1^2 \rangle} \exp\{i[\alpha - 2\pi\tilde{\nu}t]\}, \quad E_y = q\sqrt{\langle a_1^2 \rangle} \exp\{i[-\chi + \alpha - 2\pi\tilde{\nu}t]\}, \quad (2.1.48)$$

де α – довільна постійна. Звідси випливає, що в експерименті з поляризатором і компенсатором поведінка квазімонохроматичної хвилі, що підпорядковується умові (2.1.46), співпадає з поведінкою строго монохроматичної і, відповідно, повністю поляризованої хвилі (2.1.48). (Припускається, що різниця фаз, яка вноситься компенсатором, мала в порівнянні з довжиною когерентності світла, вимірної в одиницях середньої

довжини хвилі). Тому можна стверджувати, що умова (2.1.40) характеризує повністю поляризовану світлову хвилю.

2.1.7. Деякі еквівалентні уявлення. Ступінь поляризації світлової хвилі

При суперпозиції декількох незалежних світових хвиль, що розповсюджуються в одному напрямку, матриця когерентності результуючої хвилі дорівнює сумі матриць когерентності для окремих хвиль. Щоб довести це, розглянемо компоненти електричних векторів (у звичайному комплексному представленні) окремих хвиль $E_x^{(n)}$, $E_y^{(n)}$ ($n=1,2, \dots, N$). Компоненти електричного вектора результуючої хвилі дорівнюють:

$$E_x = \sum_{n=1}^N E_x^{(n)}, \quad E_y = \sum_{n=1}^N E_y^{(n)}, \quad (2.1.49)$$

а значить, елементи матриці когерентності для цієї хвилі визначаються виразами:

$$\begin{aligned} J_{kl} &= \langle E_k E_l^* \rangle = \sum_{n=1}^N \sum_{m=1}^N \langle E_k^{(n)} E_l^{(m)*} \rangle = \\ &= \sum_n \langle E_k^{(n)} E_l^{(n)*} \rangle + \sum_{n \neq m} \langle E_k^{(n)} E_l^{(m)*} \rangle. \end{aligned} \quad (2.1.50)$$

Оскільки припускається, що хвилі незалежні, кожен член останньої суми дорівнює нулю і відповідно,

$$J_{kl} = \sum_n J_{kl}^{(n)}, \quad (2.1.51)$$

де $J_{kl}^{(n)} = \langle E_k^{(n)} E_l^{(n)*} \rangle$ - елементи матриці когерентності n -ї хвилі. Рівняння (2.1.51) показує, що матриця когерентності для складної хвилі дорівнює сумі матриць когерентності для всіх складових хвиль.

Будь-яку квазімонохроматичну хвилю можна розглядати як суму повністю неполяризованої та повністю поляризованої хвиль, не залежних, одна від одної, і, що таке уявлення єдине. Для цього необхідно лише показати, що будь-яку матрицю когерентності O можна в єдиний спосіб представити у вигляді

$$J = J^{(1)} + J^{(2)}, \quad (2.1.52)$$

де у відповідності із (2.1.27) та (2.1.30)

$$J^{(1)} = \begin{bmatrix} A & 0 \\ 0 & A \end{bmatrix}, \quad J^{(2)} = \begin{bmatrix} B & D \\ D^* & C \end{bmatrix}, \quad (2.1.53)$$

причому $A \geq 0$, $B \geq 0$, $C \geq 0$, та

$$BC - DD^* = 0. \quad (2.1.54)$$

Якщо J_{xx}, J_{yy}, \dots , - елементи матриці когерентності, які характеризують вихідну хвилю, то на основі (2.1.52) і (2.1.53) маємо

$$\left. \begin{aligned} A + B &= J_{xx}, & D &= J_{xy}, \\ D^* &= J_{yx}, & A + C &= J_{yy}. \end{aligned} \right\} \quad (2.1.55)$$

Підставляючи (2.1.55) в (2.1.54), отримаємо рівняння для A

$$(J_{xx} - A)(J_{yy} - A) - J_{xy}J_{yx} = 0, \quad (2.1.56)$$

таким чином, A є характеристичним коренем (власним значенням) матриці когерентності J . Два корені рівняння (2.1.56) дорівнюють

$$A = \frac{1}{2}(J_{xx} + J_{yy}) \pm \frac{1}{2}\sqrt{(J_{xx} + J_{yy})^2 - 4|J|}, \quad (2.1.57)$$

де, як і раніше, $|J|$ - визначник (2.1.56). Оскільки $J_{yx} = J_{xy}^*$, добуток $J_{xy}J_{yx}$ невід'ємний та із (2.1.56) випливає, що $|J| \leq J_{xx}J_{yy} \leq \frac{1}{4}(J_{xx} + J_{yy})^2$; значить обидва корені (2.1.57) дійсні та невід'ємні. Розглянемо спочатку розв'язок зі знаком мінус перед квадратним коренем. Маємо

$$A = \frac{1}{2}(J_{xx} + J_{yy}) - \frac{1}{2}\sqrt{(J_{xx} + J_{yy})^2 - 4|J|}, \quad (2.1.58)$$

$$\left. \begin{aligned} A &= \frac{1}{2}(J_{xx} - J_{yy}) + \frac{1}{2}\sqrt{(J_{xx} + J_{yy})^2 - 4|J|}, & D &= J_{xy}, \\ D^* &= J_{yx}, & C &= \frac{1}{2}(J_{xx} - J_{yy}) - \frac{1}{2}\sqrt{(J_{xx} + J_{yy})^2 - 4|J|}. \end{aligned} \right\} \quad (2.1.59)$$

Оскільки $\sqrt{(J_{xx} + J_{yy})^2 - 4|J|} = \sqrt{(J_{xx} - J_{yy})^2 - 4J_{xy}J_{yx}} \geq |J_{xx} - J_{yy}|$, B і C також невід'ємні, як і вимагається. Другий корінь (2.1.57) (зі знаком плюс перед квадратним коренем) дає від'ємні значення B та C , тому його відкинемо. Отже, ми отримали єдиний розклад необхідного вигляду.

Повна інтенсивність хвилі дорівнює

$$I_{повн} = SpJ = J_{xx} + J_{yy}, \quad (2.1.60)$$

а повна інтенсивність поляризованої частини –

$$\begin{aligned}
 I_{\text{повпр}} &= SpJ^{(2)} = B + C = \\
 &= \sqrt{(J_{xx} + J_{yy})^2 - 4|J|}.
 \end{aligned}
 \tag{2.1.61}$$

Відношення інтенсивності поляризованої частини до інтенсивності називається ступенем поляризації P ; згідно з (2.1.60) і (2.1.61) він визначається співвідношення

$$P = \frac{I_{\text{повпр}}}{I_{\text{повн}}} = \sqrt{1 - \frac{4|J|}{(J_{xx} + J_{yy})^2}}.
 \tag{2.1.62}$$

У цьому виразі присутні два інваріанти обертання матриці когерентності, і тому, як і слід очікувати, ступінь поляризації не залежить від вибору осей Ox , Oy . Із (2.1.62) та нерівності, що передує (2.1.58), випливає, що

$$0 \leq P \leq 1.
 \tag{2.1.63}$$

Коли $P=1$, неполяризована компонента відсутня і, відповідно, E_x та E_y взаємно когерентні. Коли $P=0$, відсутня поляризована компонента. Хвиля тоді повністю неполяризована. У цьому випадку $(J_{xx} + J_{yy})^2 = 4|J|$, тобто

$$(J_{xx} + J_{yy})^2 + 4J_{xy}J_{yx} = 0.
 \tag{2.1.64A}$$

Оскільки $J_{yx} = J_{xy}^*$, то знаходимо, що рівна нулю сума квадратів двох величин, а це можливо лише в тому випадку, коли кожна з таких дорівнює нулю, тобто коли

$$J_{xx} = J_{yy} \text{ та } J_{xy} = J_{yx} = 0,
 \tag{2.1.64B}$$

Тоді E_x та E_y взаємно некогерентні ($\mu_{xy} = 0$). У всіх інших випадках ($0 < P < 1$) світло частково поляризоване. Порівняння (2.1.62) та (2.1.21) показує, що величина $\frac{(I(\theta, \varepsilon))_{\max} - (I(\theta, \varepsilon))_{\min}}{(I(\theta, \varepsilon))_{\max} + (I(\theta, \varepsilon))_{\min}}$ точно дорівнює ступеню поляризації P .

Вираз для ступеня поляризації набуває простої форми, коли E_x та E_y взаємно некогерентні (але світло не обов'язково природне). Оскільки в цьому випадку $J_{xy} = J_{yx} = 0$, то $|J| = J_{xx}J_{yy}$ та (2.1.62) переходить в

$$P = \left| \frac{J_{xx} - J_{yy}}{J_{xx} + J_{yy}} \right|.
 \tag{2.1.65}$$

Цей вираз повністю збігається з формулою, що використовується для визначення поляризації природного світла при відбиванні.

Покажемо декілька корисних уявлень природного світла. Матрицю когерентності (2.1.15) для природного світла можна записати у вигляді

$$\frac{1}{2}I \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} = \frac{1}{2}I \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix} + \frac{1}{2}I \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad (2.1.66)$$

а це означає, згідно з (2.1.24), що хвиля природного світла інтенсивності I еквівалентна двом незалежним лінійно поляризованим хвилям із інтенсивністю кожної, яка дорівнює $\frac{1}{2}I$, та електричними векторами, що коливаються у двох взаємно перпендикулярних напрямках, нормальних до напрямку розповсюдження.

Друга корисна уява природного світла має вигляд:

$$\frac{1}{2}I \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} = \frac{1}{4}I \begin{bmatrix} 1 & +i \\ -i & 1 \end{bmatrix} + \frac{1}{2}I \begin{bmatrix} 1 & -i \\ +i & 1 \end{bmatrix}. \quad (2.1.67)$$

Згідно з (2.1.45), воно означає, що хвиля природного світла інтенсивності I еквівалентна двом незалежним циркулярно поляризованим хвилям з інтенсивністю кожної, що дорівнює $\frac{1}{2}I$, причому одна з хвиль поляризована по правому колу, інша – по лівому.

Повертаючись до загального випадку (частково поляризоване світло), зауважимо, що, на відміну від ступеня поляризації, ступінь когерентності $|\mu_{xy}|$ залежить від вибору осей x та y . Проте легко показати, що $|\mu_{xy}|$ не може перевищувати P . Справді, якщо в (2.1.62) запишемо повний вираз детермінанта $|J|$ і використаємо (2.1.16), то

$$1 - P^2 = \frac{J_{xx}J_{yy}}{\left[\frac{1}{2}(J_{xx} - J_{yy})^2 \right]} \left[1 - |\mu_{xy}|^2 \right]. \quad (2.1.68)$$

Так, як середнє геометричне будь-яких двох додатніх чисел не може перевищувати їх середнє арифметичне, то $1 - P^2 \leq 1 - |\mu_{xy}|^2$, тобто

$$|\mu_{xy}| \leq P. \quad (2.1.69)$$

Знак рівності (2.1.69) справедливий лише у випадку, коли $J_{xx} = J_{yy}$, тобто коли інтенсивність (усереднені за часом) x - та y -компонент електричного вектора однакові. Завжди існує пара напрямків, для яких це справедливо.

При обертанні осей x та y в площині, в якій вони лежать, на кут θ проти годинникової стрілки, J_{xx} та J_{yy} переходять відповідно у $J_{x'x'}$ та $J_{y'y'}$ причому на основі (2.1.23)

$$\left. \begin{aligned} J_{x'x'} &= J_{xx} \cos^2 \theta + J_{yy} \sin^2 \theta + (J_{xy} + J_{yx}) \cos \theta \sin \theta, \\ J_{y'y'} &= J_{xx} \sin^2 \theta + J_{yy} \cos^2 \theta - (J_{xy} + J_{yx}) \cos \theta \sin \theta, \end{aligned} \right\} \quad (2.1.70)$$

З (2.1.70) випливає, що $J_{x'x'} = J_{y'y'}$, якщо осі повертаються на кут $\theta = \Theta$, що задається співвідношенням

$$\operatorname{tg} 2\Theta = \frac{J_{yy} - J_{xx}}{J_{xy} - J_{yx}}. \quad (2.1.71)$$

Оскільки $J_{yx} = J_{xy}^*$, а J_{xx} та J_{yy} реальні, то рівняння (2.1.71) завжди мають реальний розв'язок для Θ . Отже, завжди існує пара взаємно ортогональних напрямків, для яких інтенсивності рівні. Для цієї пари напрямків ступінь когерентності $|\mu_{xy}|$ електричних коливань приймає максимальне значення, що дорівнює P – ступінь поляризації хвилі.

2.1.8. Використання методу Джонса для перетворення стовпчиків Максвелла

Поряд з розвинутим вище методом Мюллера існує інший метод обчислень, за допомогою якого можна розв'язувати задачі для повністю поляризованого світла. Цей метод розвинутий Джонсом. У багатьох відношеннях він простіший від методу Мюллера, оскільки в ньому замість матриць 4×4 використовуються матриці 2×2 . Але елементи цих матриць у деяких випадках комплексні, і, крім того, метод Джонса має істотний недолік, оскільки він оперує з величинами, які не можна безпосередньо вимірювати в експерименті. Однак у використовуваних у цьому методі матрицях немає ніяких зайвих елементів, і будь-яка матриця Джонса, що може бути написана, відповідає в принципі фізично реалізованому приладові.

Для багатьох задач поляризаційної оптики обидва методи обчислень однаково придатні. Так, якщо світло лише частково поляризоване, то варто вибрати метод Мюллера; з іншого боку, якщо необхідно врахувати інтерференційні ефекти або в системі використовується когерентне лазерне світло, то метод Джонса більш корисний.

У рамках методу Джонса оперують не з параметрами Стокса, пропорційними інтенсивності пучка, а зі стовпчиком Максвелла, елементи

якого визначають амплітуди і фази поперечних компонентів електричного вектора. При побудові цього методу обчислень будемо вважати, що справедливе таке твердження: для приладів, через які проходить поляризоване світло, компоненти вектора електричного поля променя, що пройшов через прилад, лінійно зв'язані з компонентами вектора електричного поля вихідного променя, і матриця, що зв'язує компоненти променя, що пройшов, з компонентами вихідного променя, дозволяє описати характеристики приладу.

2.1.9. Метод Джонса для монохроматичної хвилі

Будь-які поперечні коливання, які відповідають довільному повністю поляризованому збуренню, можна представити у вигляді вектора Максвелла. Для плоскої хвилі, що поширюється в напрямку осі Oz, електричне поле можна розглядати як дійсну частину комплексного вектора

$$\begin{bmatrix} E_x \\ E_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} H \exp\left\{i\left[\omega\left(t - \frac{z}{c}\right) + \phi_x\right]\right\} \\ K \exp\left\{i\left[\omega\left(t - \frac{z}{c}\right) + \phi_y\right]\right\} \end{bmatrix} \quad (2.1.72)$$

У більшості випадків залежність параметрів променя від часу і координати z можна винести зі стовпчика як скалярний множник. Отже, ми маємо

$$\begin{bmatrix} E_x \\ E_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} H \exp(i\phi_x) \\ K \exp(i\phi_y) \end{bmatrix} \exp\left\{i\omega\left(t - \frac{z}{c}\right)\right\} \quad (2.1.73)$$

Корисне правило для обчислення інтенсивності пучка полягає в наступному: вектор Максвелла множиться зліва на комплексно спряжений йому транспонований вектор – операція, яку іноді називають добутком дужок. При цьому одержуємо

$$I = \begin{bmatrix} E_x^* & E_y^* \end{bmatrix} \begin{bmatrix} E_x \\ E_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} H \exp(-i\phi_x) & K \exp(-i\phi_y) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} H \exp(i\phi_x) \\ K \exp(i\phi_y) \end{bmatrix} = (H^2 + K^2) \quad (2.1.74)$$

Модуль скалярного множника дорівнює одиниці.

Якщо розглядається одна світлова хвиля, іноді можна не враховувати абсолютної фази коливань і задавати її довільно, наприклад, покласти фазу x-компоненти рівну нулю. Крім того, у багатьох випадках немає необхідності враховувати абсолютну амплітуду, при цьому її також можна винести зі стовпчика і записати у вигляді скалярного множника. Для пучка одиничної інтенсивності повинна виконуватися умова $H^2 + K^2 = 1$; отже, можна

записати $H = \cos \theta$ і $K = \sin \theta$. За допомогою цього «нормованого» вектора Максвелла можна записати вираз для вихідної хвилі в такому вигляді

$$\begin{bmatrix} \cos \theta \\ \sin \theta \exp(i\Delta) \end{bmatrix} A \exp\left\{i\omega\left(t - \frac{z}{c}\right)\right\} \quad (2.1.75)$$

Цей вираз містить усе необхідне для опису повністю когерентної плоскої монохроматичної хвилі. Як уже відзначалося, його можна також використовувати для опису частково когерентного випромінювання, однак при цьому необхідно пам'ятати, що амплітуда A і фаза ϕ є випадковими функціями, що залишаються більш-менш постійними лише в обмеженій ділянці простору, вимірюваної як упоперек пучка, так і уздовж напрямку його поширення. Чим вища когерентність, тим більший об'єм цієї ділянки і тим менша, відповідно до принципу невизначеності Гейзенберга, невизначеність вектора імпульсу, зв'язаного з кожним фотоном, класичною мовою — невизначеність довжини хвилі та напрямку поширення.

Експериментально доведено, що при оптичних частотах відгук середовища на вплив електромагнітного поля майже точно лінійний. Зрозуміло, існують і нелінійні оптичні ефекти, але щоб їх спостерігати, необхідно використовувати лазерне джерело світла і працювати при дуже високих напруженостях електричного поля.

Отже, можна очікувати, що коли вектор

$$E_1 = \begin{bmatrix} H_1 e^{i\phi_1} \\ K_1 e^{i\psi_1} \end{bmatrix} \quad (2.1.76A)$$

є стовпчиком Максвелла променя, що входить у деякий поляризаційний прилад, то стовпчик Максвелла променя, що виходить із приладу, можна записати у вигляді вектора E_2 , а саме:

$$E_2 = \begin{bmatrix} H_2 e^{i\phi_2} \\ K_2 e^{i\psi_2} \end{bmatrix} \quad (2.1.76B)$$

де

$$H_2 e^{i\phi_2} = J_{11} H_1 e^{i\phi_1} + J_{12} K_1 e^{i\psi_1}, \quad (2.1.77A)$$

$$K_2 e^{i\psi_2} = J_{21} H_1 e^{i\phi_1} + J_{22} K_1 e^{i\psi_1}. \quad (2.1.77B)$$

Цей вектор можна записати як добуток матриць

$$\begin{bmatrix} H_2 e^{i\phi_2} \\ K_2 e^{i\psi_2} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} J_{11} & J_{12} \\ J_{21} & J_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} H_1 e^{i\phi_1} \\ K_1 e^{i\psi_1} \end{bmatrix} \quad (2.1.78)$$

У загальному випадку чотири елементи квадратної матриці є комплексними числами і залежать тільки від характеристик приладу.

Зауважимо, що в наведених вище виразах для більшої загальності ми використовували два різних фазових кути ϕ і ψ у кожному зі стовпчиків Максвелла. Оскільки нас цікавить стан поляризації променя, істотна лише різниця фаз $\phi - \psi = \Delta$, що може набувати будь-якого значення. Та насправді ніколи не можна бути упевненим у тім, що якщо для вхідного променя фазовий кут $\phi_1 = 0$, то відповідний фазовий кут ϕ_2 x-компоненти променя на виході з приладу також дорівнює нулю. Одразу після того, як стовпчик Максвелла для вхідного променя знайдений, його можна перемножити на будь-який бажаний фазовий множник.

Виходячи з написаного вище рівняння, можна побудувати метод Джонса. Матриця, що складається з чотирьох елементів J_s , називається матрицею Джонса J приладу, так що матричне рівняння в остаточній формі має вигляд $E_2 = J E_1$.

Припустимо, що в нас є два прилади, матриці Джонса яких дорівнюють відповідно J_a і J_b .

Пропустимо пучок світла послідовно через кожний із двох приладів. Нехай вектор Максвелла для вхідного пучка дорівнює E_1 , для пучка на виході першого приладу E_2 і на виході другого приладу E_3 . Тоді, використовуючи наше припущення, можемо написати такі співвідношення

$$E_2 = J_a E_1 \text{ і } E_3 = J_b E_2.$$

Підставляючи перше співвідношення в друге, одержуємо

$$E_3 = J_b (J_a E_1) = (J_b J_a) E_1$$

2.1.10. Експериментальне визначення елементів матриці Джонса і стовпчика Максвелла

Розглянемо тепер методи вимірювання вектора Максвелла для будь-якого пучка світла, поляризованого лінійно, або еліптично, і методи, за допомогою яких можна знайти експериментально матрицю Джонса довільного приладу. Ці методи характеризуються тим, що пучки світла пропускають через прилад, різні поляроїди і фазові пластинки, а потім вимірюють інтенсивність пучка на виході кожного елемента системи.

Спочатку займемося вимірюванням вектора Максвелла. Припустимо, що він визначається виразом

$$\begin{bmatrix} H \\ K \exp(i\Delta) \end{bmatrix} \quad (2.1.79)$$

Отже, інтенсивність рівна

$$\begin{bmatrix} H & k \exp(-i\Delta) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} H \\ K \exp(i\Delta) \end{bmatrix} = H^2 + K^2 \quad (2.1.80)$$

Одиницю вимірювання виберемо так, щоб досліджуваний пучок світла мав одиничну інтенсивність.

Спочатку пропустимо пучок через поляризатор, площина пропускання якого горизонтальна, тобто паралельна осі Ох. Вектор Максвелла для пучка на виході поляризатора дорівнює

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} H \\ K \exp(i\Delta) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} H \\ 0 \end{bmatrix} \quad (2.1.81)$$

Отже, інтенсивність $I_1=H^2$ і відповідно $H=\sqrt{I_1}$, де I_1 - вимірювана інтенсивність пройденого світлового пучка.

Тепер пропустимо вихідний пучок через поляризатор, площина пропускання якого вертикальна (паралельна осі Оу); при цьому вектор Максвелла набуває вигляду

$$\begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} H \\ K \exp(i\Delta) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ K \exp(i\Delta) \end{bmatrix} \quad (2.1.82)$$

Звідси знаходимо, що інтенсивність $I_2=K^2$, тобто $K=\sqrt{I_2}$. Потім нехай пучок проходить через поляризатор, площина пропускання якого складає кут 45° з віссю Ох і розташовується в першому і третьому квадрантах. Для такого поляризатора матриця Джонса записується в такий спосіб

$$\begin{bmatrix} 1/2 & 1/2 \\ 1/2 & 1/2 \end{bmatrix} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} 1 & 1 \\ 1 & 1 \end{bmatrix}, \quad (2.1.83)$$

а вектор Максвелла дорівнює

$$\frac{1}{2} \begin{bmatrix} 1 & 1 \\ 1 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} H \\ K \exp(i\Delta) \end{bmatrix} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} H + K \exp(i\Delta) \\ H + K \exp(i\Delta) \end{bmatrix}. \quad (2.1.83A)$$

Множачи комплексно спряжений транспонований вектор Максвелла на вихідний вектор, знаходимо інтенсивність

$$I_3 = \left(\frac{1}{2}\right)(H^2 + HK\{\exp(i\Delta) + \exp(-i\Delta)\} + K^2). \quad (2.1.84)$$

Далі, пропустимо промінь через поляризатор, площину пропускання якого утворює кут 45° з віссю Ox , але розташовується в другому і четвертому квадрантах, так що $\theta = -45^\circ$. При цьому вектор Максвелла дорівнює

$$\frac{1}{2} \begin{bmatrix} 1 & -1 \\ -1 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} H \\ K \exp(i\Delta) \end{bmatrix} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} H - K \exp(i\Delta) \\ -H + K \exp(i\Delta) \end{bmatrix}, \quad (2.1.85)$$

а інтенсивність дорівнює

$$I_4 = \left(\frac{1}{2}\right)(H^2 - HK\{\exp(i\Delta) + \exp(-i\Delta)\} + K^2) \quad (2.1.86)$$

Отже,

$$\begin{aligned} I_3 - I_4 &= \left(\frac{1}{2}\right)2HK\{\exp(i\Delta) + \exp(-i\Delta)\} = \\ &= HK(\cos\Delta + i\sin\Delta + \cos\Delta - i\sin\Delta) = 2HK \cos\Delta \end{aligned} \quad (2.1.87)$$

Оскільки H і K уже відомі, з цього рівняння одержуємо значення $\cos\Delta$. Однак Δ усе ще може бути і позитивним, і негативним. Тобто, існує невизначеність у знаку різниці фаз. Щоб розв'язати цю невизначеність, знайдемо $\sin\Delta$.

Пропустимо тепер вихідний пучок через чвертьхвильову пластинку, швидка вісь якої горизонтальна. З огляду на те, що для чвертьхвильової пластинки $\delta = 90^\circ$ і що $\theta = 0$, знаходимо матрицю Джонса для чвертьхвильової пластинки

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & -i \end{bmatrix} \quad (2.1.88)$$

відповідний вектор Максвелла визначається в такий спосіб

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & -i \end{bmatrix} \begin{bmatrix} H \\ K \exp(i\Delta) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} H \\ -iK \exp(i\Delta) \end{bmatrix}. \quad (2.1.89)$$

Нехай потім пучок після чвертьхвильової пластинки проходить через поляризатор, площина пропускання якого утворює кут 45° з віссю Ох. При цьому вектор Максвелла визначається виразом

$$\frac{1}{2} \begin{bmatrix} 1 & 1 \\ 1 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} H \\ -iK \exp(i\Delta) \end{bmatrix} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} H - iK \exp(i\Delta) \\ H - iK \exp(i\Delta) \end{bmatrix}, \quad (2.1.90)$$

а інтенсивність пучка на виході дорівнює

$$\begin{aligned} I_5 &= (\frac{1}{2})(H^2 - iHK \{\exp(i\Delta) - \exp(-i\Delta)\} + K^2) \\ &= (\frac{1}{2})(H^2 - 2HK \sin \Delta + K^2) \end{aligned} \quad (2.1.91)$$

Далі пропустимо пучок, що пройшов чвертьхвильову пластинку через поляризатор, площина пропускання якого утворює кут -45° з віссю Ох. Для вектора Максвелла тоді маємо

$$\frac{1}{2} \begin{bmatrix} 1 & -1 \\ -1 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} H \\ -iK \exp(i\Delta) \end{bmatrix} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} H + iK \exp(i\Delta) \\ -H - iK \exp(i\Delta) \end{bmatrix}, \quad (2.1.92)$$

а для інтенсивності знаходимо

$$I_6 = (\frac{1}{2})(H^2 - iHK \{\exp(-i\Delta) - \exp(i\Delta)\} + K^2) = (\frac{1}{2})(H^2 + 2HK \sin \Delta + K^2) \quad (2.1.93)$$

Отже,

$$I_6 - I_5 = 2HK \sin \Delta. \quad (2.1.94)$$

Так ми знайшли величину, що визначає $\sin \Delta$. Записуючи умову $\sin^2 \Delta + \cos^2 \Delta = 1$, знаходимо значення Δ .

Тепер ми повністю визначили вектор Максвелла для вихідного пучка.

При проведенні описаних вище вимірювань необхідно враховувати, що поляризатор ніколи не буває ідеальним, тобто ніколи не пропускає усе світло навіть у тому випадку, коли промінь поляризований у площині пропускання поляризатора. Якщо, наприклад, використовувати поляроїд марки HN32, то струм фотоелемента, отриманий при вимірюванні величин I_1, I_2, \dots, I_6 , буде приблизно на 64% меншим, ніж відповідні теоретичні значення для ідеального поляризатора. Точне значення втрат для даного поляризатора необхідно визначити безпосередньо в процесі вимірювань шляхом пропускання через нього неполяризованого світла і вимірювання пройденної інтенсивності принаймні для двох орієнтацій площини пропускання поляризатора.

Опишемо метод, за допомогою якого можна знайти матрицю Джонса довільного приладу шляхом вимірювання інтенсивності. Припустимо, що матрицю Джонса можна записати у вигляді:

$$J = \begin{bmatrix} J_{11} & J_{12} \\ J_{21} & J_{22} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} X_{11} + iY_{11} & X_{12} + iY_{12} \\ X_{21} + iY_{21} & X_{22} + iY_{22} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{11} \exp(i\theta_{11}) & R_{12} \exp(i\theta_{12}) \\ R_{21} \exp(i\theta_{21}) & R_{22} \exp(i\theta_{22}) \end{bmatrix}. \quad (2.1.95)$$

Елементи матриці Джонса можуть, звичайно, бути комплексними, тому ми записали матрицю Джонса як у декартових, так і в полярних координатах.

1. Пропустимо через прилад лінійно-поляризований пучок світла одиничної інтенсивності, площина поляризації якого рівнобіжна осі Ох. Отже, вектор Максвелла цього вхідного пучка записується у вигляді

$$\begin{bmatrix} 1 \\ 0 \end{bmatrix}. \quad (2.1.96)$$

Після проходження пучка через прилад його вектор Максвелла набуває вигляду

$$\begin{bmatrix} J_{11} & J_{12} \\ J_{21} & J_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} J_{11} \\ J_{21} \end{bmatrix}. \quad (2.1.97)$$

1.1. Пропускаючи потім пучок через поляризатор, площина пропускання якого горизонтальна, одержуємо вектор Максвелла

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} J_{11} \\ J_{21} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} J_{11} \\ 0 \end{bmatrix}. \quad (2.1.98)$$

При цьому інтенсивність пучка на виході відповідає виразу

$$I_2 = J_{11}^* J_{11} = (X_{11} - iY_{11})(X_{11} + iY_{11}) = X_{11}^2 + Y_{11}^2 = R_{11}^2. \quad (2.1.99)$$

1.2. Пучок, що пройшов через прилад, пропустимо тепер через поляризатор, площина пропускання якого вертикальна. При цьому вектор Максвелла набуває вигляду

$$\begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} J_{11} \\ J_{21} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ J_{21} \end{bmatrix}, \quad (2.1.99A)$$

а інтенсивність $I_3 = R_{21}^2$.

2. На прилад падає пучок лінійно-поляризованого світла одиничної інтенсивності, площина поляризації якого паралельна осі Оу, а вектор Максвелла дорівнює

$$\begin{bmatrix} 0 \\ 1 \end{bmatrix}. \quad (2.1.100)$$

На виході цього приладу пучкові відповідає вектор Максвелла

$$\begin{bmatrix} J_{11} & J_{12} \\ J_{21} & J_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} J_{12} \\ J_{22} \end{bmatrix} \quad (2.1.101)$$

2.1. Пучок, що вийшов із приладу, падає потім на поляризатор, площина пропускання якого горизонтальна; при цьому вектор Максвелла для вихідного пучка задається виразом

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} J_{12} \\ J_{22} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} J_{12} \\ 0 \end{bmatrix}. \quad (2.1.102)$$

Інтенсивність $I_4 = R_{12}^2$.

2.2. Тепер пучок, що вийшов із приладу, пропустимо через поляризатор, площина пропускання якого вертикальна, і одержимо відповідний вектор Максвелла для вихідного пучка

$$\begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} J_{12} \\ J_{22} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ J_{22} \end{bmatrix}. \quad (2.1.103)$$

Інтенсивність $I_5 = R_{22}^2$.

Отже, ми знайшли всі чотири елементи матриці Джонса. Залишилося лише знайти фазові кути для цих матричних елементів.

3. Пропустимо тепер через прилад пучок світла одиничної інтенсивності з правою круговою поляризацією; при цьому маємо

$$H = K i H^2 + K^2 = 1,$$

Звідки $H = K = 1/\sqrt{2}$.

Для світла з правою круговою поляризацією $\Delta = \pi/2$, так що $\exp(i\Delta) = i$. Отже, вектор Максвелла для вхідного пучка дорівнює

$$\frac{1}{\sqrt{2}} \begin{bmatrix} 1 \\ i \end{bmatrix}. \quad (2.1.104)$$

На виході з приладу пучок описується вектором Максвелла такого вигляду

$$\frac{1}{\sqrt{2}} \begin{bmatrix} J_{11} & J_{12} \\ J_{21} & J_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 \\ i \end{bmatrix} = \frac{1}{\sqrt{2}} \begin{bmatrix} J_{11} + iJ_{12} \\ J_{21} + iJ_{22} \end{bmatrix}. \quad (2.1.105)$$

3.1. Потім пропустимо пучок через поляризатор, площина пропускання якого горизонтальна, так що вектор Максвелла визначається в такий спосіб

$$\begin{aligned} & \frac{1}{\sqrt{2}} \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} J_{11} + iJ_{12} \\ J_{21} + iJ_{22} \end{bmatrix} = \frac{1}{\sqrt{2}} \begin{bmatrix} J_{11} + iJ_{12} \\ 0 \end{bmatrix} = \\ & = \frac{1}{\sqrt{2}} \begin{bmatrix} (X_{11} + iY_{11}) + i(X_{12} + iY_{12}) \\ 0 \end{bmatrix} = \quad . \\ & = \frac{1}{\sqrt{2}} \begin{bmatrix} (X_{11} - Y_{12}) + i(Y_{11} + X_{12}) \\ 0 \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (2.1.106)$$

Інтенсивність пучка на виході поляризатора одержимо, помноживши цю матрицю на комплексно спряжену їй транспоновану матрицю:

$$I_6 = \left(\frac{1}{2}\right) \left\{ (X_{11} - Y_{12})^2 + (Y_{11} + X_{12})^2 \right\}. \quad (2.1.107)$$

Звідси знаходимо

$$2I_6 = X_{11}^2 - 2X_{11}Y_{12} + Y_{12}^2 + Y_{11}^2 + 2Y_{11}X_{12} + X_{12}^2. \quad (2.1.108)$$

Підставляючи відомі значення I_2 і I_4 , отримуємо

$$\begin{aligned} & \frac{2I_6 - I_2 - I_4}{\sqrt{(I_2 I_4)}} = \frac{2(Y_{12}X_{12} - X_{11}Y_{12})}{R_{11}R_{12}} = \\ & = 2(\sin \theta_{11} \cos \theta_{12} - \cos \theta_{11} \sin \theta_{12}) = 2\sin(\theta_{11} - \theta_{12}) \end{aligned} \quad (2.1.109)$$

Тут ми використовували співвідношення між декартовою і полярною формами запису елементів матриці Джонса.

3.2. Тепер пучок, що на виході приладу пропустимо через поляризатор, площина пропускання якого вертикальна. Тоді для вектора Максвелла маємо

$$\frac{1}{\sqrt{2}} \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} J_{11} + iJ_{12} \\ J_{21} + iJ_{22} \end{bmatrix} = \frac{1}{\sqrt{2}} \begin{bmatrix} 0 \\ J_{21} + iJ_{22} \end{bmatrix}. \quad (2.1.110)$$

Для інтенсивності одержуємо

$$I_7 = \left(\frac{1}{2}\right) \left\{ (X_{21} - Y_{22})^2 + (Y_{21} + X_{22})^2 \right\}. \quad (2.1.111)$$

Отже,

$$\frac{2I_7 - I_3 - I_5}{\sqrt{(I_3 I_5)}} = 2 \sin(\theta_{21} - \theta_{22}). \quad (2.1.111A)$$

(Тут і далі в даному параграфі ми опускаємо велику кількість докладних викладень. Читачеві корисно опрацювати їх самостійно.)

Тепер ми знаємо синуси кутів $(\theta_{11} - \theta_{12})$ і $(\theta_{21} - \theta_{22})$, однак усе-таки залишається деяка невизначеність, оскільки

$$\sin(\pi - \theta) = \sin \theta.$$

Для повного визначення кутів нам потрібно знати також косинуси цих кутів.

4. Пропустимо через прилад пучок лінійно-поляризованого світла одиначної інтенсивності, площина поляризації якого складає кут 45° з віссю Ох. Для цього пучка $H = K = 1/\sqrt{2}$ і $\Delta = 0$ так, що $\exp(i\Delta) = 1$, а його вектор Максвелла дорівнює

$$\frac{1}{\sqrt{2}} \begin{bmatrix} 1 \\ 1 \end{bmatrix}. \quad (2.1.112)$$

Після проходження пучка через прилад його вектор Максвелла набуває вигляду

$$\frac{1}{\sqrt{2}} \begin{bmatrix} J_{11} & J_{12} \\ J_{21} & J_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 \\ 1 \end{bmatrix} = \frac{1}{\sqrt{2}} \begin{bmatrix} J_{11} + J_{12} \\ J_{21} + J_{22} \end{bmatrix}. \quad (2.1.112A)$$

4.1. Нехай пучок світла проходить потім через поляризатор, площина пропускання якого горизонтальна. Вектор Максвелла вихідного пучка визначається виразом

$$\frac{1}{\sqrt{2}} \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} J_{11} + J_{12} \\ J_{21} + J_{22} \end{bmatrix} = \frac{1}{\sqrt{2}} \begin{bmatrix} J_{11} + J_{12} \\ 0 \end{bmatrix}, \quad (2.1.113)$$

а інтенсивність

$$I_8 = \left(\frac{1}{2}\right) \left\{ (X_{11} + X_{12})^2 + (Y_{11} + Y_{12})^2 \right\}. \quad (2.1.114)$$

Використовуючи перетворення, аналогічні наведеним вище, знаходимо

$$\frac{2I_8 - I_2 - I_4}{\sqrt{(I_2 I_4)}} = 2 \cos(\theta_{11} - \theta_{12}). \quad (2.1.115)$$

4.2. Пропустимо тепер промінь, що вийшов із приладу, через поляризатор, площина пропускання якого вертикальна. Тоді для вектора Максвелла маємо

$$\frac{1}{\sqrt{2}} \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} J_{11} + J_{12} \\ J_{21} + J_{22} \end{bmatrix} = \frac{1}{\sqrt{2}} \begin{bmatrix} 0 \\ J_{21} + J_{22} \end{bmatrix}, \quad (2.1.116)$$

а для інтенсивності

$$I_9 = \left(\frac{1}{2}\right) \{(X_{21} + X_{22})^2 + (Y_{21} + Y_{22})^2\} \quad (2.1.117)$$

і

$$\frac{2I_9 - I_3 - I_5}{\sqrt{(I_3 I_5)}} = 2 \cos(\theta_{22} - \theta_{21}). \quad (2.1.118)$$

Тепер ми знаємо повністю кути $(\theta_{11} - \theta_{12})$ і $(\theta_{21} - \theta_{22})$. Варто перевірити результати вимірів, використовуючи той факт, що сума квадратів синусів і косинусів, отриманих у процесі вимірів, повинна приблизно дорівнювати одиниці. Щоб завершити нашу роботу, необхідно визначити зв'язок між цими кутами, тобто нам необхідно одержати співвідношення, що зв'язує кут θ_{11} з кутом θ_{21} , або θ_{22} . Це можна зробити, пропустивши через прилад пучок світла, лінійно-поляризованого в горизонтальній площині так, що (див. п. 1) вектор Максвелла на виході цього приладу запишеться у вигляді

$$\begin{bmatrix} J_{11} \\ J_{21} \end{bmatrix}. \quad (2.1.119)$$

Потім пропустимо цей пучок через поляризатор, площина пропускання якого орієнтована під кутом 45° до осі O_x . Тоді для вектора Максвелла маємо

$$\frac{1}{2} \begin{bmatrix} 1 & 1 \\ 1 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} J_{11} \\ J_{21} \end{bmatrix} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} J_{11} + J_{21} \\ J_{11} + J_{21} \end{bmatrix}. \quad (2.1.120)$$

Нехай тепер пучок світла з виходу приладу падає на інший поляризатор, площина пропускання якого горизонтальна. У цьому випадку вектор Максвелла приймає вигляд

$$\frac{1}{2} \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} J_{11} + J_{21} \\ J_{11} + J_{21} \end{bmatrix} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} J_{11} + J_{21} \\ 0 \end{bmatrix}. \quad (2.1.121)$$

Як і в п. 4.1 або 4.2, для інтенсивності одержуємо

$$I_{10} = \left(\frac{1}{4}\right) \left\{ (X_{11} + X_{21})^2 + (Y_{11} + Y_{21})^2 \right\} \quad (2.1.122)$$

так, що

$$\frac{4I_{10} - I_2 - I_3}{\sqrt{(I_2 I_3)}} = 2 \cos(\theta_{11} - \theta_{21}). \quad (2.1.123)$$

Пропустимо тепер пучок з виходу приладу, вектор Максвелла якого дорівнює

$$\begin{bmatrix} J_{11} \\ J_{21} \end{bmatrix}, \quad (2.1.124)$$

через чвертьхвильову пластинку зі швидкою віссю, розташованою вертикально. На виході цієї пластинки пучок має такий вектор Максвелла

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & i \end{bmatrix} \begin{bmatrix} J_{11} \\ J_{21} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} J_{11} \\ iJ_{21} \end{bmatrix}. \quad (2.1.125)$$

Потім з виходу пластинки направимо пучок на поляризатор, площина пропускання якого орієнтована під кутом 45° до осі Ох. Для вектора Максвелла тоді одержуємо

$$\frac{1}{2} \begin{bmatrix} 1 & 1 \\ 1 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} J_{11} \\ iJ_{21} \end{bmatrix} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} J_{11} + iJ_{21} \\ J_{11} + iJ_{21} \end{bmatrix}, \quad (2.1.126)$$

а для пучка, що пройшов через поляризатор, площина пропускання якого горизонтальна, вектор Максвелла набуде вигляду

$$\frac{1}{2} \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} J_{11} + iJ_{21} \\ J_{11} + iJ_{21} \end{bmatrix} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} J_{11} + iJ_{21} \\ 0 \end{bmatrix}. \quad (2.1.127)$$

Аналогічно тому, як це зроблено в п. 1.3.1 і 1.3.2, для інтенсивності маємо

$$I_{11} = \left(\frac{1}{4}\right) \left\{ (X_{11} - Y_{21})^2 + (Y_{11} + X_{21})^2 \right\} \quad (2.1.128)$$

так, що

$$\frac{4I_{11} - I_2 - I_2}{\sqrt{(I_2 I_3)}} = 2 \sin(\theta_{11} - \theta_{21}). \quad (2.1.129)$$

Кут $(\theta_{11} - \theta_{21})$, таким чином, визначений однозначно, і, отже, відома різниця між θ_{11} і трьома іншими кутами.

2.1.11. Взаємозв'язок між методами розрахунку Джонса і Мюллера

Оскільки і матриця Мюллера, і матриця Джонса описують властивості оптичних пристроїв і для повністю поляризованого світла, результати, отримані тим і іншим методом, завжди співпадають, то між цими двома методами розрахунку повинен існувати тісний зв'язок.

Паркес показав, використовуючи матриці когерентності Вінера, що елементи матриці Мюллера для конкретної системи можна записати через елементи матриці Джонса тієї ж системи.

Мета цього параграфу полягає у тому, щоб показати, що це можна зробити в межах формалізму матриць Джонса і Мюллера. Крім того, ми отримаємо формули зворотного переходу від однієї матриці до другої і знайдемо дійсну та уявну частину матриці Джонса за відомою матрицею Мюллера (за умови, що матриця Мюллера описує фізично реалізований поляризаційний пристрій).

Покажемо, що всі параметри Стокса можна записати через вектор Максвелла і через транспонований йому комплексно спряжений вектор та деякі постійні матриці 2×2 , які ми визначимо в цьому параграфі.

У загальному випадку вектор Максвелла променя записується у вигляді $E = \begin{bmatrix} H \\ K \exp(i\Delta) \end{bmatrix}$. Його транспонований вектор набуває вигляду вектор-рядка $[H \cdot K \exp(i\Delta)]$. Комплексно спряжений йому вектор при цьому дорівнює $[H \cdot K \exp(-i\Delta)]$. (Цей вектор можна назвати ермітово спряженим щодо вектора E . Позначимо його через E).

Тобто, використовуючи матричне множення, маємо

$$\text{а) } E \times E = [H \cdot K \exp(-i\Delta)] \times \begin{bmatrix} H \\ K \exp(i\Delta) \end{bmatrix} = H^2 + K^2$$

оскільки $\exp(i\Delta) \exp(-i\Delta)=1$. Ми отримали перший параметр Стокса променя, тобто I. Далі між \mathbf{E} і E введемо одиничну квадратну матрицю $\begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix}$; назвемо її A_1 . Зрозуміло, що введення матриці A_1 не може вплинути на кінцевий результат розрахунку. Отже, ми можемо записати

$$\mathbf{E} \times A_1 \times E = 1. \quad (2.1.130)$$

б) $\mathbf{E} \times \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & -1 \end{bmatrix} \times E = \mathbf{E} \times \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & -1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} H \\ K \exp(i\Delta) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} H & K \exp(-i\Delta) \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} H \\ -K \exp(i\Delta) \end{bmatrix} = H^2 - K^2 = Q.$

Усе це можна записати у вигляді

$$\mathbf{E} \times A_2 \times E = Q, \quad (2.1.131)$$

де

$$A_2 = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & -1 \end{bmatrix}.$$

в) $\mathbf{E} \times \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ 1 & 0 \end{bmatrix} \times E = \mathbf{E} \times \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ 1 & 0 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} H \\ K \exp(i\Delta) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} H & K \exp(-i\Delta) \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} K \exp(i\Delta) \\ H \end{bmatrix} =$
 $= HK \exp(i\Delta) + HK \exp(-i\Delta) = HK (\cos\Delta + i \sin\Delta + \cos\Delta - i \sin\Delta) = 2 HK \cos\Delta = U.$

Це можна записати у вигляді

$$\mathbf{E} \times A_3 \times E = U, \quad (2.1.132)$$

де

$$A_3 = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ 1 & 0 \end{bmatrix}.$$

г) $\mathbf{E} \times \begin{bmatrix} 0 & -i \\ i & 0 \end{bmatrix} \times E = \mathbf{E} \times \begin{bmatrix} 0 & -i \\ i & 0 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} H \\ K \exp(i\Delta) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} H & K \exp(-i\Delta) \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} -iK \exp(i\Delta) \\ iH \end{bmatrix} =$
 $= -iHK \exp(i\Delta) + iHK \exp(-i\Delta) = HK \{-i (\cos\Delta + i \sin\Delta) + i (\cos\Delta - i \sin\Delta)\} =$
 $= HK \{-i \cos\Delta - i^2 \sin\Delta + i \cos\Delta - i^2 \sin\Delta\} = 2 HK \sin\Delta = V$

(тут ми врахували, що $i^2 = -1$). Запишемо це у вигляді

$$\mathbf{E} \times A_4 \times E = V, \quad (2.1.133)$$

де

$$A_4 = \begin{bmatrix} 0 & -i \\ i & 0 \end{bmatrix}.$$

Наведені рівняння дозволяють представити кожний із чотирьох параметрів Стокса у вигляді „матричного сендвіча”. Три матриці A_2, A_3, A_4 тісно пов’язані зі спіновими матрицями Паулі.

2.1.12. Представлення „матричних сендвічів” через елементи матриць Мюллера і Джонса

Перше рівняння, яке визначає матричні елементи Мюллера, записується у вигляді

$$I_1 = M_{11}I_0 + M_{12}Q_0 + M_{13}U_0 + M_{14}V_0. \quad (2.1.134)$$

Використовуючи вирази з попереднього параграфа, для параметрів Стокса через елементи вектора Максвелла, можемо записати

$$E_1 \times A_1 \times E_1 = (M_{11} \times E_0 \times A_1 \times E_0) + (M_{12} \times E_0 \times A_2 \times E_0) + (M_{13} \times E_0 \times A_3 \times E_0) + (M_{14} \times E_0 \times A_4 \times E_0) = E_0 \times [M_{11}A_1 + M_{12}A_2 + M_{13}A_3 + M_{14}A_4] \times E_0.$$

Підставляючи вирази для A -матриць та спрощуючи перетворення, останнє рівняння можна записати у вигляді

$$E_1 \times A_1 \times E_1 = E_0 \times \begin{bmatrix} M_{11} + M_{12} & M_{13} - iM_{14} \\ M_{13} + iM_{14} & M_{11} - M_{12} \end{bmatrix} \times E_0. \quad (2.1.135)$$

Інші три визначних рівняння для матричних елементів Мюллера отримуються в такому ж вигляді, за винятком нижнього індексу в матриці A_s , що розміщений зліва, та першого нижнього індексу у елементів матриці M_{si} . Отже,

$$E_1 \times A_2 \times E_1 = E_0 \times \begin{bmatrix} M_{21} + M_{22} & M_{23} - iM_{24} \\ M_{23} + iM_{24} & M_{21} - M_{22} \end{bmatrix} \times E_0. \quad (2.1.136)$$

$$E_1 \times A_3 \times E_1 = E_0 \times \begin{bmatrix} M_{31} + M_{32} & M_{33} - iM_{34} \\ M_{33} + iM_{34} & M_{31} - M_{32} \end{bmatrix} \times E_0. \quad (2.1.137)$$

$$E_1 \times A_4 \times E_1 = E_0 \times \begin{bmatrix} M_{41} + M_{42} & M_{43} - iM_{44} \\ M_{43} + iM_{44} & M_{41} - M_{42} \end{bmatrix} \times E_0. \quad (2.1.138)$$

2.1.13. Використання матричних елементів Джонса

Для матриці Джонса визначальним рівнянням є $E_1 = JE_0$. Переходячи до ермітово спряжених матриць в обох частинах цього рівняння, отримуємо

$E_1 = ($ Матриця, ермітово спряжена для JE_0). Далі, транспонований добуток двох співмножників є добутком двох транспонованих співмножників, узятих у зворотному порядку, тобто (Транспонована AB) = (Транспонована B) \times (Транспонована A). Оскільки операція переходу до ермітово спряженої матриці еквівалентна комплексному спряженню транспонованої матриці, то аналогічна теорема має місце і для ермітово спряжених матриць. Отже, (Ермітово спряжена матриця JE_0) = (Ермітово спряжена матриця E_0) \times (Ермітово спряжена матриця J), тобто $E_1 = E_0 \times J$.

Відповідно (підставляючи одиничну матрицю A_1 у відповідності з останніми співвідношеннями), маємо

$$E_1 \times A_1 \times E_1 = (E_0 \times J) \times A_1 \times (J \times E_0) = E_0 \times (J \times A_1 \times J) \times E_0 \quad (2.1.139)$$

(тут ми використали властивість асоціативності матричного множення). Аналогічно можна отримати наступні рівності

$$E_1 \times A_2 \times E_1 = E_0 \times (J \times A_2 \times J) \times E_0 \quad (2.1.140)$$

$$E_1 \times A_3 \times E_1 = E_0 \times (J \times A_3 \times J) \times E_0 \quad (2.1.141)$$

$$E_1 \times A_4 \times E_1 = E_0 \times (J \times A_4 \times J) \times E_0 \quad (2.1.142)$$

2.1.14. Попарне порівняння „матричних сендвичів” у двох методах розрахунку

Ліві частини рівнянь (2.1.135) та (2.1.139) співпадають; відповідно, повинні бути рівні між собою і праві частини. І в тому, і в іншому випадку в правій частині стоїть $E_0 \times$ (Деяка матриця) $\times E_0$. Оскільки обидві праві частини цих рівнянь рівні між собою, то повинні бути рівні і матриці, „затиснуті” між E_0 та E_0 . Те ж саме можна сказати і про „затиснуті” матриці у рівняннях (2.1.136) і (2.1.140), (2.1.137) і (2.1.141), (2.1.138) і (2.1.142).

„Затиснутою” матрицею в рівнянні (2.1.140) є матриця $(J \times A_2 \times J)$. Матриця J отримується транспонуванням матриці J , в якій потім кожний матричний елемент замінюється на відповідний йому комплексно спряжений елемент. Оскільки транспонованою до матриці $J = \begin{bmatrix} J_{11} & J_{12} \\ J_{21} & J_{22} \end{bmatrix}$ є матриця

$$\begin{bmatrix} J_{11} & J_{21} \\ J_{12} & J_{22} \end{bmatrix}, \text{ то}$$

$J = \begin{bmatrix} G_{11} & G_{21} \\ G_{21} & G_{22} \end{bmatrix}$, де елементи G_s визначаються як комплексно спряжені елементи J_s .

Отже, в (2.1.139) „затиснута” матриця має вигляд

$$\begin{bmatrix} G_{11} & G_{21} \\ G_{21} & G_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} J_{11} & J_{12} \\ J_{21} & J_{22} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} G_{11}J_{11} + G_{21}J_{21} & G_{11}J_{12} + G_{21}J_{22} \\ G_{12}J_{11} + G_{22}J_{21} & G_{12}J_{12} + G_{22}J_{22} \end{bmatrix}$$

Кожний елемент останньої матриці тепер можна прирівняти до відповідного йому елементу „затиснутої” матриці в рівнянні (2.1.135).
Відповідно,

$$M_{11} + M_{12} = G_{11}J_{11} + G_{21}J_{21}, \quad (2.1.143)$$

$$M_{13} - i M_{14} = G_{11}J_{12} + G_{21}J_{22}, \quad (2.1.144)$$

$$M_{13} + i M_{14} = G_{12}J_{11} + G_{22}J_{22}, \quad (2.1.145)$$

$$M_{11} - M_{12} = G_{12}J_{12} + G_{22}J_{22}, \quad (2.1.146)$$

Діючи аналогічно з іншими парами „затиснутих” матриць, з рівнянь (2.1.136) та (2.1.140) отримуємо

$$M_{21} + M_{22} = G_{11}J_{11} - G_{21}J_{21}, \quad (2.1.147)$$

$$M_{23} - i M_{24} = G_{11}J_{12} - G_{21}J_{22}; \quad (2.1.148)$$

$$M_{23} + i M_{24} = G_{12}J_{11} - G_{22}J_{21}, \quad (2.1.149)$$

$$M_{21} - M_{22} = G_{12}J_{12} - G_{22}J_{22}; \quad (2.1.150)$$

із рівнянь (2.1.137) та (2.1.141)

$$M_{31} + M_{32} = G_{11}J_{21} + G_{21}J_{11}, \quad (2.1.151)$$

$$M_{33} - i M_{34} = G_{11}J_{22} + G_{21}J_{12}; \quad (2.1.152)$$

$$M_{33} + i M_{34} = G_{12}J_{21} + G_{22}J_{11}, \quad (2.1.153)$$

$$M_{31} - M_{32} = G_{12}J_{22} + G_{22}J_{12}; \quad (2.1.154)$$

із рівнянь (2.1.138) та (2.1.142)

$$M_{41} + M_{42} = i(G_{21}J_{11} - G_{11}J_{21}), \quad (2.1.155)$$

$$M_{43} - i M_{44} = i(G_{21}J_{12} - G_{11}J_{22}); \quad (2.1.156)$$

$$M_{43} + i M_{44} = i(G_{22}J_{11} - G_{12}J_{21}), \quad (2.1.157)$$

$$M_{41} - M_{42} = i(G_{22}J_{12} - G_{12}J_{22}). \quad (2.1.158)$$

2.1.15. Вирази для елементів матриці Мюллера через елементи матриці Джонса

Тепер нескладно виразити матричні елементи Мюллера через матричні елементи Джонса. Для цього потрібно тільки додати або відняти відповідні пари рівнянь, що входять в набір (2.1.143 – 2.1.158). Таким чином,

$$M_{11} = (G_{11}J_{11} + G_{21}J_{21} + G_{12}J_{12} + G_{22}J_{22}) / 2, \quad (2.1.159)$$

$$M_{12} = (G_{11}J_{11} + G_{21}J_{21} - G_{12}J_{12} - G_{22}J_{22}) / 2, \quad (2.1.160)$$

$$M_{13} = (G_{11}J_{12} + G_{21}J_{22} + G_{12}J_{11} + G_{22}J_{21}) / 2, \quad (2.1.161)$$

$$M_{14} = i(G_{11}J_{12} + G_{21}J_{22} - G_{12}J_{11} - G_{22}J_{21}) / 2, \quad (2.1.162)$$

$$M_{21} = (G_{11}J_{11} + G_{12}J_{12} - G_{21}J_{21} - G_{22}J_{22}) / 2, \quad (2.1.163)$$

$$M_{22} = (G_{11}J_{11} + G_{22}J_{22} - G_{21}J_{21} - G_{12}J_{12}) / 2, \quad (2.1.164)$$

$$M_{23} = (G_{12}J_{11} + G_{11}J_{12} - G_{22}J_{21} - G_{21}J_{22}) / 2, \quad (2.1.165)$$

$$M_{24} = i(G_{11}J_{12} + G_{22}J_{21} - G_{21}J_{22} - G_{12}J_{21}) / 2, \quad (2.1.166)$$

$$M_{31} = (G_{11}J_{21} + G_{22}J_{11} + G_{12}J_{12} + G_{22}J_{12}) / 2, \quad (2.1.167)$$

$$M_{32} = (G_{11}J_{21} + G_{21}J_{11} - G_{12}J_{22} - G_{22}J_{12}) / 2, \quad (2.1.168)$$

$$M_{33} = (G_{11}J_{22} + G_{21}J_{12} + G_{12}J_{21} + G_{22}J_{11}) / 2, \quad (2.1.169)$$

$$M_{34} = i(G_{11}J_{22} + G_{21}J_{12} - G_{12}J_{21} - G_{22}J_{11}) / 2, \quad (2.1.170)$$

$$M_{41} = i(G_{21}J_{11} + G_{22}J_{12} - G_{11}J_{21} - G_{12}J_{22}) / 2, \quad (2.1.171)$$

$$M_{42} = i(G_{21}J_{11} + G_{12}J_{22} - G_{11}J_{21} - G_{22}J_{12}) / 2, \quad (2.1.172)$$

$$M_{43} = i(G_{21}J_{12} + G_{22}J_{11} - G_{11}J_{22} - G_{12}J_{21}) / 2, \quad (2.1.173)$$

$$M_{44} = (G_{22}J_{11} + G_{11}J_{22} - G_{12}J_{21} - G_{21}J_{12}) / 2. \quad (2.1.174)$$

Ці вирази повністю співпадають з виразами Паркера.

2.1.16. Одержання виразів для елементів матриці Джонса через елементи матриці Мюллера

Елементи матриці Джонса в загальному випадку є комплексними, і необхідно знаходити вирази як для дійсної, так і для уявної частини цих елементів. При виведенні виявляється зручним користуватися полярним представленням комплексних матричних елементів, тобто комплексне число, наприклад, $X + iY$, записувати у вигляді $R \exp(i\theta)$, де $R = \sqrt{X^2 + Y^2}$, а $\operatorname{tg}\theta = Y/X$. Відповідно, $G_{11}J_{11} = \{R_{11} \exp(-i\theta_{11})\} \times \{R_{11} \exp(i\theta_{11})\} = R_{11}^2$ і т.д.

Додаючи рівняння (2.1.143) і (2.1.147), маємо

$$M_{11} + M_{21} + M_{12} + M_{22} = 2G_{11}J_{11} = 2R_{11}^2.$$

Відповідно,

$$R_{11} = \{(M_{11} + M_{21} + M_{12} + M_{22})/2\}^{\frac{1}{2}}. \quad (2.1.175)$$

Аналогічно, віднімаючи (2.1.147) із рівняння (2.1.143), отримуємо

$$R_{21} = \{(M_{11} + M_{12} - M_{21} - M_{22})/2\}^{\frac{1}{2}}. \quad (2.1.176)$$

Додаючи рівняння (2.1.146) і (2.1.150), маємо

$$R_{12} = \{(M_{11} - M_{12} + M_{21} - M_{22})/2\}^{\frac{1}{2}}. \quad (2.1.177)$$

Віднімаючи (2.1.150) від (2.1.146), отримуємо

$$R_{22} = \{(M_{11} - M_{12} - M_{21} + M_{22})/2\}^{\frac{1}{2}}. \quad (2.1.178)$$

Отже, ми знайшли модулі матричних елементів Джонса. Що стосується аргументів, то достатньо визначити різниці між одним з них, вибраних довільно, та іншими трьома аргументами. Справа в тому, що збільшення на одну й ту ж величину аргументів усіх чотирьох елементів матриці Джонса означає лише додавання цієї величини до ωt у правих частинах рівнянь (2.1.130) і (2.1.131), тобто введення додаткової фази Φ ніяк не впливає на інтенсивності.

Додаючи рівняння (2.1.161) і (2.1.165), маємо

$$\begin{aligned} M_{13} + M_{23} &= G_{11}J_{12} + G_{12}J_{11} = \\ &= R_{11}R_{12}[\exp(-i\theta_{11})\exp(i\theta_{12})] + \\ &+ R_{12}R_{11}[\exp(-i\theta_{12})\exp(i\theta_{11})] = \\ &= R_{11}R_{12} \{ \exp[i(\theta_{11} - \theta_{12})] + \exp[-i(\theta_{11} - \theta_{12})] \} = \\ &= R_{11}R_{12} 2 \cos(\theta_{11} - \theta_{12}) \end{aligned}$$

Відповідно,

$$\begin{aligned} \cos(\theta_{11} - \theta_{12}) &= \frac{M_{13} + M_{23}}{2R_{11}R_{12}} = \\ &= \frac{M_{13} + M_{23}}{\left[(M_{11} + M_{21})^2 - (M_{12} + M_{22})^2\right]^{\frac{1}{2}}}, \end{aligned} \quad (2.1.178)$$

де замість R_{11} і R_{12} ми підставили їх вирази (2.1.175) і (2.1.177). Додаючи (2.1.162) і (2.1.166), маємо

$$\begin{aligned} M_{14} + M_{24} &= i(G_{11}J_{12} - G_{12}J_{11}) = \\ &= iR_{11}R_{12}[\exp(-i\theta_{11})\exp(i\theta_{12}) - \exp(-i\theta_{12})\exp(i\theta_{11})] = \\ &= iR_{11}R_{12}\{\exp[i(\theta_{12} - \theta_{11})] - \exp[-i(\theta_{12} - \theta_{11})]\} = \\ &= iR_{11}R_{12}2i\sin(\theta_{12} - \theta_{11}) = 2R_{11}R_{12}\sin(\theta_{11} - \theta_{12}) \end{aligned}$$

звідки знаходимо

$$\sin(\theta_{11} - \theta_{12}) = \frac{M_{14} + M_{24}}{\left[(M_{11} + M_{21})^2 - (M_{12} + M_{22})^2\right]^{\frac{1}{2}}}. \quad (2.1.179)$$

Щоб повністю визначити кут в інтервалі від 0 до 2π , достатньо знати лише $\sin(\theta_{11} - \theta_{12})$ і $\cos(\theta_{11} - \theta_{12})$.

Комбінуючи у відповідний спосіб рівняння (2.1.169 – 2.1.174), можна в такий же спосіб знайти вирази для синусів і косинусів від різниць між θ_{11} і двома іншими аргументами матричних елементів Джонса. Додаючи (2.1.167) і (2.1.168), отримуємо

$$\cos(\theta_{21} - \theta_{11}) = \frac{M_{31} + M_{32}}{\left[(M_{11} + M_{12})^2 - (M_{21} + M_{22})^2\right]^{\frac{1}{2}}}, \quad (2.1.180)$$

а шляхом додавання рівнянь (2.1.170) і (2.1.172) знаходимо

$$\sin(\theta_{21} - \theta_{11}) = \frac{M_{41} + M_{42}}{\left[(M_{11} + M_{12})^2 - (M_{21} + M_{22})^2\right]^{\frac{1}{2}}}. \quad (2.1.181)$$

Додавання рівнянь (2.1.169) і (2.1.174) дає

$$\cos(\theta_{11} - \theta_{22}) = \frac{M_{33} + M_{44}}{\left[(M_{11} + M_{22})^2 - (M_{21} + M_{12})^2\right]^{\frac{1}{2}}}, \quad (2.1.182)$$

а віднімання (2.1.168) із рівняння (2.1.171)

$$\sin(\theta_{22} - \theta_{11}) = \frac{M_{43} - M_{34}}{[(M_{11} + M_{22})^2 - (M_{21} + M_{12})^2]^{\frac{1}{2}}}. \quad (2.1.183)$$

У всіх десяти рівняннях (2.1.174 – 2.1.183) потрібно брати додатні значення кореня квадратного, які являють собою величини R_{ij} .

При користуванні формулами перетворення необхідно дотримуватися деякої обережності, оскільки матриця Мюллера з її шістнадцятьма дійсними елементами не завжди може бути виражена через матрицю Джонса, яка містить лише чотири дійсних і чотири уявних елементи.

Можна показати, що для будь-якої матриці Джонса, яка тільки може бути виписаною, існує фізично реалізований поляризаційний пристрій, і відповідна йому матриця Мюллера.

З іншого боку, якщо шістнадцять довільно виписаних чисел утворюють матрицю Мюллера, то може виявитися, що неможливо розв'язати рівняння (2.1.174 – 2.1.183), не отримавши уявних значень для величин, які за визначенням повинні бути дійсними, тобто для величин R і різниць фаз θ .

Навіть у випадку, коли всі підкорінні вирази додатні, рівняння можуть передбачити неприпустимі пари значень для косинусів і синусів, сума квадратів яких не дорівнює одиниці. Так відбувається, наприклад, якщо розглядається матриця Мюллера для „ідеального деполяризатора”, в якого $M_{11} = 1$, а всі інші елементи дорівнюють нулю. Без процесу усереднення за часом деполяризувати хвилю неможливо; прилад фізично не реалізується, і для нього не існує матриці Джонса.

Розділ 2.2. СТАТИСТИЧНИЙ І ФРАКТАЛЬНИЙ ПІДХОДИ В ЗАДАЧАХ ЛАЗЕРНОЇ ДІАГНОСТИКИ ШАРІВ БІОЛОГІЧНОГО ПОХОДЖЕННЯ

2.2.1. АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД

Історично фазово-неоднорідні шари (ФНШ), як об'єкти оптичних досліджень поділялися на дві основні групи:

- поверхнево-розсіюючі (шорсткі поверхні (ШП) органічного та неорганічного походження);
- об'ємно-розсіюючі (суспензії частинок різної форми, тверді шари із вкрапленнями оптично-неоднорідних частинок).

Для дослідження структури таких об'єктів використовуються три основні групи методів:

- спектрофотометричні, що базуються на аналізі просторових (часових) змін інтенсивності оптичного випромінювання розсіяного ШП;
- поляриметричні, що використовують матрицю когерентності світлових коливань та базуються на аналізі ступені поляризації як функції кореляції між комплексними ортогональними компонентами світлових коливань в одній точці поля розсіяного випромінювання.
- кореляційні, що базуються на аналізі ступеня кореляції J між паралельними компонентами поляризації світлових коливань в різних точках об'єктного поля.

В результаті застосування таких методів одержується інформація про ФНШ у вигляді спектральних розподілів інтенсивностей, поляризацій (азимутів та еліптичностей світлових коливань) та фаз їх об'єктних полів. Як правило, сукупність таких характеристик об'єктного поля ФНШ аналізується в рамках статистичного підходу. Для поверхнево-розсіюючих об'єктів (шорстких поверхонь – ШП) такий підхід базується на описанні структури об'єкту сукупністю статистичних моментів висот мікронерівностей. Вимірюваними параметрами є сукупність статистичних амплітудно-фазових моментів об'єктного поля й відповідних автокореляційних функцій та спектрів потужності.

В результаті циклу експериментальних досліджень слабошорстких ШП (дисперсія фази $\sigma^2_\phi \ll 1$), в межах наближення випадкового фазового екрану (ВФЕ), проілюстрована ефективність статистичного підходу в оцінці статистичних параметрів (середнє, дисперсія, асиметрія та ексцес функції розподілу висот) нерівностей таких поверхонь. Так, знаючи кореляційні моменти фази ВФЕ (до четвертого порядку включно), можна для об'єктів даного типу з достатньою точністю апроксимувати характеристичну функцію, виразивши її через моменти чи кумулянти. За допомогою оберненого фур'є-перетворення можна отримати функцію розподілу висот ШП.

Методи оптики спеклів дозволяють отримати інформацію про ШП шляхом вимірювання контрасту відповідної спекл-картини. Аналіз статистичних характеристик плямистого поля базується на методі випадкових незалежних вкладів, запропонованому в і гаусівській статистиці поля. Такий підхід виявився ефективним у діагностиці не тільки середньостатистичних висот мікронерівностей, але й у визначенні макропараметрів ШП – її форми, кривизни поверхні.

Кроком, який розширив діагностику не тільки геометричних, але й оптичних параметрів ШП, стало врахування, окрім амплітудно-фазової структури, статистики поляризаційної структури їх об'єктного поля. В [7,8,59,63] було вперше показано, що поле розсіяного лазерного випромінювання є поляризаційно структурним, а явище його деполіризації являє ефект статистичного усереднення станів поляризації локальних спеклів. Подальші дослідження в цьому напрямку удосконалили модель ШП як „генератора” статистично-розподілених типів і форм поляризації

когерентного випромінювання. Це дозволило експериментально дослідити статистику розподілів азимутів та еліптичностей поляризації. На основі цього у наближенні гаусового розподілу висот мікронерівностей визначена функція розподілу кутів їх нахилу. Дослідження статистичної структури поляризаційно-неоднорідних об'єктних полів ШП дозволили встановити взаємозв'язки між розподілами азимутів і еліптичностей поляризації спеклів та розподілом величини двопронезаломлення речовини ШП.

Таким чином, запропонований та експериментально апробований статистичний підхід у комплексі фотометричних, поляризаційних та кореляційних досліджень поверхнево-розсіюючих ФНШ виявився ефективним при розробці та реалізації низки методів дистанційної, неруйнівної діагностики висотно-кутової структури мікрорел'єфу ФНШ та вивченні оптичної анізотропії їх речовини.

З іншого боку, об'єктами таких досліджень є поверхнево-розсіюючі шари різних типів, але переважно неорганічного походження - шорсткі поверхні діелектриків, металів, напівпровідників і т.ін.

На даний час відома незначна кількість робіт, присвячених аналізу процесів світлорозсіяння фазово-неоднорідними поверхнями біологічного походження. Тому можна вважати актуальним подальший розвиток методів оптичної діагностики більш широкого кола об'єктів такого типу із застосуванням статистичного підходу, - шорсткі поверхні шкіри, інших біологічних тканин. Основою такого розвитку може стати розширення набору діагностичних параметрів - урахування не тільки сукупності амплітудно-фазових статистичних моментів об'єктного поля, але й сукупності поляризаційних статистичних моментів, які характеризують розподіли азимутів і еліптичностей поляризації світлових коливань. Реалізація такого статистичного підходу об'єктивно потребує розробки більш повних комплексних моделей взаємодії лазерного випромінювання з ФНШ, які враховують не тільки параметри їх геометричної структури, але й оптичні та анізотропні властивості, як їх поверхневої так і об'ємної складової.

До останнього часу для аналізу процесів взаємодії оптичного випромінювання з об'ємно-розсіюючими біологічними об'єктами переважно застосовують теорію переносу випромінювання (ТПВ) та методи Монте Карло.

ТПВ справедлива для ансамбля достатньо віддалених один від одного розсіювачів і з успіхом застосовується для розв'язку низки практичних завдань з оптики – розрахунок просторового розподілу інтенсивності на різних глибинах ФНШ; визначення за розмірами ансамблів розсіюючих частинок; визначення оптичних параметрів (коефіцієнти розсіяння та поглинання ФНШ, показники заломлення речовини його розсіюючих центрів) ФНШ та ін.

Основне стаціонарне рівняння ТПВ для монохроматичного світла має вигляд

$$\frac{\partial I(r, \mathbf{s})}{\partial \mathbf{s}} = -\mu_t I(r, \mathbf{s}) + \frac{\mu_s}{4\pi} \int_{4\pi} I(r, \mathbf{s}') p(\mathbf{s}, \mathbf{s}') d\Omega', \quad (2.2.1)$$

де $I(r, \mathbf{s})$ - променева інтенсивність в точці r в напрямку \mathbf{s} ; $p(\mathbf{s}, \mathbf{s}')$ - фазова функція розсіювання; $d\Omega'$ - одиничний тілесний кут в напрямку \mathbf{s}' ; $\mu_s / \mu_t \equiv \Lambda$ - альbedo одиничного розсіювача.

Прямі розв'язки рівняння (2.2.1) є складними для аналізу особливостей розповсюдження світла в розсіюючих біологічних середовищах. Тому широкого застосування набули більш прості методи його розв'язку: двопотокова модель Кубелки-Мунка, трьох-, чотирьох- та семипотокові моделі. Проте, простота й можливість дуже швидких розрахунків дози випромінювання або швидкого визначення оптичних параметрів (розв'язок оберненої задачі розсіювання) супроводжуються зниженням точності.

Для розв'язку таких задач перспективним є метод Монте Карло, що широко застосовується для чисельного розв'язання рівняння ТПВ в різноманітних галузях знань (астрофізиці, оптиці атмосфери й океану і т.ін.). Даний метод базується на чисельному моделюванні траєкторії фотонів в розсіюючому середовищі. Випадкове блукання фотонів в середині зразка відстежується від точки входу у зразок до їх поглинання або виходу із зразка. Застосування методу Монте Карло базується на використанні макроскопічних оптичних властивостей середовища, які передбачаються однорідними в межах невеликих об'ємів середовища. Таке моделювання в спектрофотометричному аспекті дозволяє одержати статистичні розподіли інтенсивності, розсіяного об'єктом випромінювання.

Більш повну, додаткову інформацію про структуру об'ємнорозсіюючого об'єкту дає врахування векторного характеру лазерного випромінювання. Так, врахування поляризації випромінювання розширило можливості методу Монте Карло в аспекті описання процесів світлорозсіяння оптично анізотропними фібрилами біологічних тканин (БТ). Був розроблений алгоритм Монте Карло для дослідження й аналізу багатократного розсіяння світла в турбулентному середовищі з двоприменезаломленням. На основі цього отримані просторові розподіли Мюллер-матричних елементів, ступеня поляризації та параметрів Стокса для оптично анізотропних фібрил БТ.

Такий підхід дозволив визначити статистичні взаємозв'язки не тільки між параметрами поглинання та розсіювання речовиною ФНШ, але й між поляризаційними характеристиками об'єктного поля та оптичною анізотропією біологічних тканин. Отримані на основі цього дані про двоприменезаломлення речовини БТ, в практичному плані, слугують основою для розробки нового напрямку лазерної поляриметричної діагностики оптико-геометричної побудови архітекtonіки БТ для клінічної диференціації їх фізіологічного стану.

Поряд із статистичними підходами за останні 5-10 років в оптичній діагностиці геометричної структури ФНШ почали використовуватись методи фрактального аналізу. Історично їх виникнення можна пов'язати із основами

фрактальної геометрії, що були розроблені Мандельбротом в 1975 році, який показав, що фрактальний аналіз може бути використаний для описання багатьох природних явищ, включаючи діагностику структури мікрогеометрії фазово-неоднорідних поверхонь.

Інтерес до фрактальних поверхонь, як до таких що мають властивість самоподібності та тонку структуру в доволі малих масштабах, з'явився із виходом статті в якій було показано, що квадратичний член шорсткості поверхні, як функція від довжини хвилі в логарифмічних шкалах утворює пряму лінію. Розвитком цієї роботи стала концептуальна праця, присвячена аналізу властивостей двомірних фрактальних структур, на прикладі шорстких поверхонь з передфрактальними властивостями. Головним результатом такого підходу стала розробка принципів якісної класифікації таких поверхнево розсіюючих структур. В основу покладено фізичний принцип, згідно якого спектральна густина відповідної флукуаційної компоненти розподілу висот мікронерівностей в діапазоні частот, що відповідає прояву в об'єкта фрактальних властивостей, демонструє обернений степеневий характер залежності з ростом частоти f_x

$$S(f_x) = K_n / f_x^n ; 1 < n < 3. \quad (2.2.2)$$

Тут замість традиційних параметрів шорсткості: середньоквадратичного значення висоти σ_n та радіуса кореляції l_n , введені фрактальні параметри: спектральна сила K_n та спектральний індекс n . Підставою для такої заміни є експериментальні факти, які показують, що для шорстких поверхонь типу фрактальних, зміна роздільної здатності вимірювального інструменту приводить до значної зміни статистичних параметрів, що характеризують їх мікрогеометрію. Так зменшення діаметру скануючого щупа механічного профілометра, приводить до збільшення значення вимірюваної дисперсії висоти.

Особливістю фрактальних ШП є те, що спектр потужності неоднорідностей фрактальної ШП в логарифмічному масштабі має лінійний характер (стабільний нахил). З нахилу спектру потужності, отриманого фур'є-перетворенням кореляційної функції рельєфу поверхні визначається значення фрактальної розмірності. Звідси впливає критерій фрактальності поверхні (розподілу) – розподіл є фрактальним у випадку, якщо спектр потужності його неоднорідностей має стабільний нахил в межах 2-3 декад розмірів його структурних елементів.

Для аналізу процесів взаємодії оптичного випромінювання застосовують модель Восса. Фрактальна поверхня будується за допомогою алгоритму послідовних випадкових додавань. Згідно із цим алгоритмом, поверхня будується у вигляді квадратної сітки із стороною одиничної довжини а кількістю точок на стороні, рівній $2^n + 1$, де n - кількість кроків (циклів) в процедурі моделювання. Далі моделюються висоти як незалежні

гаусівські випадкові числа з нульовим середнім та дисперсією, яка зменшується з ростом циклу процедури моделювання

$$\sigma_n^2 = (1/\sqrt{2})^{2nH} \sigma_0^2 \quad (2.2.3)$$

де σ_0^2 - початкова дисперсія випадкових додавань; H - показник Херста.

З точки зору завдань біомедичної оптики, перспективною є можливість діагностики та класифікації шорстких поверхонь біологічних об'єктів на фрактальні або статистичні за дослідженням поля дифрагованого випромінювання. Самостійний інтерес представляє дослідження фрактальних властивостей полів, розсіяних такими поверхнями.

Слід зазначити, що фрактали описують багато фізичних й природних явищ: зазвичай це явища росту, агрегації, кристалізації фазово-неоднорідних речовин, які приводять до формування самоподібних структур. В якості одного з прикладів таких об'єктів можуть слугувати різноманітні об'ємно-розсіяючі біологічні тканини (БТ).

2.2.2. ОПТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ МОРФОЛОГІЧНОЇ БУДОВИ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

Загальною особливістю морфологічного формування БТ всіх типів є процеси необмеженого росту. В результаті утворюється структурована двокомпонентна структура, що складається з ієрархічної побудованої фібрилярної (ниткоподібної) позаклітинної матриці, яка містить різного роду клітинні утворення. За таким принципом БТ поділяють на три основні групи.

Сполучна тканина визначається як тканина у якій кількість позаклітинної матриці займає більшу частину ніж клітинний компонент. Сполучні тканини включають хрящі, сухожилля, зв'язки, матрицю кістки, а також це є шкіра, кров, лімфа. Шкіра – приклад щільної сполучної тканини, волокна якої можуть вільно переплітатися чи щільно упаковуватися в певній послідовності або хаотично.

Епітеліальна тканина складається із пластових клітин, які знаходяться між зовнішніми та внутрішніми поверхнями тіла (органу). Епітеліальні тканини виконують роль своєрідної покриваючої „шкіри” легень, кишечнику, кровоносних судин тощо.

М'язова тканина. Позаклітинна матриця такої БТ являє собою структуровану систему, що складається з сукупності протеїнових пучків, утворених оптично ізотропним актином та анізотропним міозином.

Позаклітинна матриця (архітектоніка) всіх типів БТ утворена ниткоподібними протеїновими (колагени, міозин, еластин і т.ін) ієрархічно побудованими фібрилами. Геометрична структура фібрил дискретна й самоподібна в межах широкого діапазону оптичних розмірів $0,5\mu\text{m} - 2000\mu\text{m}$ (див. Рис.2.2.1).

Таким чином, можна припустити, що морфологічна структура розглянутих типів біологічних об'єктів цілком імовірно володіє самоподібною, а можливо і фрактальною геометрією. Цей факт підтверджують дослідження фрактальної структури сітки трабекул та остеонів, які формують кісткову тканину, а також деяких біологічних систем (кровеносна судинна система мозку, бронхіальне дерево і т.ін.).

З оптичної точки зору проаналізована вище просторово-кутова геометрія архітекtonіки БТ різних типів у багатьох аспектах подібна до „заморожених” оптично одноосних рідких кристалів.

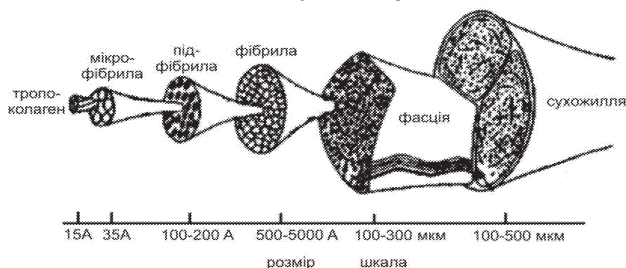


Рис. 2.2.1. – Ієрархічна структура сухожилля.

Архітекtonічні сітки БТ формуються в результаті плоского та об'ємного твіст-ефектів (Рис. 2.2.2).



Рис. 2.2.2. – Плоский та об'ємний твіст ефекти, які формують архітекtonічну структуру БТ.

Такий підхід використаний в 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 двоприменезаломлюючими протеїновими (колагенові білки, міозин) фібрилами. Властивості кожної окремої фібрили моделюються оптично одноосним кристалом, напрямком осі якого співпадає з напрямком укладання в площині біотканини, а показник двоприменезаломлення визначається її речовиною. Більш високим рівнем організації БТ є позаклітинна матриця, утворена різноорієнтованими протеїновими двоприменезаломлюючими пучками. Аналітичне описання процесів світлорозсіюння БТ різних типів здійснюється на основі застосування матриці Мюллера для оптично одноосних структур

$$\{Q\} = \begin{pmatrix} 1; & 0; & 0; & 0; \\ 0; & (\sin^2 \frac{\delta}{2} \cdot \cos 2\rho + \cos^2 \frac{\delta}{2}); & (0,5 \sin 4\rho \sin^2 \frac{\delta}{2}); & (-\sin 2\rho \sin \delta); \\ 0; & (0,5 \sin 4\rho \sin^2 \frac{\delta}{2}); & (-\sin^2 \frac{\delta}{2} \cdot \cos 2\rho + \cos^2 \frac{\delta}{2}); & (\cos 2\rho \sin \delta); \\ 0; & (\sin 2\rho \sin \delta); & (-\cos 2\rho \sin \delta); & (2\cos^2 \frac{\delta}{2} - 1); \end{pmatrix} \cdot \quad (2.2.4)$$

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, сполучна і м'язова тканини, тканини репродуктивної сфери жінки – міометрій).

Знайдено, за умови одноразового розсіюння, взаємозв'язки між величинами азимутів, еліптичностей поляризації світлових коливань об'єктного поля та напрямком укладання фібрил та їх анізотропією. Це дозволило розробити метод візуалізації архітектонічної структури БТ та впровадити статистичний аналіз координатних розподілів поляризаційних параметрів полів розсіюного 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. На основі цього запропоновані критерії статистичної поляризаційної диференціації фізіологічних станів структурованих БТ.

Проаналізовані роботи 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 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. На основі цього розроблений метод стоксполяриметричної диференціації виникнення паталогічних змін архітектоніки 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. В результаті була одержана нова інформація про структуру БТ у вигляді фазових та орієнтаційних томограм їх архітектоніки.

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 (сполучна і кісткова тканина).

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 архітектоніки 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 (контрастоване зображення); поляризаційних мап та Мюллер-матричних зображень (поляризаційні образи БТ). Відповідно цьому лазерна поляриметрія потребує подальшої розробки методів неруйнівної макродіагностики оптико-геометричної побудови багатопшарових БТ шляхом удосконалення існуючих методів їх поляризаційно-інтерференційного картографування та розробки нових методів Мюллер-матричної реконструкції архітектоніки БТ з використанням комплексного статистичного і фрактального аналізу її поляризаційно-неоднорідних Мюллер-матричних зображень (ММЗ).

З іншого боку, за останнє десятиріччя в біомедичній діагностиці набули широкого використання методи неінвазивного формування зображень біологічних об'єктів.

Оптичні методи, що використовують оптичні властивості біологічних тканин, такі як світлорозсіяння, поглинання, поляризацію та флюоресценцію,

мають багато переваг щодо звичайних методів рентгеноскопії, дослідження за допомогою ультразвуку, магніто-резонансної томографії в наслідок безпечності, 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, в той час, як методи конфокальної мікроскопії та отримання зображень за допомогою багатофотонного збудження використовуються для отримання клітинної та субклітинної інформації поверхневих живих тканин.

Проте більшість БТ має здатність до сильного розсіяння діагностуючого випромінювання. Багаторазове розсіяння світла погіршує контраст та роздільну здатність при вимірюваннях. Хоча, деякі клінічні застосування, такі як рання діагностики раку, потребують середніх глибин занурення діагностуючого променя та мікронної роздільної здатності. 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. Найперші застосування ОКТ в медицині були здійснені в останнє десятиліття, проте початок свій ОКТ бере від передуючих робіт з інтерферометрії білого світла та оптичної когерентної рефлектометрії. ОКТ дозволяє візуалізувати мікроскопічні структури за межами, доступними для конфокальної мікроскопії.

На відміну від звичайної ОКТ, ПЧОКТ використовує інформацію, що закладена в станах поляризації інтерференційних смуг для отримання додаткового контрастування зображень досліджуваного зразка. ПЧОКТ забезпечує високу просторову роздільну здатність інформації про стан поляризації відбитого випромінювання, що не є доступною для відомих оптичних методів.

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

В 1992 році була створена оптична когерентна система, що була здатна вимірювати зміни в стані поляризації, відбитого від зразка, випромінювання. В 1997 році був отриманий перший двовимірний розподіл (зображення) двоприменезаломлення сухожилля та міокарда.

Іншим розділом ПЧОКТ є вимірювання вектора Стокса як функції від глибини занурення лазерного діагностуючого випромінювання шляхом вимірювання амплітуди й відносної фази інтерференційних смуг. Важливим результатом використання ПЧОКТ є можливість отримання розподілу поляризаційних характеристик об'єкту на різних глибинах, розраховуючи відповідні матриці Мюллера та Джонса для даного зразка.

Отже можна констатувати, що сучасна техніка ОКТ, яка дозволяє в безпосередньому режимі *in vivo* неінвазивно одержувати двовимірні класичні та поляризаційні зображення різних шарів БТ з різних глибин, знайшла широке та ефективне використання у клінічній практиці при визначенні існуючих, морфологічно сформованих патологічних утворень (пухлини, гематоми і т.ін.). Разом з тим, актуальним є завдання більш ранньої, доклінічної діагностики виникнення та моніторингу перебігу фізіологічних змін БТ як патологічного, так і дегенеративно-дистрофічного характеру. З оптичної точки зору таке завдання взаємопов'язане із розробкою сукупності нових методів діагностики та аналізу оптико-геометричної побудови БТ різної морфологічної побудови та фізіологічного стану. Виходячи з цього можна виділити ряд наступних завдань для подальшого розвитку лазерної поляриметрії БТ:

- розширення бази статистичного аналізу (моменти першого-четвертого порядку) та проведення систематичного аналізу поляризаційно-неоднорідних полів (поляризаційних мап) основних типів ієрархічно подібних БТ;
- статистичне дослідження 2D-розподілів елементів матриць Мюллера (Мюллер-матричних зображень);
- розробка методу фрактального аналізу ієрархії побудови архітекtonіки БТ та 2D-розподілів їх поляризаційних характеристик;
- побудова алгоритмів реконструкції (відновлення) орієнтаційної та двопронезаломлюючої архітектонічної структури БТ з одночасним її статистичним та фрактальним аналізом.

Отже, актуальність даного дослідження обумовлена необхідністю розширення арсеналу діагностичних методів і можливостей шляхом більш повного поляризаційно-інтерференційного вивчення (діагностики) багатшарових БТ з використанням комплексного статистичного і фрактального аналізу їх поляризаційних мап (ПМ), Мюллер-матричних зображень (ММЗ), а також 2D-розподілів поляризаційно реконструйованих орієнтаційних (напрямки укладання фібрил) та оптичних (двопронезаломлення) параметрів, що характеризують структуру (орієнтаційно-фазові мапи – ОФМ) їх архітектоніки.

Розділ 2.3. МОДЕЛЮВАННЯ ПОЛЯРИЗАЦІЙНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

2.3.1. Основні теоретичні положення

Проведений у першому розділі аналіз основних методів оптичної діагностики БТ виявив такі методологічні складові в моделюванні поляризаційних властивостей їх двопронезаломлюючої структури:

1. БТ як об'єкт дослідження моделюється плоскопаралельним шаром (сполучна, м'язова або епітеліальна тканини) з однотипними оптичними властивостями.

2. Поляризаційні властивості такого шару моделюються сукупністю оптично одноосних двопронезаломлюючих фібрил, які утворюють архітектонічну сітку.

3. Механізми взаємодії лазерного випромінювання з архітектонікою БТ описують за допомогою такої матриці Мюллера:

$$\{F\} = \begin{Bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & f_{22} & f_{23} & f_{24} \\ 0 & f_{32} & f_{33} & f_{34} \\ 0 & f_{42} & f_{43} & f_{44} \end{Bmatrix}, \quad (2.3.1)$$

де

$$\begin{aligned} f_{22} &= \cos^2 2\rho + \sin^2 2\rho \cdot \cos \delta; f_{23} = f_{32} = \cos 2\rho \sin 2\rho (1 - \cos \delta); \\ f_{24} &= -f_{42} = -\sin 2\rho \sin \delta; f_{33} = \sin^2 2\rho + \cos^2 2\rho \cos \delta; \\ f_{34} &= -f_{43} = \cos 2\rho \sin \delta; f_{44} = \cos \delta. \end{aligned} \quad (2.3.2)$$

Тут ρ - орієнтація оптичної осі двопронезаломлюючої фібрили; δ - величина фазового зсуву, що вноситься її речовиною між ортогональними складовими амплітуди лазерної хвилі.

4. Поляризаційні параметри (азимут α та еліптичність β) визначаються за такими алгоритмами:

$$\alpha = 0,5 \arctg \left[\frac{\sin 4\rho \sin^2 0,5\delta}{\cos^2 2\rho + \sin^2 2\rho \cos \delta} \right]; \quad (2.3.3)$$

$$\beta = 0,5 \arcsin \left[\frac{\tg 2\rho}{\sin \delta} \right]. \quad (2.3.4)$$

Застосування такого підходу виявилось плідним для диференціації фізіологічних станів деяких типів БТ (кісткова тканина, міометрій).

Зауважимо, що реальні біооб'єкти являють собою більш складні, ніж одношарові структури. Однією з перших спроб аналізу процесів перетворення поляризованого лазерного випромінювання складними біооб'єктами була „мультиплікація” їх двопронезаломлюючих властивостей. У цих працях показано, що властивості двошарового двопронезаломлюючого об'єкта, у наближенні одноразового розсіювання, адекватно описуються матричним оператором $\{Z\}$

$$\{Z\} = \{Y\} + \{YXY\}, \quad (2.3.5)$$

де $\{X\}$ та $\{Y\}$ – матриці Мюллера вигляду (2.3.1), (2.3.2), які характеризують оптичну анізотропію моношарів біооб'єкта. На основі такого підходу реалізовано підвищення відношення сигнал-шум у зображенні двошарового об'єкта на два порядки.

Головним завданням даного розділу є узагальнення оптичної моделі БТ на випадок двошарових БТ з фазовонеоднорідними поверхневою та об'ємною складовими для

- аналітичного обґрунтування взаємозв'язків між сукупністю статистичних моментів, які характеризують оптико-геометричну структуру БТ, і статистичних моментів розподілів їх поляризаційних параметрів (азимут, еліптичність) і елементів матриці Мюллера.

- знаходження взаємозв'язків між ієрархічною оптико-геометричною структурою архітекtonіки БТ та ступенем самоподібності (статистичні, стохастичні, фрактальні) координатних розподілів елементів матриці Мюллера.

2.3.2. Оптичне моделювання поляризаційних властивостей біологічних тканин з шорсткою поверхнею

Розглядаємо об'єкт такого типу (матриця Мюллера $\{Z\}$), як двокомпонентну структуру, що складається з оптично-анізотропного шару ($\{A\}$) та шорсткої поверхні розділу ($\{P\}$) (Рис. 2.3.1).

Матричний оператор $\{A\}$, який характеризує поляризаційні властивості двопроменезаломлюючої складової БТ, має вигляд (2.3.1).

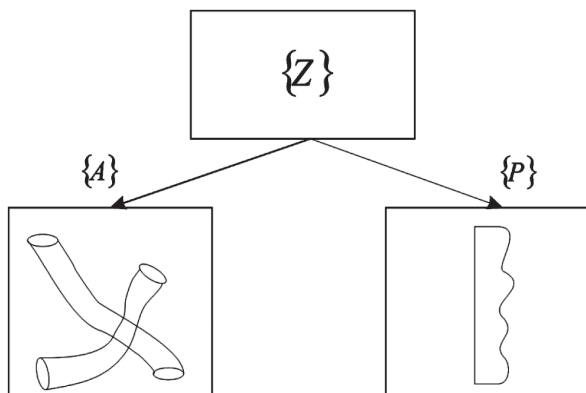


Рис. 2.3.1. – Оптична модель БТ з ШП.

Поляризаційні властивості ШП характеризуються матрицею Мюллера вигляду

$$\{P\} = \begin{pmatrix} q_p + q_s & q_p - q_s & 0 & 0 \\ q_p - q_s & q_p + q_s & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 2\sqrt{q_p q_s} \cos(\varphi) & 2\sqrt{q_p q_s} \sin(\varphi) \\ 0 & 0 & 2\sqrt{q_p q_s} \sin(\varphi) & 2\sqrt{q_p q_s} \cos(\varphi) \end{pmatrix} \cdot \quad (2.3.6)$$

де q_p, q_s - коефіцієнти Френеля ортогональних (p,s) складових амплітуди лазерної хвилі; φ - величина фазового зсуву між ними.

Для спрощення, без зниження повноти аналізу, припускаємо, що речовина шорсткої поверхні слабкопоглинаюча, тобто можна припустити, що $\varphi \rightarrow 0$. У такому наближенні оператор (2.3.6) можна переписати у вигляді

$$\{P\} = \begin{pmatrix} q_p + q_s & q_p - q_s & 0 & 0 \\ q_p - q_s & q_p + q_s & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 2\sqrt{q_p q_s} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 2\sqrt{q_p q_s} \end{pmatrix} \cdot \quad (2.3.7)$$

Розглянемо процес формування поляризаційної структури (поляризаційної мапи) зображення такого об'єкта для ситуації пропускання лазерного випромінювання (Рис. 2.3.2).

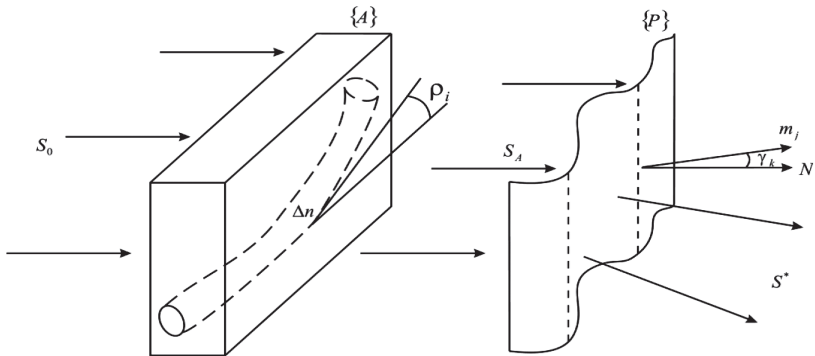


Рис. 2.3.2. До аналізу формування поляризаційної мапи біологічної тканини з шорсткою поверхнею. ρ_i - напрямок оптичної осі фібрили із показником двопроменезаломлення Δn ; γ_k - кут нахилу мікронерівності, утворений напрямками мікронормалі m_j та макронормалі N ; S_0, S_A та S^* - вектори Стокса опромінюючого, об'ємно розсіяного та результуючого лазерних пучків.

Аналітично матриця Мюллера $\{Z\}$ може бути записана у вигляді добутку парціальних матриць $\{P\}$ та $\{A\}$

$$\{Z\} = \{P\}\{A\}; \quad (2.3.8)$$

$$\{Z\} = \begin{vmatrix} 1 & p_{12} & 0 & 0 \\ p_{21} & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & p_{33} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & p_{44} \end{vmatrix} \begin{vmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & a_{22} & a_{23} & a_{24} \\ 0 & a_{32} & a_{33} & a_{34} \\ 0 & a_{42} & a_{43} & a_{44} \end{vmatrix} = \begin{vmatrix} 1 & p_{12}a_{22} & p_{12}a_{23} & p_{12}a_{24} \\ p_{21} & a_{22} & a_{23} & a_{24} \\ 0 & p_{33}a_{32} & p_{33}a_{33} & p_{33}a_{34} \\ 0 & p_{44}a_{42} & p_{44}a_{43} & p_{44}a_{44} \end{vmatrix}. \quad (2.3.9)$$

Поляризаційні параметри лазерної хвилі, що пройшла крізь об'єкт $\{Z\}$, визначаються з такого матричного рівняння

$$S^* = \{Z\}S_0. \quad (2.3.10)$$

Припускаємо, що опромінююча лазерна хвиля плоскополяризована з азимутом α_0

$$S_0 = \begin{pmatrix} 1 \\ \cos 2\alpha_0 \\ \sin 2\alpha_0 \\ 0 \end{pmatrix}. \quad (2.3.11)$$

Розв'язком рівняння (2.3.11) з урахуванням явного вигляду матричного оператора (2.3.12) є такий вектор Стокса

$$S^* = \begin{pmatrix} 1 + p_{12}a_{22} \cos 2\alpha_0 + p_{12}a_{23} \sin 2\alpha_0 \\ p_{21} + a_{22} \cos 2\alpha_0 + a_{23} \sin 2\alpha_0 \\ p_{33}a_{32} \cos 2\alpha_0 + p_{33}a_{33} \sin 2\alpha_0 \\ p_{44}a_{42} \cos 2\alpha_0 + p_{44}a_{43} \sin 2\alpha_0 \end{pmatrix}, \quad (2.3.12)$$

параметри якого і визначають величину азимута α^* та еліптичності β^* світлових коливань об'єктної лазерної хвилі

$$\alpha^* = 0,5 \arctg \left(\frac{p_{33}a_{32} \cos 2\alpha_0 + p_{33}a_{33} \sin 2\alpha_0}{p_{21} + a_{22} \cos 2\alpha_0 + a_{23} \sin 2\alpha_0} \right); \quad (2.3.13)$$

$$\beta^* = 0,5 \arcsin \left(\frac{p_{44}a_{42} \cos 2\alpha_0 + p_{44}a_{43} \sin 2\alpha_0}{1 + p_{12}a_{22} \cos 2\alpha_0 + p_{12}a_{23} \sin 2\alpha_0} \right). \quad (2.3.14)$$

Розглянемо частковий випадок $\alpha_0 = 0$. У такій ситуації співвідношення (2.3.14), (2.3.15) набувають вигляду

$$\alpha^* = 0,5 \arctg\left(\frac{\rho_{33} a_{32}}{\rho_{21} + a_{22}}\right); \quad (2.3.15)$$

$$\beta^* = 0,5 \arcsin\left(\frac{\rho_{44} a_{42}}{1 + \rho_{12} a_{22}}\right), \quad (2.3.16)$$

де

$$\rho_{33} = \rho_{44} = \frac{2\sqrt{q_p q_s}}{q_p + q_s}; \quad (2.3.17)$$

$$\rho_{12} = \rho_{21} = \frac{q_p - q_s}{q_p + q_s}. \quad (2.3.18)$$

Проведений модельний аналіз виявив, що у випадку проходження лазерного випромінювання крізь БТ поляризаційна структура (α^*, β^*) її зображення визначається як оптичною анізотропією об'ємної архітектури $(a_{22}(\rho, \Delta n); a_{32}(\rho, \Delta n); a_{42}(\rho, \Delta n))$, так і мікрогеометрією $(\rho_{12}(\gamma) = \rho_{21}(\gamma); \rho_{33}(\gamma) = \rho_{44}(\gamma))$ поверхневої складової.

Тому можна стверджувати, що об'єктне поле БТ з шорсткою поверхнею – поляризаційно структурне за рахунок суперпозиції полів, сформованих механізмами перетворення поляризації у різних її шарах.

Ілюстрацією поляризаційної неоднорідності зображення такої БТ є дані комп'ютерного моделювання структури поляризаційних мап, наведені на рис. 2.3.3 а, б.

Оптично-анізотропна складова БТ моделювалася криволінійними фібрилами (півколо) (Рис. 2.3.3в) з показником двопронезаломлення $\Delta n = 1,5 \cdot 10^{-3}$. Шорстка поверхня розглядалась як сукупність статистично розподілених за кутами нахилу мікронерівностей з дисперсією $\sigma_\gamma = 10^0$.

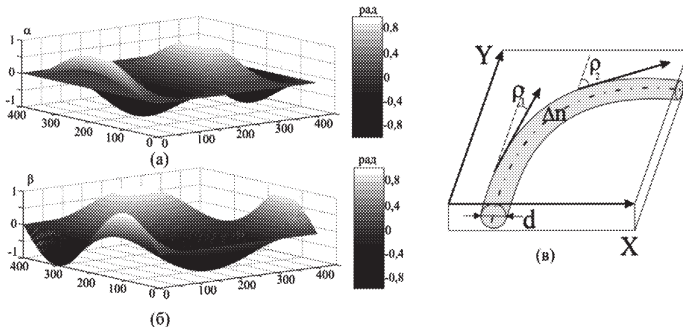


Рис. 2.3.3. – Модельні поляризаційні мапи (а, б) системи „криволінійні фібрили (в) – шорстка поверхня”

Розрахунок поляризаційних параметрів об'єктного поля здійснювався за співвідношеннями (2.3.16), (2.3.17).

З одержаних даних видно, що координатний розподіл азимутів і еліптичностей світлових коливань поляризаційної мапи має складний, неоднорідний характер. Таку особливість можна пов'язати з широким діапазоном зміни як френелівських амплітудних коефіцієнтів (q_p , q_s), так і орієнтаційних (ρ_i) параметрів, які безпосередньо впливають на значення азимута α' та еліптичності β' .

З іншого боку, різноманіття та складність побудови біологічних об'єктів зумовлює необхідність комплексного використання різних підходів аналізу їх оптико-геометричної будови та параметрів полів розсіяного ними випромінювання. Проведений огляд літературних даних оптичної діагностики БТ вказує на те, що із широкого спектра аналітичних методів можна скористатися двома основними „граничними” наближеннями: статистичним та фрактальним аналізом.

Отже, проведене моделювання поляризаційних властивостей біологічних тканин показало, що врахування й аналіз процесів розсіювання лазерного випромінювання їх поверхневою й об'ємною складовими актуальне у:

- оптичній класифікації та диференціації статистичних та фрактальних структур БТ;
- встановленні механізмів і сценаріїв формування особливостей (сингулярностей – нулів амплітуди) лазерних полів БТ;
- визначенні взаємозв'язку між поляризаційними параметрами об'єктних полів БТ та їх оптичною й геометричною структурою.

2.3.3. Статистичний підхід в аналізі поляризаційних властивостей біологічних тканин

Як основний аналітичний інструмент для оцінювання розподілів випадкових величин z , що характеризують поле розсіяного випромінювання (азимуту α та еліптичності β поляризації світлових коливань) і структуру об'єкта (елементи матриці Мюллера m_n , кути нахилу мікронерівностей γ , показник двопронезаломлення Δn) використовувалися статистичні моменти першого M , другого σ , третього A і четвертого E порядків, які обчислювалися за такими алгоритмами (2.3.19).

З метою визначення впливу зміни статистичних моментів орієнтаційних (ρ) і фазових (δ) параметрів архітекtonіки біологічних тканин на поляризаційну структуру їх об'єктних полів проводилося таке математичне моделювання. На першому етапі досліджувався вплив зміни дисперсії (σ_{2p}) орієнтацій оптичних осей архітекtonічної сітки на величини статистичних моментів (2.3.20). Припускалося, що величина дисперсії фазових зсувів $\sigma_{2s} = const$. Такі умови є математичним аналогом

дегенеративно-дистрофічних змін оптико-геометричної структури біологічних тканин.

$$\begin{aligned}
 M_s &= \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |z_i|; \\
 \sigma_s &= \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N z_i^2}; \\
 A_s &= \frac{1}{\sigma_s^3} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N z_i^3; \\
 E_s &= \frac{1}{\sigma_s^2} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N z_i^4,
 \end{aligned}
 \tag{2.3.19}$$

де $N = 800 \times 600$ - повна кількість пікселів CCD-камери, яка реєструє поляризаційно-неоднорідне об'єктне поле.

Для простоти, без зниження повноти аналізу припускалось, що напрями оптичних осей фібрил фізіологічно нормальної архітектонічної сітки віртуальної БТ розподілені згідно з нормальним законом (Рис. 2.3.4 а)

$$F_1(\rho) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma_{1\rho}} \exp\left[-\frac{(\rho - M_{1\rho})^2}{2\sigma_{1\rho}^2}\right],
 \tag{2.3.20}$$

де $\sigma_{1\rho}$ - дисперсія кутів орієнтації ρ оптичних осей, $M_{1\rho}$ - середнє значення.

Дегенеративно-дистрофічні зміни структури архітектонічної сітки моделювались формуванням додаткового ансамблю фібрил, напрями оптичних осей яких також розподілені за нормальним законом (Рис. 2.3.4б)

$$F_2(\rho) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma_{2\rho}} \exp\left[-\frac{(\rho - M_{2\rho})^2}{2\sigma_{2\rho}^2}\right]
 \tag{2.3.21}$$

Тут $\sigma_{2\rho}$ - дисперсія орієнтацій оптичних осей “підансамблю” змінених фібрил, $M_{2\rho}$ - середнє значення.

В результаті суперпозиції розподілів (2.3.21) і (2.3.22) формується фібрилярна сітка, оптичні осі якої розподілені за законом (Рис. 2.3.4в)

$$F_3(\rho) = F_1 \times F_2.
 \tag{2.3.22}$$

На наступному етапі згідно з (2.3.20) визначалася сукупність статистичних моментів 1-го – 4-го порядків розподілу (2.3.23) для різних значень дисперсії орієнтацій $\sigma_{2\rho}$.

На рис. 2.3.5 зображена серія залежностей статистичних моментів першого (Рис. 2.3.5 а), другого (Рис. 2.3.5 б), третього (Рис. 2.3.5 в) і четвертого (Рис. 2.3.5 г) порядків розподілу кутів орієнтації оптичної осі фібрил архітектонічних сіток від збільшення дисперсії $\sigma_{2\rho}$.

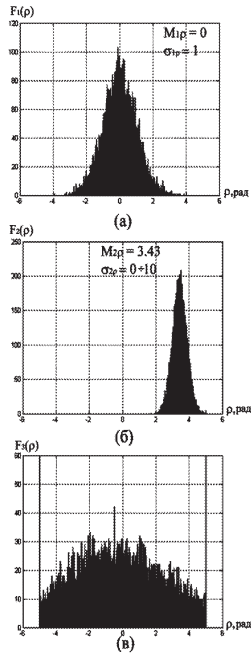


Рис. 2.3.4. – Статистичні розподіли $F_i(\rho)$ напрямків оптичної осі ρ (рад) фізіологічно нормальної (а), дегенеративно-дистрофічно зміненої $F_2(\rho)$ - (б) та результуючої $F_3(\rho)$ - (в) архітектоники віртуальної БТ

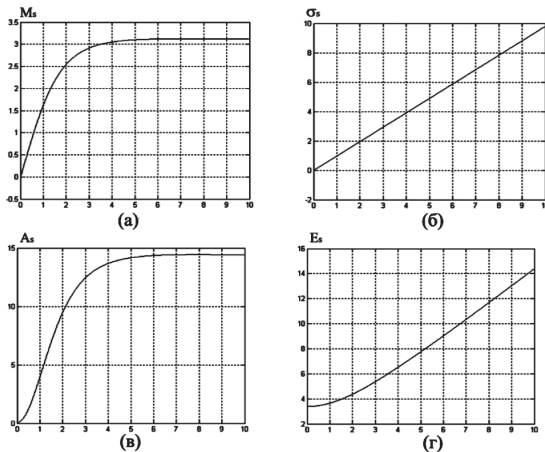


Рис. 2.3.5. – Залежності статистичних моментів M - (а), σ - (б), A - (в), E - (г) розподілу $F_3(\rho)$ від дисперсії $\sigma_{2\rho}$, орієнтації оптичної осі патологічно змінених фібрил.

Отримані дані демонструють тенденцію росту значень статистичних моментів розподілів $F_3(\rho)$ дегенеративно-дистрофічно зміненої архітекτονіки віртуальної БТ зі збільшенням $\sigma_{2,\rho}$. Причому, найбільш швидко зростають статистичні моменти третього (A_ρ) і четвертого (E_ρ) порядку (Рис. 2.3.5 в, Рис. 2.3.5 г).

Інша картина спостерігається для патологічно зміненого віртуального біологічного об'єкта. Математичними умовами таких змін архітектонічної структури є зростання дисперсії фазових зсувів $\sigma_{2,\delta}$, які вносяться речовиною фібрил між ортогональними компонентами амплітуди лазерної хвилі. При цьому припускаємо, що величина дисперсії $\sigma_{2,\rho}$ постійна. За аналогією із попереднім розглядом закон розподілу фаз архітектоніки патологічно зміненої віртуальної БТ має вигляд $F_3(\delta) = F_1(\delta) \times F_2(\delta)$, де розподіли $F_1(\delta)$ і $F_2(\delta)$ мають аналогічний виразам (2.3.21), (2.3.22) вигляд.

На рис. 2.3.6 наведені залежності статистичних моментів, які характеризують фазову структуру патологічно зміненої архітектоніки віртуальної БТ, від зміни дисперсії фазових зсувів $\sigma_{2,\delta}$ ансамблю патологічно змінених фібрил.

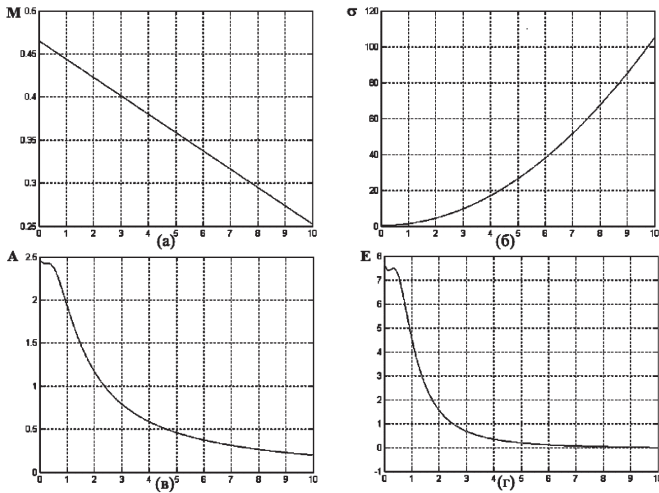


Рис. 2.3.6. – Залежності статистичних моментів M - (а), σ - (б), A - (в), E - (г) розподілу $F_3(\rho)$ від зміни значення дисперсії $\sigma_{2,\rho}$ фазових зсувів орієнтації ансамблю патологічно змінених фібрил.

Одержанні дані ілюструють збільшення 2-го статистичного моменту розподілу фаз практично на один порядок. Асиметрія та ексцес розподілу фазових зсувів зазнають протилежних змін у межах одного порядку.

Отже, комп'ютерне моделювання залежності статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які описують оптико-геометричну структуру

архітектоніки БТ, від зміни дисперсії орієнтацій або фаз ансамблю змінених фібрил виявило високу діагностичну чутливість статистичних моментів другого – четвертого порядків.

2.3.4. Фрактальний підхід в аналізі поляризаційних властивостей біологічних тканин

Фрактальний аналіз сукупності випадкових величин z , що характеризують поле розсіяного випромінювання у такій послідовності дій:

- розраховувалися автокореляційні функції випадкових величин z і знаходилися відповідні спектри потужності;
- обчислювалися $\log\text{-log}$ залежності спектрів потужності $\log PSD(z) - \log(d^{-1})$, де d^{-1} просторові частоти, що визначаються геометричними розмірами (d) структурних елементів архітектоніки БТ;
- залежності $\log PSD(z) - \log(d^{-1})$ лінійно апроксимувалися методом найменших квадратів у криві $\Phi(z)$, для прямих ділянок яких визначалися кути нахилу η , і обчислювалися величини фрактальних розмірностей множин величин z за співвідношенням:

$$D_i(z) = 3 - \text{tg} \eta_i. \quad (2.3.23)$$

Класифікація координатних розподілів z проводилась згідно з такими критеріями:

- Координатні розподіли z - фрактальні при умові лінійного характеру залежності $\Phi(z)$ ($\alpha = \text{const}$) для 2-3 декад розмірів d структурних елементів архітектоніки.
- Множини z - стохастичні при умові наявності декількох постійних кутів нахилу $\Phi(z)$;
- Множини z - випадкові при умові відсутності стабільних кутів нахилу $\Phi(z)$ у всьому інтервалі розмірів d .

Розглянемо можливості фрактального аналізу на прикладі множини елементів m_k матриці Мюллера БТ, поляризаційні властивості якої визначаються мультиплікативним впливом геометричних (ρ) і оптичних (δ) параметрів ансамблю двопроренезаломлюючих фібрил (співвідношення (2.3.2)). Об'єктами аналізу слугували три типи віртуальних БТ, архітектоніки яких характеризуються різними координатними розподілами орієнтаційних (ρ) та фазових (δ) параметрів. Перший тип - фрактальні; другий - стохастичні; третій - випадкові.

У якості координатних розподілів орієнтаційного (ρ) і фазового (δ) параметрів "віртуальної архітектоніки" БТ першого типу використовувалися зображення різних типів реальних біоструктур, які мають самоподібну (фрактальну) побудову.

Моделлю фрактального розподілу ρ слугував координатний розподіл інтенсивностей (I) мікроскопічного зображення крила метелика (Рис. 2.3.8 а).

Log-log залежності спектра потужності $\log P(I) - \log(d^{-1})$ такого зображення мають один нахил залежності $\Phi(z)$ в межах 3-х декад геометричних розмірів (2мкм – 2000мкм) його елементів – Рис. 2.3.7 б.

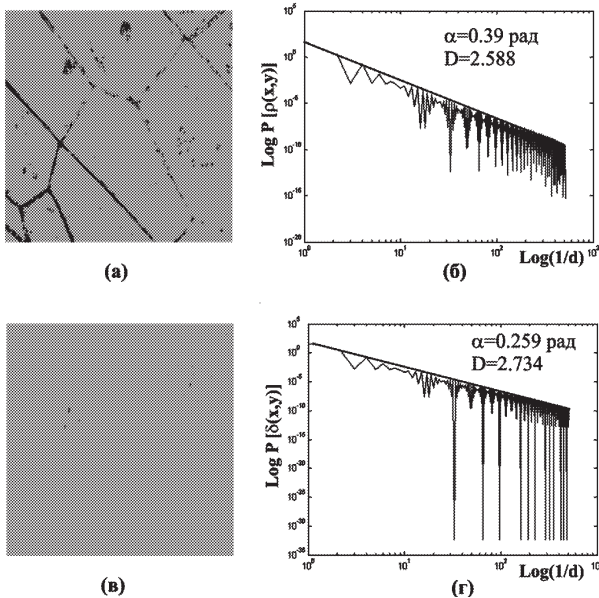


Рис. 2.3.7. “Віртуальна” модель фрактальної архітектури БТ. Фрактальні розподіли орієнтацій ρ - зображення крила метелика (а) та відповідна логарифмічна залежність спектра потужності (б). Фрактальні розподіли фази δ - зображення кісткової тканини в перехрещених поляризаторі-аналізаторі (в) та відповідна логарифмічна залежність спектра потужності (г).

Як моделі фрактального розподілу фаз δ використовувалося зображення кісткової тканини (Рис. 2.3.7 в), спектр потужності якого має один стабільний нахил (Рис. 2.3.7г).

“Комп’ютерна побудова” координатних розподілів елементів матриці Мюллера такої “віртуальної” БТ здійснювалася шляхом обчислення локальних значень c_{ik} відповідно до співвідношень (2.3.2) для всієї сукупності пікселів CCD-камери $N = m \times n$.

Для отриманих у такий спосіб Мюллер-матричних зображень розраховувалися $\log - \log$ залежності спектрів потужності, які зображені на рис. 2.3.8.

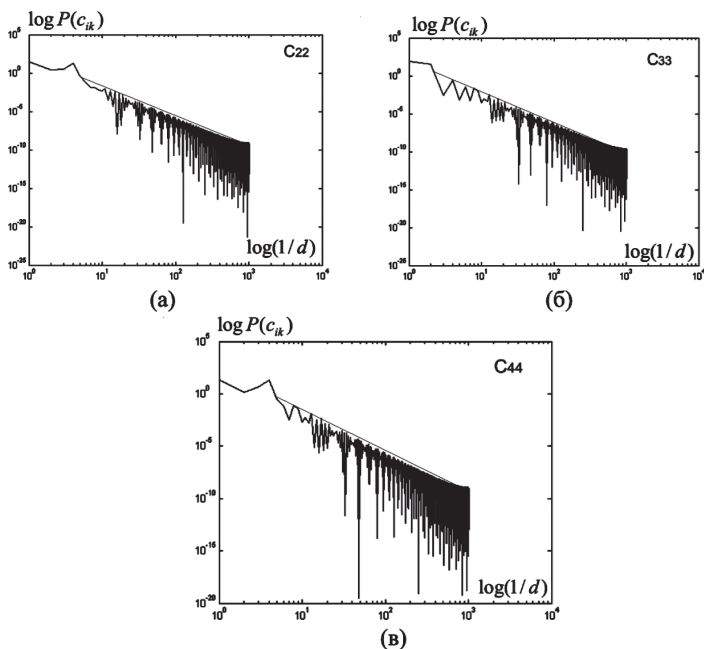


Рис. 2.3.8. – Спектри потужності та залежності $\Phi(z)$, одержані для розподілів матричних елементів віртуальної БТ з фрактальною архітектонічною сіткою

З одержаних даних видно, що всі залежності $\log P(c_{ik}) - \log d^{-1}$ мають один нахил у межах трьох декад геометричних розмірів архітектоники віртуальної БТ. Інакше кажучи, фрактальній оптико-геометричній структурі архітектонічної сітки БТ відповідає сукупність фрактальних Мюллер-матричних зображень.

У якості моделі стохастичної геометричної структури архітектоники використовувалося поляризаційне зображення нирки, що отримувалося в схрещеному аналізаторі та поляризаторі (Рис. 2.3.9 а). На стохастичний характер такого зображення вказують дві ділянки з різними кутами нахилу $\alpha_1 = 0.329 \text{ рад}$, $\alpha_2 = 0.529 \text{ рад}$ залежностей $\Phi(z)$ (Рис. 2.3.9 б).

Комп'ютерним аналогом фазової структури слугувало зображення міокарда, яке отримане в схрещеному аналізаторі та поляризаторі (Рис. 2.3.9 в). Стохастичність розподілу інтенсивностей такого зображення ілюструється відповідними log-log залежностями спектра потужності (Рис. 2.3.9 г), статистична обробка яких дає ламані $\Phi(z)$ із двома кутами нахилу $\alpha_1(1000 \text{ мкм} - 18 \text{ мкм}) = 0.356 \text{ рад}$, $\alpha_2(18 \text{ мкм} - 4 \text{ мкм}) = 0.61 \text{ рад}$.

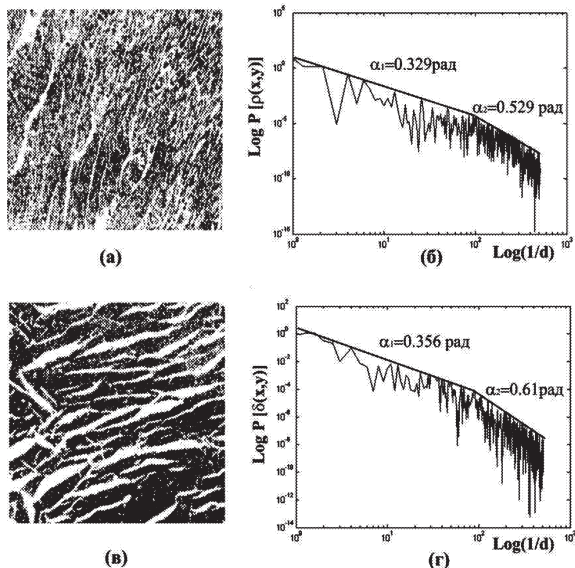


Рис. 2.3.9. – Логарифмічні залежності спектрів потужності (б, г) модельних статистичних розподілів орієнтацій ρ - зображення тканини нирки (а) та δ - зображення тканини міокарда (в) у схрещених поляризаторі-аналізаторі.

Результати обчислення залежностей $\log P(c_k) - \log d^{-1}$ спектрів потужності сукупності матричних елементів віртуальної БТ даного типу ілюструє Рис. 2.3.10.

Віртуальна БТ, архітектоніка якої сформована статистично розподіленими параметрами ρ (розподіл інтенсивності зображення стінки товстої кишки (Рис. 2.3.11 а) і δ (зображення тканини селезінки - Рис. 2.3.11 в), характеризується статистичними розподілами елементів матриці Мюллера. Про це свідчить відсутність прямих ділянок у відповідних залежностях $\Phi(z)$ для всього діапазону структурних елементів архітектоніки такого типу БТ (рис. 2.3.12).

Аналіз одержаних результатів свідчить про те, що координатні розподіли елементів матриці Мюллера c_k віртуального біооб'єкта, геометрія архітектоніки якого стохастична, також стохастичні.

Отже, проведене комп'ютерне моделювання показало прямий взаємозв'язок між ступенем самоподібності геометричних і оптико-анізотропних компонент і архітектоніки об'єкта та координатними розподілами поляризаційних параметрів його зображення.

У загальному випадку для реальних біотканин може спостерігатися поєднання (фрактальний, стохастичний, статистичний) проявів

поляризаційних властивостей, які визначаються конкретною специфікою структури архітектоніки і фізіологічним станом. Аналіз такої інформації буде проведений у подальшому викладенні матеріалу.

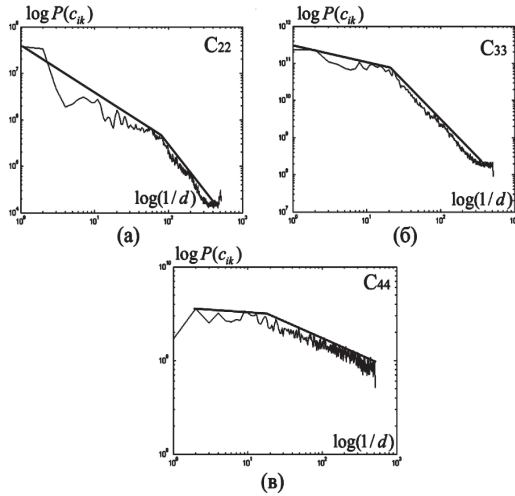


Рис. 2.3.10. – Спектри потужності та залежності $\Phi(z)$, одержані для розподілів матричних елементів c_k віртуальної БТ зі стохастичною структурою архітектонічної сітки.

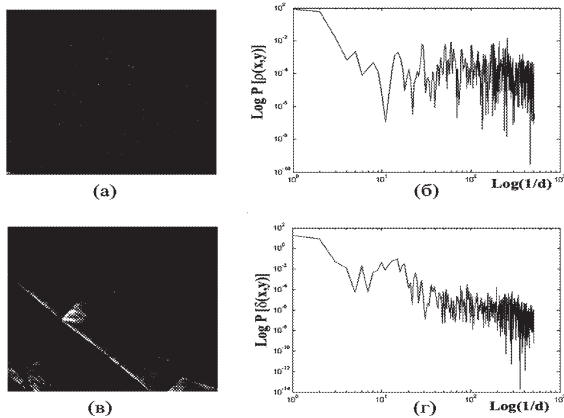


Рис. 2.3.11. – Логарифмічні залежності спектрів потужності (б, г) модельних статистичних розподілів орієнтацій ρ - зображення стінки товстої кишки (а) та фаз δ - зображення тканини селезінки (в) у перехрещених поляризаторі-аналізаторі.

Отже, проведене комп'ютерне моделювання показало прямий взаємозв'язок між ступенем самоподібності геометричних і оптико-анізотропних компонент і архітектоніки об'єкта та координатними розподілами поляризаційних параметрів його зображення.

У загальному випадку для реальних біотканин може спостерігатися поєднання (фрактальний, стохастичний, статистичний) проявів поляризаційних властивостей, які визначаються конкретною специфікою структури архітектоніки і фізіологічним станом. Аналіз такої інформації буде проведений у подальшому викладенні матеріалу.

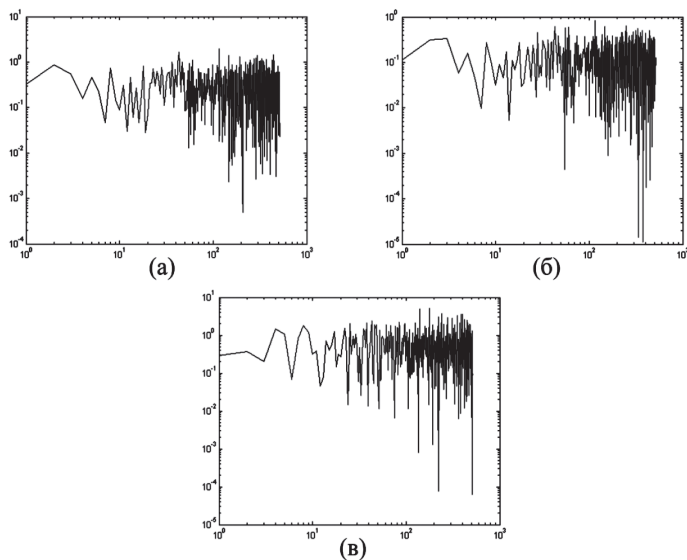


Рис. 2.3.12. Спектри потужності та залежності $\Phi(z)$, одержані для розподілів матричних елементів c_{ik} віртуальної БТ зі статистичною структурою архітектонічної сітки.

Розділ 2.4. ПОЛЯРИЗАЦІЙНЕ КАРТОГРАФУВАННЯ ПОВЕРХНЕВОЇ ТА ОБ'ЄМНОЇ СКЛАДОВИХ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

Проведене аналітичне моделювання процесів формування поляризаційної структури об'єктних полів двошарових БТ показало, що актуальним є комплексний розгляд механізмів світлорозсіювання лазерного випромінювання як зовнішньої, так і об'ємною парціальними складовими біологічного об'єкта.

У даному розділі розглянуті питання статистичного та фрактального аналізу поляризаційної й кореляційної структури лазерних зображень БТ різної морфологічної побудови та фізіологічного стану.

2.4.1. Статистична та фрактальна структура поляризаційних мап об'ємної (архітектонічної) складової біологічних тканин різної морфологічної будови

В основу аналізу механізмів формування поляризаційних мап (ПМ) зображень БТ покладений модельний підхід (Розділ 2.2, параграф 2.2.1), згідно з яким морфологічно такі біооб'єкти можуть бути представлені двокомпонентною аморфною ($\{A\}$) - кристалітною ($\{C\}$) структурою. Поляризаційні властивості таких складових БТ вичерпно повно характеризуються такими операторами Джонса

$$\{A\} = \begin{bmatrix} \exp(-\chi l) & 0 \\ 0 & \exp(-\chi l) \end{bmatrix}; \quad (2.4.1)$$

$$\{C\} = \begin{bmatrix} \cos^2 \rho + \sin^2 \rho \exp(-i\delta) & \cos \rho \sin \rho [1 - \exp(-i\delta)] \\ \cos \rho \sin \rho [1 - \exp(-i\delta)] & \sin^2 \rho + \cos^2 \rho \exp(-i\delta) \end{bmatrix}; \quad (2.4.2)$$

де χ - коефіцієнт поглинання лазерного випромінювання аморфним шаром БТ з геометричною товщиною l ; ρ - напрям оптичної осі двоприменезаломлюючих фібрил у площини зразка БТ, речовина яких вносить фазовий зсув δ між ортогональними компонентами поляризації E_{0x}, E_{0y} освітлюючого лазерного пучка.

Згідно із (2.4.1), (2.4.2), поляризаційна структура лазерного зображення аморфної та кристалітної компонент БТ аналітично може бути описана такими матричними рівняннями

$$\begin{pmatrix} E_x^A(r_A) \\ E_y^A(r_A) \end{pmatrix} = \{A\} \begin{pmatrix} E_{0x} \\ E_{0y} \end{pmatrix}; \quad (2.4.3)$$

$$\begin{pmatrix} E_x^C(r_C) \\ E_y^C(r_C) \end{pmatrix} = \{C\} \begin{pmatrix} E_{0x} \\ E_{0y} \end{pmatrix}; \quad (2.4.4)$$

де $[E_x^A(r), E_y^A(r)]$; $[E_x^C(r), E_y^C(r)]$ - комплексні амплітуди вектора електричної напруженості ортогонально поляризованих лазерних коливань у точках (r_A) аморфної і (r_C) кристалітної (архітектонічної) складових зображення БТ.

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

$$\begin{pmatrix} E_{0x} \\ E_{0y} \end{pmatrix} \Rightarrow \begin{pmatrix} E_{0x} \\ 0 \end{pmatrix}. \quad (2.4.5)$$

З урахуванням (2.4.5) співвідношення (2.4.3), (2.4.4) перепишуться у вигляді

$$\begin{aligned} E_x^A(r) &= E_{0x} \exp(-\chi l); \\ E_y^A(r) &= 0. \end{aligned} \quad (2.4.6)$$

$$\begin{aligned} E_x^C(r) &= E_{0x} [\cos^2 \rho(r) + \sin^2 \rho(r) \exp(-i\delta(r))]; \\ E_y^C(r) &= E_{0x} [\cos \rho(r) \sin \rho(r) (1 - \exp(-i\delta(r)))]. \end{aligned} \quad (2.4.7)$$

Для визначення локальних станів поляризації світлових коливань у точках зображення БТ запишемо матриці когерентності для аморфної $\{K^A(r)\}$ і кристалітної $\{K^C(r)\}$ її складових

$$\{K^A(r)\} = E_{0x}^2 \begin{vmatrix} \exp(-\chi l) & 0 \\ 0 & 0 \end{vmatrix}; \quad (2.4.8)$$

$$\{K^C(r)\} = \begin{vmatrix} E_x^C(r)E_x^C(r); & E_x^C(r)E_y^C(r); \\ E_x^C(r)E_x^C(r); & E_y^C(r)E_y^C(r) \end{vmatrix}. \quad (2.4.9)$$

Згідно з (2.4.8), (2.4.9), координатний розподіл азимутів $\alpha(r_i)$ і еліптичностей $\beta(r_i)$ станів поляризації зображення БТ представляється двома типами поляризаційних мап – поляризаційно однорідною

$$\begin{cases} \alpha^A(r_i) = 0^\circ; \\ \beta^A(r_i) = 0^\circ. \end{cases} \quad (2.4.10)$$

і поляризаційно неоднорідною

$$\begin{cases} \alpha^C(r_i) = 0.5 \arctg \left[\frac{E_x^C(r_i)E_y^C(r_i) - E_x^C(r_i)E_y^C(r_i)}{E_x^C(r_i)E_x^C(r_i) - E_y^C(r_i)E_y^C(r_i)} \right]; \\ \beta^C(r_i) = 0.5 \arcsin \left[\frac{i(E_x^C(r_i)E_y^C(r_i) - E_x^C(r_i)E_y^C(r_i))}{(q_1 + q_2 + q_3)^{\frac{1}{2}}} \right], \end{cases} \quad (2.4.11)$$

де

$$\begin{aligned} q_1 &= \left[E_x^c(r_i)E_y^c(r_i) - E_y^c(r_i)E_x^c(r_i) \right]_p^b; \\ q_2 &= \left[E_x^c(r_i)E_y^c(r_i) - E_x^c(r_i)E_y^c(r_i) \right]_p^b; \\ q_3 &= i \left[E_x^c(r_i)E_y^c(r_i) - E_x^c(r_i)E_y^c(r_i) \right]_p^b. \end{aligned} \quad (2.4.12)$$

Тут $r_i \equiv \begin{pmatrix} r_1, \dots, r_m \\ \dots \\ r_n, \dots, r_m \end{pmatrix}$ - сукупність координат зображення БТ, що визначається

кількістю пікселів реєструючої CCD - камери.

Оптична схема вимірювання ПМ БТ представлена у розділі 2.1.2

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

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

2. Розраховували ПМ зображення БТ з використанням таких співвідношень

$$\begin{aligned} \alpha \begin{pmatrix} r_1, \dots, r_m \\ \dots \\ r_n, \dots, r_m \end{pmatrix} &= \Theta(I(r_i) \equiv \min) - \frac{\pi}{2}; \\ \beta \begin{pmatrix} r_1, \dots, r_m \\ \dots \\ r_n, \dots, r_m \end{pmatrix} &= \arctg \frac{I(r_i)_{\min}}{I(r_i)_{\max}}. \end{aligned} \quad (2.4.13)$$

2.4.2. Характеристика об'єктів дослідження

На першому етапі в якості об'єктів дослідження використовувалися два типи оптично тонких (коефіцієнт ослаблення $\tau \leq 0.1$) гістологічних зрізів БТ:

- Структурована тканина гомілкової кістки (КТ) (Рис. 2.4.1 а, б).
- Паренхіматозна тканина бризжі (ТБ) (Рис. 2.4.1 в, г).

Вибрані для дослідження об'єкти об'єднує наявність оптично анізотропної складової з показниками двоприменезаломлення $\Delta n \approx 1.5 \times 10^{-1}$ і $\Delta n \approx 1.5 \times 10^{-3}$, яка візуалізується в перехрещених поляризаторі й аналізаторі (Рис. 2.4.1 б, г).

Геометрична будова архітекτονіки таких БТ різна. КТ утворена “квазівпорядкованими пучками” двопронезаломлюючих колагенових пучків, мінералізованих кристалами гідроксилапатиту (Рис. 2.4.1 б). Паренхіматозна тканина бризжі (ТБ) містить “острівкові вclusions” анізотропного колагену (Рис. 2.4.1 г).

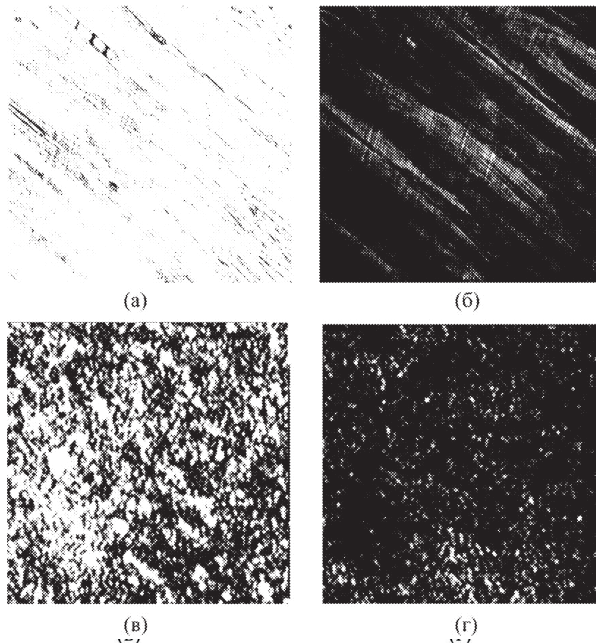


Рис. 2.4.1. Поляризаційні зображення КТ (а, б) та ТБ (в, г) у співосних (а, в) і перехресних (б, г) поляризаторі-аналізаторі відповідно

2.4.3. Аналіз та обговорення експериментальних результатів

Результати дослідження координатних і статистичних розподілів азимутів і еліптичностей зображень фізіологічно нормальних КТ і ТБ наведені на рис. 2.4.2, рис. 2.4.3 (фрагменти (а), (б) та (в), (г), відповідно).

З одержаних даних видно, що зображення обох типів БТ поляризаційно-неоднорідні з імовірно розподіленими значеннями поляризаційних параметрів α, β світлових коливань.

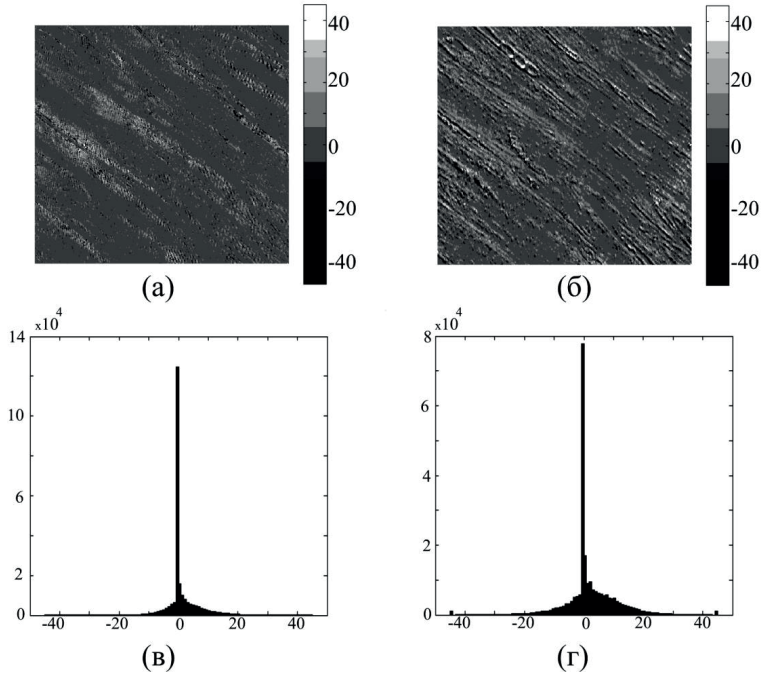


Рис. 2.4.2. Поляризаційні карти КТ. Фрагменти (а, б) відповідають двовимірним розподілам азимутів та еліптичностей відповідно, (в, г) – гістограми таких розподілів

Аналіз отриманих даних показує, що поляризаційна карта КТ (Рис. 2.4.2 а, б) сформована ансамблями (100–200 мкм) монополяризованих ($\{\alpha(r), \beta(r)\} \approx const$) ділянок (поляризаційних доменів). Поляризаційна карта ТБ (Рис. 2.4.3 а, б) утворена поляризованими ділянками значно менших розмірів (5–20 мкм).

Гістограми $W(\alpha), W(\beta)$ (Рис. 2.4.2 в, г та Рис. 2.4.3 в, г) характеризують розподіл поляризаційних параметрів $\{\alpha(r), \beta(r)\}$ зображень БТ обох типів. Для кісткової тканини характерна наявність різко вираженого екстремуму залежності $W(\alpha), W(\beta)$ (Рис. 2.4.2 в, г), що вказує на статистичну перевагу певного стану поляризації в лазерному зображенні її архітектонічної сітки. Імовірнісна поляризаційна структура лазерного зображення тканини бризжі (Рис. 2.4.3 в, г) являє суперпозицію двох компонент: поляризаційно–однорідної, яка збігається зі станом поляризації освітлюючого пучка ($\alpha_0 = 0^\circ; \beta_0 = 0^\circ$), та поляризаційно–неоднорідної. Першу складову поляризаційної карти характеризують різко виражені екстремуми гістограм $W(\alpha), W(\beta)$; другу – сукупність локальних екстремумів малої величини.

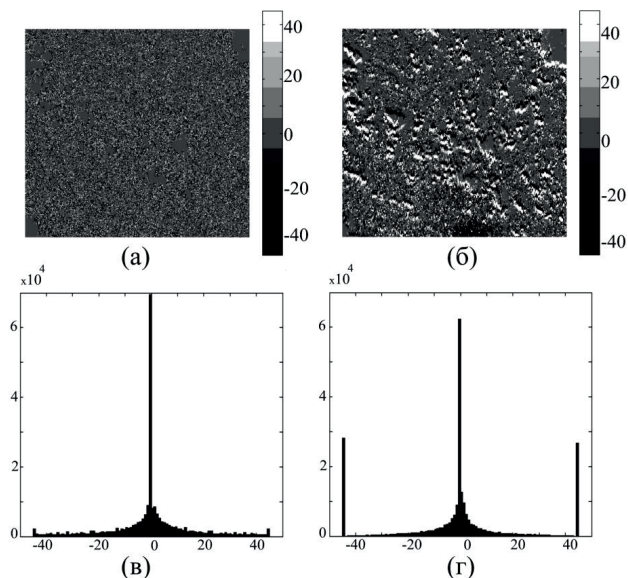


Рис. 2.4.3. Поляризаційні мапи ТБ.

Об'єктивно статистичну структуру поляризаційно-неоднорідних зображень БТ обох типів характеризує сукупність статистичних моментів 1-4 порядків розподілів азимутів і еліптичностей поляризації, наведених у табл. 2.4.1.

Табл. 2.4.1.

Статистика станів поляризації зображень БТ

КТ (31 зразок)				ТБ (27 зразків)			
$\alpha(r_i)$		$\beta(r_i)$		$\alpha(r_i)$		$\beta(r_i)$	
S_1	$0,38 \pm 7\%$	S_1	$0,24 \pm 6\%$	S_1	$0,11 \pm 9\%$	S_1	$0,08 \pm 5\%$
S_2	$0,25 \pm 6\%$	S_2	$0,21 \pm 8\%$	S_2	$0,19 \pm 7\%$	S_2	$0,05 \pm 6\%$
S_3	$9,8 \pm 9\%$	S_3	$7,7 \pm 7\%$	S_3	$1,4 \pm 4\%$	S_3	$0,61 \pm 6\%$
S_4	$24,6 \pm 11\%$	S_4	$12,5 \pm 9\%$	S_4	$3,1 \pm 3\%$	S_4	$2,25 \pm 5\%$

Із наведених у табл. 2.4.1 даних випливає:

- Для статистики станів поляризації зображення БТ з упорядкованою архітектонікою характерна наявність відмінних від нуля значень асиметрії та ексцесу розподілів азимутів і еліптичностей поляризації світлових коливань.

• Статистична структура поляризаційної мапи БТ з острівковою архітектонікою близька до нормального закону розподілу значень азимутів і еліптичностей поляризації – статистичні моменти 3-го та 4-го порядків мають на один порядок менші значення у порівнянні з аналогічними параметрами ПМ КТ.

Досліджена статистична структура поляризаційних мап БТ різних типів може бути пов'язана з такими особливостями морфологічної будови їх архітектоніки.

Для КТ структурами, що перетворюють поляризацію лазерного випромінювання, є великомасштабні домени “монорієнтованих двопротенезаломлюючих колагенових волокон”. Згідно з (2.4.11), (2.4.12) координатний розподіл азимутів й еліптичностей поляризації виявляється

однорідним у межах таких доменів $\rho, \delta \begin{pmatrix} r_1, \dots, r_k \\ \dots \\ r_p, \dots, r_q \end{pmatrix}_{\substack{i=1, k, q, q=m, n}} \approx const$ (Рис. 2.4.2 а, б), а

відповідні гістограми $W(\alpha), W(\beta)$ характеризуються асиметричною структурою (Рис. 2.4.2 в, г).

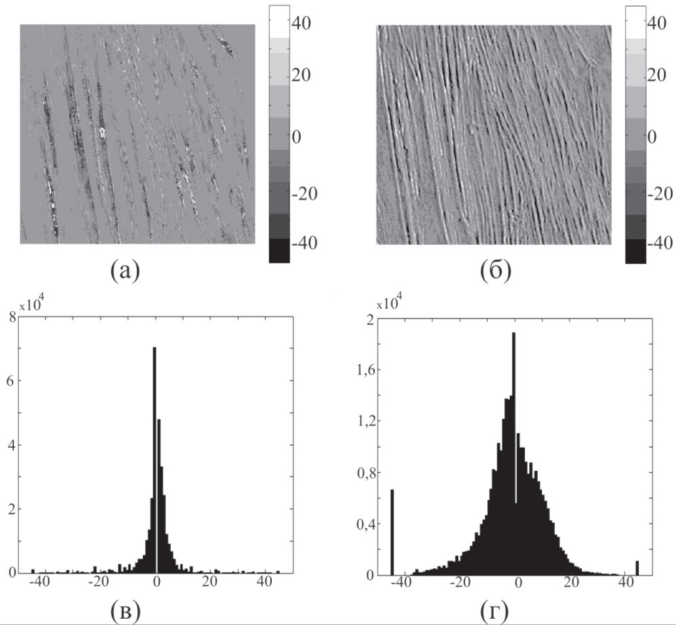


Рис. 2.4.4. Поляризаційні мапи фізіологічно нормальної МТ. Фрагменти (а, б) відповідають двовимірним розподілам (у градусах) азимутів і еліптичностей, (в, г) – гістограми поляризаційних параметрів.

Анізотропна компонента ТБ не має вираженої орієнтаційної побудови. Тому поляризаційно-неоднородна компонента її зображення

характеризується симетричними гістограмами значень азимутів і еліптичностей поляризації (Рис. 2.4.3 а, б), близькими до нормального закону.

Отримана інформація про статистичні моменти 1-4 порядку розподілів $W(\alpha)W(\beta)$ зображень тканин різної морфологічної будови свідчить про те, що чим більше відхиляються імовірнісні розподіли оптико-геометричних параметрів архітектонічних сіток від статистичного в бік самоподібного характеру, тим більшими стають величини 3-го і 4-го статистичних моментів розподілу поляризаційних параметрів зображень таких біологічних структур.

2.4.4. Статистичний і фрактальний аналіз поляризаційних мап біологічних тканин

З метою пошуку можливостей диференціації оптико-геометричної будови архітектоніки БТ нами проведені порівняльні дослідження статистичної та фрактальної структури їх поляризаційних мап.

Досліджувалися такі біологічні об'єкти:

- фізіологічно нормальна та дистрофічно змінена м'язова тканина (МТ) – „структурована БТ з упорядкованою архітектонікою”;
- фізіологічно нормальна та патологічно змінена дерма шкіри (ДШ) – „структурована БТ з розупорядкованою архітектонікою”;
- фізіологічно нормальна та септично запалена легенева тканина (ЛТ) – „БТ з острівковою архітектонікою”.

Структуру поляризаційно-неоднорідних зображень зазначених об'єктів ілюструє серія рисунків – (Рис. 2.4.4 – Рис. 2.4.9).

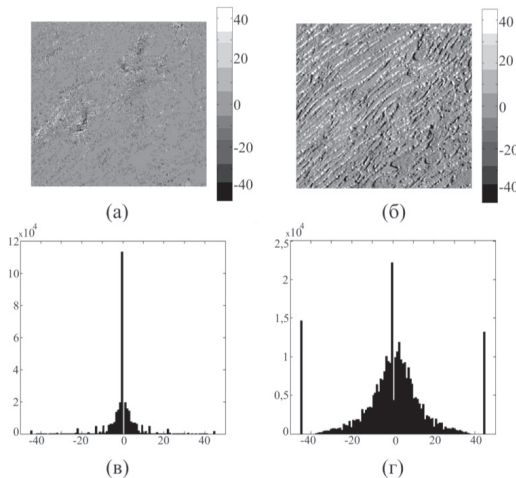


Рис. 2.4.5. Поляризаційні мапи дистрофічно зміненої МТ. Фрагменти (а, б) відповідають двовимірним розподілам (у градусах) азимутів і еліптичностей відповідно, (в, г) – гістограми поляризаційних параметрів

Проаналізуємо одержані результати. Для біологічних тканин з упорядкованою (м'язова тканина - МТ) і розупорядкованою (дерма шкіри - ДШ) архітектонічною сіткою структура їх поляризаційних мап у цілому відповідає вищенаведеній мапі поляризаційного зображення кісткової тканини (рис. 2.4.2). Даний факт свідчить про універсальність і адекватність запропонованого оптико-анізотропного моделювання їх архітектонічної складової як сукупності оптично одноосних двоприменезаломлюючих протеїнових структур. Головною відмінністю між поляризаційними мапами зразків МТ і ДШ є менші геометричні розміри поляризаційних доменів (фрагменти (а, б) на Рис. 2.4.4, Рис. 2.4.5 та Рис. 2.4.6, Рис. 2.4.7 відповідно).

З фізичного погляду „дрібномасштабність” поляризаційних мап ДШ може бути пов'язана з хаотичними орієнтаціями колагенових фібрил. За рахунок цього зменшується ділянки, в межах яких напрямки оптичних осей ρ однакові. Тому площі відповідних „монополяризованих” (співвідношення (2.4.11), (2.4.12) ділянок поляризаційних мап також зменшуються.

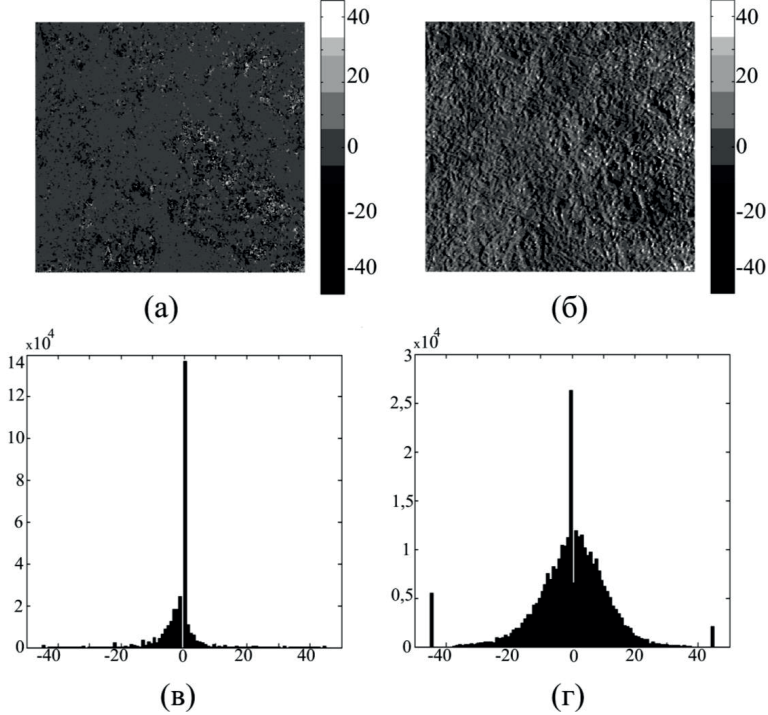


Рис. 2.4.6. Поляризаційні мапи фізіологічно нормальної ДШ. Фрагменти (а, б) відповідають двовимірним розподілам (у градусах) азимутів і еліптичностей відповідно, (в, г) – гістограми поляризаційних параметрів.

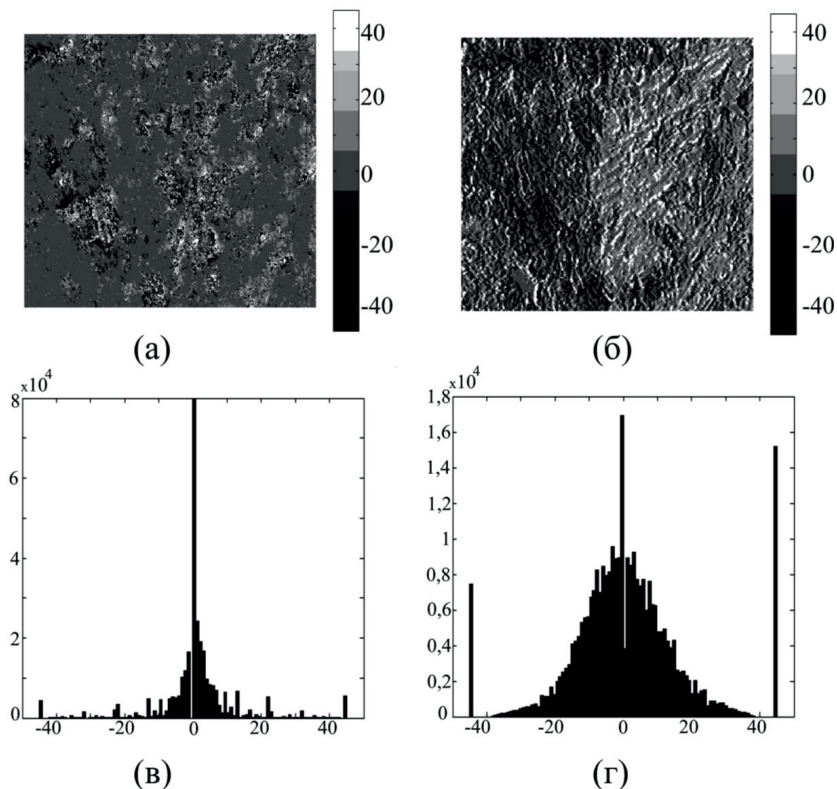


Рис. 2.4.7. Поляризаційні мапи патологічно зміненої ДШ. Фрагменти (а, б) відповідають двовимірним розподілам (у градусах) азимутів і еліптичностей відповідно, (в, г) – гістограми поляризаційних параметрів.

Порівняльний аналіз координатної та статистичної структури ПМ фізіологічно нормальних і патологічно змінених зразків структурованих БТ виявив:

1. Зменшення розмірів поляризаційних доменів поляризаційних мап м'язової тканини (Рис. 2.4.5 а, 2.4.5 б) і „звуження” інтервалів зміни випадкових значень азимутів і еліптичностей поляризації (Рис. 2.4.5 в, 2.4.5 г);
2. Масштабування поляризаційних доменів поляризаційних мап дерми шкіри (Рис. 2.4.7 а, 2.4.7 б) і збільшення інтервалів зміни випадкових значень азимутів і еліптичностей поляризації (Рис. 2.4.7 в, 2.4.7 г).

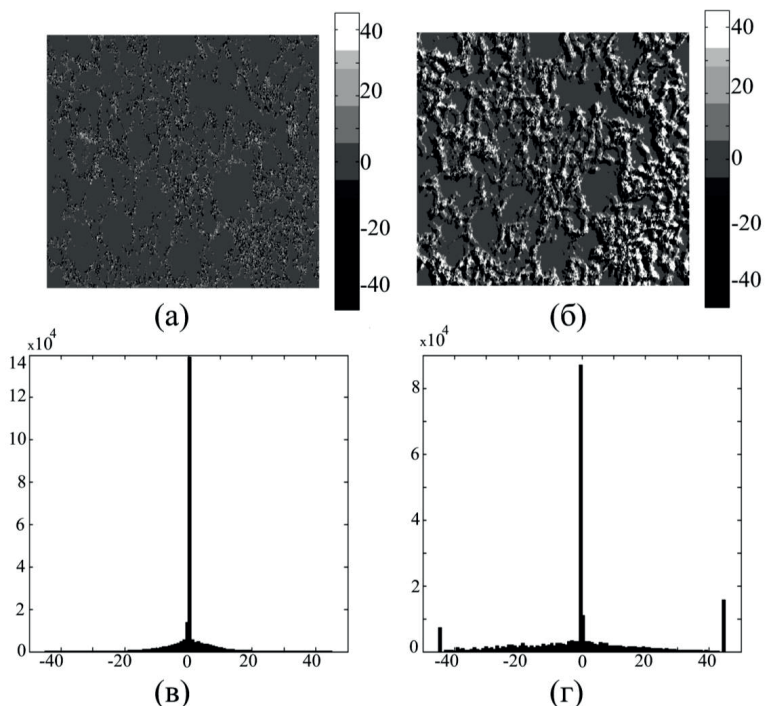


Рис. 2.4.8. Поляризаційні карти фізіологічно нормальної ЛТ. Фрагменти (а, б) відповідають двовимірним розподілам (у градусах) азимутів і еліптичностей відповідно, (в, г) – гістограми поляризаційних параметрів.

Така трансформація координатної структури ПМ може бути пов'язана з особливостями зміни оптико-геометричної будови архітекtonіки фізіологічно - аномальних БТ. Так, для дистрофічно змінених зразків МТ характерне збільшення діапазону (розупорядкування) орієнтацій оптичних осей двопронезаломлюючих міозинових фібрил при одночасному зменшенні показника двопронезаломлення їх речовини. Зворотні процеси (формування нових напрямків росту та збільшення анізотропії) мають місце для архітектонічної колагенової сітки патологічно змінених зразків ДШ.

Комп'ютерне моделювання процесів зміни оптико-геометричної будови архітектоніки БТ виявило, що ріст дисперсії орієнтацій оптичних осей двопронезаломлюючих фібрил (дегенеративно-дистрофічні зміни) найбільш виразно супроводжується зростанням 3-го та 4-го статистичних моментів (Рис. 2.3.5). Навпаки, зростання дисперсії фазових зсувів (патологічно змінена архітектоніка) супроводжується зменшенням величин асиметрії та ексцесу розподілів поляризаційних параметрів зображень БТ (Рис. 2.3.6).

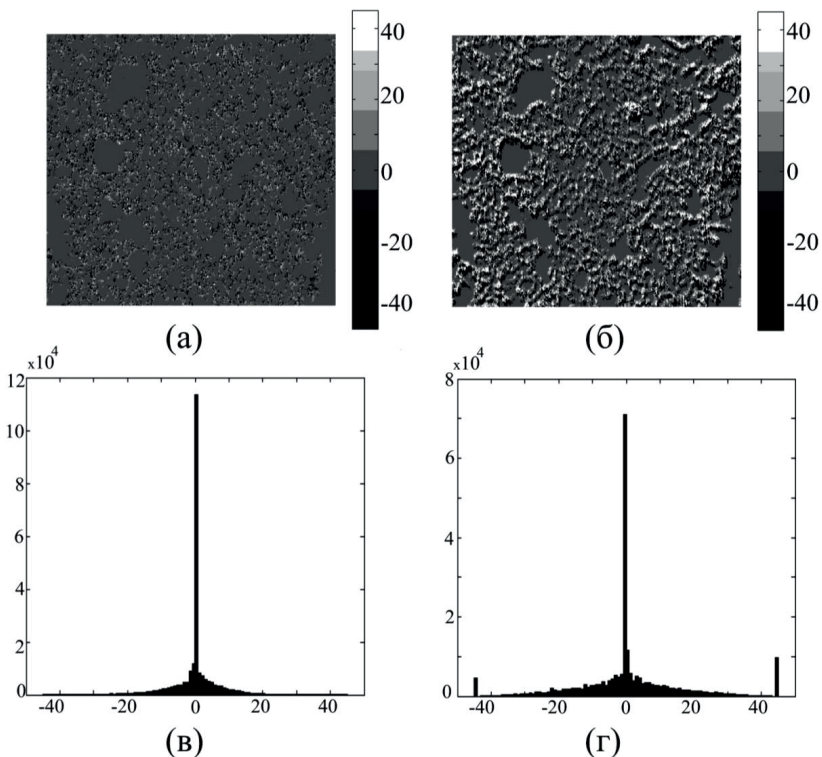


Рис. 2.4.9. Поляризаційні карти септично запаленої ЛТ. Фрагменти (а, б) відповідають двовимірним розподілам (у градусах) азимутів і еліптичностей відповідно, (в, г) – гістограми поляризаційних параметрів.

Експериментально можливості статистичної диференціації поляризаційних карт підтверджуються порівняльним аналізом величин сукупності статистичних моментів 1-го – 4-го порядків розподілу азимутів і еліптичностей поляризації зображень фізіологічно нормальних і фізіологічно змінених БТ (Табл. 2.4.2 – 2.4.4).

Таблиця 2.4.2.

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків ПМ МТ

Норма (21 зразок)			Патологія (22 зразки)		
S_i	α	β	S_i	α	β
S_1	$0,26 \pm 5\%$	$0,12 \pm 3\%$	S_1	$0,21 \pm 4\%$	$0,18 \pm 6\%$
S_2	$0,12 \pm 4\%$	$0,08 \pm 5\%$	S_2	$0,19 \pm 7\%$	$0,12 \pm 5\%$
S_3	$6,7 \pm 7\%$	$4,9 \pm 6\%$	S_3	$9,4 \pm 9\%$	$6,2 \pm 7\%$
S_4	$17,9 \pm 9\%$	$14,5 \pm 11\%$	S_4	$25,4 \pm 10\%$	$21,6 \pm 12\%$

Таблиця 2.4.3.

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків ПМ ДШ

Норма (23 зразки)			Патологія (21 зразок)		
S_i	α	β	S_i	α	β
S_1	$0,16 \pm 3\%$	$0,11 \pm 5\%$	S_1	$0,14 \pm 4\%$	$0,09 \pm 7\%$
S_2	$0,21 \pm 4\%$	$0,15 \pm 8\%$	S_2	$0,17 \pm 6\%$	$0,12 \pm 9\%$
S_3	$4,24 \pm 8\%$	$2,9 \pm 11\%$	S_3	$2,14 \pm 10\%$	$1,76 \pm 13\%$
S_4	$7,14 \pm 9\%$	$6,18 \pm 13\%$	S_4	$4,29 \pm 12\%$	$4,57 \pm 15\%$

Таблиця 2.4.4.

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків ПМ ЛТ

Норма (22 зразки)			Патологія (22 зразки)		
S_i	α	β	S_i	α	β
S_1	$0,08 \pm 5\%$	$0,06 \pm 7\%$	S_1	$0,09 \pm 4\%$	$0,08 \pm 6\%$
S_2	$0,19 \pm 7\%$	$0,16 \pm 9\%$	S_2	$0,21 \pm 6\%$	$0,2 \pm 8\%$
S_3	$3,12 \pm 8\%$	$2,64 \pm 11\%$	S_3	$2,04 \pm 9\%$	$1,18 \pm 12\%$
S_4	$6,92 \pm 11\%$	$2,17 \pm 13\%$	S_4	$4,17 \pm 12\%$	$7,28 \pm 15\%$

Проаналізуємо одержані результати. Видно, що зображення всіх розглянутих типів БТ характеризуються відмінними від нуля значеннями 3-го та 4-го статистичних моментів розподілів поляризаційних параметрів. Даний факт указує на відмінність їх імовірнісного розподілу від нормального. Справді, значення асиметрії та ексцесу азимутів і еліптичностей поляризації зображень БТ (табл. 2.4.2) з упорядкованою архітектонікою в 3-5 разів більші за значення аналогічних параметрів, що характеризують статистику 3-го – 4-го порядків поляризаційно неоднорідних зображень БТ з розупорядкованою архітектонікою (табл. 2.4.3). Це підтверджує той факт, що збільшення інтервалу випадкових напрямків оптичної осі анізотропних фібрил у певній мірі „наближає” їх статистику до нормального закону розподілу. Для статистичної структури поляризаційно-неоднорідних зображень БТ з острівковою архітектонікою (табл. 2.4.4) характерні менші, але не нульові значення статистичних моментів розподілів азимутів і еліптичностей поляризації вищих порядків.

Порівняльний аналіз статистичної структури поляризаційних мап фізіологічно нормальних і патологічних БТ виявив такі закономірності зміни моментів розподілів азимутів і еліптичностей поляризації. Для ПМ дегенеративно-дистрофічно змінених зразків МТ величини статистичних моментів 1-го – 2-го порядків розподілів азимутів і еліптичностей поляризації відрізняються від аналогічних параметрів ПМ здорової тканини не більше ніж на 5-10%. Найбільш суттєво відрізняються значення асиметрії та ексцесу (збільшення на 30 – 60%) координатних розподілів азимутів та еліптичностей поляризації відповідних зображень (Табл. 2.4.2). Пояснити це можна на основі комп’ютерного моделювання (Розділ 2, параграф 2.2.3) явища збільшення дисперсії орієнтацій оптичних осей міозинових фібрил і

відповідний цьому ріст статистичних моментів 3-го та 4-го порядків розподілів азимутів і еліптичностей поляризації. Для патологічних змін (збільшення дисперсії фазових зсувів, які вносяться речовиною архітектоніки) мають місце аналогічні (але зворотні) тенденції. Тому асиметрія і ексцес ПМ зображення патологічно змінених зразків ДШ (Табл. 2.4.3) зменшуються на 25 – 60%.

Для легеневої тканини запальні процеси супроводжуються формуванням набряків, які оптично виявляються у збільшенні двопронезаломлення відповідних анізотропних доменів. Внаслідок цього зростає дисперсія фазових зсувів і, відповідно, зменшуються (на 25 – 50%) асиметрія і ексцес в першу чергу розподілів еліптичностей поляризації зображень відповідних БТ.

Отже, статистичний аналіз поляризаційних мап біологічних тканин різної морфологічної будови виявив різницю у значеннях їх статистичних моментів 3-го та 4-го порядків розподілів азимутів і еліптичностей поляризації. Виявлені критерії можуть бути використані для диференціації зміни оптико-геометричної властивостей БТ, пов'язаних із їх фізіологічним станом. Зауважимо, що використання тільки статистичного підходу в аналізі ПМ не забезпечує цілковиту можливість однозначної диференціації фізіологічних станів БТ. Як видно з табл. 2.4.2 – 2.4.4, у межах досліджених груп фізіологічно нормальних і змінених БТ значення асиметрії та ексцесу розподілів азимутів і еліптичностей поляризації відповідних зображень можуть “перекриватися”.

З іншого боку, структуровані БТ мають ієрархічну, самоподібну побудову геометрії архітектоніки. Тому актуальне питання про визначення ступеня самоподібності оптичних проявів такої геометрії анізотропної складової структурованих БТ. З цією метою було здійснено дослідження самоподібності поляризаційних мап БТ на прикладі дерми шкіри.

На рис. 2.4.10 наведена сукупність $\log\text{-}\log$ залежностей ($\log P(\alpha) - \log(1/d)$, $\log P(\beta) - \log(1/d)$) розподілів поляризаційних параметрів зображень фізіологічно нормальної та патологічно зміненої дерми шкіри.

Аналіз одержаних даних виявив стохастичний характер поляризаційних мап здорової шкіри (Рис. 2.4.10). Залежність $\log P(\alpha) - \log(1/d)$ має два нахили в межах 3-х декад розмірів елементів архітектоніки дерми шкіри. Залежність $\log P(\beta) - \log(1/d)$ являє собою комбінацію “мононахиленої” та статистичної ділянки (Рис. 2.4.11 а, б). Патологічний стан такої БТ проявляється у „статистизації” її поляризаційних мап (Рис. 2.4.10 в, Рис. 2.4.10 г).

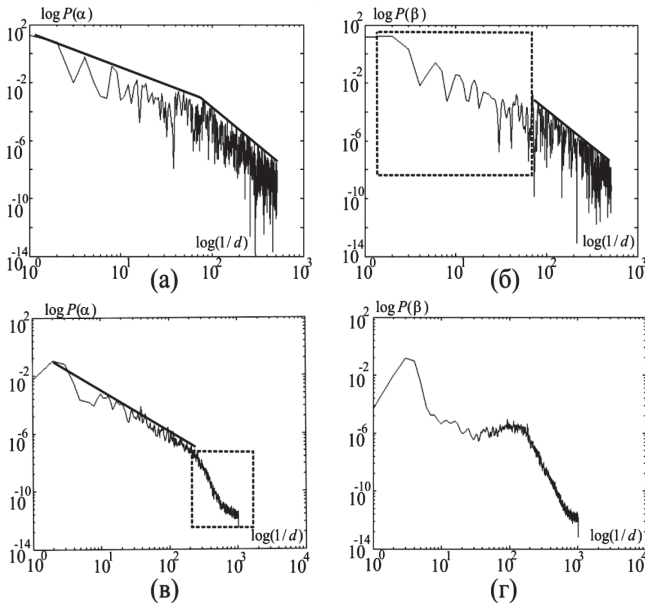


Рис. 2.4.10. Log-log залежності спектрів потужності азимутів і еліптичностей поляризації зображення фізіологічно нормальної (а, б) та патологічно зміненої (в, г) дерми шкіри.

Отже:

- Шляхом комп'ютерного моделювання теоретично виявлені й експериментально перевірені основні сценарії формування сингулярностей об'єктного поля біологічної шорсткої поверхні (нулі амплітуди розходяться, залишаючись в одній площині; пари нулів амплітуди розходяться, здійснюють обертальний рух або ж зворотно-поступальний рух по ламаній траєкторії, у проекції на площину спостереження; анігілюють не тільки нулі амплітуди різних знаків того ж самого диполя, але й нулі амплітуди протилежних знаків різних диполів), які мають діагностичне значення для класифікації таких об'єктів на випадкові й фрактальні.

- Уперше здійснена диференціація фізіологічно здорової та патологічно зміненої шкіри (ранні прояви псоріазу) на основі оцінювання статистичних моментів 1 – 4 порядків розподілу густини кількості нулів амплітуди граничного поля шорсткої поверхні шкіри.

- Знайдено взаємозв'язок між набором статистичних моментів 1 - 4 порядків, що описують мікрогеометрію поверхні й орієнтаційно-фазову будову архітекτονіки БТ, і сукупністю відповідних статистичних моментів розподілів азимутів і еліптичностей їх поляризаційних мап.

- З'ясовано, що причиною зростання асиметрії та ексцесу розподілів азимутів і еліптичностей зображення БТ є ріст дисперсії орієнтацій оптичних

осей протейнових фібрил (дегенеративно - дистрофічні зміни); зворотні процеси відповідають росту дисперсії фазових зсувів (патологічні зміни).

- Визначено, що ПМ фізіологічно нормальних БТ мають стохастичну структуру. Процеси патологічних змін БТ виявляються у статистичній структурі спектрів потужності розподілів азимутів і еліптичностей поляризації зображень їх архітектонічної структури.

Наголосимо, що діагностичне застосування досліджень поляризаційних мап БТ різної морфологічної будови та фізіологічного стану може бути значно розширене і поглиблене шляхом вивчення не тільки поляризаційних параметрів зображення біологічного об'єкта, а й сукупності механізмів, які формують таке зображення. Як було встановлено в Розділі 1 таку безпосередню інформацію про оптичні властивості біологічного об'єкта несе матриця Мюллера, двовимірні розподіли елементів якої і є предметом досліджень, результати яких наведено в наступному розділі роботи.

Розділ 2.5. ПОЛЯРИЗАЦІЙНА КОРЕЛОМЕТРІЯ ЗОБРАЖЕНЬ І ЛАЗЕРНИХ ПОЛІВ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

2.5.1. Про фізичний зміст комплексного ступеня взаємної поляризації двох точок об'єктного лазерного поля

Проаналізуємо результат суперпозиції двох хвиль з різними станами поляризації (рис. 2.5.1).

Розглядаємо випадок, коли дві взаємодіючі хвилі лінійно-поляризовані. Взаємно-ортогональні поляризовані хвилі, I та II, розбиваються на 2 ортогонально лінійні компоненти в базисі XOY (рис. 2.5.1 а).

Для ясності, x та y компоненти 2 хвиль представлені пунктирною і штрих пунктирною лініями, відповідно. Суперпозиція двох взаємно-ортогонально лінійно-поляризованих хвиль еквівалентна двом суперпонуючим системам інтерференційних смуг, що відповідають інтерференції x та y-компонентів двох хвиль.

Дві інтерференційні картини зсунуті на половину просторового періода, тому, що y-компоненти двох хвиль синфазні в тих точках, де x-компоненти протилежні по фазі і навпаки.

Відмітимо, що інтерференційні картини для обох компонент (рис. 2.5.1 а) мають однакову видність, яка відрізняється від 1 завдяки різним амплітудам 2 хвиль. Можна вибрати новий базис розкладу X'OY' таким чином, щоб видності двох компонентних картин були різними. Як наслідок, одна з цих картин може бути одиначної видності. Не дивлячись на це, завдяки ортогональності 2 хвиль, модуляція інтенсивності двох картин була б рівною, так, що картини були б взаємно доповнюючими, а результуюча видність рівна 0.

Так, ортогонально лінійно поляризовані хвилі формують однорідний розподіл інтенсивності з нульовою видністю.

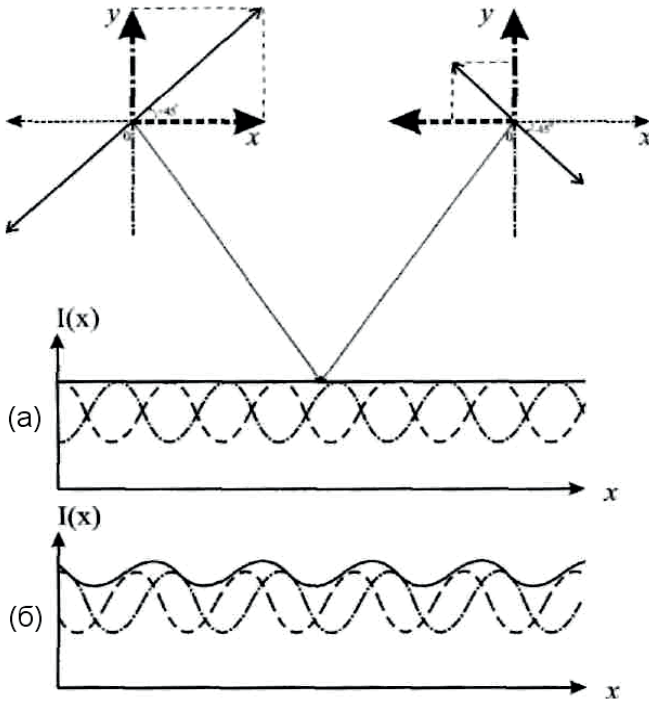


Рис. 2.5.1. Ілюстрація суперпозиції ортогональних лінійно-поляризованих полів. Наведена суперпозиція еквівалентна суперпозиції пунктирних (для x -компоненти) і штрих-пунктирних (y -компоненти) інтерференційних картин і приводить до однорідного розподілу інтенсивності в площині спостереження (нульова видність – рис. 2.5.1а). Фазовий зсув в x -компоненті пучка променів 1 приводить до ненульової видності результуючої картини, що впливає з неортогональності пучків променів 1 і 2 (рис.2.5.1б).

У рамках скалярного статистичного підходу, нульова видність відповідає повній декореляції двох розподілів, і у випадку, який нас цікавить це відповідає поляризаційно ортогональним розподілам з стаціонарною різницею фаз.

Подібна ситуація має місце, якщо розглядається більш загальний випадок суперпозиції хвиль з довільними взаємно ортогональними поляризаційними станами.

Змінюючи фазу x або y компонент однієї з суперполюючих хвиль (при незмінному співвідношенні амплітуд) отримуємо дві хвилі без поляризаційної ортогональності, що приводить до ненульової видимості результуючого розподілу, завдяки зсуву однієї з компонент картини (рис. 2.5.1 б).

Таке твердження ілюструється в наступному уявному експерименті. Давайте розглянемо двошпучковий інтерференційний експеримент Юнга (рис. 2.5.2), використовуючи пластинку $\lambda/4$ і лінійні поляризатори.

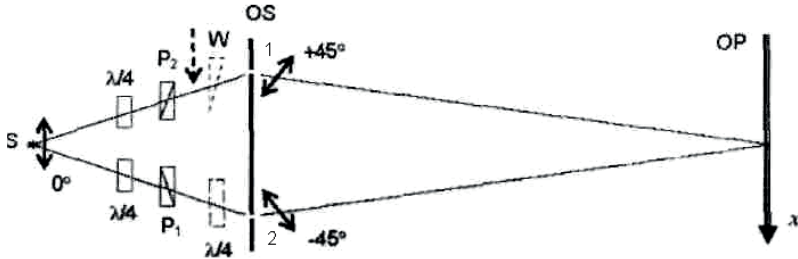


Рис. 2.5.2. Двошпучевий експеримент Юнга: S-джерело лінійного (x -поляризованого) первинного джерела, $\lambda/4$ - чверть-хвильова пластинка, P_1 , P_2 - лінійні поляризатори, OS- площина спостереження. Штриховий контрольований клин (W) використовується для спостереження модуляції поляризації в фіксованій точці площини спостереження. Штрихова чверть-хвильова пластинка використовується для забезпечення фазового зсуву між x та y - компонентами в нижньому плечі інтерферометра.

Дві хвилі формуються з рівними амплітудами і ортогонально лінійними поляризаторами з азимутами $+45^\circ$ і -45° в щілинах 1 і 2, відповідно. Виконується параксіальна апроксимація. У площині спостереження, яка паралельна екрану з щілинами, спостерігається однорідний розподіл інтенсивності.

Поляризаційний аналіз повинен виявити періодичну просторову модуляцію інтенсивності в площині спостереження (рис. 2.5.3).

У межах просторового періоду, поляризаційні зміни відбуваються плавно від горизонтальної лінійної (x -поляризація), через циркулярну з рухом вектора електричного поля проти годинникової стрілки, вертикальну лінійну (y -поляризація) і циркулярну за годинниковою стрілкою знову до горизонтальної лінійної (рис. 2.5.3 а).

Запропонований вище експеримент може бути використаний для створення елементарної моделі формування S-контурів, що розділяють найближчі C-точки з протилежним напрямками поляризації для випадкових, неоднорідно-поляризованих спекл-полів.

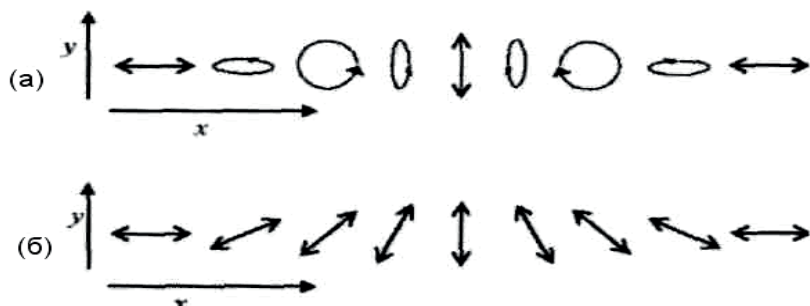


Рис. 2.5.3. Просторовий період модуляції поляризації результуючого поля для ортогонально лінійно ($\pm 45^\circ$) поляризованих полів джерелами яких є щілини (а) і ортогонально циркулярно поляризованих полів від щілин (б). В обох випадках розподіл, інтенсивність в площині спостереження однорідний, згідно з рис. 2.5.1а.

Так, якщо хвилі мають однакові амплітуди на виході щілин 1 та 2 і являються циркулярно поляризовані (за і проти годинникової стрілки), то, знову в площині спостереження реалізується однорідний розподіл інтенсивності. Далі, поляризаційна модуляція полягає у поступовій зміні азимута поляризації лише лінійно-поляризованого поля. (рис. 2.5.3 б).

Азимут поляризації здійснює повну зміну в межах просторового періоду, що відповідає скалярній інтерференційній картині, що могло б мати місце, якби стани поляризації в двох щілинах збігалися. Це і є модель, аналог S-контура.

Можна передбачати, що середня відстань між найближчими точками поля, де поляризації взаємно ортогональні (тобто середній розмір S-контурів, в рамках топологічного наближення), повинна бути порівняною з довжиною кореляції поля. В рамках статистичного наближення довжина кореляції визначається як напівширина функції взаємної поляризації. Змінюючи стан поляризації ортогональних компонент, при збереженні співвідношення амплітуд двох компонент, припускає, що зміну на π різниці фаз між компонентами. Природно, довжина кореляції поляризації поля наближається до середнього розміру спекла в однорідному поляризованому скалярному спекл-полі: $l_1 \approx \lambda / \theta$, де λ - довжина хвилі і θ - кут поля огляду з площини спостереження.

2.5.2. Комплексний ступінь взаємної поляризації лазерних полів багатошарових біологічних тканин

У даному підрозділі наведено матеріали, що ілюструють можливість визначення дійсної та уявної частини комплексного ступеня взаємної

поляризації шляхом вимірювання станів поляризації лазерної хвилі у різних точках лазерного поля.

Однією з головних переваг поляризаційної корелометрії у порівнянні з методами лазерної поляриметрії є азимутальна стабільність (незалежність від орієнтації ρ оптичної осі двопробенезаломлюючого кристала) параметра V , який згідно (2.5.1) визначається відносно сталого базису розкладу (XOY) амплітуди лазерного випромінювання.

На даний час відомі діагностичні методи, що базуються на експериментальному дослідженні статистичних $(M^{(s)})$ і фрактальних (η) параметрів координатних розподілів дійсної частини $\text{Re}\{V(X,Y)\}$ комплексного ступеня взаємної поляризації $V(X,Y)$ зображень БТ різної морфологічної будови і фізіологічного стану

$$\text{Re}V(r_1, r_2) = \frac{(E_x(r_1)E_x(r_2) - E_y(r_1)E_y(r_2))^2 + 4E_x(r_1)E_x(r_2)E_y(r_1)E_y(r_2)\cos(\delta_2(r_2) - \delta_1(r_1)))}{(E_x^2(r_1) + E_y^2(r_1))(E_x^2(r_2) + E_y^2(r_2))}. \quad (2.5.1)$$

З метою виявлення додаткових інформаційних можливостей поляризаційної корелометрії зображень БТ та їх лазерних полів повернемося ще раз до аналізу виразу (2.5.1) для комплексного ступеня взаємної поляризації V , який перепишемо у наступному вигляді:

$$V(r_1, r_2) = \frac{(U_x(r_1)U_x(r_2) - U_y(r_1)U_y(r_2))^2 + 4U_x(r_1)U_x(r_2)U_y(r_1)U_y(r_2)\cos\delta_{12} + i\sin\delta_{12}}{(U_x^2(r_1) + U_y^2(r_1))(U_x^2(r_2) + U_y^2(r_2))}. \quad (2.5.2)$$

Тут $\delta_{12} = \delta_2(r_2) - \delta_1(r_1)$. Визначимо дійсну ($\text{Re}\{V\}$) та уявну ($\text{Im}\{V\}$) частину комплексного ступеня взаємної поляризації V

$$\text{Re}\{V(r_1, r_2)\} = \frac{(U_x(r_1)U_x(r_2) - U_y(r_1)U_y(r_2))^2 + 4U_x(r_1)U_x(r_2)U_y(r_1)U_y(r_2)\cos\delta_{12}}{(U_x^2(r_1) + U_y^2(r_1))(U_x^2(r_2) + U_y^2(r_2))}; \quad (2.5.3)$$

$$\text{Im}\{V(r_1, r_2)\} = \frac{4U_x(r_1)U_x(r_2)U_y(r_1)U_y(r_2)\sin\delta_{12}}{(U_x^2(r_1) + U_y^2(r_1))(U_x^2(r_2) + U_y^2(r_2))}. \quad (2.5.4)$$

На основі виразів (2.5.3) і (2.5.4) одержимо аналітичні вирази для модуля $|V|$ і фази Ψ комплексного ступеня взаємної поляризації V

$$|V| = (\text{Re}\{V\})^2 + (\text{Im}\{V\})^2; \quad (2.5.5)$$

$$\Psi = \text{arctg} \frac{\text{Im}\{V\}}{\text{Re}\{V\}}. \quad (2.5.6)$$

Співвідношення (2.5.5) і (2.5.6) з урахуванням виразів (2.5.2) – (2.5.4) набувають вигляду

$$|V| = \frac{A^2 + B^2 + 2AB \cos \delta_{12}}{C^2} = Q(\rho_{12}) + W(\rho_{12}, \delta_{12}); \quad (2.5.7)$$

$$\Psi = \arctg \frac{B \sin \delta_{12}}{A + B \cos \delta_{12}} \equiv R(\rho_{12}, \delta_{12}), \quad (2.5.8)$$

$$\begin{cases} A = (U_x(r_1)U_x(r_2) - U_y(r_1)U_y(r_2))^2; \\ B = 4U_x(r_1)U_x(r_2)U_y(r_1)U_y(r_2); \\ C = (U_x^2(r_1) + U_y^2(r_1))(U_x^2(r_2) + U_y^2(r_2)). \end{cases} \quad (2.5.9)$$

Аналіз виразів (2.5.7) і (2.5.9) виявив, що $Q(\rho_{12}) > W(\rho_{12}; \delta_{12})$.

Тому модуль $|V|$ комплексного ступеня взаємної поляризації V переважним чином залежить від параметру $tg\Theta = \frac{U_y}{U_x}$, який в свою чергу визначається співвідношеннями між ортогональними складовими амплітуди U лазерного випромінювання, що опромінює біологічний об'єкт.

Іншими словами, координатний розподіл $|V|(x, y)$ визначається розподілами напрямів оптичних осей ($\rho(x, y) \rightarrow \begin{cases} U_x = U \cos \rho; \\ U_y = U \sin \rho. \end{cases} \rightarrow tg\rho \equiv tg\Theta$) сітки біологічних кристалів.

Фазова складова Ψ комплексного ступеня взаємної поляризації переважно визначається флуктуаціями фазових зсувів δ між U_x, U_y і є більш чутливою до змін величини оптичної анізотропії ($\delta(\Delta n)$) речовини двопроренезаломлюючих структур.

2.5.3. Комп'ютерне моделювання трансформації модуля і фази комплексного ступеня взаємної поляризації лазерного поля сіток двопроренезаломлюючих циліндричних кристалів

В якості віртуальних об'єктів розглядалися моношари сіток оптично анізотропних циліндрів наступних типів:

- система ($N = 55$) впорядкованих прямолінійних двопроренезаломлюючих ($\Delta n = 1,5 \times 10^{-1}$) циліндрів з діаметром $\otimes = 50 \mu m$;
- система ($N = 55$) криволінійних (колоподібних $R = 300 \mu m$) оптико анізотропних ($\Delta n = 1,5 \times 10^{-3}$) циліндрів з діаметром $\otimes = 50 \mu m$.
- суперпозиція послідовно розташованих “прямолінійно-криволінійно” шарів двопроренезаломлюючих циліндрів.

Даний вибір об'єктів дозволяє достатньо повно описати і проаналізувати поляризаційні властивості широкого різноманіття сіток біологічних кристалів, які формують фібрилярну структуру позаклітинної матриці всіх основних типів тканин людини.

На рис. 2.5.4, рис. 2.5.5 приведено серії координатних розподілів модуля $|V|$ і фази Ψ комплексного ступеня взаємної поляризації V об'єктних полів кристалічної сітки прямолінійних циліндрів в різних зонах дифракції, а також статистичні моменти 1-го – 4-го порядків $M_{|V|}^{(s)}, M_{\Psi}^{(s)}$, автокореляційні

функції $K_{\nu_1}(\Delta x), K_{\nu_2}(\Delta x)$ і $\text{Log} - \text{log}$ залежності спектрів потужності $J_{\nu_1}(\nu), J_{\nu_2}(\nu)$, які характеризують такі розподіли ($|V|(x, y)$ і $\Psi(x, y)$).

Аналіз координатної структури параметрів ($|V|, \Psi$) комплексного ступеня взаємної поляризації V об'єктних полів модельних кристалічних сіток у різних зонах дифракції виявив:

- В усіх зонах дифракції поляризаційно-кореляційні мапи ($|V|(x, y), \Psi(x, y)$) об'єктного поля характеризуються координатно неоднорідними розподілами з максимальним діапазоном модуля ($0,0 \leq |V| \leq 1,0$) і фази ($0,0 \leq \Psi \leq \pi$) комплексного ступеня взаємної поляризації V .

- У граничній зоні дифракції та зонах дифракції Френеля і Фраунгофера двовимірні розподіли модуля $|V|$ комплексного ступеня взаємної поляризації сітки прямолінійних циліндрів сформовані достатньо подібними за формою та площею доменами $|V_k|(x, y) \approx \text{const}$. Для сітки криволінійних циліндрів має місце тенденція до зростання розмірів відповідних доменів. Такі результати підтверджують попередній прогноз (дивись співвідношення (2.5.18), (2.5.20)) про просторову стабільність (стаціонарність) координатної структури поляризаційно-кореляційних мап моноорієнтованих кристалів і, навпаки, про суттєву залежність розподілів $|V|(x, y)$ лазерних полів розупорядкованих за напрямками оптичних осей двоприменезаломлюючих циліндрів. Розміри доменів поляризаційно-кореляційних мап $|V|(x, y)$ лазерного поля сітки криволінійних циліндрів в 2 – 3 рази більші за геометричні розміри відповідних структур $|V_k|(x, y) \approx \text{const}$ у полі лазерного випромінювання, розсіяного сіткою анізотропних кристалів з прямолінійними оптичними осями - $20 \mu\text{m} \leq H \leq 50 \mu\text{m}$ і $10 \mu\text{m} \leq h \leq 25 \mu\text{m}$, відповідно.

- Координатні розподіли фази $\Psi(x, y)$ комплексного ступеня взаємної поляризації V також мають доменну структуру, масштаби і форма якої суттєво залежить від форми циліндрів та зони реєстрації.

- В граничній зоні дифракції “фазові” домени $\Psi_k(x, y) \approx \text{const}$ близькі за конфігурацією (але менші за площею) до координатної структури кристалічної сітки прямолінійних двоприменезаломлюючих циліндрів.

- У зоні дифракції Френеля вони трансформуються у замкнені контури, ексцентриситет яких збільшується по мірі віддалення від кристалічної сітки.

- У зоні дифракції Фраунгофера фазові домени характеризуються більшим ексцентриситетом і декількома масштабами геометричних розмірів.

Рис. 2.5.6 і рис. 2.5.7 ілюструють сукупність статистичних, кореляційних і фрактальних параметрів розподілів $|V|(x, y)$ і $\Psi(x, y)$ об'єктних полів сітки двоприменезаломлюючих циліндрів з колоподібними оптичними осями.

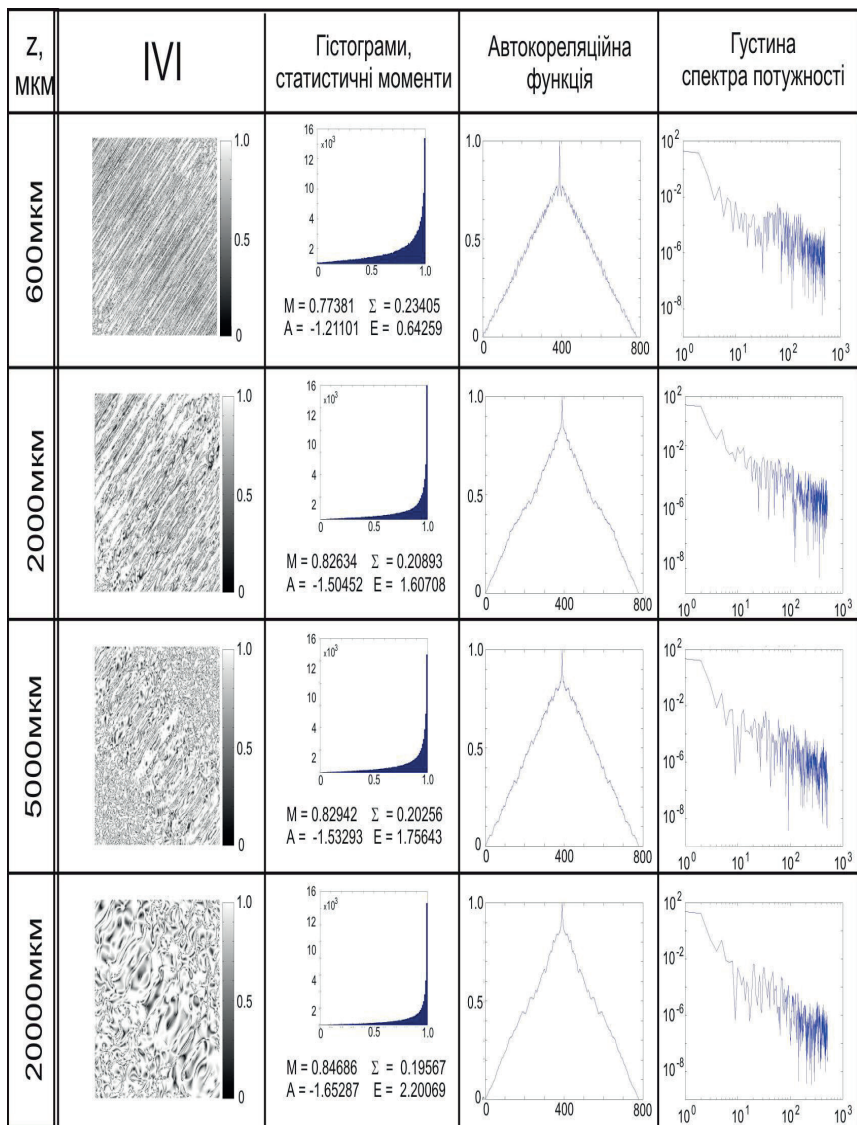


Рис. 2.5.4. Статистичні моменти ($M_{|V|}^{(s)}$), автокореляційні функції ($K_{|V|}(\Delta x)$), Log – log залежності спектрів потужності ($J_{|V|}$) координатних розподілів модуля $|V|$ комплексного ступеня взаємної поляризації лазерного поля сітки прямолінійних двопронезаломлюючих циліндрів.

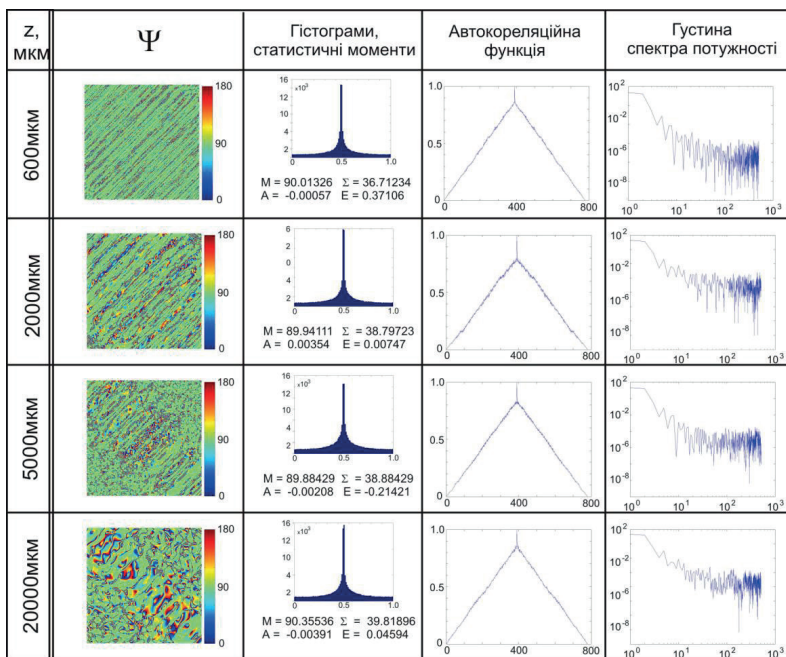


Рис. 2.5.5. Статистичні моменти ($M_{\Psi}^{(s)}$), автокореляційні функції ($K_{\Psi}(\Delta x)$), Log – log залежності спектрів потужності (J_{Ψ}) координатних розподілів фази Ψ комплексного ступеня взаємної поляризації лазерного поля сітки прямолінійних двопронезаломлюючих циліндрів.

Сітка прямолінійних циліндрів

Спектри потужності. Log – log залежності спектрів потужності J_{Ψ} координатних розподілів значень $|V|(x, y)$ лазерних полів в різних зонах дифракції (рис. 2.5.4, $z = 2000 \mu\text{m}; 5000 \mu\text{m}; 20000 \mu\text{m}$) вказують на просторову стабільність даного параметру в процесі розповсюдження у вільному просторі. Так, в усіх зонах дифракції апроксимуючі криві $\Phi(\eta)$ являють собою “мононахилені” ($\eta = const$) прямі.

Інша картина спостерігається при аналізі спектрів потужності J_{Ψ} . Множини значень фази Ψ комплексного ступеня взаємної поляризації V у зоні дифракції Френеля статистичні – для апроксимуючих кривих відсутній стабільний нахил (рис. 2.5.5 $z = 2000 \mu\text{m}; 5000 \mu\text{m}; 20000 \mu\text{m}$). Координатна структура фазових поляризаційно-кореляційних мап $\Psi(x, y)$ у зоні дифракції Фраунгофера мультифрактальна – криві $\Phi(\eta)$ являють ламану з двома характеристичними значеннями кута нахилу η_1 (низькі частоти) і η_2 (середні і високі частоти $\Phi(\eta)$).

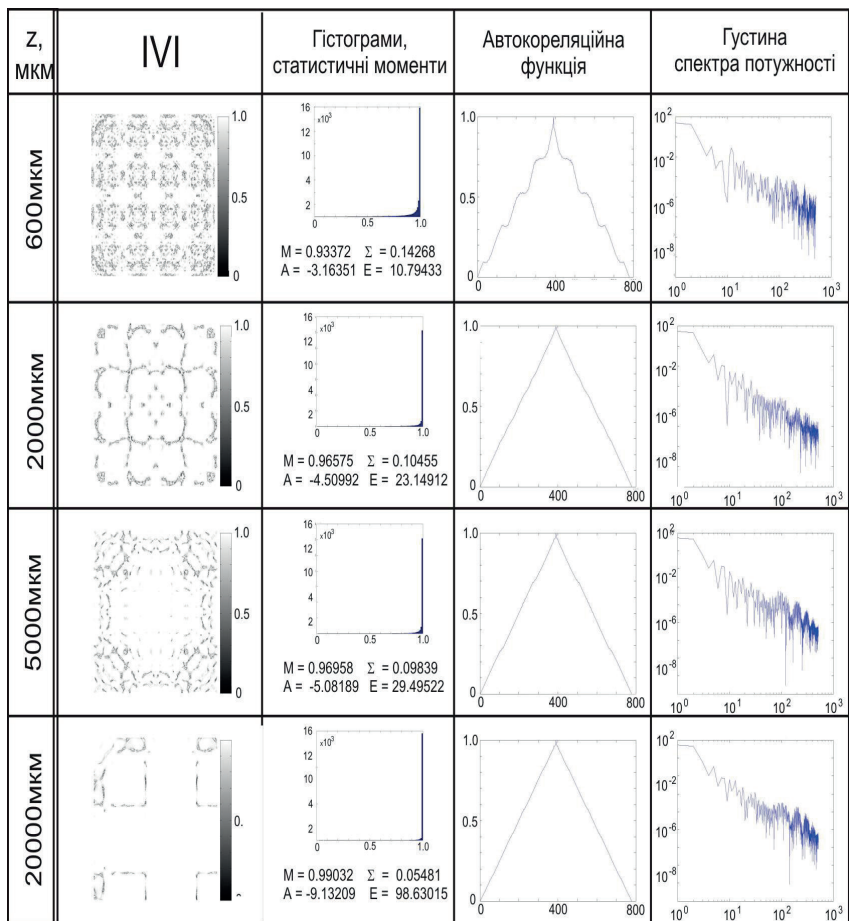


Рис. 2.5.6. Статистичні моменти ($M_{|V|}^{(s)}$), автокореляційні функції ($K_{|V|}(\Delta x)$), Log – log залежності спектрів потужності ($J_{|V|}$) координатних розподілів модуля $|V|$ комплексного ступеня взаємної поляризації лазерного поля сітки криволінійних двопротезаломлюючих циліндрів.

• *Статистичні моменти.* Найбільш діагностично чутливим до дифракційної еволюції координатних розподілів $|V(x, y)|$ поляризаційно-неоднорідних лазерних полів сіток циліндричних кристалів є асиметрія $M_{|V|}^{(3)}$ та ексцес $M_{|V|}^{(4)}$, які максимальні за власними значеннями ($M_{|V|}^{(3,4)} \gg M_{|V|}^{(1,2)}$) і зазнають найбільшого діапазону змін ($1,2 \leq M_{|V|}^{(3)} \leq 1,65$) і ($0,64 \leq M_{|V|}^{(4)} \leq 2,2$) (рис. 2.5.4, $z = 2000 \mu\text{m}; 5000 \mu\text{m}; 20000 \mu\text{m}$).

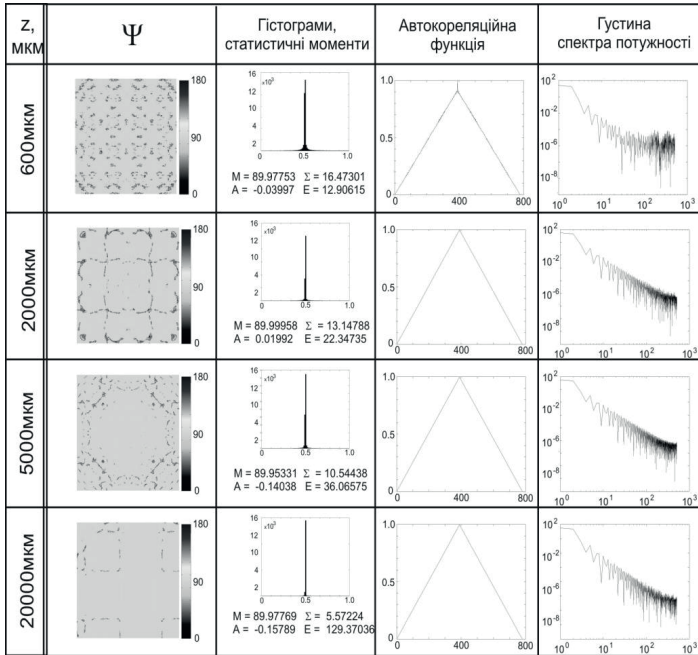


Рис. 2.5.7. Статистичні моменти ($M_{\Psi}^{(s)}$), автокореляційні функції ($K_{\Psi}(\Delta x)$), Log – log залежності спектрів потужності (J_{Ψ}) координатних розподілів фази Ψ комплексного ступеня взаємної поляризації лазерного поля сітки криволінійних двопроріззаломлюючих циліндрів.

Розподіли фази $\Psi(x,y)$ КСВП близькі до нормальних в усіх зонах дифракції $M_{|\Psi|}^{(1;2)} \gg M_{|\Psi|}^{(3;4)}$ (рис. 2.5.5, $z = 2000 \mu m; 5000 \mu m; 20000 \mu m$).

Сітка криволінійних циліндрів

• *Спектри потужності.* Log – log залежності спектрів потужності J координатних розподілів модуля $|\Psi(x,y)|$ (рис. 2.5.6) і фази $\Psi(x,y)$ (рис. 2.5.7) комплексного ступеня взаємної поляризації V лазерних полів вказують на те, що множини значень таких параметрів у різних зонах дифракції зазнають еволюції від статистичних (зона дифракції Френеля ($z = 5000 \mu m$)) до мультифрактальних (зона дифракції Фраунгофера ($z = 20000 \mu m$)).

• *Статистичні моменти.* Дифракційна зміна ($z = 2000 \mu m; 5000 \mu m; 20000 \mu m$) статистичних моментів 1-го – 4-го порядків $M_{|\Psi|}^{(s)}$ координатних розподілів $|\Psi(x,y)|$ (рис. 2.5.6) і $\Psi(x,y)$ (рис. 2.5.7) чітко пов'язана зі змінами кореляційних ($L(|\Psi|); L(\Psi)$) і фрактальних ($\eta(|\Psi|); \eta(\Psi)$) параметрів, які характеризують поляризаційно-неоднорідне поле даного кристалічного шару. Так, по мірі віддалення від площини сітки криволінійних двопроріззаломлюючих

циліндрів ($z = 2000 \mu m; 5000 \mu m; 20000 \mu m$), як і у попередньому випадку зростає середнє ($M_{|V|,\Psi}^{(1)}$), асиметрія ($M_{|V|,\Psi}^{(3)}$ - у 3 – 8 рази) і ексцес ($M_{|V|,\Psi}^{(4)}$ - у 9 - 10 раз) розподілів значень модуля і фази комплексного ступеня взаємної поляризації. Дисперсія ($M_{|V|,\Psi}^{(2)}$) координатних розподілів $|V|(x,y)$ і $\Psi(x,y)$ даного поляризаційно-неоднорідного об'єктного поля, навпаки, зменшується. Найбільш чутливим до дифракційної трансформації координатних розподілів модуля $|V|$ і фази Ψ комплексного ступеня взаємної поляризації поля лазерного випромінювання, перетвореного шаром кристалів з криволінійними оптичними осями, залишаються асиметрія $M_{|V|,\Psi}^{(3)}$ та ексцес $M_{|V|,\Psi}^{(4)}$.

Слід зазначити, що переважну роль у формуванні розподілів $|V|(x,y)$ відіграє орієнтаційна будова ($\rho(x,y)$) сітки біологічних кристалів (співвідношення (2.5.7)), а у формуванні розподілу фазової компоненти $\Psi(x,y)$ комплексного ступеня взаємної поляризації - оптична анізотропія речовини ($\delta(x,y)$) таких кристалів (співвідношення (2.5.8)) та оптико-геометрична фазова модуляція $\varphi(x,y)$.

Тому, статистичні, кореляційні і фрактальні параметри модуля комплексного ступеня взаємної поляризації $|V|[\rho(x,y)]$ поля розсіяного випромінювання є інформативними у різних зонах дифракції, які містять інформацію про “орієнтаційні” параметри сіток біологічних кристалів.

На відміну від цього, параметри розподілу $\Psi[\varphi(x,y)]$ в різних зонах дифракції несуть інформацію про особливості змін оптичної анізотропії біологічного об'єкту.

Отже, дослідження еволюції сукупності параметрів ($M_{|V|,\Psi}^{s=1,2,3,4}; L(|V|,\Psi); \Phi(\eta)$), які характеризують розподіли модуля $|V|$ і фази Ψ комплексного ступеня взаємної поляризації V об'єктних полів сіток двопронезаломлюючих циліндричних кристалів виявили нові можливості роздільної і більш чутливої діагностики орієнтаційно ($|V|[\rho(x,y)]$) - фазової ($\Psi[\varphi(x,y)]$) диференціації оптичних властивостей сіток біологічних кристалів у порівнянні з методами лазерної поляриметрії.

З метою дослідження можливостей та обґрунтування діагностичних можливостей поляризаційної корелометрії проводилося порівняльне комп'ютерне моделювання еволюції статистичних, кореляційних і фрактальних параметрів, які характеризують модуль $|V|$ і фазу Ψ комплексного ступеня взаємної поляризації V лазерних полів сіток циліндричних кристалів з різним двопронезаломленням.

Розглядалися два типи кристалічних сіток, які моделюють ситуації здорової тканини (**A** – всі циліндри володіють однаковим двопронезаломленням $\Delta n = 1,5 \times 10^{-2}$) і патологічно зміненої (**B** – центральні три циліндри характеризуються аномально високим показником $\Delta n = 1,5 \times 10^{-1}$).

2.5.4. Поляризаційно-кореляційна диференціація лазерних полів кристалічних сіток з різним двопронезаломленням

На рис. 2.5.3 - рис. 2.5.7 приведені серії координатних розподілів модуля $|V|$ і фази Ψ комплексного ступеня взаємної поляризації V лазерного поля сіток прямолінійних і криволінійних циліндрів **А** і **Б** типів, а також їх автокореляційні функції $K_{|V|}; K_{\Psi}$, Log-log залежності спектрів потужності $J_{|V|, \Psi}$ і статистичні моменти $M_{|V|, \Psi}^{s=1;2;3;4}$, розраховані для зон дифракції Френеля ($z = 5000 \mu m$) і Фраунгофера ($z = 10000 \mu m$).

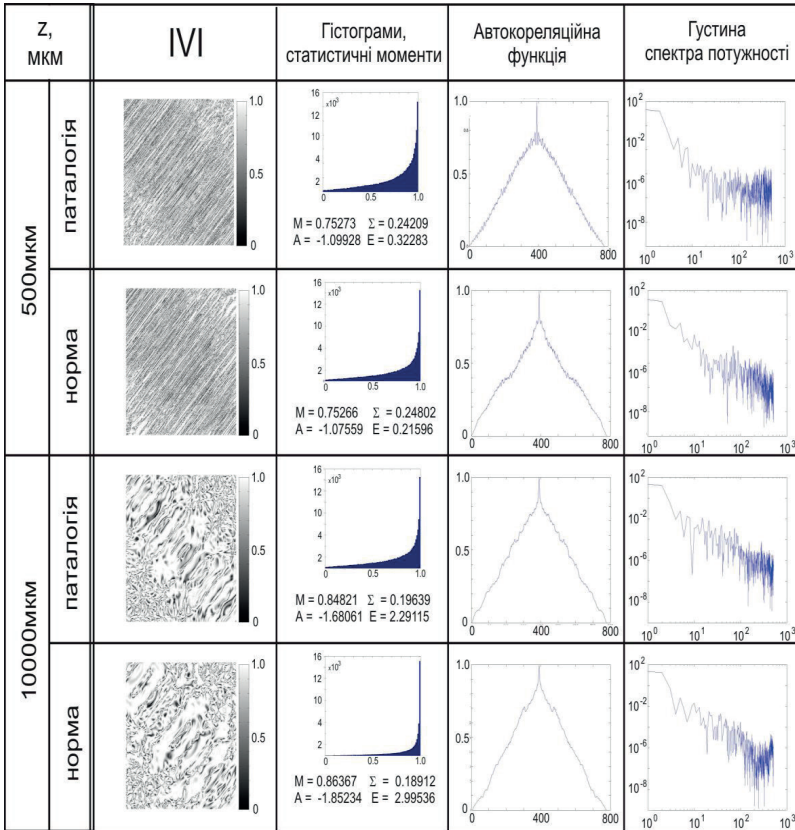


Рис. 2.5.8. Статистичні моменти $M_{|V|}^{s=1;2;3;4}$, автокореляційні функції $K_{|V|}$, Log – log залежності спектрів потужності $J_{|V|}$ координатних розподілів модуля $|V|$ комплексного ступеня взаємної поляризації лазерного поля сітки прямолінійних двопронезаломлюючих циліндрів **А** і **Б** типів

Порівняльний аналіз координатних розподілів модуля $|V(x,y)|$ комплексного ступеня взаємної поляризації лазерного поля кристалічних сіток двопронезаломлюючих прямолінійних циліндрів в різних зонах дифракції ($z = 5000 \mu\text{m}; 10000 \mu\text{m}$) виявив:

- Найбільш чутливим до зміни показника двопронезаломлення є 4-й статистичний момент поляризаційно-кореляційної мапи ($|V(x,y)|$) модуля комплексного ступеня взаємної поляризації (рис. 2.5.8, рис. 2.5.10). На це вказують більші (~40% - 50%) його значення для лазерного поля кристалічних сіток **Б** типу в усіх зонах дифракції ($z = 5000 \mu\text{m}; 10000 \mu\text{m}$). Окрім цього, для криволінійних циліндрів (рис. 2.5.10) значення ексцесу координатних розподілів $|V(x,y)|$ приблизно в 10 разів більші за аналогічний рівень статистичного моменту $M_{|V|}^{(4)}$, розрахованого для прямолінійної кристалічної сітки (рис. 2.5.12).

- Півширина $L(|V|)$ автокореляційних функцій $K_{|V|}(\Delta x)$ розподілів $|V(x,y)|$ лазерних полів кристалічних сіток **А** і **Б** типів (рис. 2.5.8, рис. 2.5.10) мало змінюється в різних зонах дифракції ($z = 5000 \mu\text{m}; 10000 \mu\text{m}$) і слабо залежить від зміни оптичної анізотропії речовини кристалічних сіток – відмінності складають 10% - 15%.

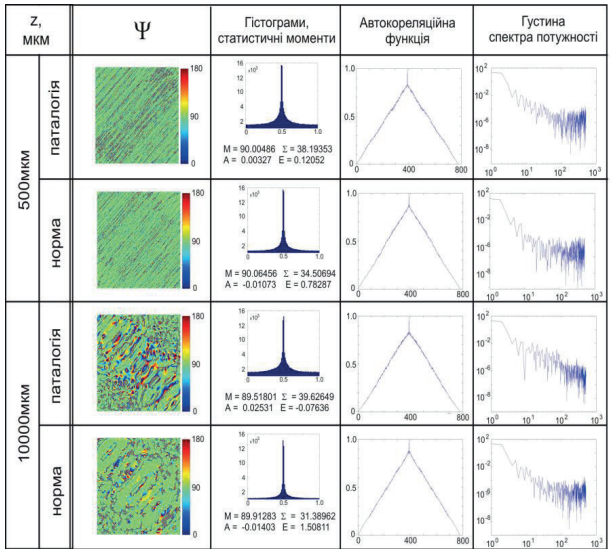


Рис. 2.5.9. Статистичні моменти $M_{\Psi}^{s=1;2;3;4}$, автокореляційні функції K_{Ψ} , $\text{Log} - \log$ залежності спектрів потужності J_{Ψ} координатних розподілів фази Ψ комплексного ступеня взаємної поляризації лазерного поля сітки прямолінійних двопронезаломлюючих циліндрів **А** і **Б** типів.

• Апроксимуючі криві $\Phi(\eta)$ до Log – log залежностей відповідних спектрів потужності $J_{|V|}$ мають стабільне значення кута нахилу η в межах всього діапазону розмірів кристалічної сітки циліндрів **A** – типу (рис. 2.5.8, рис. 2.5.10). Для сукупності кристалічних циліндрів **B** типу має місце тенденція до формування статистичного розподілу значень $|V(x,y)|$, - відсутнє стабільне значення η ($z = 5000 \mu m, 10000 \mu m$).

Отже, можна констатувати, що статистичні ($M_{|V|,s}^{s=1,2,3,4}$), кореляційні ($L(|V|)$) і фрактальні ($\Phi_{|V|}(\eta)$) параметри координатних розподілів модуля $|V(x,y)|$ комплексного ступеня взаємної поляризації V (рис. 2.5.8, рис. 2.5.10) лазерних полів оптико-анізотропних структур з різним двопронезаломленням є чутливими до зміни розподілу фазових зсувів ($\delta(x,y)$).

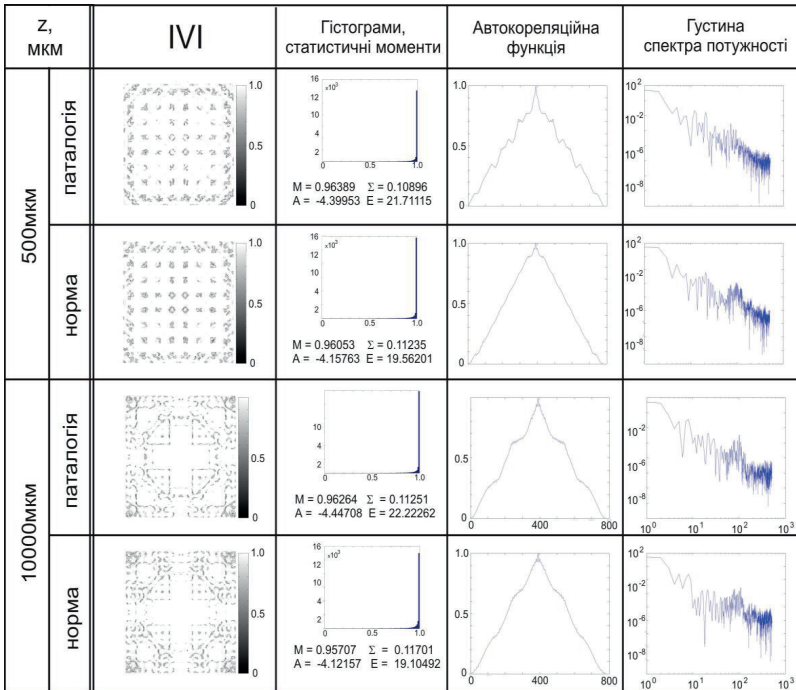


Рис. 2.5.10. Статистичні моменти $M_{|V|,s}^{s=1,2,3,4}$, автокореляційні функції $K_{|V|}$, Log – log залежності спектрів потужності $J_{|V|}$ координатних розподілів модуля $|V|$ комплексного ступеня взаємної поляризації лазерного поля сітки криволінійних двопронезаломлюючих циліндрів **A** і **B** типів.

З одержаних даних про координатні розподіли фази $\Psi(x,y)$ комплексного ступеня взаємної поляризації V полів сіток циліндричних кристалів **A** і **B** типів (рис. 2.5.9, рис. 2.5.11) видно, що:

- Найбільш чутливим до змін двопронезаломлення сіток прямолінійних і криволінійних циліндрів є ексцес координатних розподілів $\Psi(x,y)$. У зоні дифракції Френеля ($z = 5000 \mu\text{m}$) відповідний статистичний момент 4-го порядку координатних розподілів $\Psi(x,y)$ об'єктів **B** типу в 6 - 7 разів вищий за аналогічний параметр, який характеризує поляризаційно-кореляційну структуру лазерного випромінювання, дифрагованого на кристалічній сітці **A** типу. В далекій зоні дифракції Фраунгофера ($z = 10000 \mu\text{m}$) такі відмінності між величинами статичного моменту $M_{\Psi}^{s=4}$ досягають 15 разів.

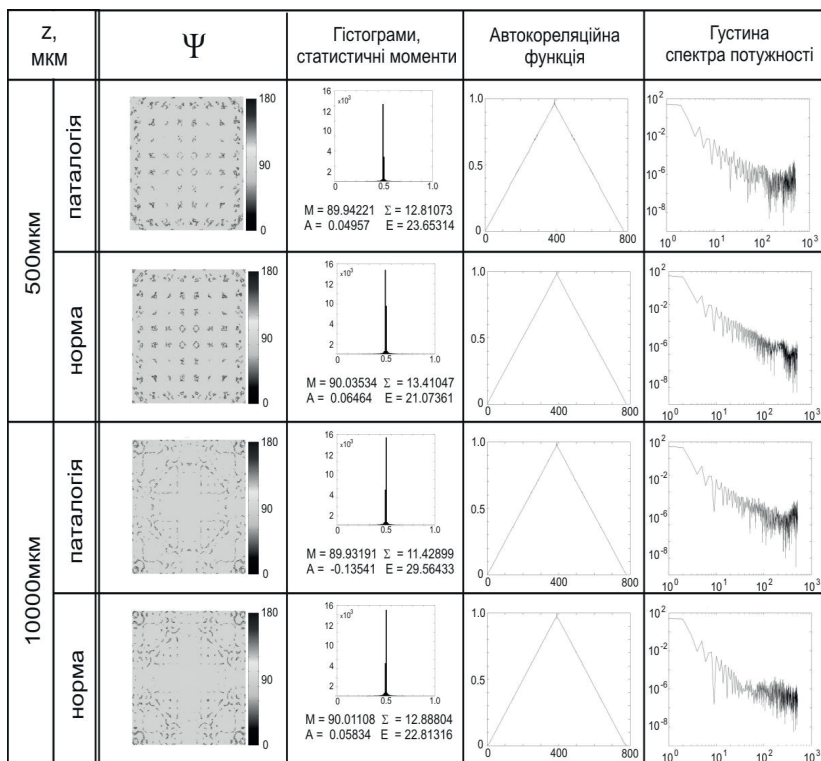


Рис. 2.5.11. Статистичні моменти $M_{\Psi}^{s=1,2,3,4}$, автокореляційні функції K_{Ψ} , Log – log залежності спектрів потужності J_{Ψ} координатних розподілів фази Ψ комплексного ступеня взаємної поляризації лазерного поля сітки криволінійних двопронезаломлюючих циліндрів **A** і **B** типів.

• Півширина $L(\Psi)$ автокореляційних функцій $K_{\psi}(\Delta x)$ розподілів $\Psi(x, y)$ поляризаційно-неоднорідних полів сіток циліндричних кристалів (рис. 2.5.9, рис. 2.5.11) суттєво змінюється в різних зонах дифракції ($z = 5000 \mu m; 10000 \mu m$) і виразно залежить від зміни оптичної анізотропії їх речовини – відмінності складають 2,5 рази (зона дифракції Френеля, $z = 5000 \mu m$) і 1,7 разів (зона дифракції Фраунгофера, $z = 10000 \mu m$).

• Апроксимуючі криві $\Phi(\eta)$ до $\text{Log} - \text{log}$ залежностей відповідних спектрів потужності J_{ψ} мають стабільне значення кута нахилу η в межах всього діапазону розмірів кристалічної сітки прямолінійних і колоподібних циліндрів А типів (рис. 2.5.9, рис. 2.5.11). Для системи криволінійних циліндрів Б типу має місце тенденція до формування статистичного розподілу значень $\Psi(x, y)$ відповідного поляризаційно-неоднорідного поля.

Таким чином, встановлена суттєва залежність сукупності статистичних ($M_{\psi}^{s=12,3;4}$), кореляційних ($L(\Psi)$) і фрактальних ($\Phi_{\psi}(\eta)$) параметрів координатного розподілу фази $\Psi(x, y)$ комплексного ступеня взаємної поляризації V лазерного поля сіток циліндричних кристалів різної геометрії від зміни двопронезаломлення їх речовини.

Одержані дані комп'ютерного моделювання було покладено в основу планування експерименту та аналізу одержаних даних про кореляційну структуру поляризаційно-неоднорідних полів сіток біологічних кристалів основних типів тканин людини.

2.5.5. Методика експериментального вимірювання модуля і фази комплексного ступеня взаємної поляризації лазерних полів біологічних тканин

Схема традиційного оптичного розташування для експериментального вимірювання координатних розподілів модуля $|V|$ і фази Ψ комплексного ступеня взаємної поляризації V лазерних полів БТ представлена на рис. 2.5.12.

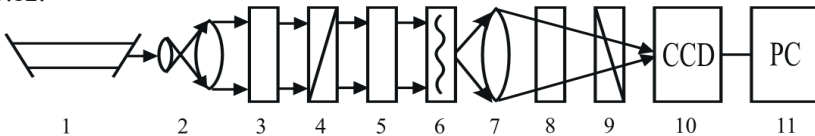


Рис. 2.5.12. Оптична схема лазерного поляриметра. Пояснення у тексті.

Освітлення проводилося паралельним ($\emptyset = 10^4 \mu m$) пучком He-Ne лазера ($\lambda = 0.6328 \mu m$, $W = 5.0 \text{ мВт}$). Поляризаційний освітлювач складається з чвертьхвильових пластинок 3; 5 і поляризатора 4, що забезпечувало формування лазерного пучка з бажаним азимутом $0^\circ \leq \alpha_0 \leq 180^\circ$ або еліптичністю $0^\circ \leq \beta_0 \leq 90^\circ$ поляризації.

Поляризаційні зображення БТ та “перерізи” об’єктного поля в різних зонах дифракції за допомогою мікрооб’єктива 7 проєктувалися в площину світлочутливої площадки (800x600 пікселів) CCD-камери 10, яка забезпечувала діапазон вимірювання структурних елементів БТ для наступних розмірів 2 мкм – 2000 мкм.

Аналіз зображень БТ та сформованих ними об’єктних полів здійснювався за допомогою поляризатора 9 та чвертьхвильової пластинки 8.

Методика експериментальних вимірювань зазначених поляризаційно-кореляційних параметрів наступна:

1. Вимірюється (без аналізатора 8) координатний розподіл $\begin{pmatrix} r_{11} \dots r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1} \dots r_{nm} \end{pmatrix}$ інтенсивності зображення біологічної тканини $I \begin{pmatrix} r_{11} \dots r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1} \dots r_{nm} \end{pmatrix}$, де $m \times n$ - сукупність пікселів цифрової камери 9.

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

3. Обертанням площини пропускання аналізатора в межах $\Theta = 0^\circ \div 180^\circ$ визначають множини значень мінімальної та максимальної інтенсивності $I_{\min} \begin{pmatrix} r_{11} \dots r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1} \dots r_{nm} \end{pmatrix}$; $I_{\max} \begin{pmatrix} r_{11} \dots r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1} \dots r_{nm} \end{pmatrix}$ лазерного зображення для кожного окремого пікселя (m,n) CCD-камери та відповідні їм кути повороту $\Theta \begin{pmatrix} r_{11} \dots r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1} \dots r_{nm} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} r_{11} \dots r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1} \dots r_{nm} \end{pmatrix} \equiv I_{\min}$.

4. Розраховується поляризаційна мапа зображення або об’єктного поля біологічної тканини, використовуючи наступні співвідношення

$$\begin{aligned} \alpha \begin{pmatrix} r_{11} \dots r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1} \dots r_{nm} \end{pmatrix} &= \Theta(I_{\min}(r)) - \frac{\pi}{2}; \\ \beta \begin{pmatrix} r_{11} \dots r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1} \dots r_{nm} \end{pmatrix} &= \arctg \frac{I(r)_{\min}}{I(r)_{\max}}. \end{aligned} \quad (2.5.3)$$

5. Розраховуються координатні розподіли фазових зсувів $\delta \begin{pmatrix} r_{11} \dots r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1} \dots r_{nm} \end{pmatrix}$ з використанням співвідношення

$$\delta(r_{ik}) = \arctg \left[\frac{\tg 2\beta(r_{ik})}{\tg \alpha(r_{ik})} \right]. \quad (2.5.4)$$

6. Розраховують координатні розподіли модуля $V \begin{pmatrix} r_{11} \dots r_{1m} \\ \dots \dots \dots \\ r_{n1} \dots r_{nm} \end{pmatrix}$ і фази

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

$$|V| = \frac{(I_x^{0,5}(r_1)I_x^{0,5}(r_2) - I_y^{0,5}(r_1)I_y^{0,5}(r_2))^2 + 16I_x(r_1)I_x(r_2)I_x(r_1)I_x(r_2)}{I(r_1)I(r_2)} + \frac{8I_x^{0,5}(r_1)I_x^{0,5}(r_2)I_x^{0,5}(r_1)I_x^{0,5}(r_2)(I_x^{0,5}(r_1)I_x^{0,5}(r_2) - I_y^{0,5}(r_1)I_y^{0,5}(r_2))^2 \cos \delta_{12}}{I(r_1)I(r_2)} \quad (2.5.5)$$

$$\Psi = \arctg \frac{4I_x^{0,5}(r_1)I_x^{0,5}(r_2)I_x^{0,5}(r_1)I_x^{0,5}(r_2) \sin \delta_{12}}{4I_x^{0,5}(r_1)I_x^{0,5}(r_2)I_x^{0,5}(r_1)I_x^{0,5}(r_2) + 4I_x^{0,5}(r_1)I_x^{0,5}(r_2)I_x^{0,5}(r_1)I_x^{0,5}(r_2) \cos \delta_{12}}, \quad (2.5.6)$$

де $I_x(r_1; r_2), I_y(r_1; r_2)$ - значення інтенсивності об'єктного поля в точках з координатами $r_1; r_2$ для поворотів осі пропускання аналізатора 9 (рис. 2.5.12) відносно площини падіння на кути 0° і 90° , відповідно.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Gerrard A. Introduction to matrix methods in optics / A. Gerrard, J. M. Burch. – New York : John Wiley & Sons, 1975.
2. Wang X. Propagation of polarized light in birefringent turbid media: a Monte Carlo study / X. Wang, L.-H. Wang // J. Biomed. Opt. – 2002. – Vol. 7. – P. 279–290.
3. Tuchin V. V. Handbook of optical biomedical diagnostics / V. V. Tuchin. – Bellingham : SPIE Press, 2002. – 1110 p.
4. Yao G. Two-dimensional depth-resolved Mueller matrix characterization of biological tissue by optical coherence tomography / G. Yao, L. V. Wang // Opt. Lett. – 1999. – V. 24. – P. 537–539.
5. Tower T. T. Alignment Maps of Tissues: I. Microscopic Elliptical Polarimetry / T. T. Tower, R. T. Tranquillo // Biophys. J. – 2001. – Vol. 81. – P. 2954–2963.
6. Lu S. Interpretation of Mueller matrices based on polar decomposition / S. Lu, R. A. Chipman // J. Opt. Soc. Am. A. – 1996. – Vol. 13. – P. 1106–1113.
7. Придій О. Г. Двовимірна стоксполариметрія лазерних полів, перетворених сітками двопротенезаломлюючих біологічних кристалів : автореф. дис. на здобуття наук. ступеня канд. фіз.-мат. наук : спец. 01.04.05 “Оптика, лазерна фізика” / О. Г. Придій – Чернівці, 2010. – 20 с.
8. Томка Ю. Я. Мюллер-матричні зображення двопротенезаломлюючих архітектонічних сіток органічних кристалів : автореф. дис. на здобуття наук. ступеня канд. фіз.-мат. наук : спец. 01.04.05 “Оптика, лазерна фізика” / Ю. Я. Томка – Чернівці, 2009. – 20 с.
9. Beam coherence-polarization matrix / F. Gori, M. Santarsiero, S. Vicalvi, R. Borghi, G. Guattari // Pure Appl. Opt. – 1998. – Vol. 7. – P. 941–951.
10. Ангельська А. О. Комплексний ступінь взаємної поляризації лазерних полів двопротенезаломлюючих матриць біологічних тканин : автореф. дис. на здобуття наук. ступеня канд. фіз.-мат. наук : спец. 01.04.05 “Оптика, лазерна фізика” / А. О. Ангельська ; Чернів. нац. ун-т ім. Ю.Федьковича. – Чернівці, 2009. – 20 с.
11. Alfano R. R. Laser Induced Fluorescence Spectroscopy from Native Cancerous and Normal Tissue / R. R. Alfano, D. B. Tata, P. Tomashefsky et al. // IEEE Quantum Electron. – 1984. – Vol. 20. – P. 1502.
12. Jianan Y. Qu. Real time calibrated fluorescence imaging of tissue in vivo by using the combination of fluorescence and cross-polarized reflection // Biomedical Topical Meetings. – 2002. – Vol. 71. – P. 485–487.
13. Cheong W.-F. A review of the optical properties of biological tissues / W.-F. Cheong, S. A. Prahl, A. J. Welch // IEEE Journal of Quantum Electronics. – 1990. – Vol. 26. – P. 2166–2185.
14. Light propagation in dentin: influence of microstructure on anisotropy / A. Kienle, F. K. Forster, R. Diebold, R. Hibst // Phys. Med. Biol. – 2003. – V. 48. – P. 7–14.
15. Ключин Д. А. Доказательная медицина. Применение статистических методов / Д. А. Ключин., Ю. И. Петунин. – М. : Диалектика, 2007 – С.320.
16. McNichols R. J. Optical glucose sensing in biological fluids: an overview /

- R. J. McNichols, G. L. Cote // *J. Biomed. Opt.* – 2000. – V. 5. – P. 5–16.
17. Polarized light scattering spectroscopy for quantitative measurement of epithelial cellular structures in situ / V. Backman, R. Gurjar, K. Badizadegan, I. Itzkan, R. R. Dasari, L. T. Perelman, M. S. Feld // *IEEE J. Selected Topics Quant. Electron.* – 1999. – V. 5. – P.1019-1026.
 18. Ghosh Nirmalya. Techniques for fast and sensitive measurements of two-dimensional birefringence distributions / Nirmalya Ghosh, I. Alex Vitkin // *Journal of Biomedical Optics.* – 2011. – № 16(11). – P. 110801.
 19. Narrow band 3×3 Mueller polarimetric endoscopy / Qi Ji, Ye Menglong, Singh Mohan, Neil T. Clancy, Daniel S. Elson // *Biomed. Opt. Express.* – 2013. – Vol. 4. – P.2433–2449.
 20. Новаковська О. Ю. Поляризаційна корелометрія сіток характеристичних станів мюллер-матричних зображень фазово-неоднорідних біологічних шарів : автореф. дис. на здобуття наук. ступеня канд. фіз.-мат. наук : спец. 01.04.05 “Оптика, лазерна фізика” / О. Ю. Новаковська. – Чернівці, 2012. – 20 с.
 21. Карачевцев А. О. Фур’є-стокполяриметри́я полів лінійно та циркулярно двопроменезаломлюючих 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.
 22. Дуболазов О. В. Трансформація амплітудно-фазових параметрів лазерного випромінювання полікристалічними мережами плазми крові. Статистичний та локальний підходи : автореф. дис. на здобуття наук. ступеня канд. фіз.-мат. наук : спец. 01.04.05 “Оптика, лазерна фізика” / О. В. Дуболазов ; Чернів. нац. ун-т ім. Ю.Федьковича. — Чернівці, 2010. – 20 с.
 23. Абламейко С. В. Обработка оптических изображений клеточных структур в медицине / С. В. Абламейко, А. М. Недзьведь. – Мн. : ОИПИ НАН Беларуси, 2005. – 155 с.
 24. Demos S. G. Polarization filter for biomedical tissue optical imaging / S. G. Demos, H. Savage, A. S. Heerdt // *Photochem. Photobiol.* – 1997. – V. 66. – P. 821.
 25. Light-scattering patterns from collagen films in relation to the texture of a random assembly of anisotropic rods in three dimensions / M. Moritani, N. Hayashi, A. Utsuo, H. Kawai // *Polym. J.* – 1971. – V. 2. – P. 74–87.
 26. Shribak M. Techniques for fast and sensitive measurements of two-dimensional birefringence distributions / M. Shribak, R. Oldenbourg // *Appl. Opt.* 2003. – Vol. 42. – P. 3009-3017.
 27. Generalized Matrix Equivalence Theorem for Polarization Theory / S. N. Savenkov, V. V. Marienko, E. A. Oberemok, O. I. Sydoruk // *Phys. Rev. E.* – 2006. – № 74. – P. 605–607.
 28. Ntziachristos Vasilis. Fluorescence Molecular Imaging // *Annu. Rev. Biomed. Eng.* – 2006. – № 8. – P. 1–33.
 29. Ghosh N. Polarized fluorescence spectroscopy of human tissues / N. Ghosh, S. K. Majumder, and P. K. Gupta // *Opt. Lett.* – 2002. – Vol. 27, Issue 22. – P. 2007–2009.
 30. Абламейко С. В. Обработка изображений: технология, методы, применение / С. В. Абламейко, Д. М. Лагуновский – Мн.: Ин-т техн.

- кибернетики НАН Беларуси, 1999. – 300 с.
31. Недзведзь А. М. Обработка медицинских изображений гистологических объектов / А. М. Недзведзь, С. В. Абламейко // Цифровая обработка изображений. – 2000. – Вып. 4. – Мн. : Ин-т техн. кибернетики НАН Беларуси – С. 152–164.
 32. Недзведзь А. М. Сегментация изображений волокон и сосудов при большом увеличении / А. М. Недзведзь, С. В. Абламейко // Цифровая обработка изображений. – 1999. – Вып. 4. – Мн. : Ин-т техн. кибернетики НАН Беларуси – С. 167–176.
 33. Претт У. Цифровая обработка изображений: В 2 кн. / У. Претт. – М. : Мир, 1982. – 790 с.
 34. Abe M. Thinning of Gray-Scale Images with Combined Sequential and parallel Condition for Pixel Removal / M. Abe, A. Mizutani, C. Wang // IEEE Trans. On System, Man, and Cybernetics. – 1994. – V. 24. – № 2.
 35. Ablameyko S. An introduction to interpretation of graphic images / S. Ablameyko. – USA: SPIE Press, 1997. – 182 p.
 36. Arcelli C. Sketching a Gray-Tone Pattern out of its Distance Transform / C. Arcelli, G. Ramella // Pattern Recognition. – 1996. – V. 29. – № 12. – P. 2033-2045.
 37. Arrcelli C. Finding gray-skeleton by iterated pixel removal / C. Arrcelli, G. Ramella // Image and Vision Computing. – 1995. – V. 13. – № 3. – P. 159–167.
 38. Bieniek A. A connected component approach to the watershed segmentation / A. Bieniek, A. Moga // Kluwer Academic publishers. – 1998. – P. 215–222.
 39. Chun C. S. L. Polarization-sensitive, thermal imaging / C. S. L. Chun, D. L. Fleming, and E. J. Torok // Proc. SPIE. – 1994. – № 2234. – P. 275–286.
 40. Lu S.-Y. Interpretation of Mueller matrices based on the polar decomposition / S.-Y. Lu and R. A. Chipman // J. Opt. Soc. Am. A. – 1996. – № 13. – P. 1106–1113.
 41. Shurcliff W. R. Polarized Light: Production and Use / W. R. Shurcliff. – Harvard, USA : Harvard U. Press, 1966. – 230 p.
 42. Chipman R. A. Polarimetry / R. A. Chipman // Handbook of Optics 2nd edn.; Ed. by M Bass. – Washington. – 1995. – Vol. 2, Chap. 22. – P. 22.1–22.37.
 43. Prosch T. Video polarimetry: a new imaging technique in atmospheric science / T. Prosch, D. Hennings, and E. Raschke // Appl. Opt. – 1983. – № 22. – P. 1360–1363.
 44. Stenflo J. O. Astronomical polarimeter with 2D detector arrays / J. O. Stenflo and H. Povel // Appl. Opt. – 1985. – № 24. – P. 3893–3898.
 45. Pezzaniti J. L. Imaging polarimeters for optical metrology / J. L. Pezzaniti and R. A. Chipman // Proc. SPIE. – 1990. – № 1317. – P. 280–294.
 46. Pezzaniti J. L. Mueller matrix imaging polarimetry / J. L. Pezzaniti and R. A. Chipman // Opt. Eng. – 1995. – № 34. – P. 1558–1568.
 47. Shaw J. A. Degree of linear polarization in spectral radiances from water-viewing infrared polarimeters // Appl. Opt. – 1999. – № 38. – P. 315–3165.
 48. Target detection in optically scattering media by polarization- difference imaging / J.

- S. Tyo, M. P. Rowe, E. N. Pugh, N. Engheta // *Appl. Opt.* – 1996. – № 35. – P. 1855–1870.
49. Silverman M. P. Object delineation within turbid media by backscattering of phase modulated light / M. P. Silverman and W. Strange // *Opt. Commun.* – 1997. – № 144. – P. 7–11.
 50. Demos S. G. Optical polarization imaging / S. G. Demos and R. R. Alfano // *Appl. Opt.* – 1997. – № 36. – P. 150–155.
 51. Chenault D. B. Polarization imaging through scattering media / D. B. Chenault and J. L. Pezzaniti // *Proc. SPIE.* – 2000. – № 4133. – P. 124–133.
 52. Demos S. G. Deep sub-surface imaging in tissues using spectral and polarization filtering / S. G. Demos, H. B. Radousky, and R. R. Alfano // *Opt. Express.* – 2000. – № 7. – P. 23–28.
 53. Development and calibration of an automated Mueller matrix polarization imaging system / S. Baba, J.-R. Chung, A. H. DeLaughter, B. D. Cameron, G. L. Cote // *J. Biomed. Opt.* – 2002. – № 7 – P. 341–349.
 54. Wolfe J. High-speed imaging polarimeter / J. Wolfe and R. A. Chipman // *Proc. SPIE.* – 2003. – № 5158 – P. 24–32.
 55. North J. Stokes vector imaging of the polarized sky-dome / J. North and M. Duggin // *Appl. Opt.* – 1997. – № 36 – P. 723–730.
 56. AOTF polarization difference imaging / L. J. Denes, M. Gottlieb, B. Kaminsky, P. Metes // *Proc. SPIE.* – 1999. – № 3584 – P. 106–115.
 57. Tyo J. S. Design of optimal polarimeters: maximization of signal-to-noise ratio and minimization of systematic errors // *Appl. Opt.* – 2002. – P. 619–630.
 58. Hauge P. S. Mueller matrix ellipsometry with imperfect compensators // *J. Opt. Soc. Am. A.* – 1978. – № 68 – P. 1519–1528.
 59. Ushenko A. G. Laser Polarimetry of Biological Tissue. Principles and Applications. Chapter in the book *Biomedical Diagnostics, Environmental and Material Science* (V. V. Tuchin, ed.) / A. G. Ushenko, V. P. Pishak // *Kluwer Academic Publishers.* – 2004. – P. 93–136.
 60. О структуре матриц преобразования лазерного излучения биофракталами / О. В. Ангельский, А. Д. Архелок, С. Б. Ермоленко, Д. Н. Бурковец // *Квантовая электроника.* – 1999. – Т. 29, № 2. – С. 8–11.
 61. Лазери в біології і медицині / О. Г. Ушенко, В. П. Пішак, О. В. Ангельський, С. Б. Ермоленко, О. В. Пішак, С. А. Ушенко – Чернівці : Медакадемія, 2000. – 251 с.
 62. Ушенко О. Г. Лазерна поляриметрія фазово-неоднорідних об'єктів і середовищ / О. Г. Ушенко. – Чернівці : Медакадемія, 2000. – 256 с.
 63. Ушенко О. Г. Лазерна поляриметрична діагностика в біології та медицині / О. Г. Ушенко, В. П. Пішак, О. В. Ангельський. – Чернівці : Медакадемія, 2000. – 305 с.
 64. Jiao Shuliang. Two-dimensional depth-resolved Mueller matrix of biological tissue measured with double-beam polarization-sensitive optical coherence tomography / Shuliang Jiao and Lihong V. Wang // *Opt. Lett.* – 2002. – V. 27. – P. 101–103.
 65. Optical-fiber-based Mueller optical coherence tomography / Shuliang Jiao, Wurong

- Yu, George Stoica, Lihong V. Wang // Opt. Lett. – 2003. – V. 28. – P. 1206-1208.
66. Jiao Shuliang. Depth-resolved two-dimensional Stokes vectors of backscattered light and Mueller matrices of biological tissue measured with optical coherence tomography / Shuliang Jiao, Gang Yao, and Lihong V. Wang // Appl. Opt. – 2000. – V. 39. – P. 6318–6324.
 67. Зеге Э. П. Особенности распространения поляризованного света в средах с сильно анизотропным рассеянием / Э. П. Зеге, Л. И. Чайковская // ЖПС. – 1986. – Т. 44, № 6. – С. 996–1005.
 68. Tuchin V.V. Cell and biotissue optics: application in laser diagnostics and therapy // SPIE. – 1994. – V. 2100.
 69. 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.
 70. Polarized light propagation through scattering media: time-resolved Monte Carlo simulation and experiments / Xueding Wang, Lihong V. Wang, Chia-Wei Sun, Chin-Chung Yang // J. Biomed. Opt. – 2003. – V. 8. – P. 608-617.
 71. Optical and biochemical methods for the identification of cellular modifications during malignant transformations / S. B. Yermolenko, O. G. Prydij, S. G. Guminetsky, A. V. Motrich, Maria-Iuliana I. Gruia, Teodora Stefanescu // Proc. SPIE. – 2009. – Vol. 7388. – P. 73881C – 73881C – 9.
 72. Mueller matrices mapping of biological tissue architectonics / Alexander G. Ushenko, V. P. Pishak, O. V. Pishak, O. I. Olar, S. B. Yermolenko, A. G. Prydij, A. S. Arbuzov // Proc. SPIE. – 2004. – Vol 5477. – P. 422.
 73. Баланецька В. О. Багатопараметрична Джонс-матрична мікроскопія плівок біологічних рідин людини у діагностиці та класифікації їхніх оптичних властивостей : дис. ... канд. фіз.-мат. наук: 01.04.05 / В. О. Баланецька. – Чернівці, – 2012. – 192 с.
 74. Дуболазов О. В. Вимірювання поляризації Мюллер – матричних зображень фазово – неоднорідних шарів / О. В. Дуболазов, В. І. Істратій // VIII Харківська конференція молодих науковців. – 2008. – С. 105.
 75. Wavelet analysis for Mueller matrix images of biological crystal networks / Yu. O. Ushenko, Yu. Ya. Tomka, O. G. Pridiy, A. V. Motrich, O. V. Dubolazov, I. Z. Misevitch, V. V. Istratiy // Semiconductor Physics, Quantum Electronics and Optoelectronics. – 2009. – Vol. 12. – № 4. – P. 391–398.
 76. Polarization Metrology Of Mueller Matrices Images Of Phase-Inhomogeneous Layers/ A. G. Ushenko, Yu. A. Ushenko, I. Z. Misevitch, A. V. Dubolazov, V. I. Istratiy // Proc .The 9th International Symposium on Measurement Technology and Intelligent Instruments. – 2009. – Vol. 3 – P. 267–270.
 77. Dubolazov A. V. Polarization metrology of Mueller matrices images of biological tissues phase – inhomogeneous layers / A. V. Dubolazov, O. Yu.Telenga, A. O. Karachevtcev // Proc. SPIE. – 2009. – Vol. 7388. – P. 73881F.
 78. Dubolazov A. V. Mueller – matrices tomography of two – layer biological crystals networks / A. V. Dubolazov, I. Z. Misevitch, V. P. Ungurian // Proc. SPIE. – 2009. – Vol. 7388. – P. 73881G.

79. On the Feasibilities of Using the Wavelet Analysis of Mueller Matrix Images of Biological Crystals / A. G. Ushenko, V. T. Bachynsky, A. P. Peresunko, O. Ya. Vanchulyak // *Advances in Optical Technologies*. – 2010. – P. 162832.
80. The Interconnection between the Coordinate Distribution of Mueller-Matrixes Images Characteristic Values of Biological Liquid Crystals Net and the Pathological Changes of Human Tissues / Alexander V. Dubolazov, Oleg V. Angelsky, Yuriy A. Ushenko, Olha Yu. Telenha // *Advances in Optical Technologies*. – 2010. – P. 130659.
81. Дуболазов О. В. Трансформація амплітудно-фазових параметрів лазерного випромінювання поліуристалічними мережами плазми крові. Статистичний та локальний підходи: дис. ... канд. фіз.-мат. наук: 01.04.05 / О. В. Дуболазов. – Чернівці, 2010. – 181 с.
82. Karachevtsev A. O. Fourier Stokes-polarimetry of biological layers polycrystalline networks // *Quantum Electronics & Optoelectronics*. – 2012. – Vol. 15, № 3. – P. 252–268.
83. Karachevtsev A. O. Polarization cartography of optical anisotropy blood plasma / A. O. Karachevtsev, A. V. Dubolazov, Yu. A. Ushenko // *Singular Optics 2012*. – 2012. – P. 43–44.
84. Карачевцев А. О. Фур'є-стокс-поляриметрія полів лінійно та циркулярно двоприменезаломлюючих протеїнових мереж: дис. ... канд. фіз.-мат. наук: 01.04.05 / А. О. Карачевцев. – Чернівці, 2012. – 205 с.
85. Wolf E. Unified theory of coherence and polarization of random electromagnetic beams // *Phys. Lett. A*. – 2003. – Vol. 312. – P. 263–267.
86. Tervo J. Degree of coherence for electromagnetic fields / J. Tervo, T. Setälä, A. Friberg. // *Opt. Express*. – 2003. – Vol. 11. – P. 1137–1143.
87. 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.
88. Ellis J. Complex degree of mutual polarization / J. Ellis and A. Dogariu // *Opt. Lett.* – 2004. – Vol. 29. – P. 536–538.
89. Mujat Claudia. Statistics of partially coherent beams: a numerical analysis/ Claudia Mujat, Aristide Dogariu // *J. Opt. Soc. Am. A*. – 2004. – Vol. 21, №. 6. – P. 1000–1003.
90. Gori F. Matrix treatment for partially polarized, partially coherent beams / Gori F. // *Opt. Lett.* – 1998. – Vol. 23. – P. 241–243.
91. Wolf E. Significance and measurability of the phase of a spatially coherent optical field / Wolf E. // *Opt. Lett.* – 2003. – Vol. 28. – P. 5–6.
92. Mujat M. Polarimetric and spectral changes in random electromagnetic fields / M. Mujat, A. Dogariu // *Opt. Lett.* – 2003. – Vol. 28. – P. 2153–2155.
93. Interferometric measurement of the degree of polarization and control of the contrast of intensity fluctuations / J. Ellis, A. Dogariu, S. Ponomarenko, E. Wolf // *Opt. Lett.* – 2004. – Vol. 29. – P. 1536–1538.
94. 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.

95. Apostol A. First- and second-order statistics of optical near fields / Adela Apostol, Aristide Dogariu // *Opt. Lett.* – 2004. – Vol. 29. – P. 235–237.
96. Wolf E. Correlation-induced changes in the degree of polarization, the degree of coherence, and the spectrum of random electromagnetic beams on propagation / Wolf E. // *Opt. Lett.* – 2003. – Vol. 28. – P. 1078–1080.
97. 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, № 10. Wolf E. – P. 2382–2385.
98. Ангельська А. О. Комплексний ступінь взаємної поляризації полів двопротенезаломлюючих матриць біологічних тканин: дис. ... канд. фіз.-мат. наук: 01.04.05 / А. О. Ангельська. – Чернівці, 2009. – 141 с.
99. On polarization manifestation of correlation (intrinsic coherence) of optical fields / Oleg V. Angelsky, Sergij B. Yermolenko, Claudia Yu. Zenkova, Alla O. Agelskaya // *Proc. SPIE.* – 2009. – Vol. 7297 [729714-1]. – P. 1–5.
100. Tervo J. Degree of coherence for electromagnetic fields / J. Tervo, T. Setälä, A. Friberg. // *Opt. Express.* – 2003. – Vol. 11. – P. 1137–1143.
101. 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.
102. 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>
103. 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. Mamyrbayev. 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.
104. 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. Mamyrbayev. 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.
105. 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.

Частина 3. БАГАТОПАРАМЕТРИЧНА ЛАЗЕРНА МІКРОСКОПІЯ ШАРІВ ЖОВЧІ

Розділ 3.1. ОПТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ВЛАСТИВОСТЕЙ ЖОВЧІ

3.1.1. Аморфно-кристалічна побудова шару жовчі

З оптичної точки зору жовч являє собою багатокомпоненту фазово-неоднорідну рідину до складу якої входять три основні фракції (рис. 3.1.1):

- оптично ізотропна – оптично гомогенний міцелярний розчин (I – рис. 3.1.1а) з невеликою кількістю клітин циліндричного епітелію, лейкоцитів, лейкоцитодів, слизу;
- оптично анізотропна – рідкокристалічна фаза (A – рис. 3.1.1а), що складається із сукупності рідких кристалів трьох типів: голчасті кристали жирних кислот (КЖК), кристали моногідрату холестерину (КМХ), кристали білірубінату кальцію (КБК);
- оптично кристалічна – твердо кристалічна фаза, що утворюється за рахунок дендритного та дисклінаційного механізмів кристалізації.

Дендритний механізм кристалізації призводить до перетворення рідкокристалічної оптико анізотропної фракції у сукупність твердих голчастих оптично одновісних двопроменезаломлюючих кристалів (рис. 3.1.1 б).

Дисклінаційний механізм кристалізації рідкокристалічної фази призводить до формування твердо кристалічної фракції у вигляді прямокутних, ромбовидних кристалів КМХ (рис. 3.1.1в).

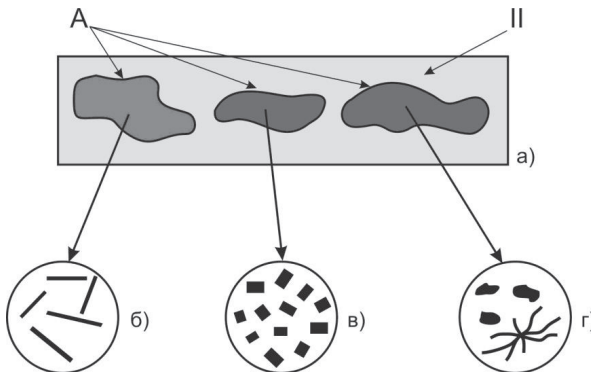


Рис. 3.1.1. До аналізу оптичної моделі жовчі як ізотропно (I) – анізотропної (A) рідини. Пояснення у тексті.

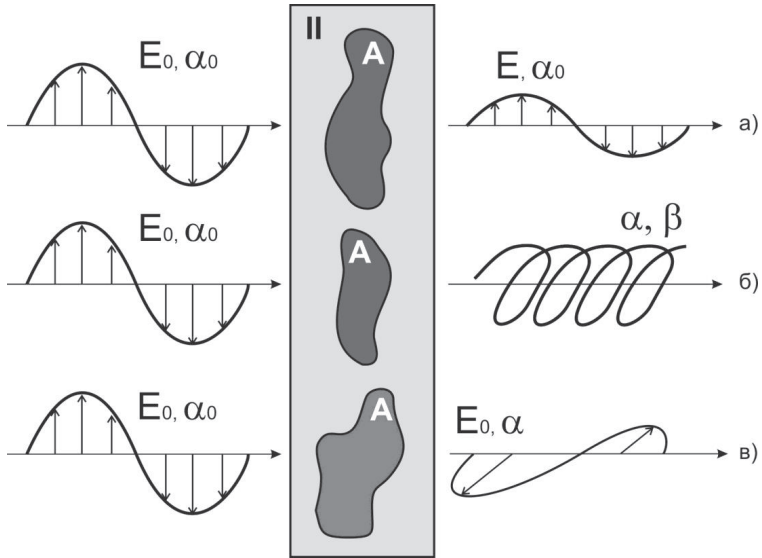


Рис. 3.1.2. Основні механізми перетворення параметрів лазерного випромінювання жовчу. Пояснення у тексті.

На етапі формування конкрементів спостерігається утворення глибок **КБК** і мікросферолітів карбоната кальція (рис. 3.1.1г).

- При проходженні лінійно поляризованої лазерної хвилі крізь шар такої складної фазово-неоднорідної рідини реалізуються наступні механізми перетворення її параметрів (рис. 3.1.2)

- “ослаблення” (рис. 3.1.2 а) – зменшення амплітуди E_0 до E за рахунок поглинання лазерного випромінювання біохімічними компонентами ізотропної складової при збереженні стану поляризації ($\alpha_0 = const$);

- “двопроменезаломлення” (рис. 3.1.2 б) – перетворення лінійно поляризованого лазерного випромінювання рідкими кристалами в еліптично поляризоване, - $\alpha_0 \rightarrow \alpha; \beta$;

- “дихроїзм” (рис. 3.1.2 в) – обертання площини поляризації лазерного випромінювання кристалічною фракцією, - $\alpha_0 \rightarrow \alpha$.

Таким чином, при проходженні лазерного пучка крізь площину оптично анізотропного шару жовчі відбувається координатна модуляція його амплітуди, поляризації та фази (рис. 3.1.3). Іншими словами формується складне лазерне зображення, що складається з амплітудно-неоднорідного (а); поляризаційно-неоднорідного (б) і фазово-неоднорідного (в) парціальних зображень.

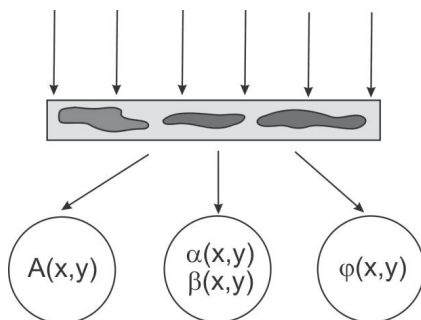


Рис. 3.1.3. Координатна $((x,y))$ амплітудна $(A(x,y))$, поляризаційна $(\alpha(x,y), \beta(x,y))$ і фазова $(\phi(x,y))$ структура лазерного зображення зразку жовчі.

Складний багато параметричний і координатно - неоднорідний розподіл комплексу складових електромагнітного випромінювання, що характеризують лазерні зображення шарів жовчі, потребує додаткового аналізу – кореляційного співставлення ступеня узгодженості станів поляризації $(\{\alpha_1(r_1) \leftrightarrow \alpha_2(r_2), \beta_1(r_1) \leftrightarrow \beta_2(r_2)\})$ у різних точках з координатами r_1, r_2 (рис, 3.1.4)

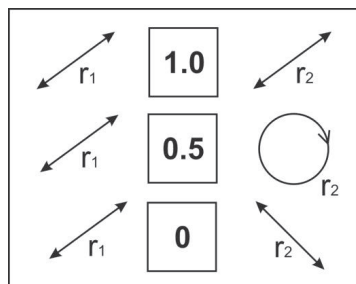


Рис. 3.1.4. Кореляційна структура лазерного зображення зразку жовчі.

З рис. 3.1.4 видно, що в залежності від співвідношення між параметрами $E(r_1, r_2), \alpha(r_1, r_2), \beta(r_1, r_2), \phi(r_1, r_2)$, які визначають стани поляризації точок r_1, r_2 , реалізується різний ступінь узгодженості. Такий параметр називається комплексний ступінь взаємної поляризації і може бути використаний для аналізу кореляційної структури лазерних зображень зразків жовчі людей різного фізіологічного стану.

Отже, шляхом дослідження координатних розподілів сукупності параметрів, які характеризують лазерні зображення зразків жовчі можна одержувати різноманітну інформацію про ізотропну та анізотропну складові такої біологічної рідини. З іншого боку, така інформація є відбитком фізико-

хімічної побудови жовчі, що, в свою чергу пов'язана з фізіологічними станом людини.

Нарешті, всі оптичні методики є надзвичайно чутливими до детектування змін амплітудних, поляризаційних, фазових параметрів лазерних зображень фазово-неоднорідних шарів біологічних рідин. Дана обставина відкриває можливості ранньої неінвазивної діагностики виникнення жовчо-кам'яної хвороби (ЖКХ) та моніторингу її перебігу на тлі цукрового діабету, холіциститі.

Розділ 3.2. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ СХЕМИ І МЕТОДИКИ ДОСЛІДЖЕННЯ ЛАЗЕРНИХ МІКРОСКОПІЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ ЗРАЗКІВ ЖОВЧІ

3.2.1. Оптична схема реєстрації лазерних зображень

На рис. 3.2.1 приведена оптична схема реєстрації та дослідження координатних розподілів інтенсивності $I(x,y)$ лазерних зображень шарів жовчі людини.

До основних елементів експериментального пристрою, оптична схема якого приведена на рис. 3.2.1, відносяться: He-Ne лазер 1, який генерує електромагнітне випромінювання з довжиною хвилі $\lambda = 0,6328 \mu\text{m}$.

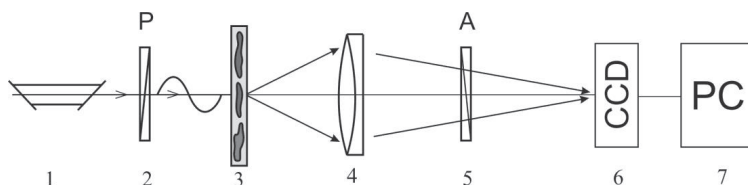


Рис. 3.2.1. Експериментальна схема дослідження розподілу інтенсивності лазерного зображення зразку жовчі.

Поляризатор 2 формує плоскополяризовану хвилю з азимутом поляризації $\alpha_0 = 0^\circ$ відносно площини падіння.

При проходженні такого випромінювання крізь оптико анізотропний шар жовчі людини 3 формується його поляризаційно-неоднорідне зображення.

За допомогою мікроб'єктиву (збільшення $4\times$) 4 лазерне зображення зразку жовчі проектується у площину світлочутливої площадки ($800\text{pix} \times 600\text{pix}$) CCD-камери 6.

Площина пропускання поляризатора-аналізатора 5 орієнтується під кутом $\theta = 0^\circ$ відносно площини падіння.

Згідно закону Малюса величина інтенсивності у кожній точці з координатою r у площині поляризаційно неоднорідного $(\alpha(r), \beta(r))$ лазерного зображення шару жовчі визначається наступним співвідношенням

$$I(r) = \cos^2 \alpha(r) + \text{tg}^2 \beta(r) \sin^2 \alpha(r). \quad (3.2.1)$$

З аналізу виразу (2.1) випливає, що експериментально вимірявши координатний розподіл значень інтенсивності лазерного зображення в межах всієї сукупності пікселів цифрової камери $\begin{pmatrix} I_{11} & \dots & I_{1m} \\ \vdots & & \vdots \\ I_{n1} & \dots & I_{nm} \end{pmatrix}$, можна одержати інформацію про поляризаційний прояв $\begin{pmatrix} (\alpha; \beta)_{11} & \dots & (\alpha; \beta)_{1m} \\ (\alpha; \beta)_{n1} & \dots & (\alpha; \beta)_{nm} \end{pmatrix}$ оптико-анізотропної структури шару жовчі людини. З іншого боку, така анізотропія тісно пов'язана з біохімічним складом жовчі, що визначається фізіологічним станом людини.

Більш тонку інформацію про анізотропну компоненту жовчі несе інформація про фазові зсуви, що виникають при проходженні лазерного випромінювання крізь сукупність рідкокристалічних утворень.

3.2.2. Оптична схема фазометрії

На рис. 3.2.2 показано експериментальне розташування для вимірювання координатних розподілів фазових зсувів у площині лазерних зображень шарів жовчі людини

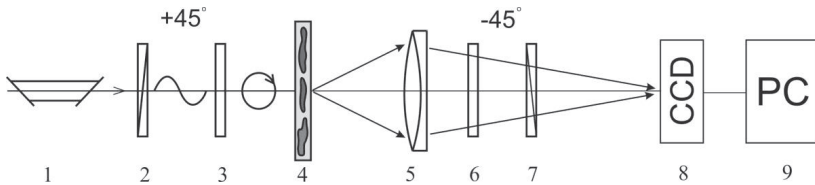


Рис. 3.2.2. Оптична схема фазометра, де 1 – He-Ne лазер; 3, 6 – чвертьхвильові пластинки; 2, 7 – поляризатор та аналізатор відповідно; 4 – об’єкт дослідження; 5 – мікрооб’єктив; 8 – CCD камера; 9 – персональний комп’ютер.

Фазово-неоднорідні шари жовчі людини опромінювали паралельним пучком ($\varnothing=10^4$ мкм) He-Ne лазера 1. За допомогою поляризаційного освітлювача (чвертьхвильова пластинка 3 і поляризатор 2) формували право циркулярно (кут між оптичної віссю пластинки 3 і площиною пропускання

поляризатора 2 складає $+45^{\circ}$) поляризовану електромагнітну хвилю освітлюючого пучка.

Поляризаційні зображення шарів жовчі людини формувалися у площині світлочутливої площадки (800×600) CCD камери 8 за допомогою мікрооб'єктива 5, роздільна здатність якого була достатньою для проведення вимірів у діапазоні розмірів структурних елементів жовчі людини (2-2000 мкм).

Перед цифровою камерою 8 розміщували поляризаційний аналізатор 6, 7, який пропускав лише ліво циркулярно поляризовані коливання (кут між оптичною віссю пластинки 6 і площиною пропускання поляризатора 7 складає -45°).

В такому поляризаційному розташуванні координатний розподіл інтенсивності точок лазерного зображення є взаємопов'язаним з величинами локальних фазових зсувів [

$$\begin{pmatrix} I_{11} & \dots & I_{1m} \\ \vdots & & \vdots \\ I_{n1} & \dots & I_{nm} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos^2 \varphi_{11} & \dots & \cos^2 \varphi_{1m} \\ \vdots & & \vdots \\ \cos^2 \varphi_{n1} & \dots & \cos^2 \varphi_{nm} \end{pmatrix}. \quad (3.2.2)$$

Вираз (3.2.2) являє собою цифровий масив даних про фазову структуру лазерних зображень шарів жовчі людини.

Можливості дослідження кореляційної структури лазерних зображень зразків жовчі ілюструє відома методика поляризаційних вимірювань в оптичному розташуванні, наведеному на рис. 3.2.2:

3. За допомогою обертання площини пропускання поляризатора 7 у межах кута повороту θ 0° – 180° визначали масиви мінімальних і максимальних рівнів інтенсивності $I_{\min} \begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix}; I_{\max} \begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix}$ зображень шарів жовчі людини для кожного окремого пікселя (mn) CCD-камери і, відповідні їм кути повороту θ

$$\begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix} \left(I \begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix} \equiv \min \right).$$

Розраховували координатні розподіли (поляризаційні мапи) станів поляризації у площині зображень зразків жовчі людини з використанням таких співвідношень:

$$\begin{aligned} \alpha \begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix} &= \theta(I(r_i) \equiv \min) - \frac{\pi}{2}; \\ \beta \begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix} &= \arctg \frac{I(r_i)_{\min}}{I(r_i)_{\max}}. \end{aligned} \quad (3.2.3)$$

3. Розраховували величину комплексного ступеня взаємної поляризації лазерних зображень зразків жовчі людини за наступним співвідношенням:

$$V^2(r_{n+k}, r_n) = \frac{\left((I^{(0)}(r_{n+k})I^{(0)}(r_n))^{\frac{1}{2}} - (I^{(90)}(r_{n+k})I^{(90)}(r_n))^{\frac{1}{2}} \right)^2}{I(r_{n+k})I(r_n)} + \frac{4(I^{(0)}(r_{n+k})I^{(90)}(r_{n+k})I^{(0)}(r_n)I^{(90)}(r_n))^{\frac{1}{2}} \cos(\delta_{n+k}(r_{n+k}) - \delta_n(r_n))}{I(r_{n+k})I(r_n)} \quad (3.2.4)$$

Розділ 3.3. АЛГОРИТМ ПОЛЯРИЗАЦІЙНИХ, ФАЗОВИХ І КОРЕЛЯЦІЙНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ ЛАЗЕРНИХ ЗОБРАЖЕНЬ ШАРІВ ЖОВЧІ ЛЮДИНИ

3.3.1. Структурно-логічна схема багатопараметричної мікроскопії шарів жовчі

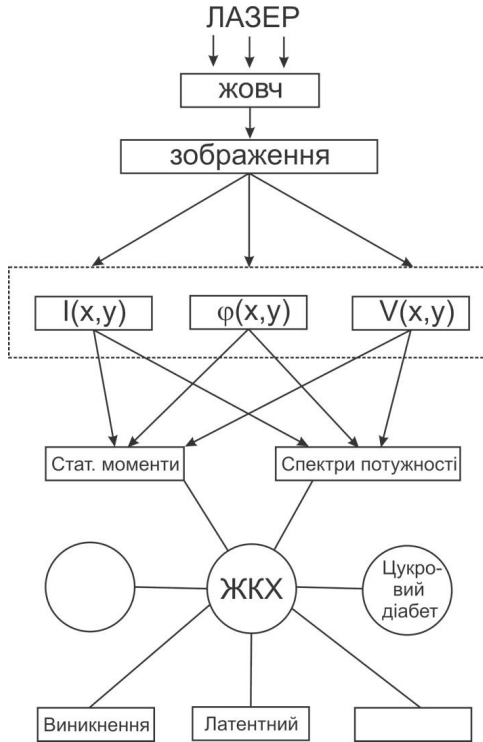


Рис. 3.3.1. Структурно-логічна схема експериментальних досліджень та аналітичної обробки лазерних зображень зразків жовчі людини.

3.3.2. Приклади реалізації експериментальних методів та аналітичних алгоритмів обробки даних про структуру лазерних зображень зразків жовчі

У даному розділі приведено порівняльні дані дослідження статистичних і фрактальних параметрів координатних розподілів інтенсивності, фаз і ступеня взаємної поляризації лазерних зображень зразків жовчі здорової та хворої на ЖКХ людини.

На серії рис. 3.3.2 – рис. 3.3.4 наведені лазерні зображення зразків жовчі людини одержані для різних значень кута θ ($\theta = 0^\circ$, - рис. 3.3.2; $\theta = 45^\circ$, - рис. 3.3.3; $\theta = 90^\circ$, - рис. 3.3.4) між площинами пропускання поляризатора 3 та аналізатора 6 (рис. 3.2.2).

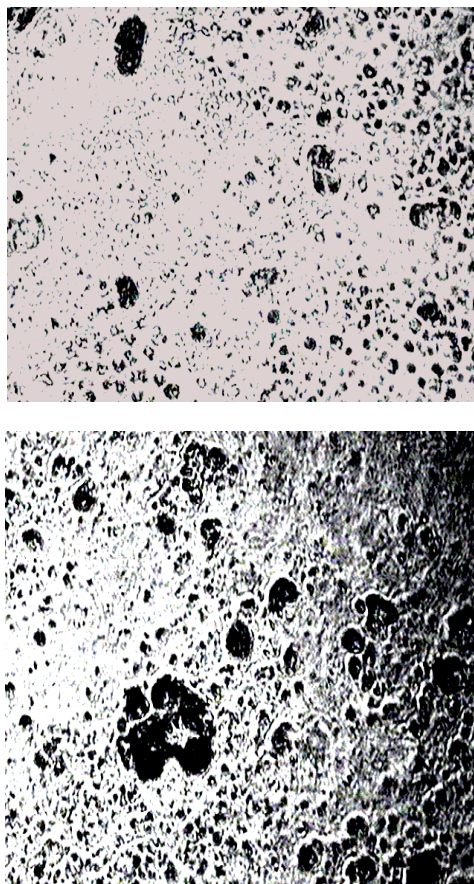


Рис. 3.3.2. Лазерні зображення жовчі здорової (а) і хворої на ЖКХ (б) людини у співвісних ($\theta = 0^\circ$) поляризаторі та аналізаторі.

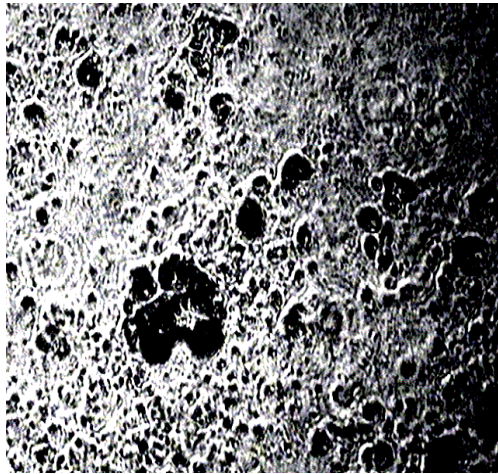
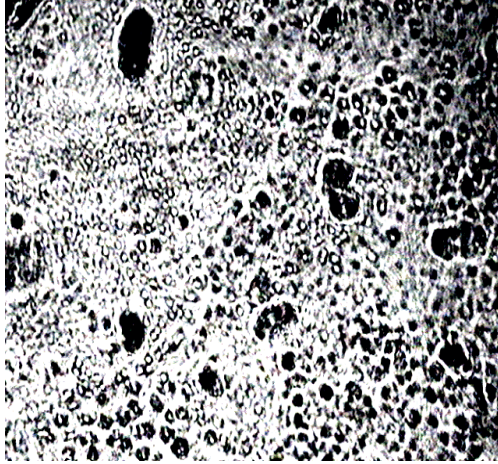


Рис. 3.3.3. Лазерні зображення жовчі здорової (а) і хворої на ЖКХ (б) людини для кута θ між площинами пропускання поляризатора та аналізатора 45° .

З одержаних даних про різні типи поляризаційних зображень шарів жовчі здорової (рис. 3.3.2 – рис. 3.3.4, фрагменти “а”) і хворої на ЖКХ (рис. 3.3.2 – рис. 3.3.4, фрагменти “б”) людини видно:

- Структура лазерних зображень зразків жовчі обох типів являє собою складні координатно неоднорідні розподіли інтенсивності $I(x,y)$.

- Для зразків шару жовчі здорової людини характерна оптична гомогенність міцелярної структури при наявності незначної кількості лейкоцитів, лейкоцитоїдів та окремих голчастих кристалів жирних кислот, моногідрата холестерину та білірубіната кальція. Наявність оптичної анізотропії рідкокристалічної фази детектується у ситуації перехрещених поляризатора та аналізатора у вигляді слабо інтенсивної картини (рис. 3.3.4 а).

-

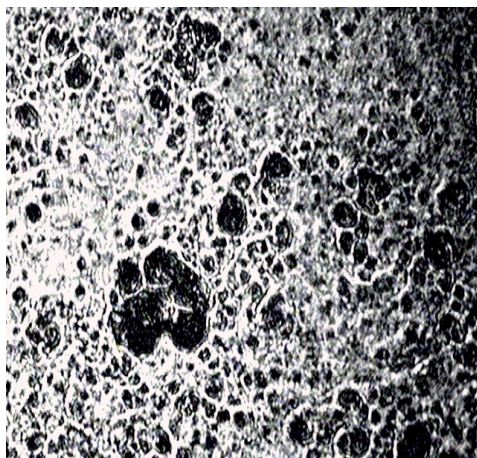
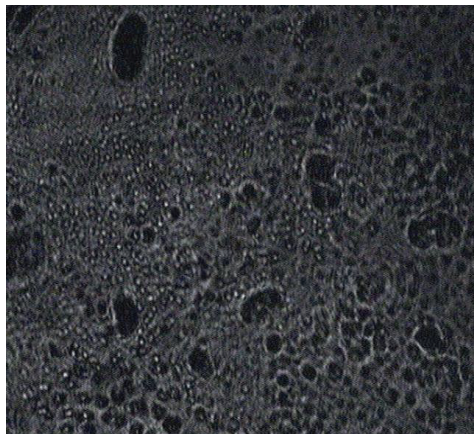


Рис. 3.3.4. Лазерні зображення жовчі здорової (а) і хворої на ЖКХ (б) людини для кута θ між площинами пропускання поляризатора та аналізатора 90° .

- Для структури лазерних зображень шару жовчі хворої на ЖКХ людини характерна значно більш розвинена (як за кількістю так і розмірами кристалічних утворень) рідкокристалічна фракція (рис. 3.3.2 б і рис. 3.3.3 б). Найбільш виразно наявність оптично анізотропних структур жовчі спостерігається для кута $\theta = 90^\circ$ (рис. 3.3.4 б).

- Фізично візуалізацію рідкокристалічної фази шару жовчі можна пояснити на основі співвідношення (2.1) закону Малюса та запропонованої оптичної моделі жовчі (рис. 3.1.2).

При проходженні лазерного випромінювання крізь рідкокристалічні утворення формується еліптичний стан поляризації. Тому при будь яких орієнтаціях площини пропускання поляризатора – аналізатора частина інтенсивності лазерного випромінювання пройде, що фіксується ССД-камерою рівнем просвітлення у відповідних точках зображення.

- Найвищий контраст такого поляризаційного зображення досягається при ситуації $\theta = 90^\circ$, коли зображення ізотропної фракції не пропускається і на цьому фоні візуалізуються оптико-анізотропні рідкокристалічні структури.

Таким чином, порівняльне дослідження лазерних зображень зразків жовчі людини різного фізіологічного стану у різних поляризаційних ситуаціях експерименту підтвердило адекватність оптичного моделювання жовчі як багатокомпонентної ізотропно-анізотропної структури.

Для об'єктивної оцінки відмінностей у структурі поляризаційних зображень зразків жовчі обох типів обчислювалися середнє (M_1), дисперсія (M_2), асиметрія (M_3) та ексцес (M_4) співвідношення ((2.9) – (2.12)) координатних розподілів інтенсивності $I(x,y)$ для різних значень кута $\theta = 0^\circ; 45^\circ; 90^\circ$.

У порівняльному аспекті дані статистичного аналізу розподілів інтенсивності лазерних зображень приведені у таблиці 3.3.1.

Таблиця 3.3.1.

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків розподілів інтенсивності лазерних зображень жовчі здорової та хворої на ЖКХ людини

θ	$M_k(I)$	Норма	ЖКХ
0°	$M_1(I)$	0,68	0,71
	$M_2(I)$	0,13	0,11
	$M_3(I)$	0,09	0,12
	$M_4(I)$	0,13	0,15
45°	$M_1(I)$	0,48	0,53
	$M_2(I)$	0,19	0,14
	$M_3(I)$	0,18	0,23
	$M_4(I)$	0,31	0,42
90°	$M_1(I)$	0,19	0,31
	$M_2(I)$	0,27	0,18
	$M_3(I)$	0,37	0,51
	$M_4(I)$	0,46	0,61

З одержаних результатів випливає:

- Статистичні моменти 1-го - 4-го порядку розподілів інтенсивності лазерних зображень шарів жовчі здорової і хворої на цукровий діабет людини для кута $\theta = 0^\circ$ близькі за значеннями, - максимальні відмінності не перебільшують 25% - 30%.

- Для кута $\theta = 45^\circ$ між площинами пропускання поляризатора та аналізатор діагностично чутливими до фізіологічного стану людини є асиметрія та ексцес координатних розподілів лазерних зображень відповідних зразків жовчі, - відмінності між ними складають 1,25 і 1,45 рази.

- У перехрещених поляризаторі та аналізаторі ($\theta = 90^\circ$) відмінності між середнім та дисперсією складають 1,8 і 1,4 рази. Для асиметрії та ексцесу вони досягають 1,3 – 1,6 разів, відповідно.

Таким чином, нами проілюстрована залежність величин статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують поляризаційно візуалізовані зображення оптично анізотропних структур шарів жовчі від фізіологічного стану людини.

На серії рис. 3.3.5 – рис. 3.3.8 наведені експериментальні дані про статистичну (гістограми випадкових значень, рис. 3.3.5, рис. 3.3.7) і фрактальну (спектри потужності, - рис. 3.3.6. рис. 3.3.8) структуру фазових зображень (рис. 3.1.4) зразків жовчі здорової (рис. 3.3.5, рис. 3.3.6) і хворої на ЖКХ (рис. 3.3.7, рис. 3.3.8) людини.

Аналіз одержаної інформації про параметри фазових зображень зразків жовчі здорової людини виявив:

- Переважну оптико ізотропну структуру жовчі – більшість значень фазових зсувів φ (рис. 3.1.3) у гістограмі випадкового розподілу за величиною співпадає з фазою $\varphi = 0^\circ$ опромінюючого лазерного пучка.

- Прояв рідкокристалічної компоненти виявляється у наявності випадкових значень фазових зсувів φ екстремумів в області від 5° до 180° , які обумовлені оптичним двопроменезаломленням рідких кристалів.

- Множина значень $\varphi(x,y)$ фазового лазерного зображення мультифрактальна – апроксимуюча крива $\Phi(\eta)$ являє ламану лінію з двома переважними кутами нахилу.

Аналіз статистичних і фрактальних параметрів фазових зображень зразків жовчі людини хворої на ЖКХ показав:

- Значне зростання проявів оптичного двопроменезаломлення - значення фазових зсувів $\varphi(x,y)$, відмінних від 0° , суттєво перерозподіляються в область $90^\circ - 180^\circ$.

- Множина значень $\varphi(x,y)$ - мультифрактальна. Кількість кутів нахилу апроксимуючої кривої $\Phi(\eta)$ зростає до трьох.

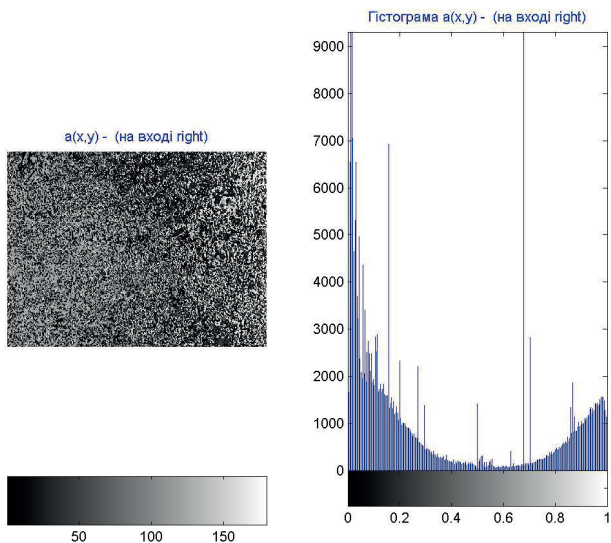


Рис. 3.3.5. Координатний розподіл (а) і гістограма розподілу фаз (б) у лазерному зображенні зразку жовчі здорової людини

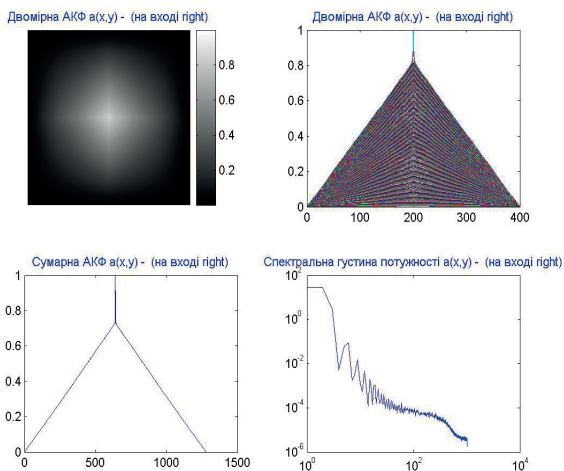


Рис. 3.3.6. Автокореляційні функції (а, б, в) та Log-log залежності спектрів потужності (г) координатного розподілу фаз у лазерному зображенні зразку жовчі здорової людини

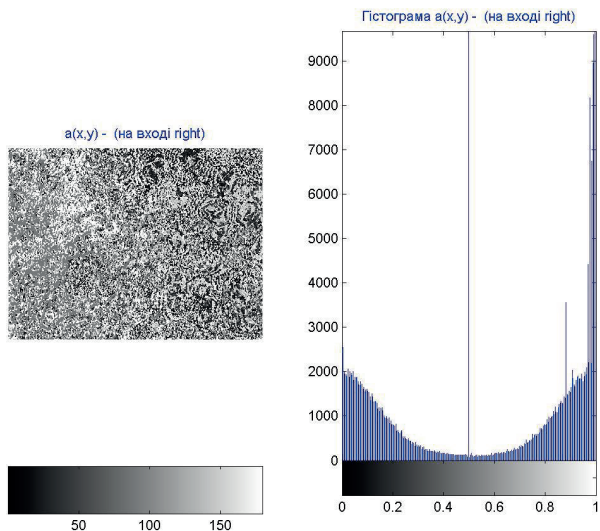


Рис. 3.3.7. Координатний розподіл (а) і гістограма розподілу фаз (б) у лазерному зображенні зразку жовчі хворої на ЖКХ людини

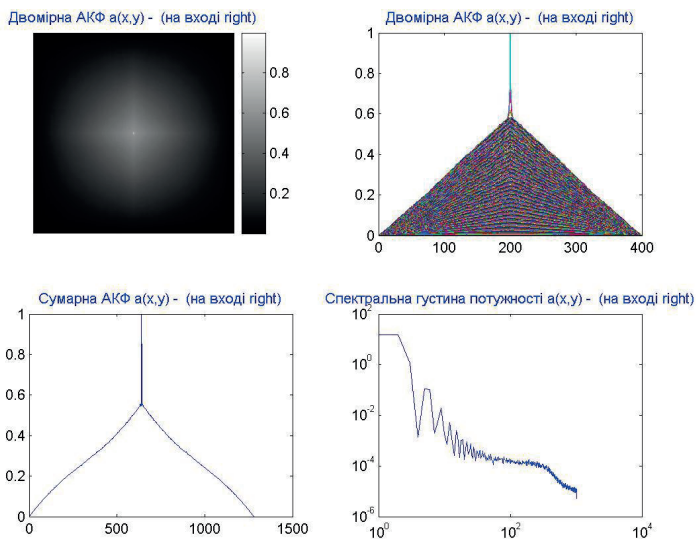


Рис. 3.3.8. Автокореляційні функції (а, б, в) та Log-log залежності спектрів потужності (г) координатного розподілу фаз у лазерному зображенні зразку жовчі хворої на ЖКХ людини

В таблиці 3.3.2 приведені значення статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують координатні розподіли фаз у лазерних зображеннях зразків жовчі.

Таблиця 3.3.2.

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків розподілів фаз лазерних зображень жовчі здорової та хворої на ЖКХ людини

$M_k(\varphi)$	Норма	ЖКХ
$M_1(\varphi)$	0,44	0,51
$M_2(\varphi)$	0,18	0,14
$M_3(\varphi)$	0,51	0,88
$M_4(\varphi)$	0,71	1,56

З одержаних результатів випливає, що найбільш діагностично чутливими є асиметрія та ексцес - відмінності між ними складають 1,8 і 2,2 рази.

Таким чином, нами проілюстрована залежність величин статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують фазові зображення оптично анізотропних структур шарів жовчі від фізіологічного стану людини.

Діагностичні можливості кореляційного аналізу поляризаційно-неоднорідних лазерних зображень шарів жовчі здорової і хворої на ЖКХ людини ілюструють координатні розподіли комплексного ступеня взаємної поляризації $V(x, y)$ (рис. 3.1.4), визначені згідно алгоритму (2.8).

На серії рис. 3.3.9 – рис. 3.3.14 представлені результати експериментальних вимірювань гістограм випадкових значень комплексного ступеня взаємної поляризації (рис. 3.3.9, рис. 3.3.14) і $\text{Log} - \text{log}$ залежностей спектрів потужності розподілів кількості екстремальних значень $V(x, y) = 1$ (рис. 3.3.11, рис. 3.3.13) і $V(x, y) = 0$ (рис. 3.3.12, рис. 3.3.14) лазерних зображень зразків жовчі здорової (рис. 3.3.9 - рис. 3.3.11) і хворої на ЖКХ (рис. 3.3.12 - рис. 3.3.14) людини. Аналіз розподілу випадкових значень комплексного ступеня взаємної поляризації $V(x, y)$ лазерного зображення шару жовчі здорової людини показав, що воно володіє високою однорідністю координатної структури розподілу поляризацій. Даний факт впливає з того, що переважна більшість значень $V(x, y)$ “сконцентрована” в околі головного екстремуму $V(x, y) = 1,0$, - рис. 3.3.9 б.

З фізичної точки зору одержані дані можна пояснити практичною відсутністю рідкокристалічної фази у шарі жовчі людини. Згідно запропоновано моделювання (рис. 3.1.2) видно, що стан поляризації лазерного випромінювання практично в усіх точках оптично ізотропного

шару жовчі є незмінним $\alpha(x, y) = \alpha_0$. Тому комплексний ступень взаємної поляризації для таких точок приймає екстремальне значення $V(x, y) = 1,0$.

Наявність рідкокристалічної компоненти у шарі жовчі “детектується” відмінними від нуля значеннями комплексного ступеня взаємної поляризації, що виявляється в відповідній серії локальних екстремумів гістограми, наведеної на рис. 3.3.9 б.

Інша картина спостерігається при аналізі гістограми розподілу випадкових значень комплексного ступеня взаємної поляризації (рис. 3.3.10 б) лазерного зображення шару жовчі людини хворої на ЖКХ. Тут має місце “рандомізація” розподілу – формування практично рівно ймовірного інтервалу випадкових змін $V(x, y)$. Така кореляційна структура лазерного зображення свідчить про суттєвий внесок у формування лазерного зображення шару жовчі людини хворої на цукровий діабет оптико-анізотропної рідкокристалічної фракції.

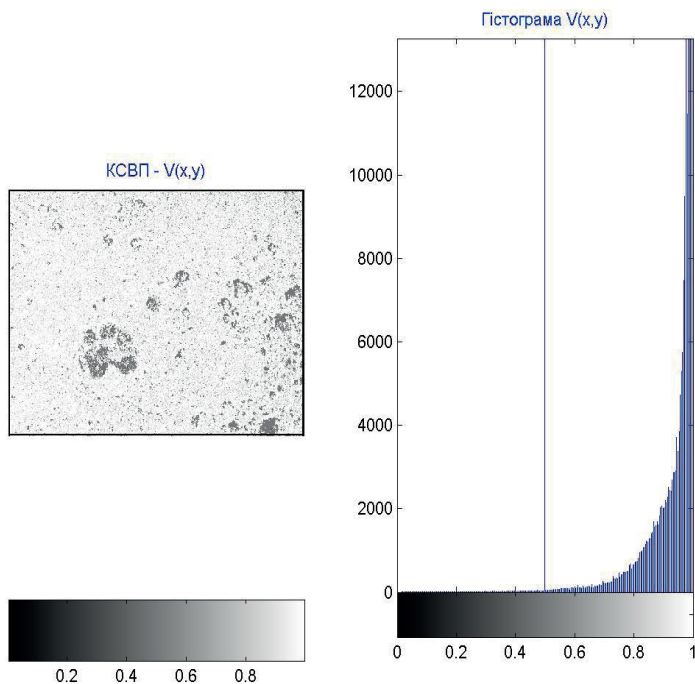


Рис. 3.3.9. Координатний розподіл і гістограма випадкових значень комплексного ступеня взаємної поляризації лазерного зображення жовчі здорової людини.

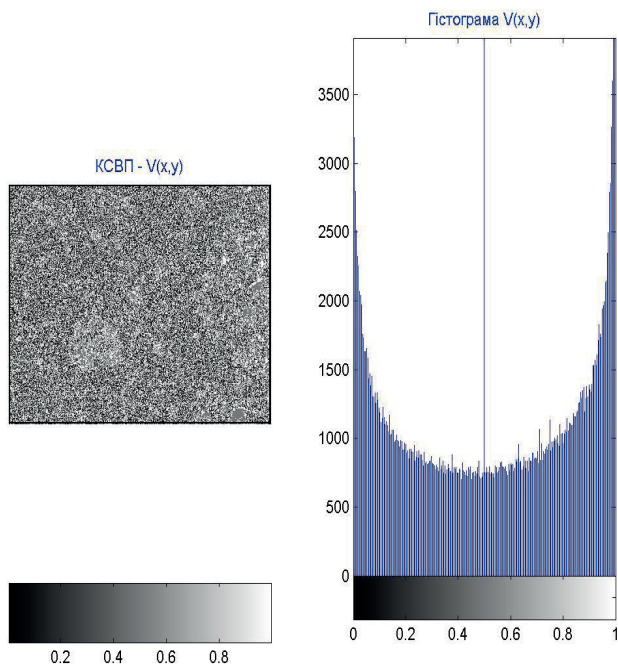


Рис. 3.3.10. Координатний розподіл і гистограма випадкових значень комплексного ступеня взаємної поляризації лазерного зображення жовчі хворої на ЖКХ людини

Кількісно відмінності між координатними розподілами $V(x, y)$ лазерних зображень жовчі обох типів ілюструє таблиця 3.3.3, де наведені значення статистичних моментів 1-го – 4-го порядків.

Таблиця 3.3.3.

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків розподілів комплексного ступеня взаємної поляризації лазерних зображень жовчі здорової та хворої на ЖКХ людини

$M_k(V)$	Норма	ЖКХ
$M_1(V)$	0,89	0,92
$M_2(V)$	0,11	0,09
$M_3(V)$	0,17	0,47
$M_4(V)$	1,26	4,02

З одержаних результатів випливає, що максимальні відмінності між асиметрією та ексцесом координатних розподілів значень комплексного ступеня взаємної поляризації лазерних зображень шарів жовчі людини з різним фізіологічним станом досягають 2,8 і 3,2 рази.

Виходячи з одержаної інформації впливає можливість кореляційної селекції інформації про співвідношення впливів на формування лазерних зображень оптико ізотропної та оптико анізотропної складових шарів жовчі людини.

Ідея такого підходу полягає у виділенні з координатних розподілів значень комплексного ступеня взаємної поляризації їх екстремальних значень:

- $V(x, y) = 1,0$ - оптико-ізотропна складова лазерного зображення;
- $V(x, y) = 0,0$ - рідко кристалічна складова лазерного зображення.

Одержані таким чином залежності кількості екстремальних значень комплексного ступеня взаємної поляризації приведені на фрагментах “б” рис. 3.3.11 – рис. 3.3.14.

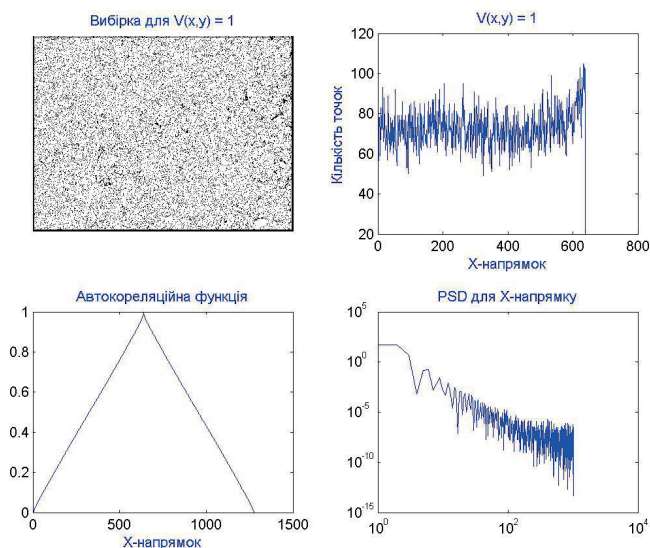


Рис. 3.3.11. Координатний розподіл (а) і Log-log залежність (г) спектру потужності (в) розподілу кількості екстремальних значень $V(x, y) = 1,0$ (б) комплексного ступеня взаємної поляризації лазерного зображення жовчі здорової людини.

Аналіз одержаної інформації про розподіли кількості екстремальних значень комплексного ступеня взаємної поляризації лазерних зображень шару жовчі здорової людини виявив, що вони є самоподібними або фрактальними.

Даний факт впливає з лінійного характеру ($\eta = const$) апроксимуючої кривої $\Phi(\eta)$ до $\text{Log} - \text{log}$ залежностей спектрів потужності $\text{LogPSD}[V(x, y) = 1,0] - \text{log}(d^{-1})$ і $\text{LogPSD}[V(x, y) = 0,0] - \text{log}(d^{-1})$.

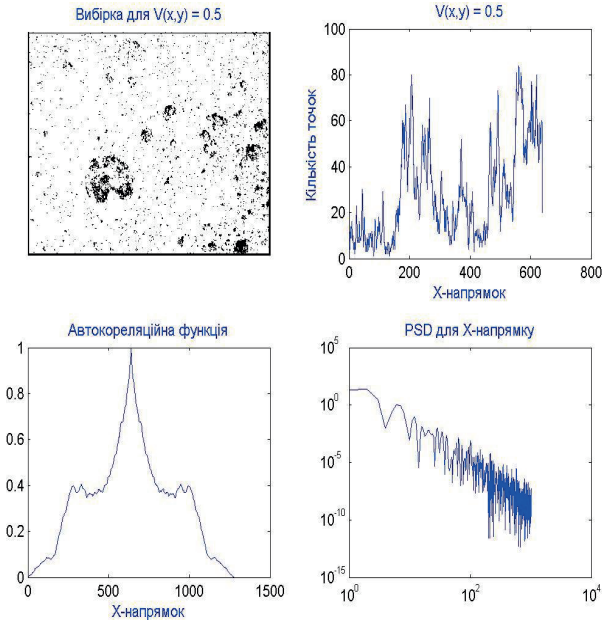


Рис. 3.3.12. Координатний розподіл (а) і Log-log залежність (г) спектру потужності (в) розподілу кількості екстремальних значень $V(x, y) = 0,0$ (б) комплексного ступеня взаємної поляризації лазерного зображення жовчі здорової людини.

Інша поляризаційно-кореляційна структура лазерних зображень спостерігається для шару жовчі людини хворої на ЖКХ, - рис. 3.12, рис.3.13.

Як видно з рис. 3.3.13 апроксимуюча крива до залежності $\text{LogPSD}[V(x, y) = 1,0] - \text{log}(d^{-1})$ з прямої трансформується у складну лінію з невизначеним стабільним значенням кута нахилу. Дана обставина свідчить про порушення самоподібної (фрактальної) структури лазерного зображення оптично ізотропної складової шару жовчі людини хворої на ЖКХ.

Ще більш виразно порушення фрактальності лазерного зображення оптико-анізотропної рідкокристалічної фракції шару жовчі ілюструє залежність вигляду $\text{LogPSD}[V(x, y) = 0,0] - \text{log}(d^{-1})$, яка характеризує спектр потужності кількості екстремальних значень $V(x, y)$ комплексного ступеня взаємної поляризації.

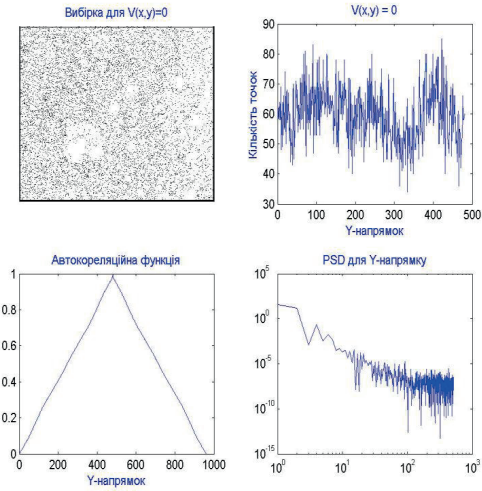


Рис. 3.3.13. Координатний розподіл (а) і Log-log залежність (г) спектру потужності (в) розподілу кількості екстремальних значень $V(x, y) = 1,0$ (б) комплексного ступеня взаємної поляризації лазерного зображення жовчі хворої на цукровий діабет людини.

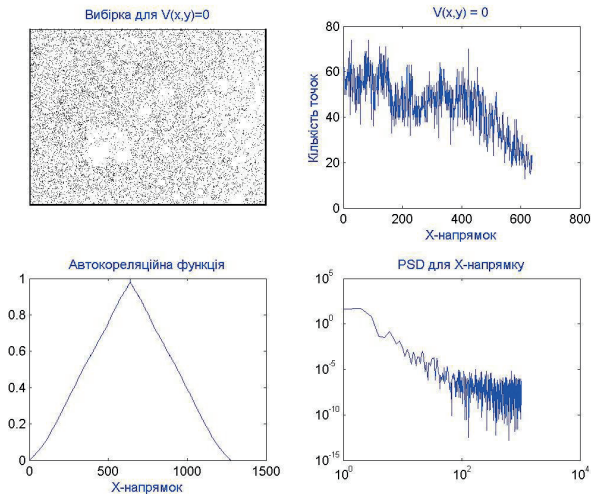


Рис. 3.3.14. Координатний розподіл (а) і Log-log залежність (г) спектру потужності (в) розподілу кількості екстремальних значень $V(x, y) = 0,0$ (б) комплексного ступеня взаємної поляризації лазерного зображення жовчі хворої на ЖКХ людини.

Як видно, апроксимуюча крива до залежності $\text{LogPSD}[V(x,y)=0,0] - \log(d^{-1})$ не має стабільних значень кута нахилу. Іншими словами, формування рідкокристалічної фази у шарі жовчі супроводжується статистизацією відповідних значень комплексного ступеня взаємної поляризації.

Кількісно такий процес характеризують статистичні моменти 1-го – 4-го порядків розподілів кількості екстремальних значень комплексного ступеня взаємної поляризації лазерних зображень шарів жовчі, наведені в таблиці 3.3.4.

Таблиця 3.3.4.

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків розподілів екстремальних значень комплексного ступеня взаємної поляризації лазерних зображень жовчі здорової та хворої на ЖКХ людини

$V(x,y)$	$M_k(V)$	Норма	ЖКХ
$V(x,y)=1,0$	$M_1(V=1,0)$	0,42	0,37
	$M_2(V=1,0)$	0,23	0,28
	$M_3(V=1,0)$	0,18	0,41
	$M_4(V=1,0)$	0,96	2,72
$V(x,y)=0,0$	$M_1(V=0,0)$	0,34	0,41
	$M_2(V=0,0)$	0,31	0,24
	$M_3(V=0,0)$	0,42	1,32
	$M_4(V=0,0)$	1,25	6,3

З одержаних результатів випливає, що максимальні відмінності між асиметрією та ексцесом координатних розподілів екстремальних значень комплексного ступеня взаємної поляризації $V(x,y)=1,0$ лазерних зображень шарів жовчі людини з різним фізіологічним станом досягають 2,3 і 2,9 рази.

Для розподілів екстремальних значень $V(x,y)=0,0$ різниця між статистичними моментами 3-го і 4-го порядків зростає до 3,6 і 4,8 разів.

Розділ 3.4. ДОДАТКИ

3.4.1. Поляризаційні мапи шарів жовчі

3.4.1.1. Розподіли азимутів поляризації. Норма

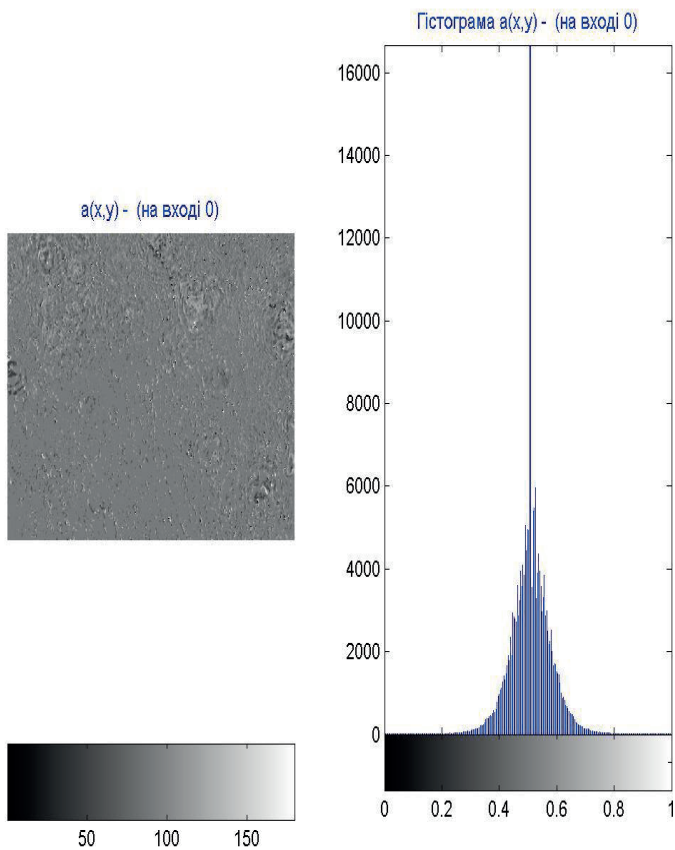


Рис. 3.4.1. Координатний (ліва частина) та ймовірнісний (права частина) розподіли азимутів поляризації лазерного зображення шару жовчі при опромінуванні лінійно поляризованим пучком ($\alpha = 0^\circ$).

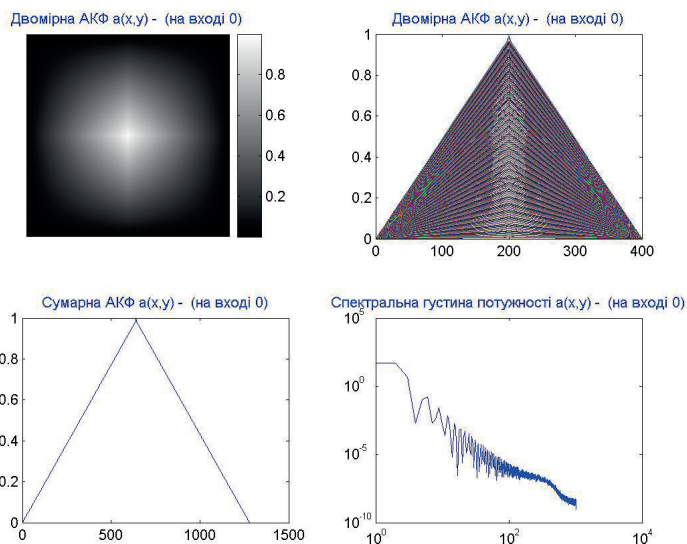


Рис. 3.4.2. Автокореляційні функції і логарифмічні залежності спектрів потужності розподілів азимутів поляризації лазерного зображення шару жовчі при опромінуванні лінійно поляризованим пучком ($\alpha = 0^\circ$).

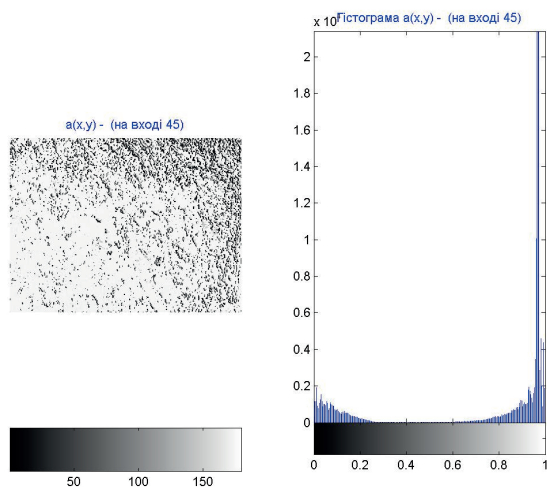


Рис. 3.4.3. Координатний (ліва частина) та ймовірнісний (права частина) розподіли азимутів поляризації лазерного зображення шару жовчі при опромінуванні лінійно поляризованим пучком ($\alpha = 45^\circ$).

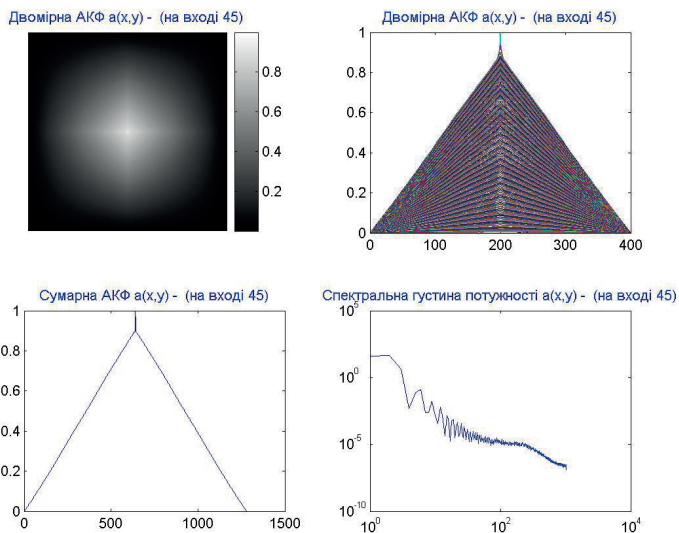


Рис. 3.4.4. Автокореляційні функції і логарифмічні залежності спектрів потужності розподілів азимутів поляризації лазерного зображення шару жовчі при опромінюванні лінійно поляризованим пучком ($\alpha = 45^\circ$).

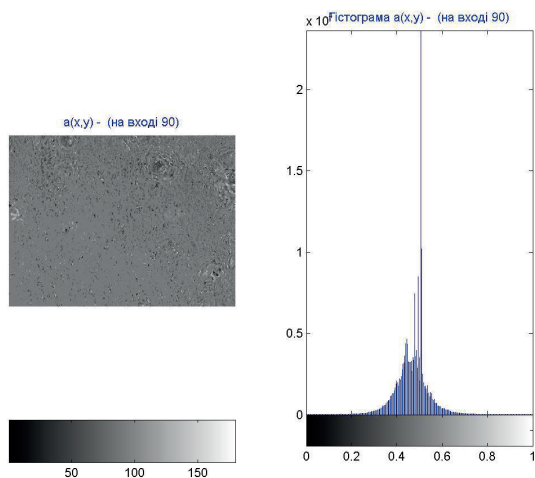


Рис. 3.4.5. Координатний (ліва частина) та ймовірнісний (права частина) розподіли азимутів поляризації лазерного зображення шару жовчі при опромінюванні лінійно поляризованим пучком ($\alpha = 90^\circ$).

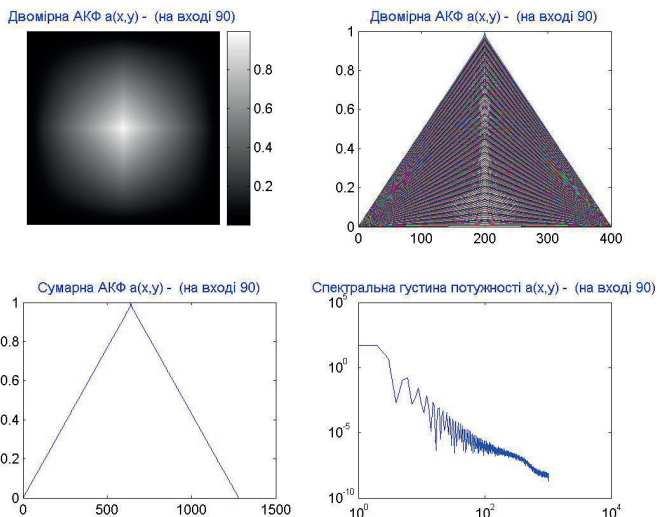


Рис. 3.4.6. Автокореляційні функції і логарифмічні залежності спектрів потужності розподілів азимутів поляризації лазерного зображення шару жовчі при опромінуванні лінійно поляризованим пучком ($\alpha = 90^\circ$).

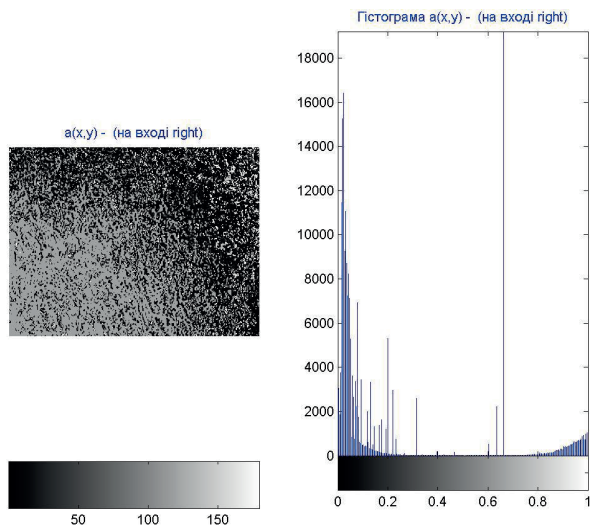


Рис. 3.4.7. Координатний (ліва частина) та ймовірнісний (права частина) розподіли азимутів поляризації лазерного зображення шару жовчі при опромінуванні циркулярно поляризованим пучком.

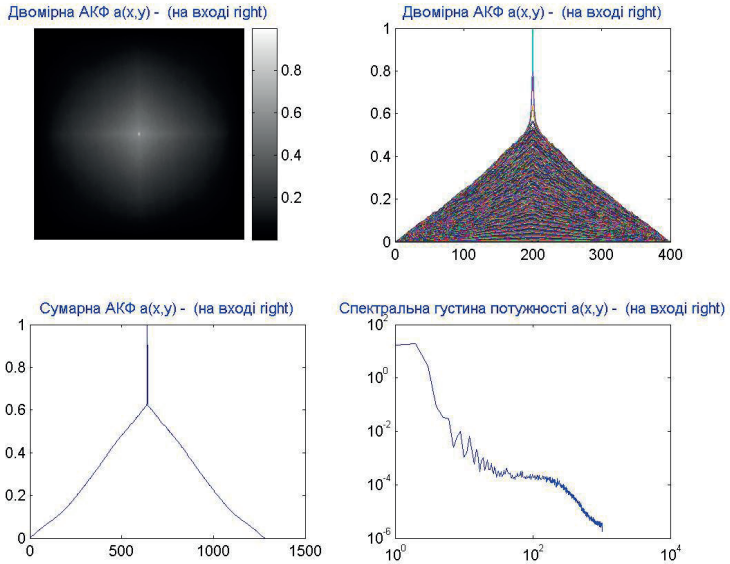


Рис. 3.4.8. Автокореляційні функції і логарифмічні залежності спектрів потужності розподілів азимутів поляризації лазерного зображення шару жовчі при опромінюванні циркулярно поляризованим пучком.

3.4.4.2. Розподіли еліптичності поляризації. Норма

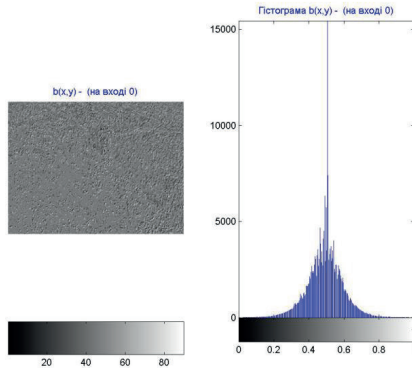


Рис. 3.4.9. Координатний (ліва частина) та ймовірнісний (права частина) розподіли еліптичності поляризації лазерного зображення шару жовчі при опромінюванні лінійно поляризованим пучком ($\alpha = 0^\circ$).

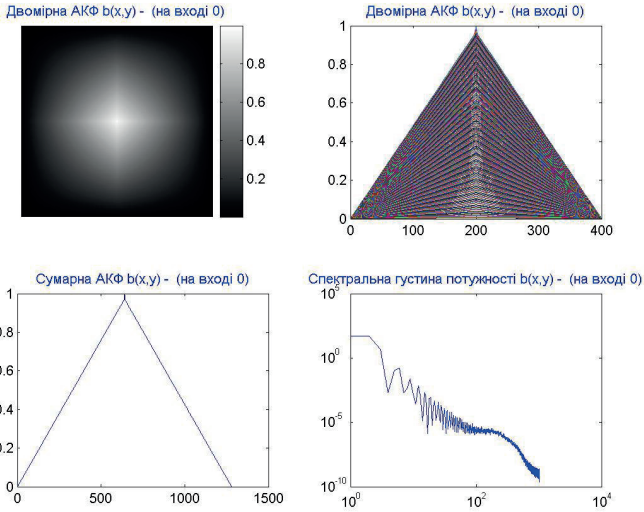


Рис. 3.4.10. Автокореляційні функції і логарифмічні залежності спектрів потужності розподілів еліптичності поляризації лазерного зображення шару жовчі при опромінуванні лінійно поляризованим пучком ($\alpha = 0^\circ$).

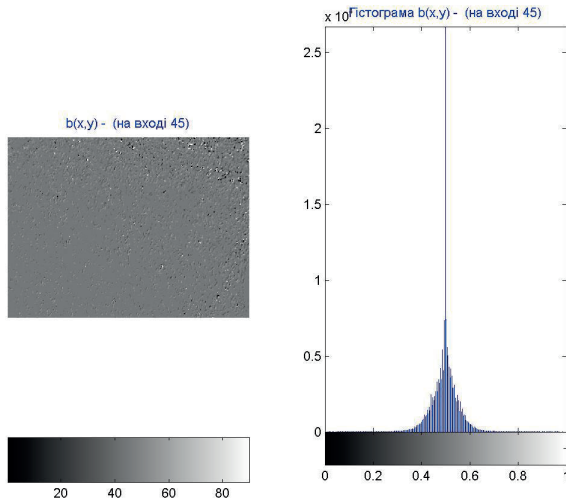


Рис. 3.4.11. Координатний (ліва частина) та ймовірнісний (права частина) розподіли еліптичності поляризації лазерного зображення шару жовчі при опромінуванні лінійно поляризованим пучком ($\alpha = 45^\circ$).

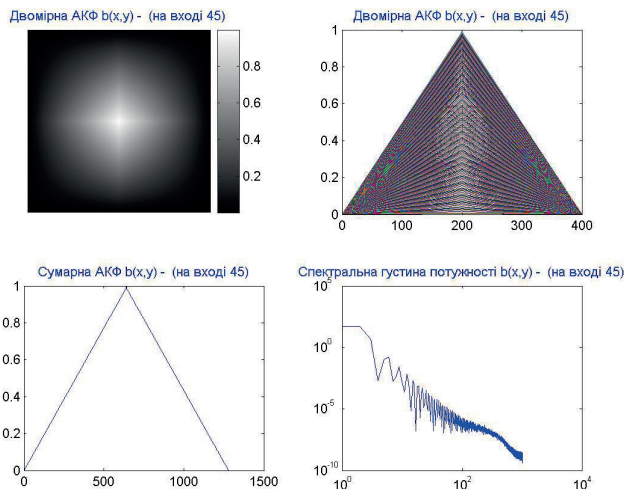


Рис. 3.4.12. Автокореляційні функції і логарифмічні залежності спектрів потужності розподілів еліптичності поляризації лазерного зображення шару жовчі при опромінюванні лінійно поляризованим пучком ($\alpha = 45^\circ$).

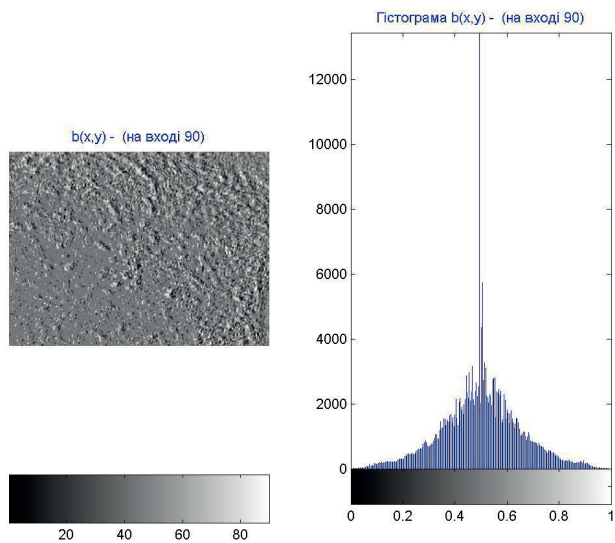


Рис. 3.4.13. Координатний (ліва частина) та ймовірнісний (права частина) розподіли еліптичності поляризації лазерного зображення шару жовчі при опромінюванні лінійно поляризованим пучком ($\alpha = 90^\circ$).

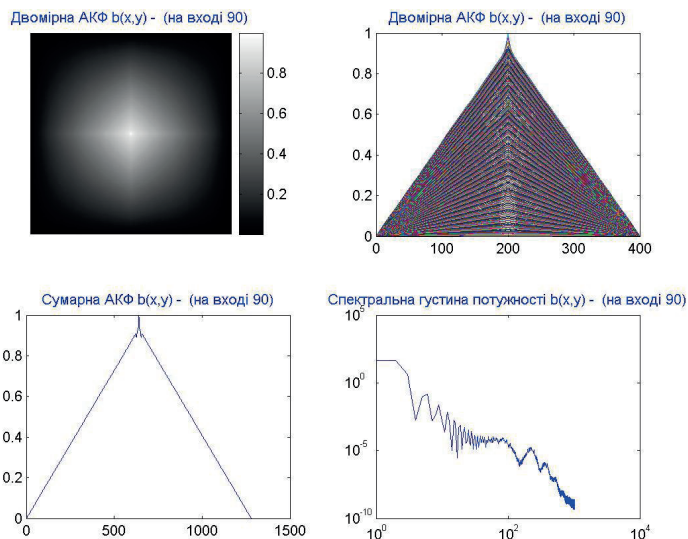


Рис. 3.4.14. Автокореляційні функції і логарифмічні залежності спектрів потужності розподілів еліптичності поляризації лазерного зображення шару жовчі при опромінуванні лінійно поляризованим пучком ($\alpha = 90^\circ$).

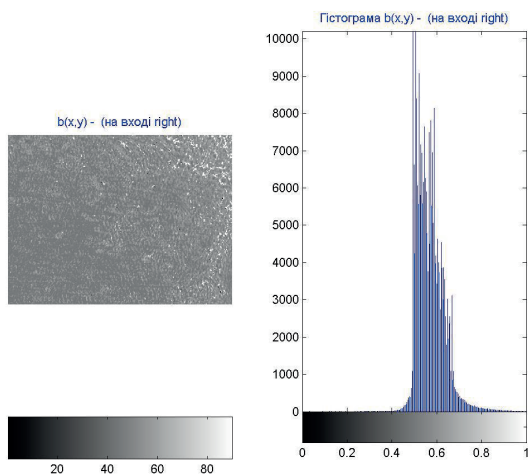


Рис. 3.4.15. Координатний (ліва частина) та ймовірнісний (права частина) розподіли еліптичності поляризації лазерного зображення шару жовчі при опромінуванні циркулярно поляризованим пучком.

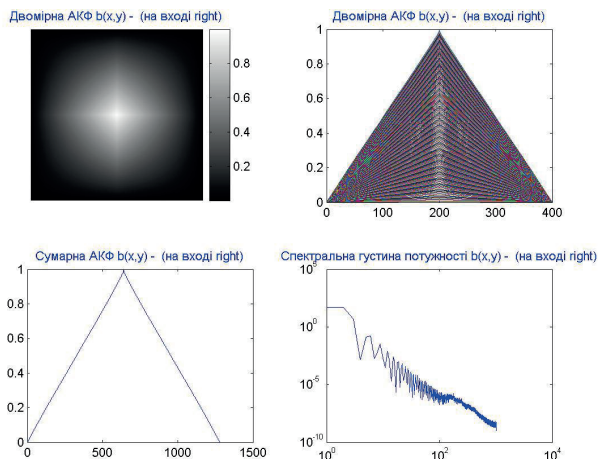


Рис. 3.4.16. Автокореляційні функції і логарифмічні залежності спектрів потужності розподілів еліптичності поляризації лазерного зображення шару жовчі при опромінюванні циркулярно поляризованим пучком.

3.4.4.3. Розподіли фаз. Норма

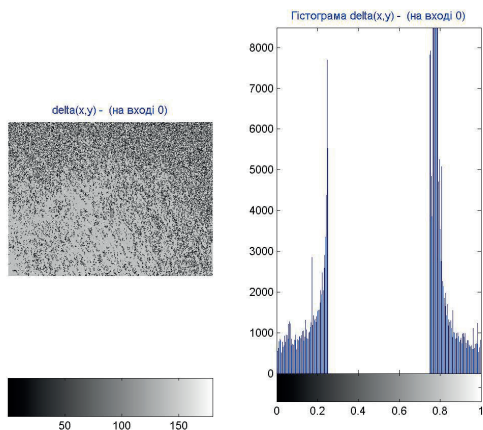


Рис. 3.4.17. Координатний (ліва частина) та ймовірнісний (права частина) розподіли фаз лазерного зображення шару жовчі при опромінюванні лінійно поляризованим пучком ($\alpha = 0^\circ$).

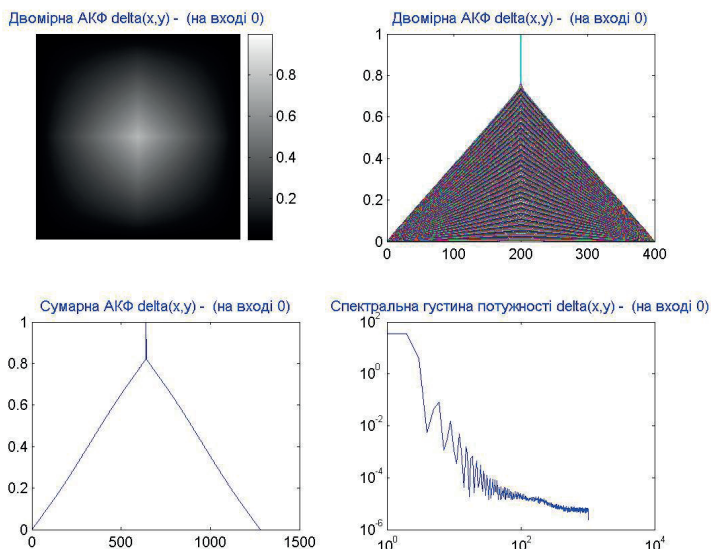


Рис. 3.4.18. Автокореляційні функції і логарифмічні залежності спектрів потужності розподілів фаз лазерного зображення шару жовчі при опромінуванні лінійно поляризованим пучком ($\alpha = 0^\circ$).

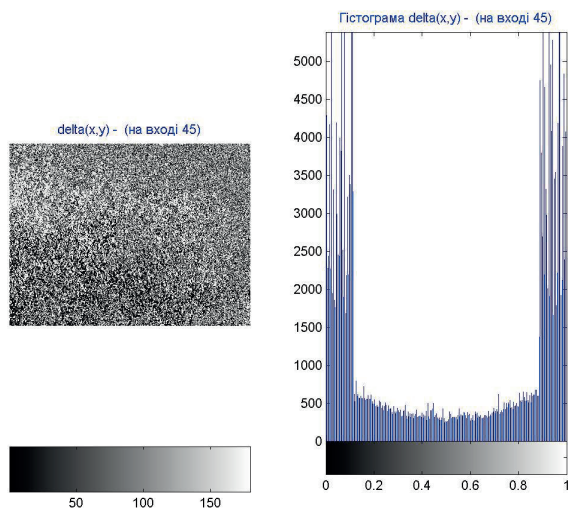


Рис. 3.4.19. Координатний (ліва частина) та ймовірнісний (права частина) розподіли фаз лазерного зображення шару жовчі при опромінуванні лінійно- поляризованим пучком ($\alpha = 45^\circ$).

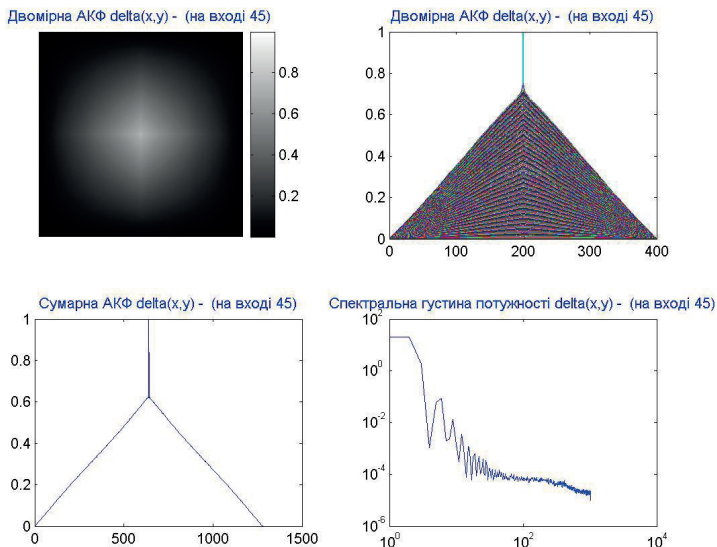


Рис. 3.4.20. Автокореляційні функції і логарифмічні залежності спектрів потужності розподілів фаз лазерного зображення шару жовчі при опромінуванні лінійно поляризованим пучком ($\alpha = 45^\circ$).

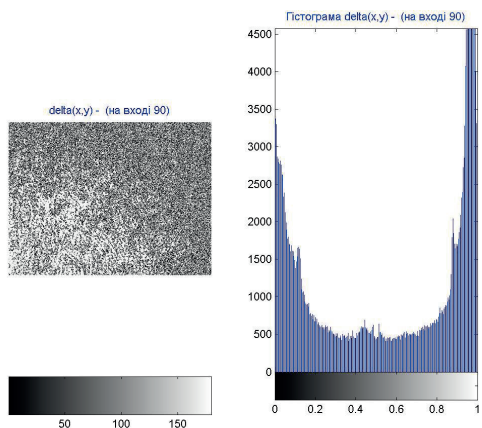


Рис. 3.4.21. Координатний (ліва частина) та ймовірнісний (права частина) розподіли фаз лазерного зображення шару жовчі при опромінуванні лінійно поляризованим пучком ($\alpha = 90^\circ$).

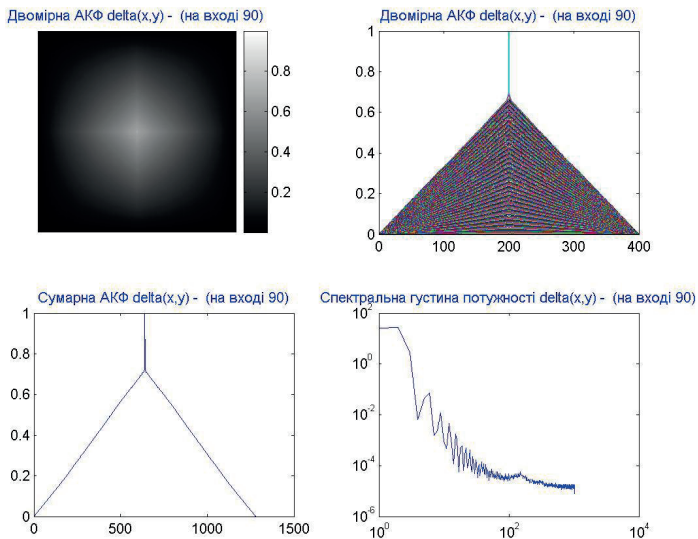


Рис. 3.4.22. Автокореляційні функції і логарифмічні залежності спектрів потужності розподілів фаз лазерного зображення шару жовчі при опромінуванні лінійно поляризованим пучком ($\alpha = 90^\circ$).

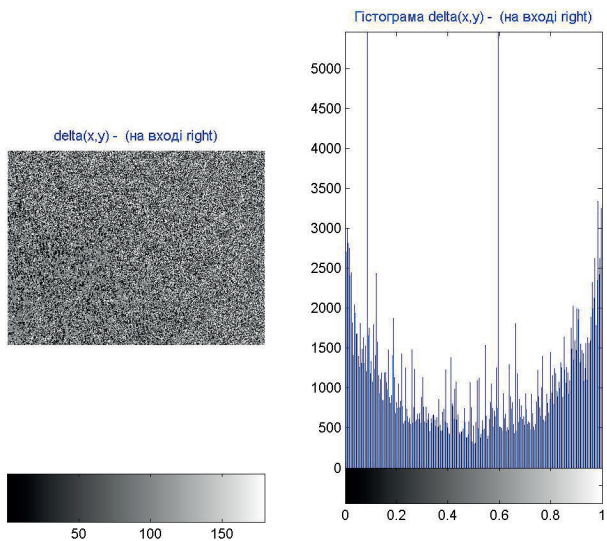
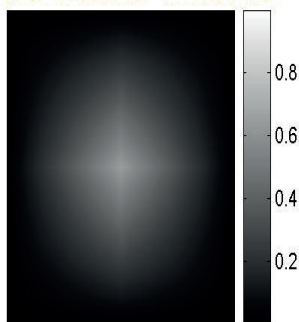
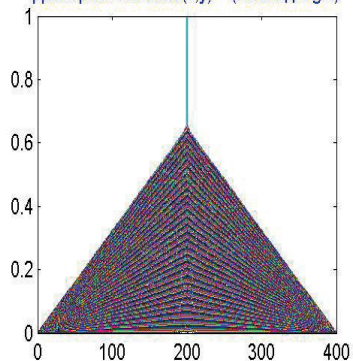


Рис. 3.4.23. Координатний (ліва частина) та ймовірнісний (права частина) розподіли фаз лазерного зображення шару жовчі при опромінуванні циркулярно поляризованим пучком.

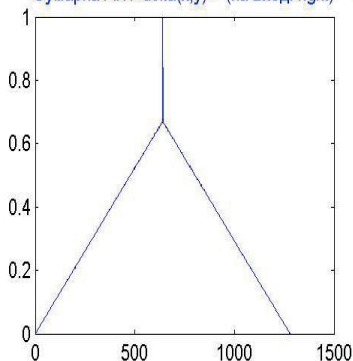
Двовірна АКФ $\delta(x,y)$ - (на вході right)



Двовірна АКФ $\delta(x,y)$ - (на вході right)



Сумарна АКФ $\delta(x,y)$ - (на вході right)



Спектральна густина потужності $\delta(x,y)$ - (на вході right)

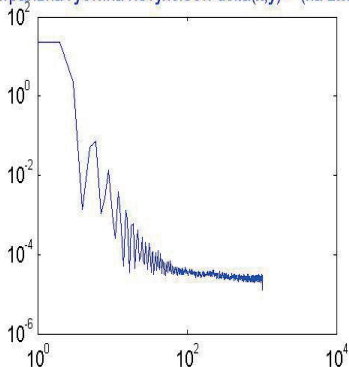


Рис. 3.4.24. Автокореляційні функції і логарифмічні залежності спектрів потужності розподілів фаз лазерного зображення шару жовчі при опроміненні циркулярно поляризованим пучком.

3.4.2. Стоксполяриметрія шарів жовчі

Методика вимірювань

Світлочутлива площадка CCD – камери 10 (рис. 2.2) складається з $N = m \times n$ пікселів, що дозволяє одночасне вимірювання двовимірного

$(2D \equiv [X(1 \div n), Y(1 \div m)])$ масиву інтенсивності $\begin{pmatrix} I_{11} & \dots & I_{1n} \\ & I_{jk} & \\ I_{m1} & \dots & I_{mn} \end{pmatrix}$ в площині (X, Y)

лазерного зображення шару біологічної тканини.

У загальному випадку, для кожного jk -го пікселя можна визначити величину вектора Стокса такого зображення, шляхом проведення шести вимірювань інтенсивності за наступних умов поляризаційної фільтрації:

Орієнтують площину пропускання поляризатора – аналізатора 9 (рис. 2.2) під кутом $\Theta = 0^\circ$ і вимірюють розподіл інтенсивності $I_0(m \times n)$ лазерних зображень.

Повертають поляризатор на кут $\Theta = 90^\circ$ і вимірюють координатний розподіл інтенсивності $I_0(m \times n)$.

На основі визначення вектора Стокса S знаходимо його перший S_1 і другий S_2 параметри

$$S_1 = I_0 + I_{90} \quad (3.4.1)$$

$$S_2 = I_0 - I_{90} \quad (3.4.2)$$

Орієнтуємо площину поляризатора під кутом $\Theta = 45^\circ$ і вимірюємо координатний розподіл $I_{45}(m \times n)$.

Повертаємо поляризатор на кут $\Theta = 135^\circ$ і вимірюємо координатний розподіл інтенсивності $I_{135}(m \times n)$.

Знаходимо третій S_3 параметр вектора Стокса

$$S_3 = I_{45} - I_{135} \quad (3.4.3)$$

Для вимірювання четвертого параметру вектора Стокса S_4 , на шляху лазерного пучка встановлюємо чвертьхвильову пластинку 8 (рис. 2.2) так, щоб її вісь найбільшої швидкості була зорієнтована під кутом 0° . Площину пропускання аналізатора 9 орієнтуємо під кутом $\Theta = 45^\circ$ і вимірюємо координатний розподіл інтенсивності право циркулярно поляризованого випромінювання $I_{\otimes}(m \times n)$

Орієнтуємо площину пропускання поляризатора відносно орієнтації осі найбільшої швидкості чвертьхвильової пластинки під кутом $\Theta = 135^\circ$ і вимірюємо відповідні розподіли інтенсивності ліво циркулярно поляризованого випромінювання $I_{\ominus}(m \times n)$ у лазерних зображеннях

• Визначаємо координатний розподіл 4-го параметру вектора Стокса лазерних зображень МТ і МЗ

$$S_4 = I_{\otimes} - I_{\ominus}. \quad (3.4.4)$$

3.4.3. Статистичні, кореляційні і фрактальні параметри розподілів параметрів вектора Стокса лазерних зображень шарів жовчі

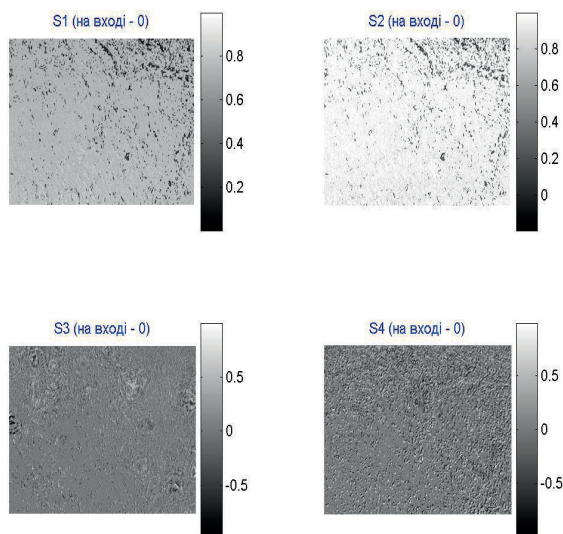


Рис. 3.4.25. Координатні розподіли параметрів вектора Стокса лазерного зображення шару жовчі людини при опромінюванні лінійно поляризованим пучком ($\alpha = 0^\circ$).

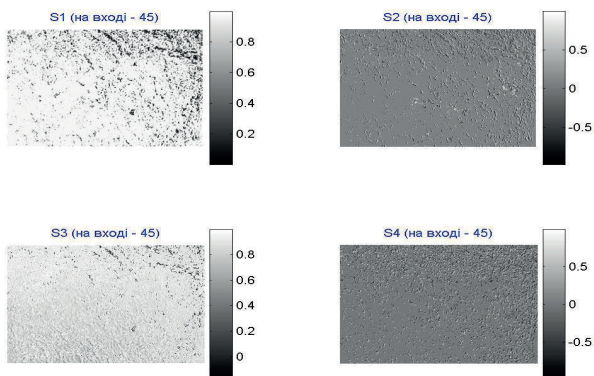


Рис. 3.4.26. Координатні розподіли параметрів вектора Стокса лазерного зображення шару жовчі людини при опромінюванні лінійно поляризованим пучком ($\alpha = 45^\circ$).

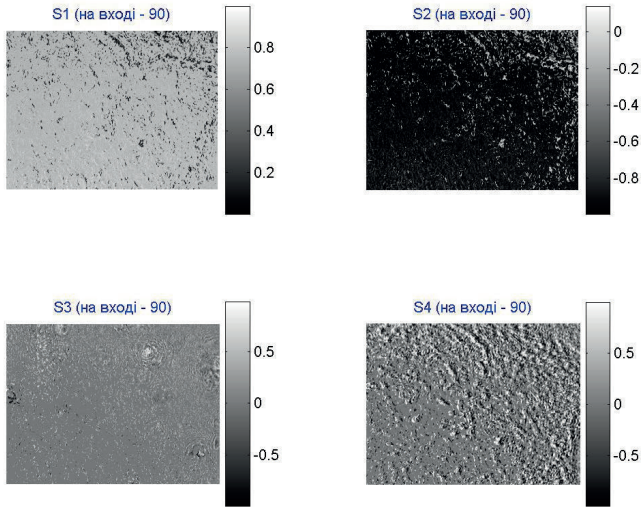


Рис. 3.4.27. Координатні розподіли параметрів вектора Стокса лазерного зображення шару жовчі людини при опромінюванні лінійно поляризованим пучком ($\alpha = 90^\circ$).

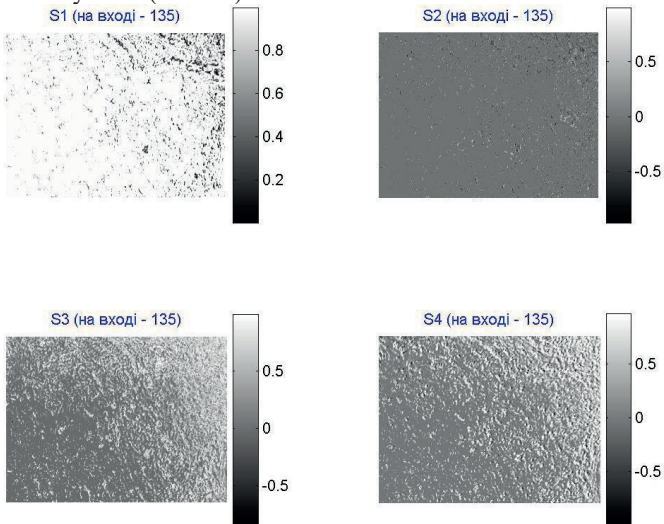


Рис. 3.4.28. Координатні розподіли параметрів вектора Стокса лазерного зображення шару жовчі людини при опромінюванні циркулярно поляризованим пучком.

3.4.4. Статистичні, кореляційні і фрактальні параметри розподілів екстремальних значень вектора Стокса лазерних зображень шарів жовчі

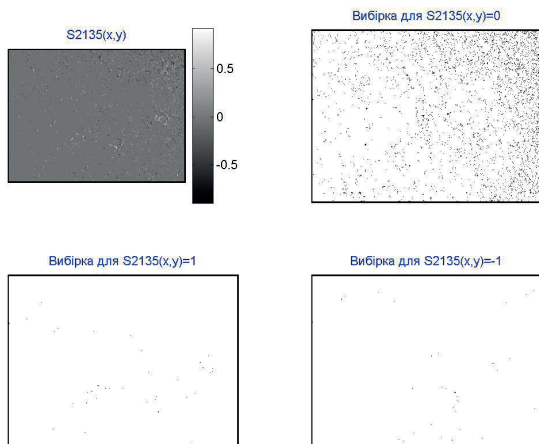


Рис. 3.4.29. Координатні та екстремальні розподіли другого параметру вектора Стокса лазерного зображення шару жовчі.

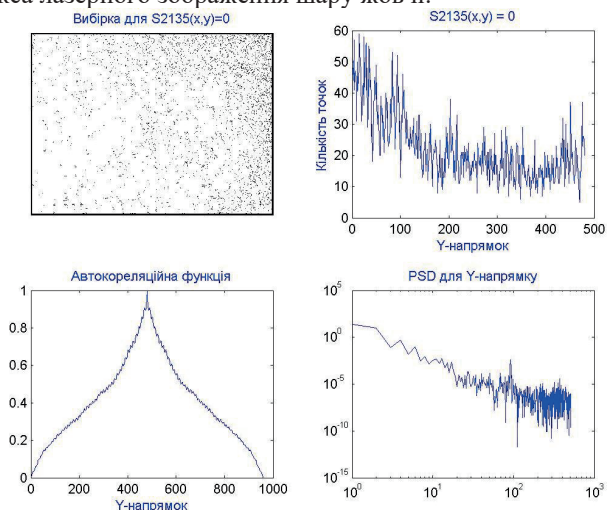


Рис. 3.4.30. Координатна, кількісна, автокореляційна і фрактальна структура розподілу екстремальної вибірки (0) значень другого параметру вектора Стокса лазерного зображення шару жовчі людини.

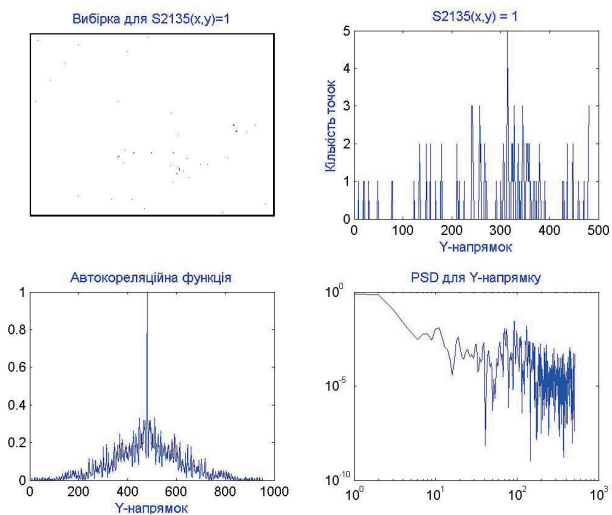


Рис. 3.4.31. Координатна, кількісна, автокореляційна і фрактальна структура розподілу екстремальної вибірки (+1) значень другого параметру вектора Стокса лазерного зображення шару жовчі людини.

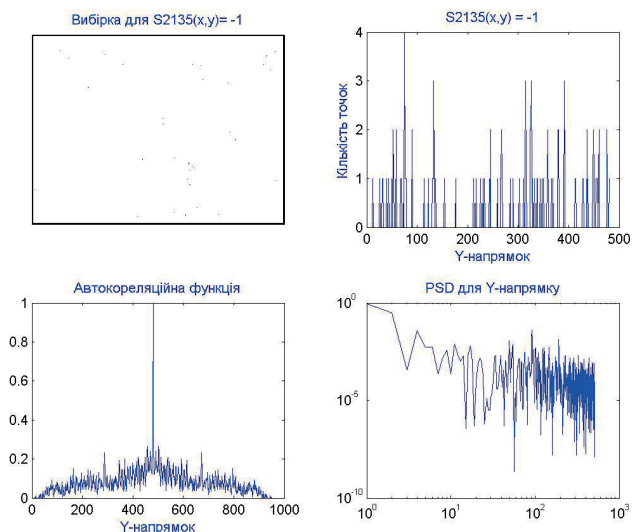


Рис. 3.4.32. Координатна, кількісна, автокореляційна і фрактальна структура розподілу екстремальної вибірки (-1) значень другого параметру вектора Стокса лазерного зображення шару жовчі людини.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Tuchin V. V. Optical Polarization in Biomedical Applications / V. V. Tuchin, L. Wang, and D. A. Zimnyakov. – New York, USA : Springer, 2006. – 216 p.
2. Bickel W. S. Stokes vectors, Mueller matrices, and polarization of scattered light / W. S. Bickel and W. M. Bailey // *Am. J. Phys.* – 1985. – № 53. – P. 468-478.
3. Yau Lu S. Interpretation of Mueller matrices based on polar decomposition / S. Yau Lu and R. A. Chipman // *J. Opt. Soc. Am. A.* – 1996. – № 13. – P. 1106–1113.
4. 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, Ye.G. Ushenko and Yu.A. Ushenko // *J. Phys. D: Appl. Phys.* – 2005. – № 38. – P. 4227–4235.
5. Ghosh N. Polarized light assessment of complex turbid media such as biological tissues using Mueller matrix decomposition / N. Ghosh, M. Wood, and A. Vitkin // *Handbook of Photonics for Biomedical Science*; Ed. by V. V. Tuchin. – London : Taylor and Francis Publishing. – 2010. – Chapter 9. – P. 253–282.
6. Statistical and fractal structure of biological tissue Mueller matrix images / O.V. Angelsky, V.P. Pishak, A.G. Ushenko and Yu.A. Ushenko // *Optical correlation techniques and applications*; Ed. by O. V. Angelsky. – Bellingham. : SPIE Press. – 2007. – P.213–266.
7. Ushenko A. G. Polarization-Phase Mapping and Reconstruction of Biological Tissue Architectonics during Diagnosis of Pathological Lesions / A. G. Ushenko, D. N. Burkovets and Yu. A. Ushenko // *Optics and Spectroscopy.* – 2002 – № 93(3). – P. 449–456.
8. Gil J. J. Characteristic properties of Mueller matrices // *J. Opt. Soc. Am. A.* – 2000. – № 17. – P. 328–334.
9. Mueller matrix of optical anisotropic inhomogeneous layer / S. N.Savenkov, V. V. Marienko, E. A. Oberemok, O. I. Sydoruk // *Phys. Rev. E.* – 2006. – № 74. – P. 605–607.
10. Mueller-matrix diagnostics of optical properties inherent to polycrystalline networks of human blood plasma / Yu. A. Ushenko, O. I. Olar, A. V. Dubolazov, V. O. Balanetskaya, V. P. Unguryan, N. I. Zabolotna, B. P. Oleinichenko // *Semicond. Physics, Quantum Electronics&Optoelectronics.* – 2011. – № 14(1). – P. 98–105.
11. Gadsden M. Detection of circularly polarized-light from noctilucent clouds / M. Gadsden, P. Rothwell, and M. J. Taylor // *Nature.* – 1979. – № 278. – P. 628–629.
12. Wang L. V. Special section guest editorial: tissue polarimetry / L. V. Wang, G. L. Cote', and S. L. Jacques // *J. Biomed. Opt.* – 2002. – № 7. – P. 278.
13. Hadley K. C. Optical rotation and linear and circular depolarization rates

in diffusely scattered light from chiral, racemic, and achiral turbid media / K. C. Hadley and I. A. Vitkin // *J. Biomed. Opt.* – 2002. – № 7. – P. 291–299.

14. Mueller matrix approach for determination of optical rotation in chiral turbid media in backscattering geometry / S. Manhas, M. K. Swami, P. Buddhiwant, N. Ghosh, P. K. Gupta and K. Singh // *Opt. Express.* – 2006. – № 14. – P. 190–202.

15. Bueno J. M. Measurements of the corneal birefringence with a liquid-crystal imaging polariscope / J. M. Bueno, F. Vargas-Martin // *Applied Optics.* – 2002. – Vol. 41, № 1. – P. 116–124.

16. Ushenko A. G. Polarization Contrast Enhancement of Images of Biological Tissues under the Conditions of Multiple Scattering // *Optics and Spectroscopy.* – 2001. – № 91 (6). – P. 937–940.

17. McNichols R. J. Optical glucose sensing in biological fluids: an overview / R. J. McNichols and G. L. Cote // *J. Biomed. Opt.* – 2000. – № 5. – P. 5–16.

18. Sensitive devise to measure the state and degree of polarization of a light beam using a birefringence modulator / J. Badoz, M. Billardon, J. C. Canit, and M. F. Russel // *J. Opt.* – 1977. – № 8. – P. 373–384.

19. Ghosh N. Mueller matrix decomposition for extraction of individual polarization parameters from complex turbid media exhibiting multiple scattering, optical activity and linear birefringence / N. Ghosh, M. F. G. Wood, and I. A. Vitkin // *J. Biomed. Opt.* – 2008. – № 13. – P. 044036.

20. Mueller matrix decomposition for polarized light assessment of biological tissues / N. Ghosh, M. F. G. Wood, S.-H. Li, R. D. Weisel, B. C. Wilson, R.-K. Li, and I. A. Vitkin // *J. Biophotonics.* – 2009. – № 2. – P. 145–156.

21. Azzam R. M. A. Photopolarimetric measurement of the Mueller matrix by Fourier analysis of a single detected signal // *Opt. Lett.* – 1978. – № 2. – P. 148–150.

22. Goldstein D. H. Mueller matrix dual-rotating retarder polarimeter // *Appl. Opt.* – 1990. – № 31. – P. 6676–6683.

23. Smith M. H. Optimization of a dual-rotating-retarder Mueller matrix polarimeter // *Appl. Opt.* – 2002. – № 41. – P. 2488–2493.

24. Snapshot Mueller matrix polarimeter by wavelength polarization coding / M. Dubreuil, S. Rivet, B. Le Jeune and J. Cariou // *Opt. Express.* – 2007. – № 15. – P. 13660–13668.

25. Compain E. General and self-consistent method for the calibration of polarization modulators, polarimeters, and Mueller-matrix ellipsometers / E. Compain, S. Poirier, and B. Drevillon // *Appl. Opt.* – 1999. – № 38. – P. 3490–3502.

26. Приезжев А. В. Лазерная диагностика в биологии и медицине / А. В. Приезжев, В. В. Тучин, Л. П. Шубочкин. – М. : Наука, 1989. – 240 с.

27. Tuchin V. V. Handbook of optical biomedical diagnostics / V. V.

Tuchin. – Bellingham : SPIE Press, 2002. – 1093 p.(60)

28. Максимова И. Л. Поляризационные характеристики роговой оболочки глаза / И. Л. Максимова, В. В. Тучин, Л. П. Шубочкин // Оптика и спектр. Т. 60. – 1986. – № 4. – С. 801–806.

29. McNichols R. J. Optical glucose sensing in biological fluids: an overview / R. J. McNichols, G. L. Cote // J. Biomed. Opt. – 2000. – V. 5. – P. 5–16.

30. Demos S. G. Temporal gating in highly scattering media by the degree of optical polarization / S. G. Demos, R. R. Alfano // Optics Lett. – 1996. – V. 21. – P. 161–163.

31. Residual polarization of non-coherently backscattered linearly polarized light: the influence of the anisotropy parameter of the scattering medium / D. A. Zimnyakov, Yu. P. Sinichkin, P. V. Zakharov, D. N. Agafonov // Waves Random Media. – 2001. – V. 11. – P. 395–412.

32. Matoltsy A. G. A study of the components of the cornified epithelium of human skin / A. G. Matoltsy, C. A. Balsamo // J. Biophys. Biochem. Cytol. – 1955. – V. 1. – P. 339–361.

33. Birefringence characterization of biological tissue by use of optical coherence tomography / M. J. Everett, K. Schoenerberger, B. W. Colston, Jr., L. B. Da Silva // Opt. Lett. – 1998. – № 23 (3) – P. 228–230.

34. Bueno J. M. Polarization properties of the in vitro old human crystalline lens / J. M. Bueno, M. C. W. Campbell // Ophthal. Physiol. Opt. – 2003. – № 23. – P. 109–118.

35. Tower T. T. Alignment Maps of Tissues: I. Microscopic Elliptical Polarimetry / T. T. Tower, R. T. Tranquillo // Biophys. J. – 2001. – Vol. 81. – P. 2954–2963.

36. Tower T. T. Alignment Maps of Tissues: II. Fast Harmonic Analysis for Imaging / T. T. Tower, R. T. Tranquillo // Biophys. J. – 2001. – Vol. 81. – P. 2964–2971.

37. Shribak M. Techniques for fast and sensitive measurements of two-dimensional birefringence distributions / M. Shribak, R. Oldenbourg // Appl. Opt. – 2003. – Vol. 42. – P. 3009–3017.

38. Mueller matrix imaging polarimetry in dermatology / M. H. Smith, P. Burke, A. Lompadó, E. Tanner, L. W. Hillman // Proc. SPIE. – 2000. – Vol. 3991. P. 210–216.

39. Smith M. H. Interpreting Mueller matrix images of tissues // Proc. SPIE. – 2001. – Vol. 4257. – P. 82–89.

40. Wang X. Propagation of polarized light in birefringent turbid media: A Monte Carlo study / X. Wang, L. V. Wang // J. Biomed. Opt. – 2002. – Vol. 7. – P. 279–290.

41. Lu S. Interpretation of Mueller matrices based on polar decomposition / S. Lu, R. A. Chipman // J. Opt. Soc. Am. A. – 1996. – Vol. 13. – P. 1106–1113.

42. Ушенко А. Г. Лазерная диагностика биофракталов // Квантовая

електроніка. – 1999. – Т. 29, № 3. – С. 1–7.

43. Лазерна поляриметрична діагностика в біології та медицині / Пішак В. П., Ушенко О. Г., Ангельський О. В., Єрмоленко С. Б. та ін. – за радеакцією В. П. Пішака та О. Г. Ушенка. – Чернівці : Медакадемія, 2000. – 305 с.

44. Polarizing-correlative processing of images of statistic objects in visualization and topology reconstruction of their phase heterogeneity / O. V. Angelsky, A. G. Ushenko, V. P. Pishak, D. N. Burkovets, S. B. Yermolenko, O. V. Pishak, Y. A. Ushenko // Proc. SPIE. – 1999. – Vol. 4016. – P. 419–424.

45. Polarization-correlation investigations of biotissue multifractal structures and their pathological changes diagnostics / O. Angelsky, D. Burkovets, V. Pishak, Yu. Ushenko, O. Pishak // Laser Physics. – 2000. – Vol. 10, №5. – P. 1136–1142.

46. Ushenko A. G. The Vector Structure of Laser Biospeckle Fields and Polarization Diagnostics of Collagen Skin Structures // Laser Physics. – 2000. – Vol. 10, №5. – P. 1143–1149.

47. Polarization-based visualization of multifractal structures for the diagnostics of pathological changes in biological tissues / O. V. Angel'skiy, A. G. Ushenko, S. B. Yermolenko, D. N. Burkovets, V. P. Pishak, Yu. A. Ushenko and O. V. Pishak // Optics and Spectroscopy. – 2000. – Vol. 89, №5. – P. 799–804.

48. Angelsky O. V. Investigation of the correlation structure of biological tissue polarization images during the diagnostics of their oncological changes / O. V. Angelsky, A. G. Ushenko, Ye. G. Ushenko / Phys. Med. Biol. – 2005. – Vol. 50. – P. 4811–4822.

49. Laser polarimetry of pathological changes in biotissues / A. G. Ushenko, O. V. Angelsky, D. N. Burkovets, V. P. Pishak, O. V. Pishak // Proc SPIE. – 2002. – Vol. 4900. – P. 1045–1049.

50. Zimnyakov D. A. Spatial speckle correlometry in applications to tissue structure monitoring / D. A. Zimnyakov, V. V. Tuchin, A. A. Mishin // Appl. Opt. – 1997. – Vol. 36. – P. 5594–5607.

51. Mueller matrices mapping of biological tissue architectonics / A. G. Ushenko, V P. Pishak, O. V. Pishak, O. I. Olar, S. B. Yermolenko, A. G. Prydij, A. S. Arbuzov // Proc. SPIE. – Vol. 5477. – P. 422–429.

52. Ushenko Y. A. Polarization phase mapping of biological tissues: II. Skin as a transformer of vector structure of coherent radiation // Proc. SPIE. – 2004. – Vol. 5477. – P. 506–512.

53. Ushenko A. G. Polarization introscopy of phase-inhomogeneous layers // Proc SPIE. – 2002. – Vol. 4900. – P. 1323–1326.

54. 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.

55. Лазерна поляризаційна морфологія біологічних тканин: статистичний і фрактальний підходи. Монографія / Ушенко О. Г. [та ін.]. – Чернівці : Колір-Друк, 2007. – 314 с.

56. Ушенко О. Г. Дослідження динаміки патологічних змін дисперсії

та контрасту когерентних зображень кісткової тканини / О. Г. Ушенко, О. В. Пішак, В. П. Пішак // Укр.мед.альманах. – 2000. – Т. 3, № 4. – С. 170–173.

57. Рассеяние лазерного излучения мульти-фрактальными биоструктурами / О. В. Ангельский, А. Г. Ушенко, А. Д. Архелюк, С. Б. Ермоленко, Д. Н. Бурковец // Опт. и спектр. – 2000. – Т. 88, № 3. – С. 495–498.

58. Ushenko Yu. A. Statistical structure of polarization-inhomogeneous images of biotissues with different morphological structures // Ukr. J. Phys. Opt. – 2005. – Vol. 6, № 2. – P. 63–70.

59. Ushenko A. G. Laser polarimetry of polarization-phase statistical moments of the objects field of optically anisotropic scattering layers / A. G. Ushenko // Optics and Spectroscopy. – 2001. – Vol. 91, № 2. – P. 313–317.

60. 2-D tomography of biotissue images in pre-clinic diagnostics of their pre-cancer states / O. V. Angelsky, Yu. Y. Tomka, A. G. Ushenko, Ye. G. Ushenko, S. B. Yermolenko, Yu. A. Ushenko // Proc. SPIE. – 2005. – Vol. 5972. – P. 59720N.

61. Polarization visualization and selection of biotissue image two-layer scattering medium / O. V. Angelsky, A. G. Ushenko, D. N. Burcovets, Yu. A. Ushenko // J. Biomed. Opt. – 2005. – Vol. 10, № 1. – P. 014010.

62. Polarization speckle-reconstruction of biological tissues architectonics: Part 1. Polarization correlometry of birefringence architectonics: singular approach / A. O. Angelskaya, Yu. A. Ushenko, Ye. Ushenko, A. G. Ushenko, Yu. Ya. Tomka // Proc. SPIE. – 2007. – Vol. 6635. – P. 66350KP.

63. Polarization phase reconstruction of biological tissue architectonics: Part 2. Study of polarizing intercorrelative function of coherent images of phase-inhomogeneous layer anisotropy / A. O. Angelskaya, A. G. Ushenko, Yu. A. Ushenko, A. Dubolazov, V. Istratiy, Yu. Ya. Tomka // Proc. SPIE. – 2007. – Vol. 6635. – P. 66350LP.

64. Polarization phase reconstruction of biological tissue architectonics: Part 3. Polarizing-correlative processing of images of statistical objects in the problem of visualization and topology reconstruction of their phase heterogeneity / A. O. Angelskaya, A. G. Ushenko, Yu. A. Ushenko, A. Dubolazov, V. Istratiy, Yu. Ya. Tomka // Proc. SPIE. – 2007. – Vol. 6635. – P. 66350MP.

65. Polarization phase reconstruction of biological tissue architectonics: Part 4. Coherent introscopy of phase-inhomogeneous surface and layers / A. O. Angelskaya, A. G. Ushenko, Yu. A. Ushenko, A. Dubolazov, V. Istratiy, Yu. Ya. Tomka // Proc. SPIE. – 2007. – Vol. 6635. – P. 66350NP.(131)

66. Приезжев А. В. Лазерная диагностика в биологии и медицине / А. В. Приезжев, В. В. Тучин, Л. П. Шубочкин – М. : Наука, 1989. – 237 с.

67. Королевич А. Н. Влияние агрегированности крупных биологических частиц на элементы матрицы рассеяния света / А. Н. Королевич, А. Я. Хайруллина, Л. П. Шубочкин // Опт. спектр. – 1994. – Т. 77. – С. 278–282.

68. Максимова И. Л. Эффекты многократного рассеяния в биообъектах при лазерной диагностике / И. Л. Максимова, С. Н. Татаринцев, Л. П. Шубочкин // *Опт. спектр.* – 1992. – Т. 72. – С. 1171–1177.
69. Зеге Э.П. Особенности распространения поляризованного света в средах с сильно анизотропным рассеянием / Э.П. Зеге, Л. Чайковская // *ЖПС.* – 1986. – Т. 44, №6. – С. 996–1005.
70. Tuchin V. V. Cell and biotissue optics: application in laser diagnostics and therapy / V. V. Tuchin. – Bellingham : SPIE Press, 1994. – 348 p.
71. Jacques S. L. Imaging superficial tissues with polarized light / S. L. Jacques, J. R. Roman, and K. Lee // *Lasers in Surg. & Med.* – 2000. – V.26. – P. 119–129.
72. In-vivo confocal scanning laser microscopy of human skin / M. Rajadhyaksha, M. Grossman, D. Esterowitz, R. Webb, and R. Anderson // *J. Invest. Dermatol.* – 1995. – V.104. – P. 946–952.
73. Hazebroek H. F. Interferometric ellipsometry / H. F. Hazebroek and A. A. Holscher // *J. Physics E-Scientific Instr.* – 1973. – V.6. – P. 822–826.
74. Kempe M. Comparative study of confocal and heterodyne microscopy for imaging through scattering media / M. Kempe, W. Rudolph, E. Welsch // *J. Opt. Soc. Am. A.* – 1996. – Vol. 13, №. 1. – P. 46–52.
75. Stokes polarimetry of biotissues / O. V. Angelsky, V. P. Pishak, D. M. Burkovets, S. B. Yermolenko, O. V. Pishak, Yu. A. Ushenko // *Proc. SPIE.* – 1999. – Vol. 4016. – P. 407–412.
76. Statistical structure of 2D Stokes parameters of birefringent biotissues images / O. V. Angelsky [and others] // *DOAJ.* – 2004. – Vol. 5. – P. 123–130.
77. 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, Ye. G. Ushenko, A. O. Angelskaya // *Journal of Holography and Speckle.* – 2005. – Vol. 2. – P. 72–79.
78. Yao Gang. Two-dimensional depth-resolved Mueller matrix characterization of biological tissue by optical coherence tomography / Gang Yao, Lihong V. Wang // *Opt. Lett.* – 1999. – Vol. 24. – P. 537–539.
79. 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.
80. 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 // *Opt. Lett.* – 2002. – Vol. 27. – P. 101–103.
81. 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 // *Appl. Opt.* – 1997. – Vol. 36. – P. 164–169.
82. Ушенко О. Г. Лазерна поляриметрія фазово-неоднорідних об'єктів і середовищ / О. Г. Ушенко. – Чернівці : Медакадемія, 2000. – 251с.

83. Myocardial tissue characterization based on the time-resolved Stokes-Mueller formalism / C.-W. Sun, L.-S. Lu, C. C. Yang, Y.-W. Kiang, M.-J. Su // *Opt. Express*. – 2002. – Vol. 10. – P. 1347–1353.

84. Polarization modulated diaphanography / H.-J. Schnorrenberg, M. Hengstebeck, K. Schlinkmeier, W. Zinth // *Proc. SPIE*. – 1995. – Vol. 2326–25.

85. Coherent-Domain Optical Methods: Biomedical Diagnostics, Environmental and Material Science / edited by V. V. Tuchin // *Laser Polarimetry of Biological Tissue. Principles and Applications* / A. G. Ushenko, V. P. Pishak. – Boston : Kluwer Academic Publishers, 2004. – P. 67–93.

86. Ushenko Yu. A. Laser metrology of biological crystals singular structure / Yu. A. Ushenko; A. O. Karachevtsev. Yu. Ya. Tomka // *Proceedings SPIE*. – 2010. – Vol. 7388. – P. 73881J.

87. Ushenko. Yu. A. Statistical structure of skin derma Mueller-matrix images in the process of cancer changes / Yu. A. Ushenko, O. V. Dubolazov, A. O. Karachevtsev // *Optical Memory and Neural Networks (Information Optics)*. – 2011. – Vol. 20, № 2. – P. 145–154.

88. Wavelet-analysis for laser images of blood plasma / Y. O. Ushenko, Y. Ya. Tomka, O. V. Dubolazov, V. O. Balanetska, A. O. Karachevtsev, A.-P. Angelsky // *Advances in Electrical and Computer Engineering*. – 2011. – Vol. 11, № 2. – P. 55–62.

89. Singular analysis of Jones-matrix images describing polycrystalline networks of biological crystals in diagnostics of cholelithiasis in its latent period / V. O. Balanetska, Yu. Marehuk, A. O. Karachevtsev, V. O. Ushenko // *Semiconductor Physics, Quantum Electronics & Optoelectronics*. – 2011. – Vol. 14, № 2. – P. 188–194.

90. Wavelet analysis of Fourier polarized images of the human bile / Yuriy O. Ushenko, Olexander V. Dubolazov, Artem O. Karachevtsev, Mykhaylo P. Gorsky, and Yulya F. Marchuk // *Applied Optics*. – 2012. – Vol. 51. – P. 133–139.

91. Polarization correlometry of biological tissue speckle-images and diagnostics of there physiological state. II. Complex degree of mutual polarization (CDMP) of biological tissue speckle-images / V. Angelsky, A. G. Ushenko, Yu. A. Ushenko, Ye. G. Ushenko, Yu. Ya. Tomka // *Asian J. Phys.* – 2006. – Vol. 15, № 1. – P. 41–47.

92. Polarization phase reconstruction of biological tissue architectonics: Part 2. Study of polarizing intercorrelative function of coherent images of phase-inhomogeneous layer anisotropy / A. O. Angelskaya, A. G. Ushenko, Yu. A. Ushenko, A. Dubolazov, V. Istratiy, Yu. Ya. Tomka // *Proc. SPIE*. – 2007. – Vol. 6635. – P. 66350LP.

93. Polarization phase reconstruction of biological tissue architectonics: Part 3. Polarizing-correlative processing of images of statistical objects in the problem of visualization and topology reconstruction of their phase heterogeneity / A. O. Angelskaya, A. G. Ushenko, Yu. A. Ushenko, A. Dubolazov, V. Istratiy, Yu. Ya. Tomka // *Proc. SPIE*. – 2007. – Vol. 6635. – P. 66350MP.

94. Polarization phase reconstruction of biological tissue architectonics: Part

4. Coherent introscopy of phase-inhomogeneous surface and layers / A. O. Angelskaya, A. G. Ushenko, Yu. A. Ushenko, A. Dubolazov, V. Istratiy, Yu. Ya. Tomka // Proc. SPIE. – 2007. – Vol. 6635. – P. 66350NP.

95. Wavelet analysis for Mueller matrix images of biological crystal networks / Yu. O. Ushenko, Yu. Ya. Tomka, O. G. Pridiy, A. V. Motrich, O. V. Dubolazov, I. Z. Misevitch, V. V. Istratiy // Semiconductor Physics, Quantum Electronics and Optoelectronics. – 2009. – Vol. 12. – №4. – P. 391–398.

96. Investigation of singularities inherent to Mueller matrix images of biological crystals: diagnostics of their birefringent structure / I. Z. Misevitch, Yu. O. Ushenko, O. G. Pridiy, A. V. Motrich, Yu. Ya. Tomka, O. V. Dubolazov // Semiconductor Physics, Quantum Electronics and Optoelectronics. – 2009. – Vol. 12, №4. – P. 379–390.

97. Polarization selection of two – dimensional phase – inhomogeneous birefringence images / A. G. Ushenko, Yu. A. Ushenko, I. Z. Misevitch, A. V. Dubolazov, V. I. Istratiy // Proc .The 9th International Symposium on Measurement Technology and Intelligent Instruments. – 2009. – Vol.3. – P. 108–112.

98. Polarization Metrology Of Mueller Matrices Images Of Phase-Inhomogeneous Layers / A. G. Ushenko, Yu. A. Ushenko, I. Z. Misevitch, A. V. Dubolazov, V. I. Istratiy // Proc .The 9th International Symposium on Measurement Technology and Intelligent Instruments. – 2009. – Vol.3 – P. 267–270.

99. Dubolazov A. V. The Degree of Mutual Correlation of Coordinate Distributions of Muller Matrix Elements Biological Tissues and Diagnostics of Their Physilogacal State / Y. A. Ushenko, Yuriy Ya. Tomka, Alexander V. Dubolazov // Proc. Vol.2 ST-OPTO 2009. – 2009. – P. 347–352.

100. Dubolazov A.V. Polarization metrology of Mueller matrices images of biological tissues phase – inhomogeneous layers / A.V. Dubolazov, O.Yu. Telenga, A.O. Karachevtcev // Proc. SPIE. – 2009. – Vol. 7388. – P. 73881F.

101. Dubolazov A. V. Mueller – matrices tomography of two – layer biological crystals networks / A. V. Dubolazov, I. Z. Misevitch, V. P. Ungurian // Proc. SPIE. – 2009. – Vol. 7388. – P. 73881G.

102. On the Feasibilities of Using the Wavelet Analysis of Mueller Matrix Images of Biological Crystals / O. V. Dubolazov, A. G. Ushenko, V. T. Bachynsky, A. P. Peresunko, O. Ya. Vanchulyak // Advances in Optical Technologies. – 2010. – Vol. 2010. – P. 162832.

103. The Interconnection between the Coordinate Distribution of Mueller-Matrixes Images Characteristic Values of Biological Liquid Crystals Net and the Pathological Changes of Human Tissues / Alexander V. Dubolazov, Oleg V. Angelsky, Yuriy A. Ushenko, Olha Yu. Telenha // Advances in Optical Technologies. – 2010. – Vol. 2010. – P. 130659.

104. Дуболазов О. В. Вимірювання поляризації Мюллер – матричних зображень фазово – неоднорідних шарів / О. В. Дуболазов, В. І. Істратій // VIII Харківська конференція молодих науковців. – 2008. – С. 105.

105. Ushenko V. A. Complex degree of mutual anisotropy of linear birefringence and optical activity of biological tissues in diagnostics of prostate cancer / V. A. Ushenko, M. P. Gorsky. // *Optics and Spectroscopy*, August 2013, Volume 115, Issue 2, pp 290–297.
106. Ushenko Yu. A. Wavelet-analysis of polarization maps of human blood plasma / Yu. A. Ushenko, A. V. Dubolazov, V. O. Balanetskaya, A. O. Karachevtsev, V. A. Ushenko. // *Optics and Spectroscopy*, September 2012, Volume 113, Issue 3, pp 332–343.
107. Ushenko V. A. Spatial-Frequency Azimuthally Stable Cartography of Biological Polycrystalline Networks / V. A. Ushenko, N. D. Pavlyukovich, L. Trifonyuk. // *International Journal of Optics*, Volume 2013 (2013), Article ID 683174.
108. Ushenko V. O. Two-dimensional Mueller matrix phase tomography of self-similarity birefringence structure of biological tissues / V. O. Ushenko // *Proc. SPIE 8487, Novel Optical Systems Design and Optimization XV*, 84870W (October 19, 2012).
109. Ushenko V. A. System of polarization correlometry of biological liquids / V. A. Ushenko // *Proc. SPIE 8411, Advanced Topics in Optoelectronics, Microelectronics, and Nanotechnologies VI*, 84110O (November 1, 2012).
110. Karachevtsev A. O. Fourier filtering of linear and circular birefringence in cancer diagnosis / A. O. Karachevtsev, V. A. Ushenko, O. I. Olar, V. Marchuk, N. V. Pashkovska, D. Andriychuk. // *Proc. SPIE 9066, Eleventh International Conference on Correlation Optics*, 90661Z (December 17, 2013).
111. Ungurian V. P. Statistical analysis of polarizing maps of blood plasma laser images for the diagnostics of malignant formations. / V. P. Ungurian, O. I. Ivashchuk, V. O. Ushenko. // *Proc. SPIE 8338, Tenth International Conference on Correlation Optics*, 83381L (November 22, 2011).
112. Ushenko V. A. Mueller-matrices polarization selection of two-dimensional linear and circular birefringence images / V. A. Ushenko, N. I. Zabolotna, S. V. Pavlov, D. M. Burcovets, O. Yu. Novakovska. // *Proc. SPIE 9066, Eleventh International Conference on Correlation Optics*, 90661X (December 17, 2013)

Частина 4. ДІАГНОСТИКА І ДИФЕРЕНЦІАЦІЯ ЖОВЧНО-КАМ'ЯНОЇ ХВОРОБИ МЕТОДОМ ПОЛЯРИЗАЦІЙНОЇ СЕЛЕКЦІЇ СТАТИСТИЧНОЇ І ФРАКТАЛЬНОЇ СТРУКТУРИ ЛАЗЕРНИХ ЗОБРАЖЕНЬ ШАРІВ ЖОВЧІ ЛЮДИНИ

Розділ 4.1. Експериментальне дослідження лазерних зображень шарів жовчі

4.1.1. Характеристика об'єктів дослідження

Даний розділ містить результати експериментального дослідження структури лазерних зображень шарів жовчі людини різного фізіологічного стану:

- Здорова людина, – група 1.
- Людина хвора на жовчно-кам'яну хворобу (ЖКХ) на фоні хронічного холециститу, – група 2.
- Людина хвора на ЖКХ на фоні цукрового діабету, – група 3.
- Людина хвора на ЖКХ на фоні об'єднаної (хронічний холецистит і цукровий діабет) патології, – група 4.

Знайдено взаємозв'язки між статистичними (статистичні моменти 1-го – 4-го порядків), кореляційними (кореляційна площа) і фрактальними (нахил та дисперсія екстремумів $\text{Log} - \text{log}$ залежностей спектрів потужності) параметрами, що характеризують координатні розподіли інтенсивності лазерних зображень шарів жовчі людини та її фізіологічним станом.

Установлені критерії диференціації оптичних властивостей шарів жовчі здорової людини та хворої на ЖКХ з різною патологією.

На рис. 4.1.1 показна серія лазерних зображень шарів жовчі пацієнтів всіх груп, зареєстрованих у співвісних ($\theta = 0^\circ$) та перехрещених ($\theta = 90^\circ$) площинах пропускання поляризатора та аналізатора.

Порівняльний аналіз сукупності поляризаційних лазерних зображень шарів жовчі людини виявив:

- Для лазерних зображень зареєстрованих у співвісних ($\theta = 0^\circ$) площинах пропускання поляризатора та аналізатора незалежно від фізіологічного стану розподіл інтенсивності являє координатно неоднорідні структури, сформовані як оптико-ізотропними (гомогенний міцелярний розчин з невеликою кількістю клітин циліндричного епітелію, лейкоцитів, лейкоцитодів, слизу), так і оптико-анізотропними (рідкокристалічна фаза), що складається із сукупності рідких кристалів трьох типів: голчасті кристали жирних кислот (**КЖК**), кристали моногідрату холестерину (**КМХ**), кристали білірубінату кальцію (**КБК**) компонентами.
- Реєстрація лазерних зображень шарів жовчі у перехрещених ($\theta = 90^\circ$) площинах пропускання поляризатора та аналізатора дозволяє

візуалізувати координатний розподіл її рідкокристалічної фази (**КЖК**, **КМХ**, **КБК**).

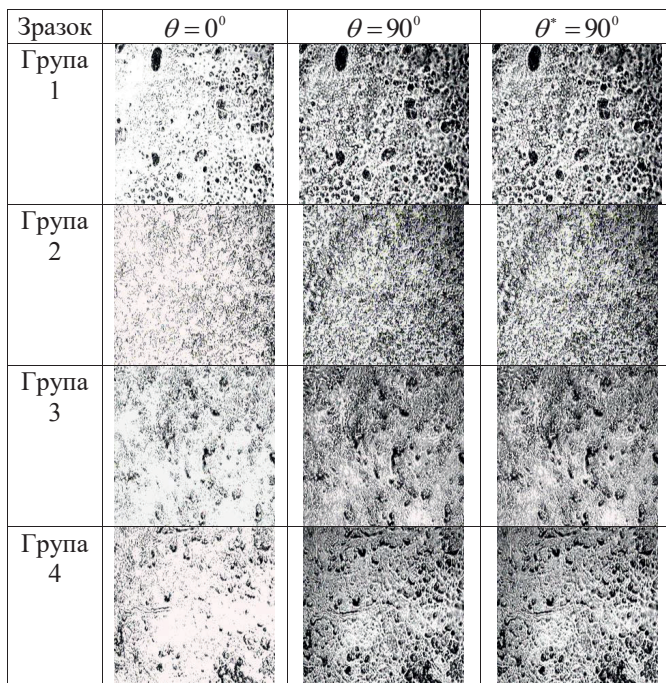


Рис. 4.1.1. Поляризаційні зображення шарів жовчі людини зареєстровані у співвісних ($\theta=0^{\circ}$) і перехрещених ($\theta=90^{\circ}$) площинах пропускання поляризатора та аналізатора.

- Порівняльний аналіз поляризаційно візуалізованих структур **КЖК**, **КМХ**, **КБК** показує, що по мірі ускладнення патології яскравість та розміри окремих оптико-анізотропних рідкокристалічних утворень зростають, що згідно закону Малюса свідчить про інтенсифікацію утворення рідкокристалічної фази жовчі та початок формування твердих кристалів.
- Після проведення на протязі 14 діб лікування контраст поляризаційно візуалізованих ($\theta=90^{\circ}$) лазерних зображень **КЖК**, **КМХ**, **КБК** спадає, що свідчить про зменшення концентрації оптико-анізотропних утворень.

Таким чином, шляхом поляризаційної селекції лазерних зображень шарів жовчі людини різного фізіологічного стану можна дослідити основні

оптичні прояви виникнення та латентного протікання ЖКХ на тлі цукрового діабету.

Для реалізації даного діагностичного завдання було проведене комплексне порівняльне дослідження статистичної структури лазерних зображень шарів жовчі пацієнтів всіх 4-х груп.

4.1.2. Статистичний аналіз структури лазерних зображень шарів жовчі для діагностики ЖКХ і диференціації її проявів на тлі хронічного холієститу, цукрового діабету та об'єднаної патології

З метою виявлення основних критеріїв діагностики виникнення та диференціації стадії латентного протікання ЖКХ на тлі зазначених у попередньому параграфі 3.1 типів патології системно (на початку лікування, після лікування та через три місяці) визначалися:

- Середнє (M_1), дисперсія (M_2), асиметрія (M_3), ексцес (M_4) координатних розподілів інтенсивності поляризаційних ($\theta=0^\circ$ і $\theta=90^\circ$) лазерних зображень шарів жовчі.
- Кореляційна площа автокореляційних функцій координатних розподілів інтенсивності поляризаційних ($\theta=0^\circ$ і $\theta=90^\circ$) лазерних зображень шарів жовчі.
- Фрактальні розмірності та дисперсія (Ω) розподілу екстремумів $\text{Log} - \log$ залежностей спектрів потужності координатних розподілів інтенсивності поляризаційних ($\theta=0^\circ$ і $\theta=90^\circ$) лазерних зображень шарів жовчі.
- Для кожного типу зразків жовчі людини визначалися:
- “традиційні” ($\theta=0^\circ$) мікроскопічні (збільшення $4\times$) лазерні зображення та тривимірна реконструкція координатних розподілів інтенсивності, - фрагменти “а”, “б”, рис. 4.1.2, рис. 4.1.7, рис. 4.1.12, рис. 4.1.17;
- автокореляційні функції та $\text{Log} - \log$ залежності спектрів потужності координатних розподілів інтенсивності ($\theta=0^\circ$), - фрагменти “в”, “г”, рис. 4.1.2, рис. 4.1.7, рис. 4.1.12, рис. 4.1.17;
- координатні розподіли і кількість екстремальних ($I(x,y)=1,0$) значень інтенсивності “традиційних” ($\theta=0^\circ$) лазерних зображень, - фрагменти “а”, “б”, рис. 4.1.3, рис. 4.1.8, рис. 4.1.13, рис. 4.1.18;
- автокореляційні функції та $\text{Log} - \log$ залежності спектрів потужності, розподіли і кількість екстремальних ($I(x,y)$) значень інтенсивності “традиційних” ($\theta=0^\circ$) лазерних зображень, - фрагменти “в”, “г”, рис. 4.1.3, рис. 4.1.8, рис. 4.1.13, рис. 4.1.18;
- поляризаційно візуалізовані ($\theta=90^\circ$) лазерні зображення рідкокристалічної фази та тривимірна реконструкція координатних

розподілів інтенсивності, - фрагменти “а”, “б”, рис. 4.1.4, рис. 4.1.9, рис. 4.1.14, рис. 4.1.19;

- автокореляційні функції та Log – log залежності спектрів потужності координатних розподілів інтенсивності ($\theta=90^\circ$) лазерних зображень рідкокристалічної фази, - фрагменти “в”, “г”, рис. 4.1.4, рис. 4.1.9, рис. 4.1.14, рис. 4.1.19;

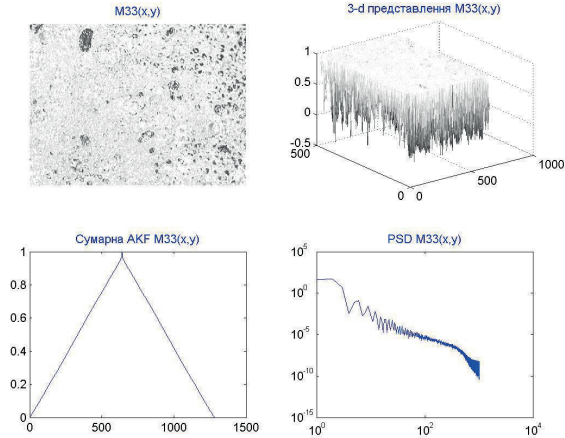


Рис. 4.1.2. Автокореляційна функція (в), Log – log залежності (д) координатного (а) і тривимірного (б) розподілів інтенсивності лазерного зображення ($\theta=0^\circ$) зразка жовчі здорової людини.

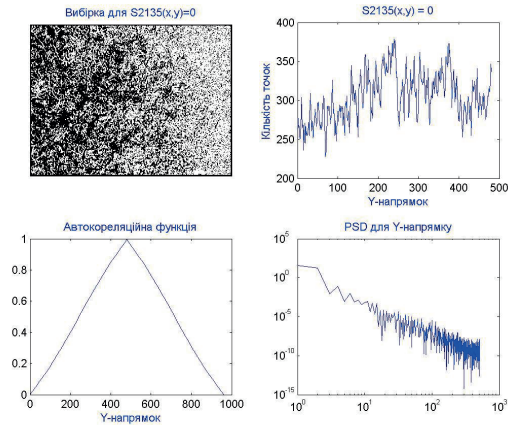


Рис. 4.1.3. Автокореляційна функція (в), Log – log залежності (д) координатного розподілу (а) кількості (б) екстремальних $I(x,y)=1,0$ значень інтенсивності лазерного зображення ($\theta=0^\circ$) зразка жовчі здорової людини.

- координатні розподіли і кількість екстремальних ($I(x,y)=1,0$) значень інтенсивності поляризаційно візуалізованих ($\theta=90^\circ$) лазерних зображень, - фрагменти “а”, “б”, рис. 4.1.5, рис. 4.1.10, рис. 4.1.15, рис. 4.1.20;
- автокореляційні функції та Log – log залежності спектрів потужності розподіли і кількість екстремальних ($I(x,y)=1,0$) значень інтенсивності поляризаційно візуалізованих ($\theta=90^\circ$) лазерних зображень, - фрагменти “в”, “г”, рис. 4.1.5, рис. 4.1.10, рис. 4.1.15, рис. 4.1.20;

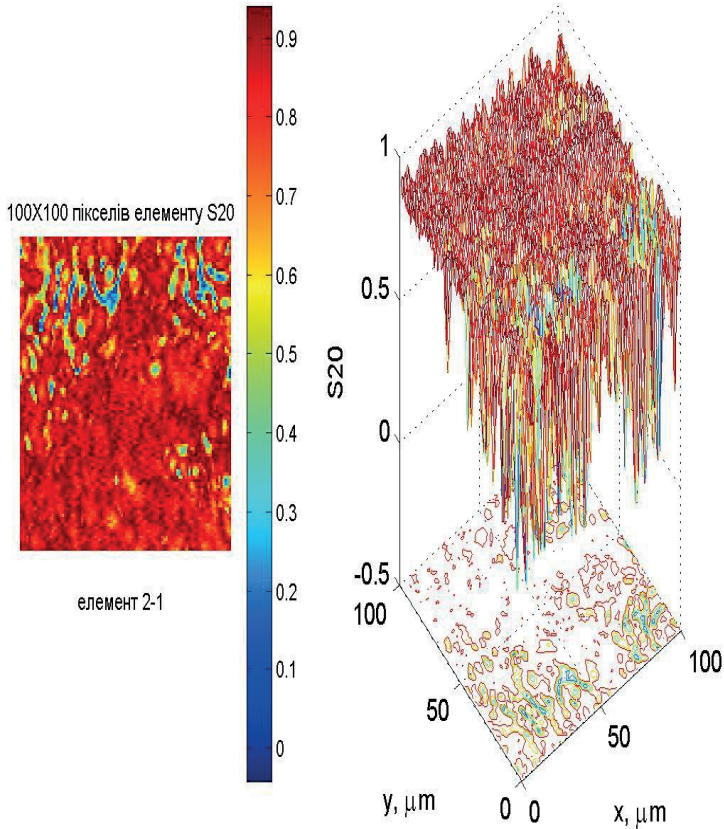


Рис. 4.1.4. Дво- і тривимірний розподіли значень інтенсивності лазерного зображення поляризаційно візуалізованої ($\theta=90^\circ$) рідко кристалічної складової шару жовчі здорової людини.

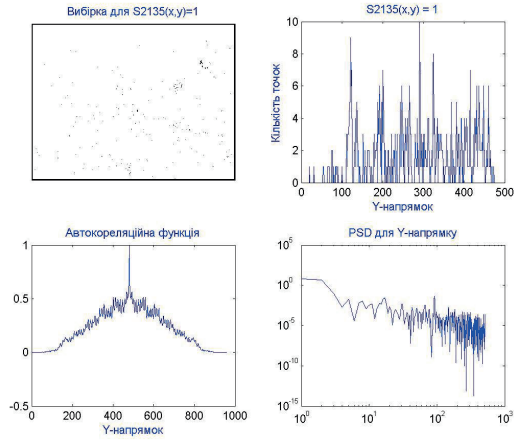


Рис. 4.1.5. Автокореляційна функція (в), Log – log залежності (д) координатного розподілу (а) кількості (б) екстремальних $I(x,y)=1,0$ значень інтенсивності лазерного зображення поляризаційно візуалізованної ($\theta=90^0$) рідко кристалічної складової шару жовчі здорової людини.

З одержаних даних про статистичну, кореляційну і фрактальну структуру традиційного ($\theta=0^0$) мікроскопічного лазерного зображення шарів жовчі здорової людини (група 1, рис. 4.1.1) впливає:

- Розподіл значень інтенсивності координатно неоднорідний (рис. 4.1.2 а) і характеризується широким діапазоном (рис. 4.1.2 б) зміни власних значень $0,0 \leq I(x,y) \leq 1,0$.
- Сукупність всіх статистичних моментів розподілу $I(x,y)$ відмінна від нуля: $M_1 = 0,64; M_2 = 0,12; M_3 = 0,45; M_4 = 0,75$.
- Автокореляційна функція розподілу $I(x,y)$ монотонно спадає (рис. 4.1.2 в), що вказує на певний координатно впорядкований закон зміни значень інтенсивності в площині зображення. Кореляційна площа максимально велика і складає величину $S = 0,27$.
- Множина значень $I(x,y)$ мультифрактальна – Log –log залежності спектра потужності (рис. 4.1.2 г) розподілу значень інтенсивності характеризуються трьома кутами нахилу ($\eta_1 = 42^0; \eta_2 = 54^0; \eta_3 = 47^0$), яким відповідають фрактальні розмірності $D_1 = 2,1; D_2 = 1,68; D_3 = 1,95$ і дисперсія $\Omega = 0,21$.

Результати досліджень сукупності статистичних, кореляційних і фрактальних параметрів, які характеризують залежності кількості екстремальних значень інтенсивності $I(x,y)=1,0$ для різних поляризаційних ситуацій експерименту ($\theta=0^0$ і $\theta=90^0$) виявили наступне (рис. 4.1.3 – рис. 4.1.5):

- Незначну зміну (від 25% до 45%), у порівнянні з даними наведеними на рис. 4.1.2 а,б, статистичних моментів, які характеризують розподіл кількості екстремальних значень інтенсивності $I(x,y)=1,0$ для $\theta=0^0$ (рис. 4.1.3 б), – $M_1=0,71; M_2=0,09; M_3=0,54; M_4=0,87$. Для поляризаційно візуалізованого ($\theta=90^0$) зображення (рис.4.1.4 а) відмінності значень статистичних моментів відповідного розподілу кількості екстремальних значень інтенсивності (рис. 4.1.5 б) значно більші $M_1=0,33; M_2=0,41; M_3=1,72; M_4=1,09$.
- Кореляційні площі для двох вибірок екстремальних значень інтенсивності двох поляризаційно різних лазерних зображень відрізняються приблизно в 20 разів і складають наступні значення: $S(\theta=0^0)=0,29$ (рис. 4.1.3 в) і $S(\theta=90^0)=0,014$ (рис. 4.1.5 в).
- Множина значень $I(x,y)=1,0$ для $\theta=0^0$ (рис. 4.1.3 г) фрактальна ($D=2,24; \Omega=0,14$). Екстремальна вибірка значень інтенсивності $I(x,y)=1,0$ для $\theta=90^0$ статистична, – для апроксимуючої кривої Log – log залежності спектру потужності (рис. 4.1.5 г) відсутній стабільний нахил ($\eta \neq const$). При цьому значення дисперсії зростає в 3,5 рази, – $\Omega=0,51$.

Таким чином, ми встановили значно більшу діагностичну чутливість до проявів рідкокристалічної фази жовчі сукупності статистичних, кореляційних і фрактальних параметрів розподілу інтенсивності поляризаційно візуалізованого лазерного зображення.

Якщо ще раз з урахуванням модельних уявлень про рідкокристалічну компоненту жовчі повернутись до порівняльного аналізу сукупності параметрів, які характеризують екстремальні вибірки значень інтенсивності $I(x,y)=1,0$ у різних поляризаційних ситуаціях ($\theta=0^0$ і $\theta=90^0$), то можна ввести наступний узагальнений параметр анізотропії Q :

$$Q=1-[I(\theta=0^0)+I(\theta=90^0)]=tg\beta. \quad (4.1.1)$$

Аналіз виразу (4.1.1) показує, що параметр анізотропії Q характеризує рівень еліптичності поляризації β лазерних коливань в кожній точці зображення шару жовчі.

З іншого боку, відомо, що величина еліптичності однозначно взаємопов'язана з двопронезаломленням кристалічних утворень. Виходячи з цього можна констатувати, що координатний розподіл $Q(x,y)$ несе інформацію про мапу рідкокристалічної фізико-хімічної структури зразків жовчі.

Для кількісної оцінки такої мапи введемо поняття ступеня анізотропії R , який кількісно визначається площею під кривою розподілу $F(Q)$ випадкових значень параметра анізотропії $Q(x,y)$

$$R = \frac{1}{m \times n_0} \int Q F(Q) dQ. \quad (4.1.2)$$

Тут $m \times n$ - визначає загальну площу лазерного зображення, яке реєструє CCD – камера.

Ступінь анізотропії R характеризує відносну площу усереднених значень параметра анізотропії $Q(x, y)$ і може слугувати в якості оціночного параметра рідкокристалічної фази досліджуваних зразків жовчі людини.

На рис. 4.1.6 приведена мапа координатного розподілу параметра анізотропії $Q(x, y)$, визначена для зразку жовчі здорової людини.

З одержаних даних видно, що біохімічний склад шару жовчі є координатно неоднорідним при переважному внеску оптико-ізотропної ($Q(x, y) = 0,0$) міцелярної складової. Разом з тим, спостерігається наявність рідкокристалічних утворень, що детектуються ділянками $Q(x, y) > 0,0$, розміри і кількість яких значно менші за ділянки $Q(x, y) = 0,0$. Тому ступінь анізотропії такого шару жовчі незначний і складає величину $R = 0,023$.

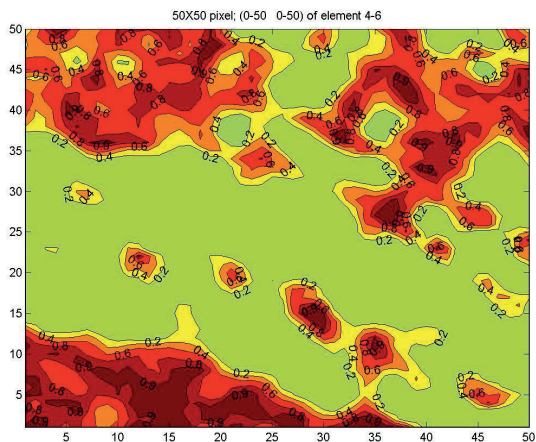


Рис. 4.1.6. Координатна реконструкція топологічної структури рідкокристалічних утворень шару жовчі здорової людини.

§ 4.1.3. Порівняльні статистичні, кореляційні і фрактальні параметри лазерних зображень шарів жовчі пацієнтів з патологією 2 – 4 груп

На рис. 4.1.7 приведено лазерне зображення ($\theta = 0^\circ$, фрагмент “а”) шару жовчі людини з хронічним холециститом, - група 2.

З одержаних даних видно, що автокореляційна функція (рис. 4.1.7 в) і $\text{Log} - \text{log}$ залежність спектру потужності (рис. 4.1.7 г) координатного розподілу інтенсивності $I(x, y)$ лазерного зображення шару жовчі групи 2

відрізняються від аналогічних залежностей, які характеризують лазерне зображення жовчі здорової людини. Так, кореляційна площа зменшується в 1,3 рази і становить величину $S = 0,27$. Апроксимуюча крива $\Phi(\eta)$, визначена методом найменших квадратів, характеризується двома кутами нахилу ($\eta_1 = 41^\circ (D_1 = 2,01); \eta_2 = 52^\circ (D_2 = 1,61)$) і статистичною (без визначеного кута нахилу) ділянкою (для розмірів $d = 2\mu m \div 10\mu m$).

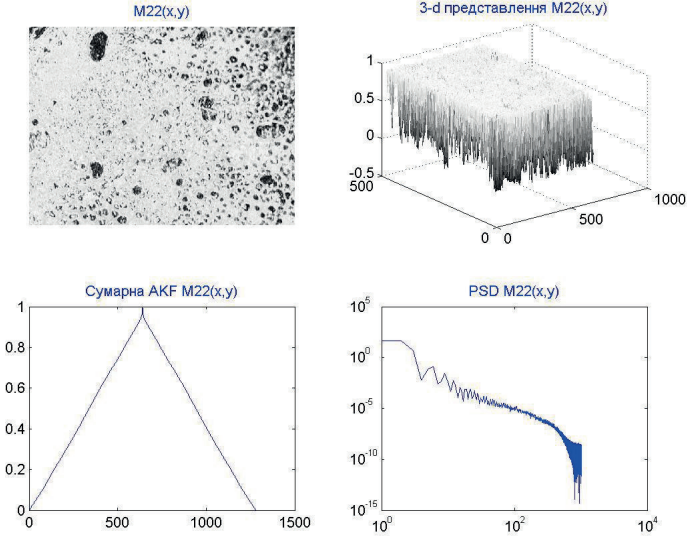


Рис. 4.1.7. Автокореляційна функція (в), Log – log залежності (д) координатного (а) і тривимірного (б) розподілів інтенсивності лазерного зображення ($\theta = 0^\circ$) зразка жовчі людини з холіцеститом (група 2).

Сукупність всіх статистичних моментів розподілу $I(x,y)$ (рис. 4.1.7 а,б) характеризується відмінними в межах 20% - 25% від норми значеннями: $M_1 = 0,61; M_2 = 0,14; M_3 = 0,9; M_4 = 0,71$.

Результати досліджень сукупності статистичних, кореляційних і фрактальних параметрів, які характеризують залежності кількості екстремальних значень інтенсивності $I(x,y)=1,0$ для поляризаційної ситуації експерименту $\theta=0^\circ$ (рис. 4.1.8) виявили деяку зміну (від 20% до 35%) величин статистичних моментів, у порівнянні з даними наведеними на рис. 4.1.7 а, б, які характеризують розподіл кількості екстремальних значень інтенсивності $I(x,y)=1,0$. Окрім цього, незначно (на 10%) зростає (рис. 4.1.8 в) кореляційна площа ($S=0,23$), а множина значень $I(x,y)=1,0$ - фрактальна (рис. 4.1.8 г, $D=2,28; \Omega=0,12$).

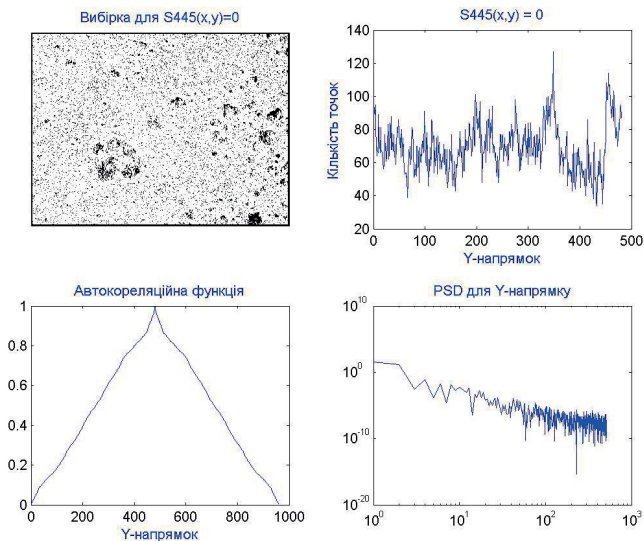


Рис. 4.1.8. Автокореляційна функція (в), Log – log залежності (д) координатного розподілу (а) кількості (б) екстремальних $I(x,y)=1,0$ значень інтенсивності лазерного зображення ($\theta = 0^0$) зразка жовчі людини з хронічним холіциститом (група 2).

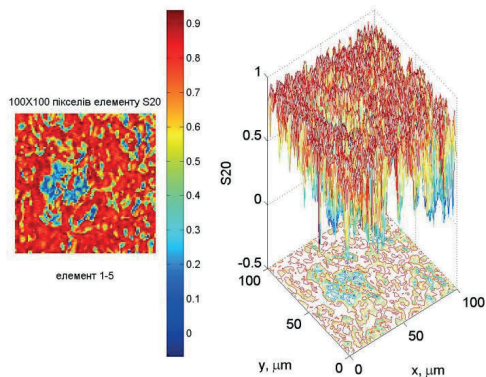


Рис. 4.1.9. Дво- і тривимірний розподіли значень інтенсивності лазерного зображення поляризаційно візуалізованої ($\theta = 90^0$) рідко кристалічної складової шару жовчі людини з хронічним холіциститом.

Для поляризаційно візуалізованого ($\theta = 90^0$) зображення (рис. 4.1.9 а) відмінності значень статистичних моментів розподілу (рис. 4.1.10 а) кількості

екстремальних значень інтенсивності (рис. 4.1.10 б) зображення групи 2 значно більші за аналогічні параметри зображення групи 1. Для середнього та дисперсії вони складають 1,65 і 1,3 рази, - $M_1 = 0,52; M_2 = 0,28$. Для асиметрії та ексцесу вони досягають 1,25 – 1,4 разів, - $M_3 = 1,96; M_4 = 1,57$.

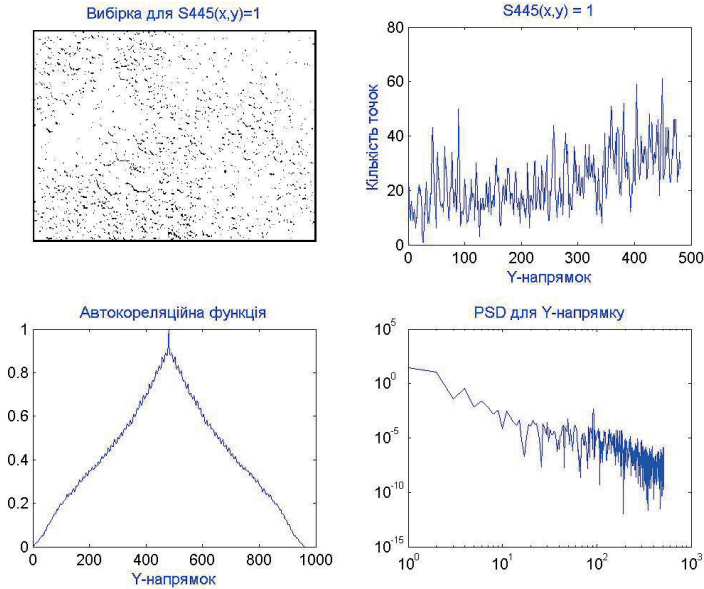


Рис. 4.1.10. Автокореляційна функція (в), Log – log залежності (д) координатного розподілу (а) кількості (б) екстремальних $I(x,y)=1,0$ значень інтенсивності лазерного зображення поляризаційно візуалізованої ($\theta = 90^\circ$) рідко кристалічної складової шару жовчі людини з хронічним холециститом.

Кореляційні площі для двох вибірок екстремальних значень інтенсивності лазерних зображень зразків жовчі групи 1 (рис. 4.1.5 в) і групи 2 (рис. 4.1.10 в) відрізняються приблизно в 2,2 рази і складають наступні значення: $s(\theta = 90^\circ) = 0,014$ (рис. 4.1.5 в) і $s(\theta = 90^\circ) = 0,031$.

Екстремальна вибірка значень інтенсивності $I(x,y)=1,0$ для $\theta = 90^\circ$ статистична, – для апроксимуючої кривої Log – log залежності спектру потужності (рис. 4.1.10 г) відсутній стабільний нахил ($\eta \neq const$). При цьому значення дисперсії зростає в 1,6 рази, - $\Omega = 0,86$ у порівнянні з аналогічним параметром спектра потужності розподілу значень інтенсивності поляризаційно візуалізованого зображення шару жовчі здорової людини ($\Omega = 0,51$, рис. 4.1.5 г).

На рис. 4.1.11 представлена мапа координатного розподілу параметру анізотропії шару жовчі людини хворої на хронічний холецистит (група 2).

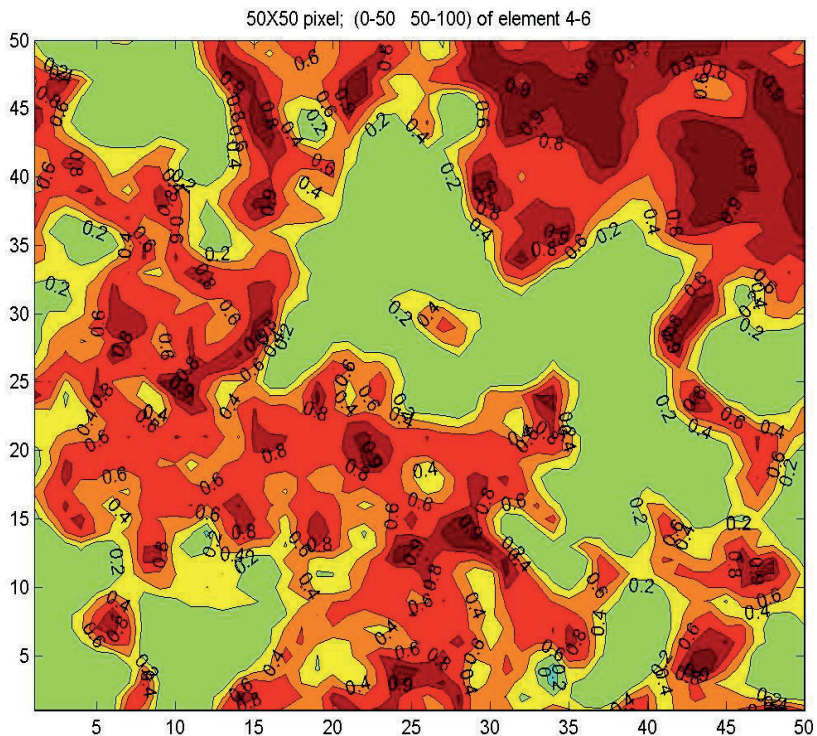


Рис. 4.1.11. Координатна реконструкція топологічної структури рідкокристалічних утворень шару жовчі людини з хронічним холециститом (група 2).

З одержаних даних видно, що біохімічний склад шару жовчі групи 2 суттєво відрізняється від аналогічних даних, які характеризують оптичну анізотропію шару жовчі здорової людини (рис. 6). Як видно, значно зростає внесок у формування лазерних зображень оптико-анізотропної рідкокристалічної складової даної біологічної рідкими, що детектується достатньо великою за кількістю і площею ділянок $Q(x,y) > 0,0$. Тому ступінь анізотропії такого шару жовчі суттєво (у 5,2 рази) зростає і складає величину $R=0,14$.

Порівняльні дослідження статистичних, кореляційних і фрактальних параметрів зразків жовчі хворих хронічним холециститом на тлі цукрового діабету (групи 3 і 4) дали наступні результати.

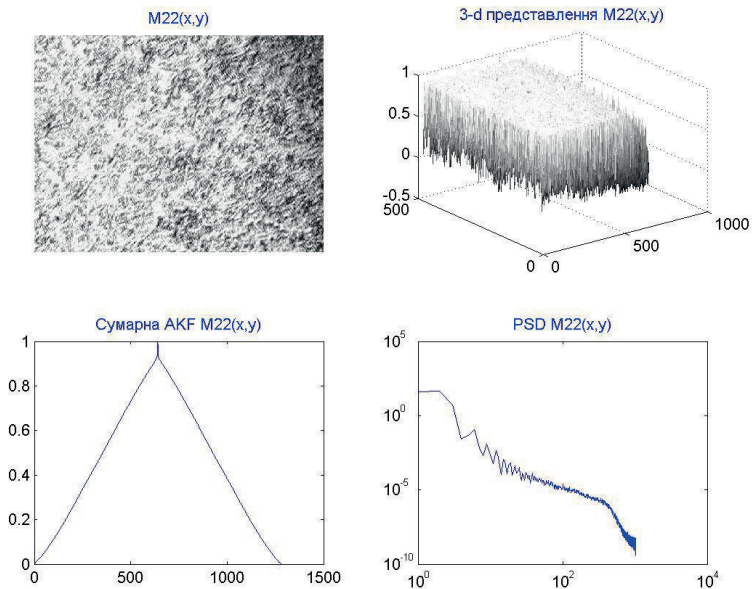


Рис. 4.1.12. Автокореляційна функція (в), Log – log залежності (д) координатного (а) і тривимірного (б) розподілів інтенсивності лазерного зображення ($\theta = 0^\circ$) зразка жовчі людини з групи 3.

Сукупність всіх статистичних моментів розподілу інтенсивності $I(x, y)$ лазерного зображення жовчі групи 3 (рис. 4.1.12 а,б) характеризується наступними значеннями: $M_1 = 0,64; M_2 = 0,11; M_3 = 0,8; M_4 = 0,91$.

Кореляційна площа (рис. 3.12в) становить величину $S = 0,24$.

Апроксимуюча крива $\Phi(\eta)$ (рис. 4.1.12 г) характеризується двома кутами нахилу ($\eta_1 = 36^\circ (D_1 = 2,11); \eta_2 = 49^\circ (D_2 = 1,83)$) і статистичною (без визначеного кута нахилу) ділянкою (для розмірів $d = 2\mu m \div 10\mu m$).

Сукупність статистичних, кореляційних і фрактальних параметрів, які характеризують залежності кількості (рис. 4.1.13 а,б) екстремальних значень інтенсивності $I(x, y) = 1,0$ для поляризаційної ситуації експерименту $\theta = 0^\circ$ виявили наступні величини статистичних моментів: $M_1 = 0,68; M_2 = 0,09; M_3 = 0,69; M_4 = 1,21$.

Кореляційна площа (рис. 4.1.13 в) розподілу кількості екстремальних значень $I(x, y) = 1,0$: $S = 0,27$.

Множина значень $I(x, y) = 1,0$ - фрактальна (рис. 4.1.13 г, $D = 2,36; \Omega = 0,10$).

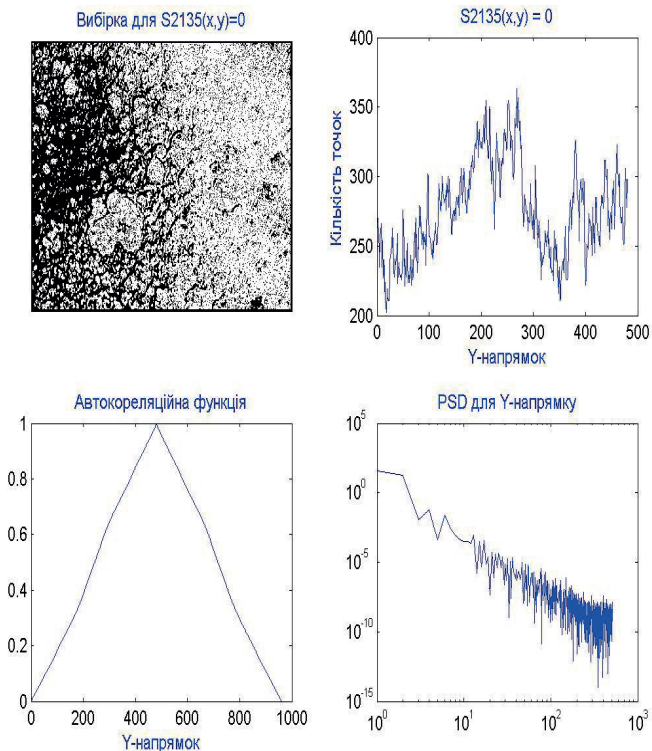


Рис. 4.1.13. Автокореляційна функція (в), Log – log залежності (д) координатного розподілу (а) кількості (б) екстремальних $I(x,y)=1,0$ значень інтенсивності лазерного зображення ($\theta = 0^\circ$) зразка жовчі людини з групи 3.

Для поляризаційно візуалізованого ($\theta = 90^\circ$) зображення (рис. 4.1.14а) статистичні моменти розподілу (рис. 4.1.15а) кількості екстремальних значень інтенсивності складають наступні значення: $M_1 = 0,58; M_2 = 0,21; M_3 = 2,11; M_4 = 1,68$.

Кореляційна площа (рис. 4.1.15 в) вибірки екстремальних значень інтенсивності лазерних зображень зразків жовчі групи 3 складає наступне значення: $S(\theta = 90^\circ) = 0,035$.

Екстремальна вибірка значень інтенсивності $I(x,y)=1,0$ для $\theta = 90^\circ$ статистична, - для апроксимуючої кривої Log – log залежності спектру потужності (рис. 4.1.15 г) відсутній стабільний нахил ($\eta \neq const$).

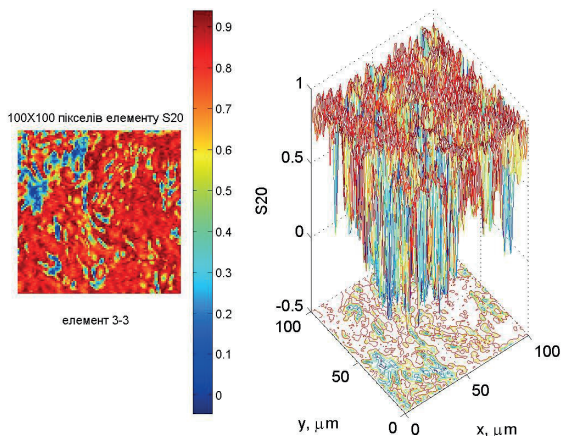


Рис. 4.1.14. Дво- і тривимірний розподіли значень інтенсивності лазерного зображення ($\theta = 90^\circ$) рідко кристалічної складової жовчі людини з групи 3.

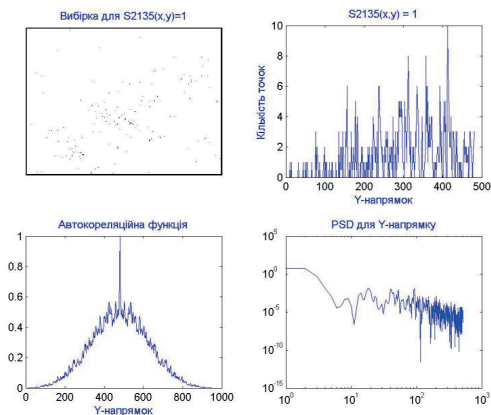


Рис. 4.1.15. Автокореляційна функція (в), Log – log залежності (д) координатного розподілу (а) кількості (б) екстремальних $I(x,y)=1,0$ значень інтенсивності лазерного зображення поляризаційно візуалізованої ($\theta = 90^\circ$) рідкокристалічної складової шару жовчі людини з групи 3.

Дисперсія спектру потужності розподілу значень інтенсивності поляризаційно візуалізованого зображення шару жовчі хворої людини групи 3, - $\Omega = 0,97$.

На рис. 4.1.16 представлена мапа координатного розподілу параметру анізотропії шару жовчі хворої людини групи 3.

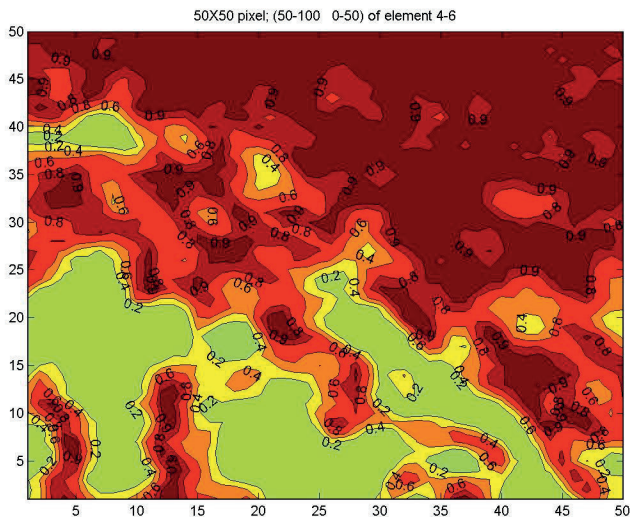


Рис. 4.1.16. Координатна реконструкція топологічної структури рідкокристалічних утворень шару жовчі людини з групи 3.

З одержаних даних видно, що біохімічний склад шару жовчі групи 3 налічує розвинену рідкокристалічну фазу, - ступінь анізотропії такого шару жовчі складає величину $R=0,18$.

Серія рис. 4.1.17 – рис. 4.1.21 ілюструє результати експериментальних досліджень статистичних, кореляційних і фрактальних параметрів лазерних зображень жовчі хворої людини групи 4.

Сукупність всіх статистичних моментів розподілу інтенсивності $I(x, y)$ лазерного зображення жовчі групи 3 (рис. 4.1.17 а, б) характеризується наступними значеннями: $M_1 = 0,69; M_2 = 0,09; M_3 = 0,99; M_4 = 1,39$.

Кореляційна площа (рис. 4.1.17 в) становить величину $S = 0,24$.

Апроксимуюча крива $\Phi(\eta)$ (рис. 4.1.17 г) характеризується двома кутами нахилу ($\eta_1 = 46^\circ (D_1 = 1,97); \eta_2 = 59^\circ (D_2 = 1,03)$) і статистичною (без визначеного кута нахилу) ділянкою (для розмірів $d = 2\mu\text{m} \div 10\mu\text{m}$).

Сукупність статистичних, кореляційних і фрактальних параметрів, які характеризують залежності кількості (рис. 4.1.18 а,б) екстремальних значень інтенсивності $I(x, y) = 1,0$ для поляризаційної ситуації експерименту $\theta = 0^\circ$ виявили наступні величини статистичних моментів: $M_1 = 0,72; M_2 = 0,08; M_3 = 0,59; M_4 = 1,43$. Кореляційна площа (рис. 4.1.13 в) розподілу кількості екстремальних значень $I(x, y) = 1,0$: $S = 0,28$. Множина значень $I(x, y) = 1,0$ - фрактальна (рис. 4.1.13 г, $D = 2,47; \Omega = 0,08$).

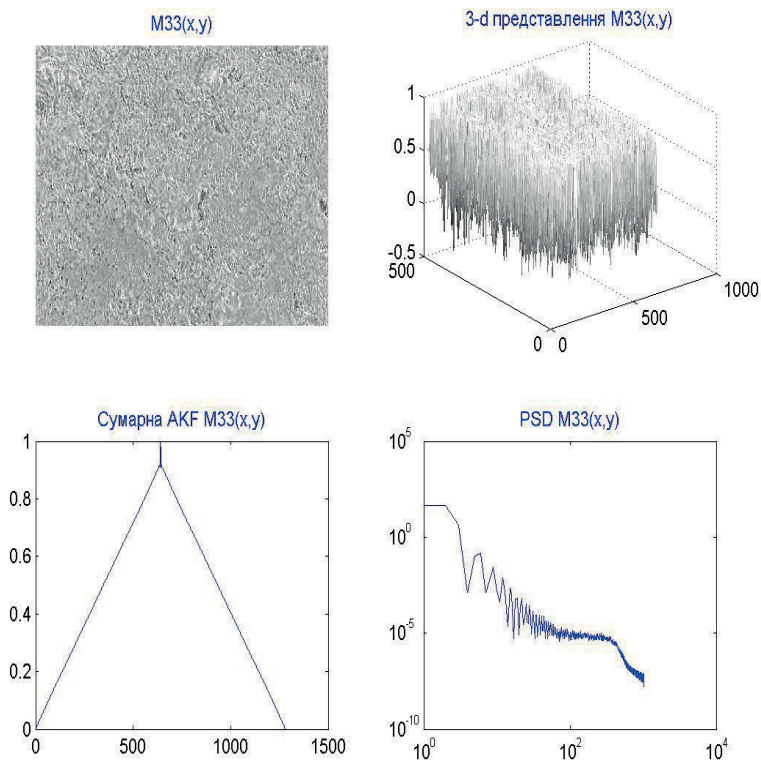


Рис. 4.1.17. Автокореляційна функція (в), Log – log залежності (д) координатного (а) і тривимірного (б) розподілів інтенсивності лазерного зображення ($\theta = 0^\circ$) зразка жовчі людини з групи 4.

Для поляризаційного ($\theta = 90^\circ$) лазерного зображення (рис. 4.1.19 а) статистичні моменти розподілу (рис. 4.1.20 а) складають наступні значення: $M_1 = 0,63; M_2 = 0,15; M_3 = 2,39; M_4 = 1,96$. Кореляційна площа (рис. 4.1.15 в) вибірки екстремальних значень інтенсивності лазерних зображень зразків жовчі групи 3 складає наступне значення: $s(\theta = 90^\circ) = 0,045$. Екстремальна вибірка значень інтенсивності $I(x, y) = 1,0$ для $\theta = 90^\circ$ статистична, - для апроксимуючої кривої Log – log залежності спектру потужності (рис. 4.1.20 г) відсутній стабільний нахил ($\eta \neq const$). Дисперсія спектру потужності розподілу значень інтенсивності поляризаційно візуалізованого зображення шару жовчі хворої людини групи 3, - $\Omega = 0,99$.

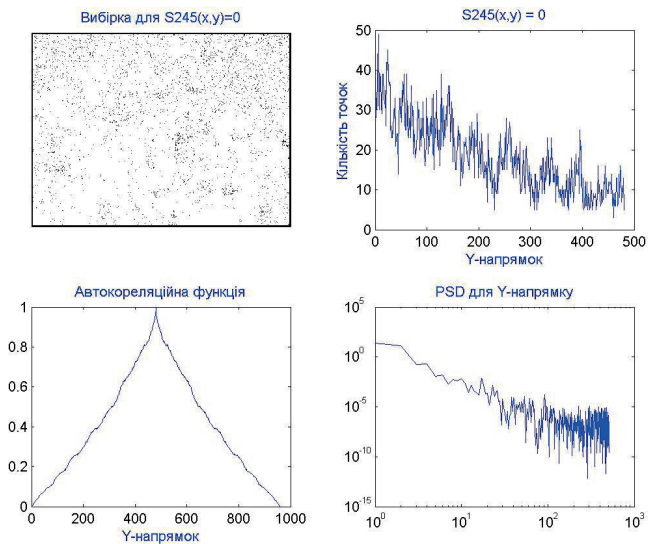


Рис. 4.1.18. Автокореляційна функція (в), Log – log залежності (д) координатного розподілу (а) кількості (б) екстремальних $I(x,y)=1,0$ значень інтенсивності лазерного зображення ($\theta = 0^0$) зразка жовчі людини з групи 4.

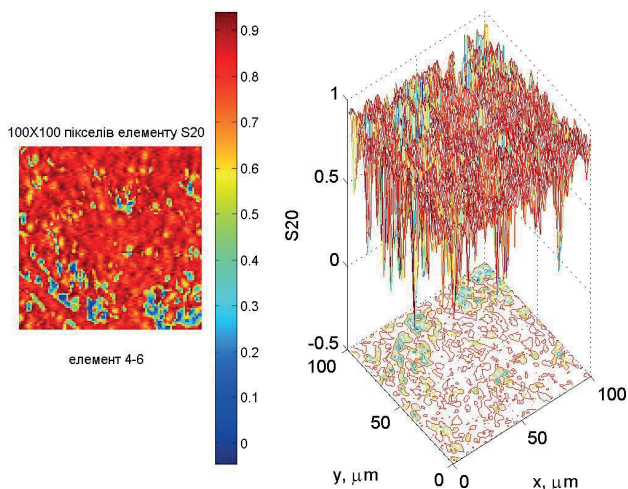


Рис. 4.1.19. Дво- і тривимірний розподіли значень інтенсивності зображення ($\theta = 90^0$) рідко кристалічної складової жовчі людини з групи 4.

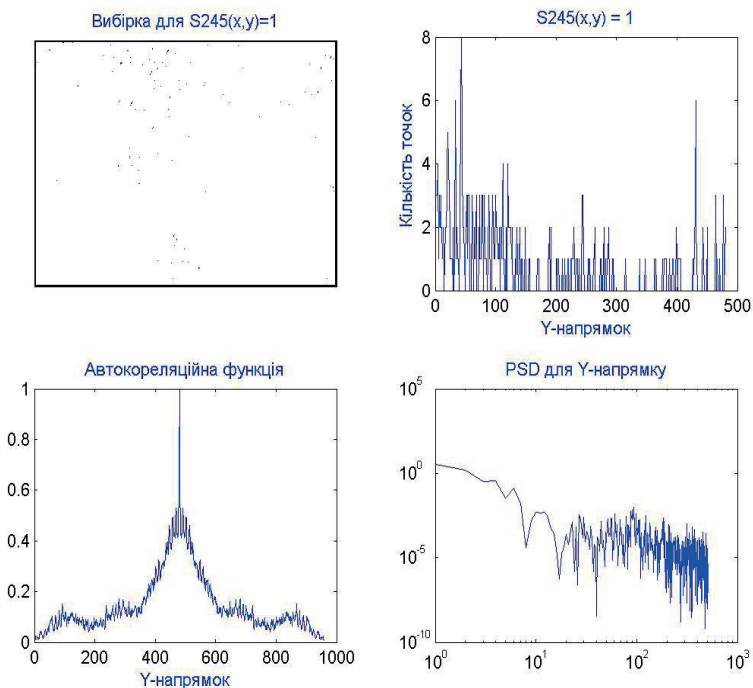


Рис. 4.1.20. Автокореляційна функція (в), Log – log залежності (д) координатного розподілу (а) кількості (б) екстремальних $I(x,y)=1,0$ значень інтенсивності лазерного зображення поляризаційно візуалізованної ($\theta = 90^\circ$) рідко кристалічної складової шару жовчі людини з групи 4.

На рис. 4.1.21 представлена мапа координатного розподілу параметру анізотропії шару жовчі хворої людини групи 4.

З одержаних даних видно, що біохімічний склад шару жовчі групи 3 налічує розвинену рідкокристалічну фазу, - ступінь анізотропії такого шару жовчі складає величину $R=0,24$.

Порівняльний аналіз одержаних результатів дослідження структури лазерних зображень зразків жовчі всіх чотирьох груп виявив наступні відмінності статистичних, кореляційних і фрактальних параметрів, які характеризують лазерні зображення шарів жовчі :

- Координатні розподіли інтенсивності лазерних зображень зразків всіх груп для співвісних площин ($\theta = 0^\circ$) пропускання поляризатора та аналізатора характеризуються близькими за значеннями статистичними моментами 1-го – 4-го порядків. Максимальні відмінності між значеннями середнього та дисперсії не перевищують 10% - 15%; для асиметрії та ексцесу, - 20% - 25%.

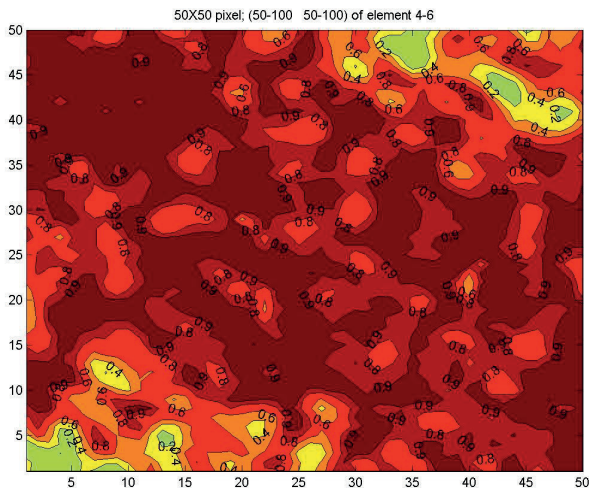


Рис. 4.1.21. Координатна реконструкція топологічної структури рідкокристалічних утворень шару жовчі людини з групи 4.

- Для другої – четвертої груп хворих у порівнянні з контрольною групою спостерігається максимальна відмінність значень (від 1,25 до 1,75 раз) статистичних моментів 1-го - 4-го порядків, які характеризують залежності кількості екстремальних значень інтенсивності $I(x,y)$ поляризаційно візуалізованого ($\theta = 90^\circ$) лазерного зображення рідкокристалічної складової жовчі.
- В межах груп хворих різної патології відмінності між статистичними моментами коливаються в межах 25% (середнє і дисперсія) – 50% (асиметрія та ексцес).
- Кореляційні площі лазерних зображень зразків жовчі хворих з різними типами патології менші за аналогічний параметр $s(\theta = 90^\circ)$ контрольної групи хворих у 2,2 – 2,8 рази. Між групова різниця між значеннями даного кореляційного параметра менша і складає 30% - 40%.
- Множини значень розподілів кількості екстремальних значень інтенсивності $I(x,y)$ поляризаційно візуалізованого ($\theta = 90^\circ$) лазерного зображення рідкокристалічної складової жовчі хворих з різними патологіями статистичні. Відмінності значення дисперсії Ω розподілу екстремумів Log – log залежностей спектрів потужності інтенсивності лазерних зображень у межах 2-ї – 4-ї груп складають діапазон від 1,25 до 1,43 раз.
- Максимальні відмінності (до 5,7 раз) між поляризаційно візуалізованими зображеннями жовчі здорової людини і хворих з різними типами патології притаманні показнику анізотропії R .

4.1.4. Критерії діагностичного застосування методу комплексного статистичного, кореляційного і фрактального аналізу лазерних зображень шарів жовчі

Для одержання статистично достовірної інформації про діагностичні можливості аналізу поляризаційних лазерних зображень зразків жовчі людини нами було проведено порівняльне дослідження наступних чотирьох груп:

- Група 1, - здорові люди (36 пацієнтів).
- Група 2, - хворі на хронічний холецистит (36 пацієнтів).
- Група 3, - хворі на цукровий діабет (38 пацієнтів).
- Група 4, - хворі з об'єднаною патологією (38 пацієнтів).

Забори жовчі у пацієнтів групи 2 – групи 4 проводилися на початку і в кінці курсу лікування, що тривало 10 – 14 діб.

Результати порівняльного дослідження статистичних моментів 1-го – 4-го порядків лазерних зображень зразків жовчі всіх груп пацієнтів представлені в таблиці 4.1.1.

З одержаних даних експериментальних досліджень статистичної структури лазерних зображень жовчі всіх груп здорових і хворих пацієнтів випливає:

- Статистичний аналіз координатних розподілів інтенсивності лазерних зображень шарів жовчі дозволяє достовірно діагностувати наявність різноманітних патологічних (групи 2 - 4) станів у латентному перебігу ЖКХ.
- Найбільш інформативними виявилися статистичні моменти 1-го – 4-го порядків розподілу кількості екстремальних значень інтенсивності $I(x,y)=1,0$ поляризаційно візуалізованих ($\theta=0^0$) зображень рідкокристалічної фази жовчі.
- Установлені такі діапазони відмінностей між статистичними параметрами лазерних зображень жовчі контрольної групи пацієнтів (група 1) та хворих з різною патологією (групи 2 - 4), - середне (збільшення у 1,5 – 1,6 рази); дисперсія (зменшення у 1,5 – 2,8 рази); асиметрія (збільшення у 1,3 – 1,6 раз) і ексцес (збільшення у 1,5 – 1,85 раз).
- Застосування статистичного аналізу лазерних зображень зразків жовчі різних типів патології не дозволяє однозначно диференціювати їх типи. Так діапазони зміни статистичних моментів всіх порядків таких зображень перекриваються.
- Після лікування спостерігається “зближення” значень сукупності статистичних моментів лазерних зображень зразків жовчі груп хворих пацієнтів до статистичних параметрів контрольної групи. Середнє розподілу кількості екстремальних значень поляризаційно візуалізованих зображень рідкокристалічної фази жовчі зменшується на 25% - 30 %; дисперсія зростає на 20% - 50%; асиметрія зменшується на 10% - 15%; ексцес зменшується на 15% - 20%.

Таблиця 4.1.1.

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків розподілів екстремальних значень $I(x,y)=1$ інтенсивності лазерних зображень жовчі всіх груп пацієнтів

θ	$M_k(I)$	Група 1	Група 2		Група 3		Група 4	
			1 доба	10 діб	1 доба	10 діб	1 доба	10 діб
0°	$M_1(I)$	0,71 ± 0,083	0,61 ± 0,075	0,64 ± 0,071	0,68 ± 0,079	0,69 ± 0,073	0,72 ± 0,085	0,71 ± 0,081
	$M_2(I)$	0,09 ± 0,017	0,14 ± 0,036	0,11 ± 0,018	0,09 ± 0,011	0,08 ± 0,01	0,08 ± 0,0097	0,09 ± 0,012
	$M_3(I)$	0,54 ± 0,068	0,72 ± 0,084	0,68 ± 0,079	0,69 ± 0,082	0,61 ± 0,074	0,59 ± 0,071	0,54 ± 0,059
	$M_4(I)$	0,87 ± 0,099	0,71 ± 0,097	0,73 ± 0,082	0,88 ± 0,096	0,81 ± 0,092	0,93 ± 0,11	0,89 ± 0,098
90°	$M_1(I)$	0,33 ± 0,042	0,52 ± 0,068	0,41 ± 0,052	0,58 ± 0,071	0,45 ± 0,058	0,63 ± 0,079	0,49 ± 0,061
	$M_2(I)$	0,41 ± 0,057	0,28 ± 0,041	0,32 ± 0,041	0,21 ± 0,032	0,28 ± 0,034	0,15 ± 0,022	0,24 ± 0,033
	$M_3(I)$	1,72 ± 0,27	1,96 ± 0,33	1,83 ± 0,27	2,11 ± 0,37	1,91 ± 0,28	2,33 ± 0,38	2,02 ± 0,37
	$M_4(I)$	1,09 ± 0,21	1,57 ± 0,28	1,28 ± 0,18	1,68 ± 0,28	1,31 ± 0,19	1,96 ± 0,24	1,78 ± 0,29

- Установлені такі діапазони відмінностей між статистичними параметрами лазерних зображень жовчі контрольної групи пацієнтів (група 1) та хворих з різною патологією (групи 2 - 4), - середнє (збільшення у 1,5 – 1,6 рази); дисперсія (зменшення у 1,5 – 2,8 рази); асиметрія (збільшення у 1,3 – 1,6 раз) і ексцес (збільшення у 1,5 – 1,85 раз).
- Застосування статистичного аналізу лазерних зображень зразків жовчі різних типів патології не дозволяє однозначно диференціювати їх типи. Так діапазони зміни статистичних моментів всіх порядків таких зображень перекриваються.
- Після лікування спостерігається “зближення” значень сукупності статистичних моментів лазерних зображень зразків жовчі груп хворих пацієнтів до статистичних параметрів контрольної групи. Середнє розподілу кількості екстремальних значень поляризаційно візуалізованих

зображень рідкокристалічної фази жовчі зменшується на 25% - 30 %; дисперсія зростає на 20% - 50%; асиметрія зменшується на 10% - 15%; ексцес зменшується на 15% - 20%.

У таблиці 4.1.2 представлені порівняльні дані про кореляційні і фрактальні параметри поляризаційних ($\theta=0^\circ$ і $\theta=90^\circ$) лазерних зображень зразків жовчі та її ступінь анізотропії.

Таблиця 4.1.2.

Кореляційні ($S(I)$), статистичні ($\Omega(I)$) і фрактальні ($D(I)$) параметри розподілів екстремальних значень $I(x,y)$ інтенсивності лазерних зображень всіх груп пацієнтів

θ	$S(I);$ $\Omega(I);$ $D(I)$	Група 1	Група 2		Група 3		Група 4	
			1 доба	10 діб	1 доба	10 діб	1 доба	10 діб
0°	$S(I)$	0,23 ± 0,038	0,21 ± 0,041	±	0,22 ± 0,039	±	0,24 ± 0,029	±
	$\Omega(I)$	0,14 ± 0,021	0,12 ± 0,019	±	0,10 ± 0,022	±	0,08 ± 0,011	±
90°	$S(I)$	0,014 ± 0,0023	0,031 ± 0,0045	0,023 ±	0,035 ± 0,0054	0,028 ±	0,045 ± 0,0061	0,031 ±
	$\Omega(I)$	0,51 ± 0,045	0,86 ± 0,098	0,73 ±	0,92 ± 0,11	0,81 ±	0,97 ± 0,13	0,84 ±
	$R(I)$	0,023 ± 0,0044	0,14 ± 0,023	±	0,18 ± 0,028	±	0,24 ± 0,032	±

З одержаних даних експериментальних досліджень кореляційної і фрактальної структури лазерних зображень жовчі всіх груп здорових і хворих пацієнтів випливає:

- Визначення кореляційної площі $S(I)$ координатних розподілів інтенсивності поляризаційно візуалізованих лазерних зображень рідкокристалічної фази шарів жовчі дозволяє достовірно діагностувати наявність різноманітних патологічних (групи 2 – 4) станів у латентному перебігу ЖКХ, - відмінності між значеннями $S(I)$ лазерних зображень жовчі контрольної групи пацієнтів (група 1) та хворих з різною патологією (групи 2 - 4) лежать у наступному діапазоні від 3,0 до 3,5 раз.
- На відміну від фрактального розподілу інтенсивності зображення рідкокристалічної фази жовчі контрольної групи пацієнтів всі множини значень розподілу інтенсивності поляризаційно візуалізованих зображень шарів жовчі з різними типами патології статистичні.

- Значення дисперсії розподілу екстремумів Log - log залежностей спектрів потужності залежностей кількості екстремальних значень інтенсивності поляризаційно відфільтрованих ($\theta=90^\circ$) зображень жовчі пацієнтів 2-ї – 4-ї груп більші у 1,6 – 1,95 разів за величину аналогічного параметру спектру потужності лазерних зображень зразків жовчі контрольної групи.
- Застосування кореляційного і фрактального аналізу лазерних зображень зразків жовчі різних типів патології не дозволяє однозначно диференціювати їх типи. Так діапазони зміни параметрів $S(I)$ і $\Omega(I)$ таких зображень перекриваються.
- Після курсу лікування спостерігається “зближення” значень сукупності кореляційних і фрактальних параметрів лазерних зображень зразків жовчі груп хворих пацієнтів до статистичних параметрів контрольної групи. Кореляційна площа $S(I)$ розподілу кількості екстремальних значень поляризаційно візуалізованих зображень рідкокристалічної фази жовчі зменшується на 15% – 20%; дисперсія $\Omega(I)$ зменшується на 10% – 15%.
- Найбільш інформативним і чутливим в контексті діагностичного застосування виявився ступінь анізотропії $R(I)$, величина якого для всіх груп хворих більша у 5 – 10 разів за аналогічний параметр рідкокристалічної фази жовчі контрольної групи пацієнтів. Окрім цього інформація про величину $R(I)$ дозволяє диференціювати властивості жовчі хворих з комбінованою патологією (група 4) та хворих 2-ї і 3-ї груп.

4.1.5. Висновки

1. Установлено, що лазерні зображення шарів жовчі людини незалежно від її фізіологічного стану являють собою синтез розподілу інтенсивності структури, сформованих як оптико-ізотропними (гомогенний міцелярний розчин з невеликою кількістю клітин циліндричного епітелію, лейкоцитів, лейкоцитоїдів, слизу), так і оптико-анізотропними (рідкокристалічна фаза), що складається із сукупності рідких кристалів трьох типів: голчасті кристали жирних кислот, кристали моногідрату холестерину, кристали білірубінату кальцію.

2. Запропоновано та обґрунтовано комплекс критеріїв діагностики латентного перебігу жовчно-кам'яної хвороби на основі статистичного (статистичні моменти 1-го – 4-го порядків), кореляційного (кореляційна площа) і фрактального (нахил апроксимуючої кривої та дисперсія розподілу екстремумів Log – log залежностей спектрів потужності) аналізу поляризованих лазерних зображень.

3. Виявлено, що найбільш інформативними є статистичні моменти 1-го – 4-го порядків розподілу кількості екстремальних значень інтенсивності $I(x,y)=1,0$ поляризаційно візуалізованих ($\theta=90^\circ$) зображень рідкокристалічної фази жовчі.

4. Показано, що застосування статистичного аналізу лазерних зображень зразків жовчі різної патології не дозволяє однозначно диференціювати їх типи.

5. Установлено, що після лікування спостерігається “зближення” значень сукупності статистичних моментів лазерних зображень зразків жовчі груп хворих пацієнтів до статистичних параметрів контрольної групи.

6. Визначення кореляційної площі $S(I)$ координатних розподілів інтенсивності поляризаційно візуалізованих лазерних зображень рідкокристалічної фази шарів жовчі дозволяє достовірно діагностувати наявність різноманітних патологій (групи 2 - 4) станів у латентному перебігу жовчно кам'яної хвороби.

7. На відміну від фрактального розподілу значень інтенсивності зображення рідкокристалічної фази жовчі контрольної групи пацієнтів всі множини значень розподілу інтенсивності поляризаційно візуалізованих зображень шарів жовчі з різними типами патології статистичні.

8. Найбільш інформативним і чутливим в контексті діагностичного застосування виявився ступінь анізотропії $R(I)$, який характеризує рівень еліптичності поляризації β лазерних коливань в кожній точці зображення рідкокристалічної складової шару жовчі, - інформація про величину $R(I)$ дозволяє диференціювати властивості жовчі хворих з комбінованою патологією (група 4) та хворих 2-ї і 3-ї груп.

Зазначимо, що параметр анізотропії $R(I)$ є похідною від стану еліптичності лазерного випромінювання. Останній, в свою чергу визначається величиною фазових зсувів між ортогональними складовими амплітуди лазерної хвилі, що проходить крізь рідкокристалічні утворення шару жовчі.

Тому наступним етапом було проведення комплексних досліджень параметрів, які характеризують фазові зображення шарів жовчі пацієнтів контрольної групи та хворих з різними типам патології.

Розділ 4.2. ПОЛЯРИЗАЦІЙНО-ФАЗОВА ДІАГНОСТИКА І ДИФЕРЕНЦІАЦІЯ СТАДІЙ ЖОВЧНО-КАМ'ЯНОЇ ХВОРОБИ НА ТЛІ ХРОНІЧНОГО ХОЛЕЦИСТИТУ, ЦУКРОВОГО ДІАБЕТУ ТА ОБ'ЄДНАНОЇ ПАТОЛОГІЇ

У даному розділі наведені результати експериментального дослідження статистичних, кореляційних і фрактальних параметрів, які характеризують координатні розподіли фазових зсувів шарами жовчі контрольної групи пацієнтів, та груп хворих на хронічний холецистит, цукровий діабет та об'єднану патологію.

Установлені основні критерії діагностики латентного перебігу ЖКХ і диференціації її патології:

- статистичні моменти 1-го – 4-го порядків ($M_{i=1,2,3,4}(\varphi=0,5;\pm 1,0)$) розподілу кількості значень фазових зсувів, які характеризують наявність рідкокристалічної фракції;
- кореляційні площі $S(\varphi=0,5;\pm 1,0)$ розподілу кількості значень фазових зсувів $\varphi=0,5;\pm 1,0$;
- дисперсії $\Omega(\varphi=0,5;\pm 1,0)$ розподілу екстремумів $\text{Log} - \log$ залежностей спектрів потужності кількості значень фазових зсувів $\varphi=0,5;\pm 1,0$.

4.2.1. До аналізу формування фазових зображень шарів жовчі людини

З моделі оптичних властивостей шару жовчі випливає, що він за фізико-хімічною природою є фазово-неоднорідним.

Проаналізуємо дане твердження детальніше. Оптично ізотропний гомогенний міцелярний розчин з невеликою кількістю клітин циліндричного епітелію, лейкоцитів, лейкоцитодів, слизу в площині шару жовчі здійснює амплітудну модуляцію величини амплітуди E . Даний механізм виявляється у координатній зміні яскравості відповідних мікроскопічних зображень шарів жовчі зареєстрованих у співвісних ($\theta=0^\circ$) площинах пропускання поляризатора 2 і аналізатора 5. При цьому координатний розподіл (x, y) азимута поляризації α_0 опромінюючої лазерної хвилі залишається незмінним $\alpha_0(x, y) = \text{const}$ - поляризаційно-однорідна складова лазерного зображення.

Оптично анізотропна компонента шару жовчі – рідкокристалічна фаза, що складається із сукупності рідких кристалів трьох типів: голчасті кристали жирних кислот (КЖК), кристали моногідрату холестерину (КМХ), кристали білірубінату кальцію (КБК), формує поляризаційно-неоднорідну складову лазерного зображення.

У роботах показано, що в кожній точці такого зображення формується еліптично поляризовані коливання, азимут α і еліптичність $\beta = \arctg \frac{b}{a}$

визначаються величиною фазового зсуву φ між ортогональними складовими E_x і E_y амплітуди E лазерної хвилі

$$\varphi = \operatorname{arctg} \frac{\sin 2\alpha}{\cos 2\beta}. \quad (4.2.1)$$

З іншого боку, величина фазового зсуву φ лазерної хвилі з довжиною λ визначається двопроменезаломленням рідкокристалічних утворень

$$\varphi = \frac{2\pi}{\lambda} \Delta n L. \quad (4.2.2)$$

де Δn - показник двопроменезаломлення, L - геометричний шлях, який проходить лазерна хвиля у рідкокристалічному середовищі.

Отже, чим більший показник Δn або шлях L , тим більший фазовий зсув φ , який визначає стан поляризації в точці зображення.

Іншими словами, чим більша анізотропія шару жовчі ($\Delta n, L$) тим більший рівень еліптичності поляризації відповідних точок лазерного зображення. З аналізу виразу для закону Малюса випливає, що експериментально вимірявши координатний розподіл значень інтенсивності лазерного зображення в межах всієї сукупності пікселів цифрової камери

$\begin{pmatrix} I_{11} & \dots & I_{1m} \\ \cdot & \cdot & \cdot \\ I_{n1} & \dots & I_{nm} \end{pmatrix}$, можна одержати інформацію про поляризаційний прояв $\begin{pmatrix} (\alpha; \beta)_{11} & \dots & (\alpha; \beta)_{1m} \\ \cdot & \cdot & \cdot \\ (\alpha; \beta)_{n1} & \dots & (\alpha; \beta)_{nm} \end{pmatrix}$ оптико анізотропної структури шару жовчі людини.

Наочно поляризаційно візуалізовані зображення рідкокристалічної фази жовчі ілюструє серія лазерних зображень, зареєстрована у схрещених площинах пропускання поляризатора 2 і аналізатора 5.

Тверда кристалічна фаза шару жовчі утворюється за рахунок дендритного та дисклінаційного механізмів кристалізації.

Дендритний механізм кристалізації призводить до перетворення рідкокристалічної оптико-анізотропної фракції у сукупність твердих голчастих оптично одновісних двопроменезаломлюючих кристалів.

Дисклінаційний механізм кристалізації рідкокристалічної фази призводить до формування твердо кристалічної фракції у вигляді прямокутних, ромбовидних кристалів **КМХ**.

На етапі формування конкрементів спостерігається утворення глибок **КБК** і мікросферолітів карбоната кальція.

Для твердо кристалічних структур значення показника двопроменезаломлення Δn суттєво зростає. Тому у місцях локалізації

конкрементів формуються максимальні фазові зсуви та відповідні еліптично поляризовані ділянки лазерних зображень.

Оптично фазова неоднорідність лазерного зображення та її взаємозв'язок із патологічними змінами хворих спостерігається у різному рівні просвітлення відповідних поляризаційно-візуалізованих оптико-анізотропних структур шарів жовчі 1-ї – 4-ї груп пацієнтів.

Як видно, для груп хронічного холециститу, цукрового діабету та об'єднаної патології має місце послідовне збільшення яскравості відповідних зображень. Даний факт вказує на певну кореляцію процесів формування оптико-анізотропної складової у фізико-хімічному складі жовчі та патологічними змінами у організмі людини.

З іншого боку, попередні дослідження лазерних зображень шарів жовчі (розділ 3) не були спрямовані безпосередньо на аналіз фазових зображень шарів жовчі.

Тому актуальним стало завдання виявлення нових можливостей у діагностиці та диференціюванні властивостей жовчі хворих різної патології.

4.2.2. Статистична, кореляційна та фрактальна структура фазових мап зразків жовчі людини з різними типами патології

В даному параграфі наведено результати дослідження статистичних (гістограми розподілу значень фазових зсувів $H(\varphi)$; статистичні моменти $M_{i=1,2,3,4}(\varphi)$), кореляційних (кореляційна площа $S(\varphi)$ координатних розподілів фазових зсувів φ) і фрактальних (дисперсія $\Omega(\varphi)$ розподілу екстремумів $\text{Log} - \log$ залежностей спектрів потужності розподілів $\varphi(x,y)$) параметрів, які характеризують фазові зображення шарів жовчі пацієнтів контрольної групи і груп різної патології.

Для кожного типу (групи 1 – групи 4) зразку жовчі в оптичному розташування поляризаційного фазометра, визначалося відповідне фазове зображення $\varphi(x,y)$, пронормоване по максимальному значенню фазового зсуву $\varphi_{\max} = 2\pi$

$$\varphi(x,y) = \frac{1}{2\pi} \begin{pmatrix} \arccos\sqrt{I_{11}} & \dots & \arccos\sqrt{I_{1m}} \\ \cdot & \cdot & \cdot \\ \arccos\sqrt{I_{n1}} & \dots & \arccos\sqrt{I_{nm}} \end{pmatrix}. \quad (4.2.3)$$

Тут I_{mn} - координатний розподіл значень інтенсивності поляризаційно відфільтрованого у схемі фазометра лазерного зображення шару жовчі.

На серії рис. 4.2.1 – рис. 4.2.4 приведені фазові зображення $\varphi(x,y)$ шарів жовчі пацієнтів 1-ї – 4-ї груп (фрагменти “а”); тривимірної реконструкція координатних розподілів $\varphi(x,y)$ (фрагменти “б”);

автокореляційні функції (фрагменти “в”) та Log – log залежності спектрів потужності координатних розподілів фазових зсувів $\varphi(x, y)$ (фрагменти “г”).

З одержаних даних про координатну, кореляційну і фрактальну структуру фазового зображення шарів жовчі здорової людини (розділ 1, параграф 4.1 група 1, рис. 4.1.1) видно, що розподіл значень фазових зсувів (рис. 4.2.1 а) характеризується максимально можливим діапазоном (рис. 4.2.1 б) зміни власних значень $-1,0 \leq \varphi(x, y) \leq +1,0$.

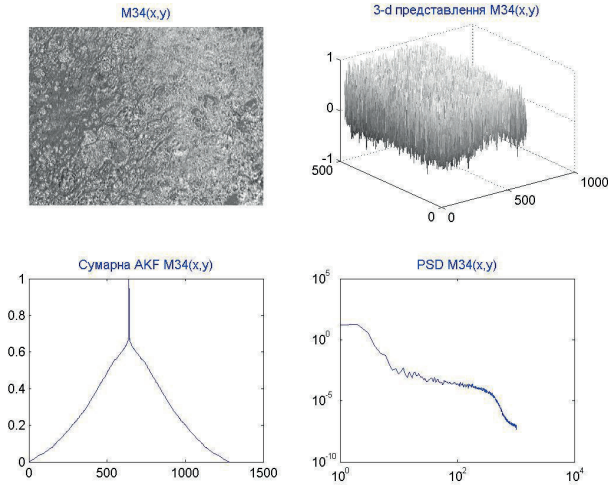


Рис. 4.2.1. Автокореляційна функція (в), Log – log залежності (д) координатного (а) і тривимірного (б) розподілів фазових зсувів $\varphi(x, y)$ лазерного зображення зразка жовчі здорової людини.

Автокореляційна функція розподілу $\varphi(x, y)$ на відміну від монотонно спадаючої залежності координатних значень інтенсивності $I(x, y)$ лазерного зображення (розділ 1, рис. 4.1.2 в), складається з двох ділянок, - “стрімкого” і “повільного” падіння (рис. 4.4.1 в). Дані особливості можна пов’язати з більш швидкою координатною зміною фазового зсуву у порівнянні зі зміною інтенсивності відповідних точок лазерного зображення.

При незначному зсуві фазового зображення $\varphi(x, y)$ на крок в $1\text{pix} - 2\text{pix}$ відбувається швидка декореляція і значення автокореляційної функції різко спадають від 1,0 до 0,65.

При подальшому координатному зсуві має місце співпадання значень фаз у різних точках зображення шару жовчі. Тому зменшення значень автокореляційної функції “уповільнюється”.

Інтегральним проявом таких особливостей автокореляційної функції є зменшення кореляційної площі до величини $S(\varphi) = 0,18$.

Множина значень $\varphi(x,y)$ мультифрактальна – Log –log залежності спектра потужності (рис. 4.2.1 г) розподілу значень фазових зсувів $\varphi(x,y)$ характеризуються трьома кутами нахилу ($\eta_1 = 52^0; \eta_2 = 64^0; \eta_3 = 46^0$), яким відповідають фрактальні розмірності $D_1 = 1,79; D_2 = 1,57; D_3 = 1,98$ і дисперсія $\Omega = 0,07$.

На рис. 4.2.2 приведено дво - (фрагмент “а”) і тривимірне (фрагмент “б”) фазове зображення шару жовчі людини з хронічним холециститом (група 2); автокореляційна функція (фрагмент “в”) і Log – log залежності спектрів потужності (фрагмент “г”) розподілів $\varphi(x,y)$.

З одержаних даних видно, що автокореляційна функція (рис. 4.2.2 в) і Log – log залежність спектру потужності (рис. 4.2.2 г) координатного розподілу фаз $\varphi(x,y)$ лазерного зображення шару жовчі групи 2 відрізняються від аналогічних залежностей, які характеризують лазерне зображення жовчі здорової людини. Так, кореляційна площа зменшується на 30% і становить величину $S = 0,12$. Параметри апроксимуючої кривої $\Phi(\eta)$ (рис. 4.2.2 г), визначеної методом найменших квадратів, близькі до ламаної відповідної Log –log залежності спектру потужності розподілу фаз шару жовчі здорової людини (рис. 4.2.1 г). Дисперсія спектру потужності зростає до величини $\Omega = 0,09$.

Порівняльні дослідження статистичних, кореляційних і фрактальних параметрів, які характеризують фазові зображення зразків жовчі хворих хронічним холециститом на тлі цукрового діабету (групи 3 і 4) дали наступні результати.

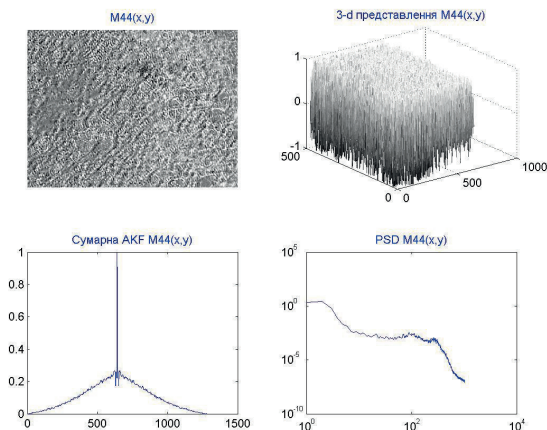


Рис. 4.2.2. Автокореляційна функція (в), Log – log залежності (д) координатного (а) і тривимірного (б) розподілів фазових зсувів лазерного зображення зразка жовчі людини хворої на хронічний холецистит.

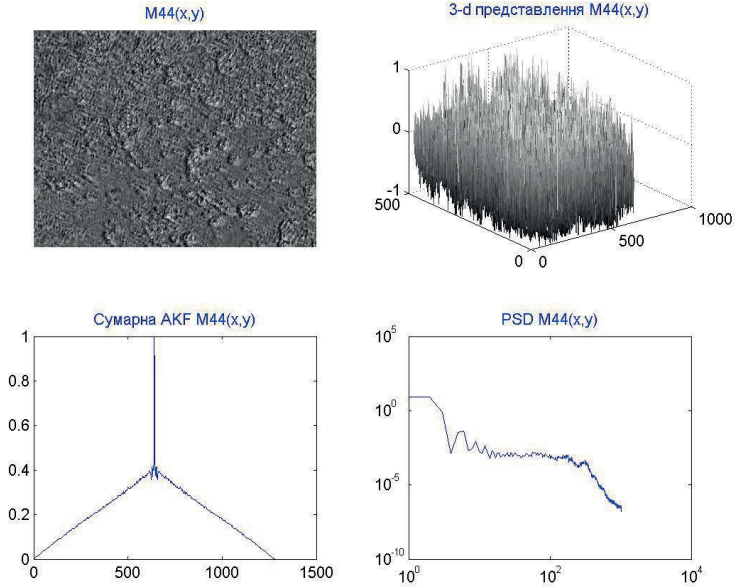


Рис. 4.2.3. Автокореляційна функція (в), Log – log залежності (д) координатного (а) і тривимірного (б) розподілів фазових зсувів лазерного зображення зразка жовчі людини хворої на цукровий діабет.

Кореляційна площа $S(\varphi)$ розподілу фаз $\varphi(x,y)$ лазерного зображення жовчі групи 3 (рис. 4.2.3 а,б) становить величину $S = 0,09$.

Апроксимуюча крива $\Phi(\eta)$ (рис. 4.2.3 г) характеризується статистичною (без визначеного кута нахилу) структурою практично для всього діапазону розмірів лазерного зображення ($d = 2\mu\text{m} \div 2000\mu\text{m}$), що реєструється CCD – камерою 10.

Дисперсія розподілу екстремумів Log – log залежності спектру потужності фаз $\varphi(x,y)$ складає величину $\Omega = 0,12$.

Кореляційна площа $S(\varphi)$ розподілу фаз $\varphi(x,y)$ лазерного зображення жовчі людини з об'єднаною патологією (рис. 4.2.4 а,б) значно зменшується і становить величину $S = 0,055$. Апроксимуюча крива $\Phi(\eta)$ (рис. 4.2.4 г) статистична з дисперсією розподілу екстремумів Log – log залежності спектру потужності фаз $\varphi(x,y)$ $\Omega = 0,17$.

У таблиці 4.1 представлені порівняльні дані про кореляційні і фрактальні параметри фазових розподілів лазерних зображень зразків жовчі всіх груп.

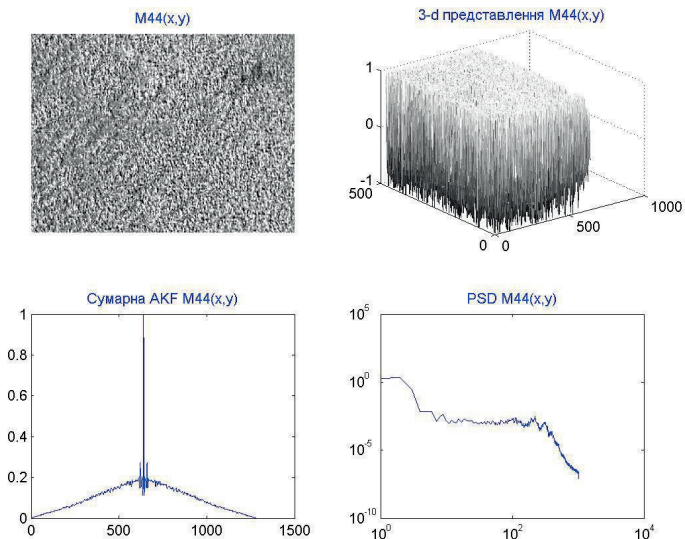


Рис. 4.2.4. Автокореляційна функція (в), Log – log залежності (д) координатного (а) і тривимірного (б) розподілів фазових зсувів лазерного зображення зразка жовчі хворої людини з об'єднаною патологією.

Таблиця 4.2.1.

Кореляційні ($S(\varphi)$) і фрактальні ($\Omega(\varphi)$) параметри розподілів фаз $\varphi(x,y)$ лазерних зображень шарів жовчі всіх груп пацієнтів

$S(\varphi);$ $\Omega(\varphi)$	Група 1	Група 2		Група 3		Група 4	
		1 доба	10 діб	1 доба	10 діб	1 доба	10 діб
$S(\varphi)$	0,18 ± 0,028	0,12 ± 0,021	0,15 ± 0,019	0,09 ± 0,009	0,13 ± 0,018	0,055 ± 0,007	0,079 ± 0,0095
$\Omega(\varphi)$	0,07 ± 0,009	0,09 ± 0,01	0,08 ± 0,009	0,12 ± 0,021	0,10 ± 0,014	0,17 ± 0,022	0,14 ± 0,018

З одержаних даних експериментальних досліджень кореляційної і фрактальної структури фазових зображень шарів жовчі всіх груп пацієнтів випливає:

- Визначення кореляційної площі $S(\varphi)$ координатних розподілів фаз рідкокристалічної фракції шарів жовчі дозволяє достовірно діагностувати наявність різноманітних типів патології (групи 2 - 4) станів у латентному перебігу ЖКХ, - відмінності між значеннями $S(\varphi)$ фазових зображень жовчі

контрольної групи пацієнтів (група 1) та хворих з різною патологією (групи 2 - 4) лежать у наступному діапазоні від 1,3 до 3,0 раз.

- На відміну від мультифрактального розподілу фаз лазерного зображення шарів жовчі контрольної групи пацієнтів всі множини значень фазових зсувів шарів жовчі з різними типами патології статистичні.
- Значення дисперсії розподілу екстремумів $\text{Log} - \text{log}$ залежностей спектрів потужності екстремальних значень фазових зсувів лазерних зображень жовчі пацієнтів 2-ї – 4-ї груп більші у 1,2 – 2,0 раз за величину аналогічного параметру спектру потужності фазових зображень зразків жовчі контрольної групи.
- Застосування кореляційного і фрактального аналізу фазових зображень зразків жовчі різних типів патології не дозволяє однозначно диференціювати їх типи, - діапазони зміни параметрів $S(\varphi)$ і $\Omega(\varphi)$ перебиваються.
- Після курсу лікування спостерігається “наближення” величин (в межах від 10% до 35%) кореляційних і фрактальних параметрів фазових зображень зразків жовчі груп хворих пацієнтів до статистичних параметрів контрольної групи.

Особливістю координатних розподіл фазових зсувів у поляризаційно відфільтрованих лазерних зображеннях є їх знаковмінна (\pm) структура (рис. 4.2.1 – рис. 4.2.4, фрагменти “б”).

Дана обставина може бути пояснена тим, що різні рідкокристалічні утворення шарів жовчі володіють або додатнім $+\Delta l$, або від’ємним $-\Delta l$ двопронезаломленням.

Проведені нами класичні дослідження знаку двопронезаломлення виявили, що голчасті кристали жирних кислот (**ЖЖК**) і кристали моногідрату холестерину (**КМХ**) володіють додатнім двопронезаломленням $+\Delta l$; кристали білірубінату кальцію (**КБК**), - від’ємним $-\Delta l$.

Виходячи з цього та співвідношення (4.2.1) можна констатувати, що різним типам рідкокристалічних утворень відповідають різні знаки фазових зсувів.

Дана обставина відкриває можливість не тільки діагностувати наявність рідкокристалічної складової у шарі жовчі, але й диференціювати біохімічні типи таких утворень, включаючи твердокристалічні конкременти.

4.2.3. Порівняльний статистичний аналіз фазових зображень шарів жовчі

Досліджувалися взаємозв’язки статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують гістограми фазових зсувів шарів жовчі контрольної групи (рис. 4.2.5) та патологічними станами (хронічний

холецистит (рис. 4.2.6), цукровий діабет (рис. 4.2.7), об'єднана патологія (рис. 4.2.8)) пацієнтів всіх груп.

Аналіз гістограми $H(\varphi)$ шару жовчі контрольної групи пацієнтів виявив симетричний дзвоноподібний розподіл (близький до гаусового) значень випадкових фазових зсувів φ , діапазон зміни яких незначний і коливається відносно центрального екстремуму ($\varphi=0$) в межах від $-0,3$ до $+0,3$.

Наявність хронічного холециститу або цукрового діабету виявляється у збільшенні дисперсії розподілу $H(\varphi)$ і певній його асиметрії (рис. 4.2.6 і рис. 4.2.7).

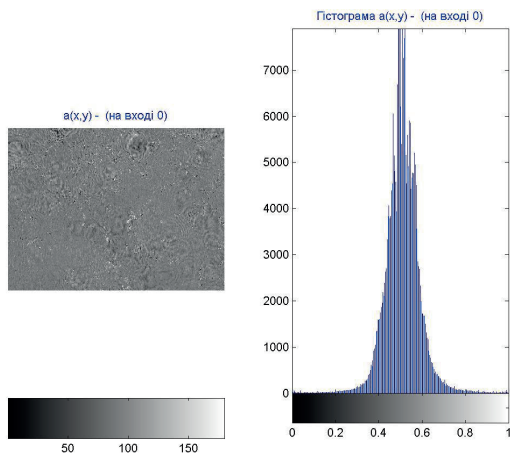


Рис. 4.2.5. Координатна вибірка $100\text{ pix} \times 100\text{ pix}$ (а) і гістограма розподілу (б) фазових зсувів лазерного зображення жовчі пацієнта групи 1.

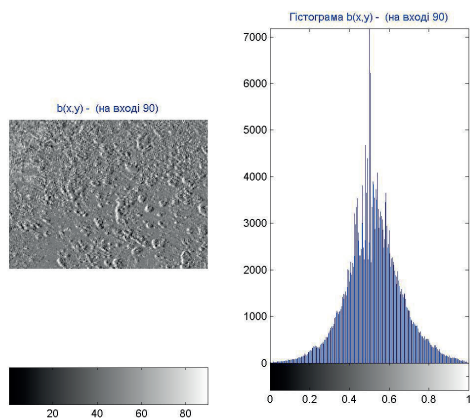


Рис. 4.2.6. Координатна вибірка $100\text{ pix} \times 100\text{ pix}$ (а) і гістограма розподілу (б) фазових зсувів лазерного зображення жовчі пацієнта групи 2.

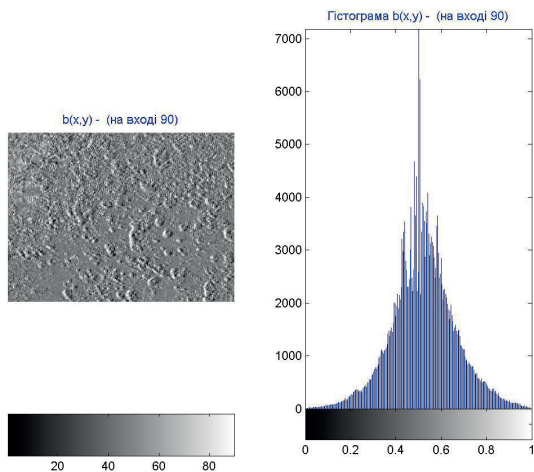


Рис. 4.2.7. Координатна вибірка $100\text{ pix} \times 100\text{ pix}$ (а) і гістограма розподілу (б) фазових зсувів лазерного зображення жовчі пацієнта групи 3.

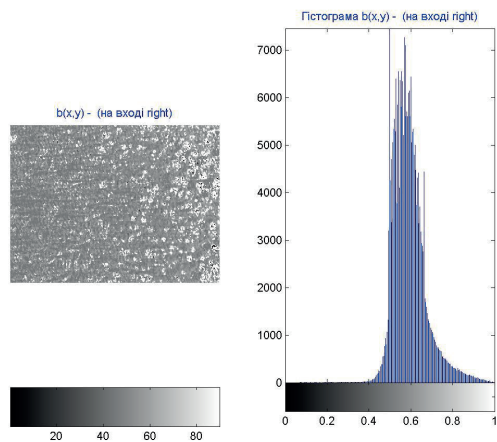


Рис. 4.2.8. Координатна вибірка $100\text{ pix} \times 100\text{ pix}$ (а) і гістограма розподілу (б) фазових зсувів лазерного зображення жовчі пацієнта групи 4.

Гістограма розподілу випадкових значень фазових зсувів шаром жовчі групи хворих з об'єднаною патологією характеризується значною асиметрією.

Результати порівняльного дослідження сукупності статистичних моментів 1-го – 4-го порядків фазових зображень шарів жовчі всіх груп приведені у таблиці 4.2.2.

Таблиця 4.2.2.

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків розподілів фаз лазерних зображень жовчі всіх груп пацієнтів

$M_k(\varphi)$	Група 1	Група 2		Група 3		Група 4	
		1 доба	10 діб	1 доба	10 діб	1 доба	10 діб
$M_1(\varphi)$	0,01 ± 0,008	0,03 ± 0,005	0,02 ± 0,003	0,04 ± 0,006	0,03 ± 0,007	0,07 ± 0,008	0,06 ± 0,008
$M_2(\varphi)$	0,12 ± 0,017	0,24 ± 0,031	0,21 ± 0,032	0,39 ± 0,041	0,28 ± 0,034	0,18 ± 0,024	0,13 ± 0,017
$M_3(\varphi)$	0,04 ± 0,006	0,12 ± 0,014	0,09 ± 0,009	0,69 ± 0,081	0,18 ± 0,024	0,79 ± 0,091	0,64 ± 0,079
$M_4(\varphi)$	0,07 ± 0,099	0,21 ± 0,097	0,17 ± 0,082	0,88 ± 0,096	0,61 ± 0,072	0,98 ± 0,11	0,79 ± 0,088

З одержаних даних експериментальних досліджень статистичної структури фазових зображень жовчі всіх груп здорових і хворих пацієнтів випливає, що найбільш діагностично інформативними для виявлення проявів ЖКХ виявилися дисперсія (групи 2 -4); асиметрія (групи 3 і 4) та ексцес (групи 3 і 4).

Установлені наступні діапазони відмінностей між статистичними параметрами лазерних зображень жовчі контрольної групи пацієнтів (група 1) та хворих з різною патологією, - дисперсія (збільшення у 1,5 – 2,1 рази); асиметрія (збільшення у 3 – 16 раз) і ексцес (збільшення у 3 – 12 раз).

Застосування статистичного аналізу фазових зображень жовчі різних типів патології дозволяє однозначно диференціювати властивості жовчі пацієнтів з об'єднаною патологією.

Якщо ще раз проаналізувати співвідношення (4.2.1), яке описує залежність величини фазового зсуву φ від оптико (Δn) – геометричних (L) параметрів рідкокристалічного утворення, то можна констатувати, що ступень кристалізації можна селективно оцінити шляхом досліджень екстремальних вибірок $\varphi(x,y)=0,5$ і $\varphi(x,y)=\pm 1,0$.

Можна стверджувати, що вибірка $\varphi(x,y)=0,5$ відповідає рідкокристалічній фазі мінералізації жовчі; вибірка $\varphi(x,y)=+1,0$ - твердо кристалічній фазі (голчасті кристали жирних кислот та моногідрат холестерину); вибірка $\varphi(x,y)=-1,0$, - твердим кристалам білірубінату кальцію.

Дійсно для формування фазового зсуву $\varphi(x,y)=0,5$ при геометричній товщині шару жовчі 30 μm величина показника двоприменезаломлення складає рівень характерний для рідкого кристалу $\Delta n=1,5 \times 10^{-3}$. Для фазового зсуву $\varphi(x,y)=\pm 1,0$ значення Δn збільшується на один порядок, - твердий кристал.

4. 2. 4. Диференціальна фазова діагностика рідкокристалічної складової шарів жовчі

У даному параграфі наведено дані експериментального дослідження сукупності статистичних (статистичні моменти 1-го – 4-го порядків $M_{i=1,2,3,4}(\varphi=0;\pm 1)$), кореляційних (кореляційна площа $S(\varphi=0;\pm 1)$) і фрактальних (дисперсія $\Omega(\varphi=0;\pm 1)$) параметрів, які характеризують залежності кількості екстремальних значень фазових зсувів $\varphi=0;\pm 1$ шарів жовчі контрольної групи (рис. 4.2.9), групи з хронічним холециститом (рис. 4.2.10 – рис. 4.2.12), цукровим діабетом (рис. 4.2.13 – рис. 4.2.15) і з об'єднаною патологією (рис. 4.2.16 – рис. 4.2.18).

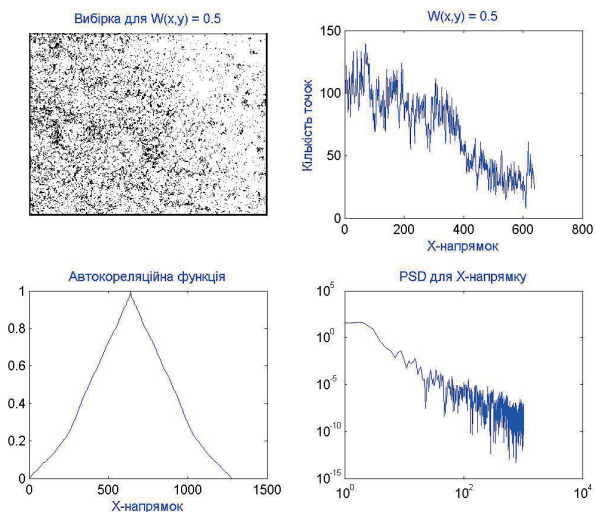


Рис. 4.2.9. Автокореляційна функція (в), Log – log залежності (д) координатного розподілу (а) кількості (б) екстремальних $\varphi(x,y)=0,5$ значень фазових зсувів шару жовчі здорової людини.

З одержаних даних про статистичну, кореляційну і фрактальну структуру розподілу фазової вибірки $\varphi(x,y)=0,5$ лазерного зображення шарів жовчі здорової людини (група 1) випливає:

- Сукупність всіх статистичних моментів розподілу $\varphi(x,y)=0,5$ відмінна від нуля: $M_1 = 0,21; M_2 = 0,16; M_3 = 0,04; M_4 = 0,07$.
- Автокореляційна функція розподілу $\varphi(x,y)=0,5$ монотонно спадає (рис. 4.2.9 в), що вказує на координатно впорядкований закон Гауса зміни значень

фази лазерного зображення. Кореляційна площа достатньо велика і складає величину $S=0,23$.

- Множина значень $\varphi(x,y)=0,5$ фрактальна – Log –log залежності спектра потужності (рис. 4.2.9 г) розподілу кількості значень фаз характеризуються одним кутом нахилу ($\eta_1 = 43^\circ$), якому відповідає фрактальна розмірність $D=2,03$ і дисперсія $\Omega=0,07$.

Значення фазових зсувів $\varphi(x,y)=\pm 1,0$ для дослідженого шару жовчі здорової людини практично не виявлені.

Інша структура фазових зображень спостерігається при аналізі вибірок $\varphi(x,y)=0,5$ і $\varphi(x,y)=\pm 1,0$ шарів жовчі пацієнтів з різними типами патології.

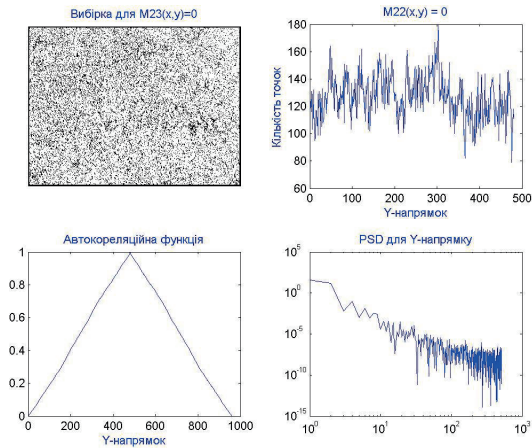


Рис. 4.2.10. Автокореляційна функція (в), Log – log залежності (д) координатного розподілу (а) кількості (б) екстремальних $\varphi(x,y)=0,5$ значень фазових зсувів шару жовчі людини з хронічним холециститом.

Для фазового зображення шару жовчі пацієнта з хронічним холециститом (рис. 4.2.2 а) значення статистичних моментів розподілу (рис. 4.2.10 а) кількості фазових зсувів $\varphi(x,y)=0,5$ (рис. 4.2.10 б) зображення групи 2 інші за аналогічні параметри зображення групи 1. Відмінності для середнього та дисперсії складають 1,45 і 1,43 рази, - $M_1 = 0,29; M_2 = 0,22$. Для асиметрії та ексцесу вони досягають 2,05 – 2,4 разів, - $M_3 = 0,084; M_4 = 0,16$.

Кореляційна площа $S(\varphi=0,5)$ відрізняється приблизно в 1,35 раз (рис. 4.2.10в і рис. 4.2.10в) і складає значення: $S(\varphi=0,5)=0,29$. Екстремальна вибірка значень фаз $\varphi(x,y)=0,5$ фрактальна (рис. 4.2.10г) з розмірністю $D=2,21$ і дисперсією $\Omega=0,09$.

Фазові зображення жовчі групи 2 на відмінну від здорових людей володіють екстремальними значеннями $\varphi(x, y) = \pm 1$, - рис.4.2.11 а,б і рис. 4.2.12 а,б.

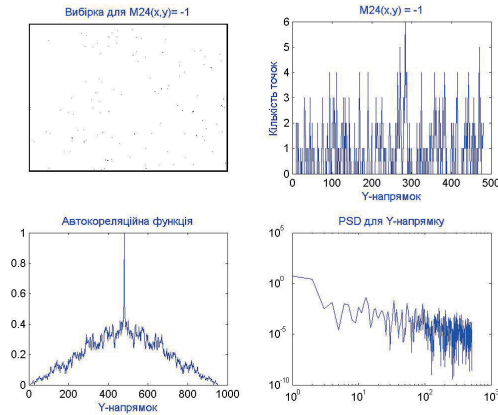


Рис. 4.2.12. Автокореляційна функція (в), Log – log залежності (д) розподілу (а) кількості (б) $\varphi(x, y) = 1,0$ значень фаз шару жовчі людини з хронічним холециститом.

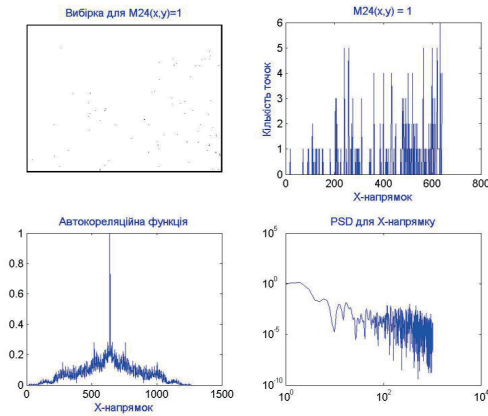


Рис. 4.2.12. Автокореляційна функція (в), Log – log залежності (д) координатного розподілу (а) кількості (б) екстремальних $\varphi(x, y) = -1,0$ значень фазових зсувів шару жовчі людини з хронічним холециститом.

Аналіз статистичних моментів, які характеризують розподіли кількості екстремальних $\varphi(x, y) = \pm 1,0$ значень фазових зсувів (рис. 4.2.11 б, рис. 4.2.12 б) шару жовчі людини з хронічним холециститом виявив наступні значення:

- $\varphi(x, y) = +1,0$, - $M_1 = 0,29; M_2 = 0,21; M_3 = 0,94; M_4 = 0,76$;
- $\varphi(x, y) = -1,0$, - $M_1 = 0,17; M_2 = 0,32; M_3 = 1,08; M_4 = 0,92$.

Значення кореляційних площ (рис. 4.2.11 г, рис. 4.2.12 г) відповідають рівням $S(\varphi = +1,0) = 0,08$ і $S(\varphi = -1,0) = 0,05$.

Множини значень $\varphi(x,y) = +1,0$ і $\varphi(x,y) = -1,0$ - статистичні з дисперсією розподілу екстремумів Log – log залежностей спектрів потужності фазових вибірок $\Omega(\varphi = +1,0) = 0,21$ і $\Omega(\varphi = -1,0) = 0,29$.

Порівняльні дослідження статистичних, кореляційних і фрактальних параметрів розподілів екстремальних значень фаз лазерних зображень зразків жовчі хворих цукровим діабетом (група 3) і з об'єднаною патологією (група 4) дали наступні результати.

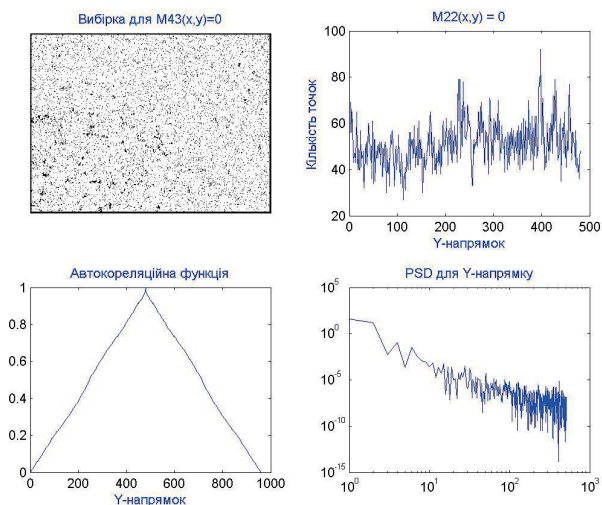


Рис. 4.2.13. Автокореляційна функція (в), Log – log залежності (д) координатного розподілу (а) кількості (б) екстремальних $\varphi(x,y) = 0,5$ значень фазових зсувів шару жовчі людини з цукровим діабетом.

Сукупність всіх статистичних моментів розподілу екстремальних $\varphi(x,y) = 0,5$ значень фазових зсувів шару жовчі людини з цукровим діабетом (рис. 4.2.13 а,б) характеризується наступними значеннями: $M_1 = 0,28; M_2 = 0,12; M_3 = 0,06; M_4 = 0,09$. Кореляційна площа (рис. 4.2.13 в) становить величину $S = 0,26$. Апроксимуюча крива $\Phi(\eta)$ (рис. 4.2.13 г) характеризується стабільним кутом нахилу ($\eta = 38^\circ (D_1 = 2,09)$) і дисперсією екстремумів спектру потужності розподілу екстремальних $\varphi(x,y) = 0,5$ значень фазових зсувів $\Omega = 0,08$.

Сукупність статистичних, кореляційних і фрактальних параметрів, які характеризують залежності кількості (рис. 4.2.14 а,б, рис. 4.2.15 а,б) екстремальних значень фаз $\varphi(x,y) = \pm 1,0$ для шару жовчі людини з цукровим діабетом виявили наступні величини статистичних моментів:

- $\varphi(x, y) = +1,0$, - $M_1 = 0,47; M_2 = 0,15; M_3 = 1,78; M_4 = 2,17$;
- $\varphi(x, y) = -1,0$, - $M_1 = 0,35; M_2 = 0,23; M_3 = 2,16; M_4 = 1,89$.

Кореляційна площа (рис. 4.2.14 в, рис. 4.2.15 в) розподілу кількості екстремальних значень $\varphi(x, y) = +1,0$ і $\varphi(x, y) = -1,0$ характеризується $S(\varphi = +1,0) = 0,18$ і $S(\varphi = -1,0) = 0,14$.

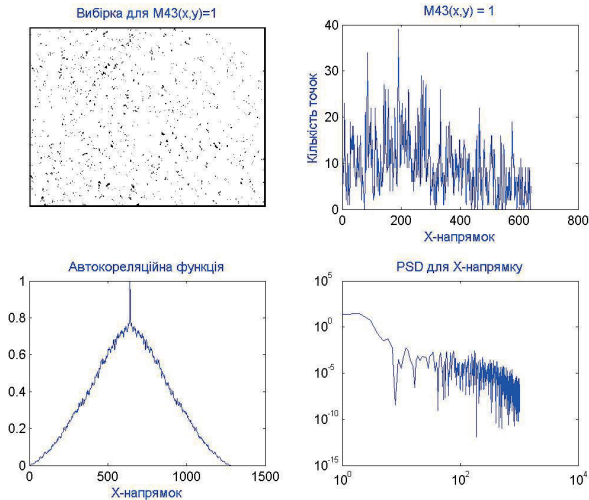


Рис. 4.2.14. Автокореляційна функція (в), Log – log залежності (д) координатного розподілу (а) кількості (б) екстремальних $\varphi(x, y) = \pm 1,0$ значень фазових зсувів шару жовчі людини з цукровим діабетом.

Множини значень $\varphi(x, y) = +1,0$ і $\varphi(x, y) = -1,0$ - статистичні з дисперсією розподілу екстремумів Log – log залежностей спектрів потужності фазових вибірок $\Omega(\varphi = +1,0) = 0,32$ і $S(\varphi = -1,0) = 0,41$.

Статистичні моменти розподілу кількості $\varphi(x, y) = 0,5$ фазових зсувів шару жовчі людини з об'єднаною патологією (рис. 4.2.16 а,б) характеризуються наступними значеннями: $M_1 = 0,31; M_2 = 0,11; M_3 = 0,16; M_4 = 0,21$. Кореляційна площа (рис. 4.2.16 в) становить величину $S = 0,28$. Апроксимуюча крива $\Phi(\eta)$ (рис. 4.2.13 г) характеризується стабільним кутом нахилу ($\eta_1 = 36^0 (D_1 = 2,15)$) і дисперсією екстремумів спектру потужності розподілу екстремальних $\varphi(x, y) = 0,5$ значень фазових зсувів $\Omega = 0,07$.

Статистичні параметри кількості (рис. 4.2.17 а,б, рис. 4.2.18 а,б) екстремальних значень фаз $\varphi(x, y) = \pm 1,0$ для шару жовчі людини з об'єднаною патологією мають такі значення:

- $\varphi(x, y) = +1,0$, - $M_1 = 0,54; M_2 = 0,09; M_3 = 2,17; M_4 = 2,91$;
- $\varphi(x, y) = -1,0$, - $M_1 = 0,43; M_2 = 0,14; M_3 = 2,81; M_4 = 2,18$.

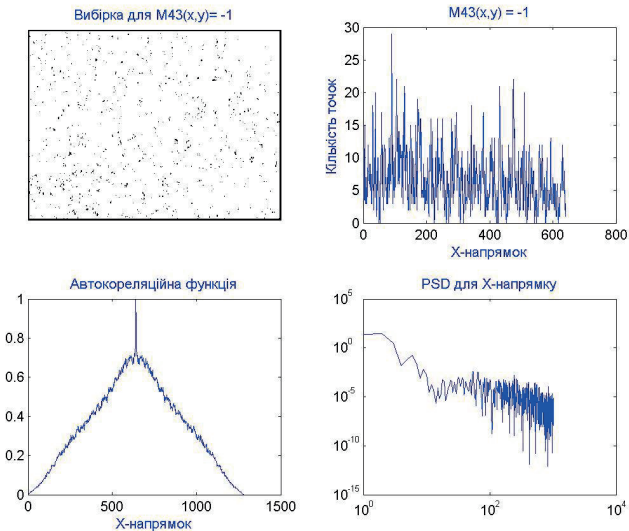


Рис. 4.2.15. Автокореляційна функція (в), Log – log залежності (д) координатного розподілу (а) кількості (б) екстремальних $\varphi(x,y)=-1,0$ значень фазових зсувів шару жовчі людини з цукровим діабетом.

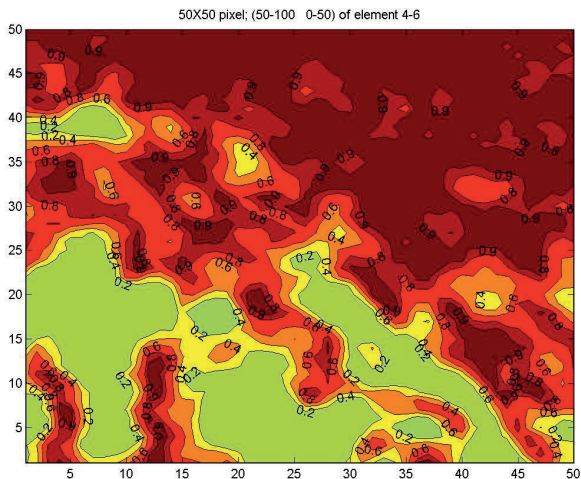


Рис. 4.2.16. Автокореляційна функція (в), Log – log залежності (д) координатного розподілу (а) кількості (б) екстремальних $\varphi(x,y)=0,5$ значень фазових зсувів шару жовчі людини з об'єднаною патологією.

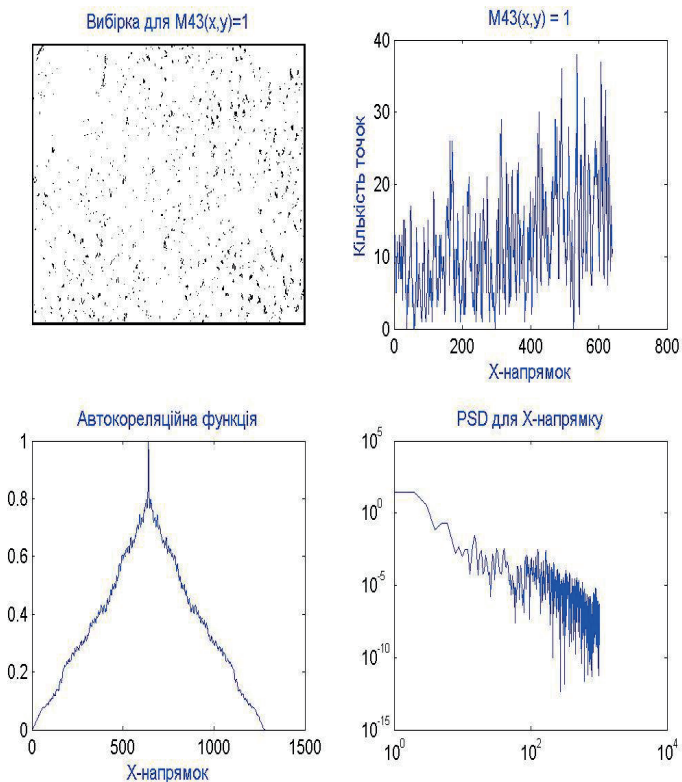


Рис. 4.2.17. Автокореляційна функція (в), Log – log залежності (д) координатного розподілу (а) кількості (б) екстремальних $\varphi(x,y)=1,0$ значень фазових зсувів шару жовчі людини з об'єднаною патологією.

Кореляційна площа (рис. 4.2.17 в, рис. 4.2.18 в) розподілу кількості екстремальних значень $\varphi(x,y)=+1,0$ і $\varphi(x,y)=-1,0$ характеризується $S(\varphi=+1,0)=0,22$ і $S(\varphi=-1,0)=0,19$.

Множини значень $\varphi(x,y)=+1,0$ і $\varphi(x,y)=-1,0$ - статистичні з дисперсією розподілу екстремумів Log – log залежностей спектрів потужності фазових вибірок $\Omega(\varphi=+1,0)=0,43$ і $S(\varphi=-1,0)=0,49$.

Таким чином, нами встановлено сукупність критеріїв діагностики ЖКХ на тлі різних типів патології, а також продемонстрована можливість їх диференціації.

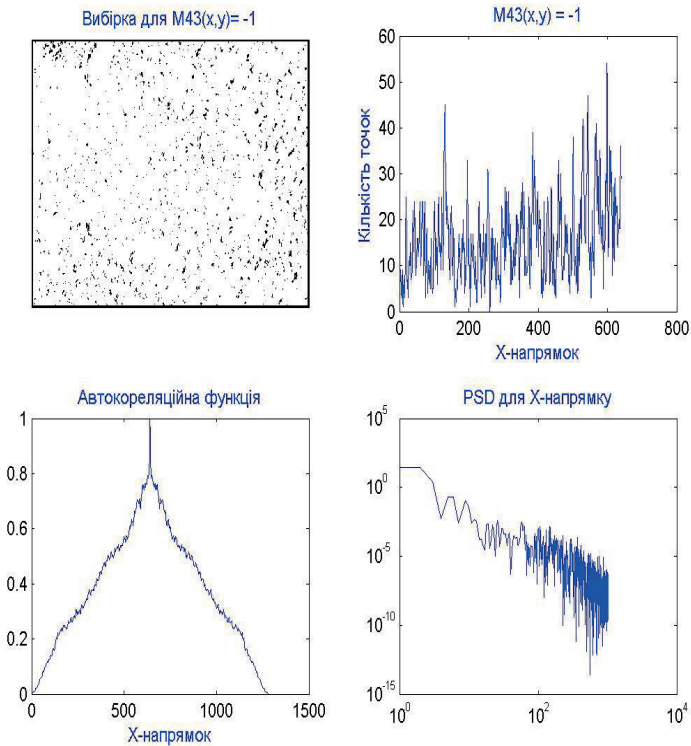


Рис. 4.2.18. Автокореляційна функція (в), Log – log залежності (д) координатного розподілу (а) кількості (б) екстремальних $\varphi(x, y) = -1,0$ значень фазових зсувів шару жовчі людини з об'єднаною патологією.

4.2.5. Критерії фазової діагностики жовчно-кам'яної хвороби

До основних критеріїв діагностики латентного перебігу ЖКХ:

- статистичні моменти 1-го – 4-го порядків ($M_{i=1,2,3,4}(\varphi=0,5)$) розподілу кількості значень фазових зсувів, які характеризують наявність рідкристалічної фракції;
- кореляційні площі $S(\varphi=0,5)$ розподілу кількості значень фазових зсувів $\varphi=0,5$;
- дисперсії $\Omega(\varphi=0,5)$ розподілу екстремумів Log – log залежностей спектрів потужності кількості значень фазових зсувів $\varphi=0,5$.

Сукупність даних про величини діагностичних параметрів і діапазони їх змін приведена у таблиці 4.2.3.

Таблиця 4.2.3.

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків розподілів екстремальних значень $\varphi(x, y) = 0,5$ фазових зсувів шарів жовчі всіх груп пацієнтів

$M_k(\varphi = 0,5)$	Група 1	Група 2		Група 3		Група 4	
		1 доба	10 діб	1 доба	10 діб	1 доба	10 діб
$M_1(\varphi = 0,5)$	0,21 ± 0,033	0,29 ± 0,037	0,24 ± 0,031	0,28 ± 0,039	0,25 ± 0,033	0,31 ± 0,043	0,26 ± 0,034
$M_2(\varphi = 0,5)$	0,16 ± 0,021	0,22 ± 0,034	0,17 ± 0,022	0,12 ± 0,0191	0,10 ± 0,014	0,11 ± 0,015	0,09 ± 0,012
$M_3(\varphi = 0,5)$	0,04 ± 0,005	0,08 ± 0,009	0,07 ± 0,009	0,06 ± 0,008	0,05 ± 0,007	0,16 ± 0,022	0,14 ± 0,021
$M_4(\varphi = 0,5)$	0,07 ± 0,009	0,16 ± 0,024	0,13 ± 0,022	0,09 ± 0,0096	0,081 ± 0,009	0,21 ± 0,032	0,19 ± 0,018

З одержаних даних експериментальних досліджень статистичної структури лазерних зображень жовчі всіх груп здорових і хворих пацієнтів випливає, що статистичний аналіз фазових зображень шарів жовчі дозволяє достовірно діагностувати латентний перебіг ЖКХ на фоні різноманітних патологій (групи 2 - 4).

Установлені відмінності між статистичними моментами фазових зображень жовчі контрольної групи пацієнтів (група 1) та хворих з різною патологією (групи 2 - 4), – середнє (збільшення у 1,45 – 1,53 рази); дисперсія (зменшення у 1,43 – 1,8 рази); асиметрія (збільшення у 2,1 – 4 рази) і ексцес (збільшення у 2,3 – 2,6 рази).

У таблиці 4.2.4 представлені порівняльні дані про кореляційні і фрактальні параметри розподілів екстремальних значень $\varphi(x, y) = 0,5$ фаз лазерних зображень всіх груп пацієнтів.

З одержаних даних про кореляційну і фрактальну структуру фазових зображень жовчі всіх груп випливає, що величина кореляційної площі $S(\varphi = 0,5)$ розподілів кількості значень фазових зсувів $\varphi = 0,5$ у лазерних зображеннях шарів жовчі не дозволяє достовірно діагностувати наявність латентного перебігу ЖКХ на тлі різноманітних типів патології (групи 2 - 4), - відмінності між значеннями $S(\varphi = 0,5)$ і $\Omega(\varphi = 0,5)$ фазових зображень жовчі контрольної групи пацієнтів (група 1) та хворих з різною патологією (групи 2 - 4) не перевищують 20% - 30%.

Таблиця 4.2.4.

Кореляційні ($S(\varphi=0,5)$) і фрактальні ($\Omega(\varphi=0,5)$) параметри розподілів екстремальних значень $\varphi(x,y)=0,5$ фаз лазерних зображень всіх груп пацієнтів

$S(\varphi=0,5);$ $\Omega(\varphi=0,5);$	Група 1	Група 2		Група 3		Група 4	
		1 доба	10 діб	1 доба	10 діб	1 доба	10 діб
$S(\varphi=0,5)$	0,23 ± 0,038	0,29 ± 0,042	0,25 ± 0,039	0,26 ± 0,036	0,24 ± 0,033	0,28 ± 0,032	0,26 ± 0,031
$\Omega(\varphi=0,5)$	0,07 ± 0,008	0,09 ± 0,009	0,08 ± 0,009	0,08 ± 0,009	0,07 ± 0,008	0,07 ± 0,008	0,06 ± 0,008

Таблиця 4.2.5.

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків розподілів екстремальних значень $\varphi(x,y)=\pm 1,0$ фазових зсувів лазерних зображень жовчі всіх груп пацієнтів

φ	$M_k(\varphi)$	Група 1	Група 2		Група 3		Група 4	
			1 доба	10 діб	1 доба	10 діб	1 доба	10 діб
+1,0	$M_1(\varphi)$	-	0,29 ± 0,033	0,23 ± 0,031	0,47 ± 0,055	0,39 ± 0,043	0,54 ± 0,068	0,51 ± 0,058
	$M_2(\varphi)$	-	0,21 ± 0,026	0,18 ± 0,019	0,15 ± 0,018	0,12 ± 0,016	0,09 ± 0,0097	0,08 ± 0,012
	$M_3(\varphi)$	-	0,94 ± 0,10	0,78 ± 0,087	1,78 ± 0,22	1,51 ± 0,17	2,17 ± 0,34	1,94 ± 0,25
	$M_4(\varphi)$	-	0,76 ± 0,097	0,73 ± 0,082	2,17 ± 0,39	1,83 ± 0,25	2,91 ± 0,38	2,39 ± 0,29
-1,0	$M_1(\varphi)$	-	0,17 ± 0,028	0,14 ± 0,15	0,35 ± 0,041	0,31 ± 0,038	0,43 ± 0,059	0,39 ± 0,047
	$M_2(\varphi)$	-	0,32 ± 0,041	0,31 ± 0,041	0,23 ± 0,032	0,21 ± 0,024	0,14 ± 0,021	0,11 ± 0,018
	$M_3(\varphi)$	-	1,08 ± 0,21	0,93 ± 0,12	2,16 ± 0,33	1,93 ± 0,26	2,81 ± 0,35	2,32 ± 0,36
	$M_4(\varphi)$	-	0,92 ± 0,13	0,88 ± 0,098	1,89 ± 0,27	1,63 ± 0,19	2,18 ± 0,25	1,97 ± 0,21

До критеріїв диференціації ЖКХ на тлі різних типів патології можна віднести такі параметри фазових зображень шарів жовчі людини:

- статистичні моменти 1-го – 4-го порядків ($M_{\varphi=1,2,3,4}(\varphi=\pm 1,0)$) розподілу кількості значень фазових зсувів, які характеризують наявність рід кристалічної фракції;
- кореляційні площі $S(\varphi=\pm 1,0)$ розподілу кількості значень фазових зсувів $\varphi=\pm 1,0$;
- дисперсії $\Omega(\varphi=\pm 1,0)$ розподілу екстремумів Log – log залежностей спектрів потужності кількості значень фазових зсувів $\varphi=\pm 1,0$.

З одержаних даних експериментальних досліджень встановлено, що статистичний аналіз екстремальних вибірок $\varphi(x,y)=\pm 1,0$ фазових зображень шарів жовчі дозволяє достовірно не тільки діагностувати латентний перебіг ЖКХ на фоні різноманітних типів патології (групи 2 - 4), але й диференціювати їх.

Відмінності між статистичними моментами фазових зображень жовчі груп хворих з різною патологією (групи 2 - 4) складають наступні діапазони, - середнє: від 1,75 (група 2 і група 3) до 1,43 (група 3 і група 4) разів); дисперсія: від 1,5 (група 2 і група 3) до 1,8 (група 3 і група 4) разів); асиметрія: від 1,9 (група 2 і група 3) до 1,41 (група 3 і група 4) разів); ексцес: від 3,1 (група 2 і група 3) до 1,74 (група 3 і група 4) разів).

Таблиця 4.2.6.

Кореляційні ($S(t)$) і фрактальні ($\Omega(\varphi)$) параметри розподілів екстремальних значень $\varphi(x,y)=\pm 1,0$ фазових зсувів лазерних зображень всіх груп пацієнтів

φ	$S(\varphi); \Omega(\varphi);$	Група 1	Група 2		Група 3		Група 4	
			1 доба	10 діб	1 доба	10 діб	1 доба	10 діб
+1,0	$S(\varphi)$	-	0,08 ± 0,009	0,07 ± 0,008	0,18 ± 0,023	0,14 ± 0,019	0,22 ± 0,029	0,19 ± 0,021
	$\Omega(\varphi)$	-	0,21 ± 0,029	0,19 ± 0,022	0,32 ± 0,042	0,28 ± 0,033	0,43 ± 0,051	0,38 ± 0,046
-1,0	$S(\varphi)$	-	0,05 ± 0,0065	0,04 ± 0,0051	0,14 ± 0,025	0,12 ± 0,019	0,19 ± 0,024	0,15 ± 0,019
	$\Omega(\varphi)$	-	0,29 ± 0,033	0,23 ± 0,028	0,41 ± 0,055	0,36 ± 0,049	0,49 ± 0,063	0,44 ± 0,056

З одержаної інформації про кореляційну і фрактальну структуру фазових зображень жовчі всіх груп випливає, що відмінності між значеннями

$S(\varphi=\pm 1,0)$ і $\Omega(\varphi=\pm 1,0)$ фазових зображень жовчі груп хворих з різною патологією (групи 2 – 4) складають наступні діапазони, – кореляційна площа: від 2,5 (група 2 і група 3) до 1,4 (група 3 і група 4) разів); дисперсія: від 1,5 (група 2 і група 3) до 1,35 (група 3 і група 4) разів).

Таким чином, проведені комплексні дослідження фазових зображень шарів жовчі всіх гру пацієнтів виявили сукупність статистичних, кореляційних і фрактальних критеріїв діагностики латентного перебігу ЖКХ та її диференціації на фоні хронічного холециститу, цукрового діабету та об'єднаної патології.

4.2.6. Висновки

1. Запропоновано модель формування фазових зображень шарів жовчі як процес координатної модуляції лазерного випромінювання її двоприменезаломлюючими рідкокристалічними утвореннями. Проаналізовано основні сценарії перетворення рідкокристалічної фракції біохімічного складу жовчі у твердокристалічні конкременти.
2. Показано, що найбільш діагностично інформативними для виявлення проявів ЖКХ виявилися дисперсія (групи 2 -4); асиметрія (групи 3 і 4) та ексцес (групи 3 і 4) координатних розподілів фаз відповідних лазерних зображень. Застосування статистичного аналізу фазових зображень жовчі різних типів патології дозволяє однозначно диференціювати властивості жовчі пацієнтів з об'єднаною патологією.
3. Показано, що величина кореляційної площі $S(\varphi)$ координатних розподілів фаз рідкокристалічної фракції шарів жовчі дозволяє достовірно діагностувати наявність різноманітної патології (групи 2 - 4) у латентному перебігу жовчно-кам'яної хвороби.
4. Визначено, що всі множини значень фазових зсувів шарів жовчі з різними типами патології статистичні. При цьому значення дисперсії розподілу екстремумів $\text{Log} - \log$ залежностей спектрів потужності екстремальних значень фазових зсувів лазерних зображень жовчі пацієнтів 2-ї – 4-ї груп більші за величину аналогічного параметру спектру потужності фазових зображень зразків жовчі контрольної групи.
5. Запропоновано метод диференціальної фазової діагностики шарів жовчі, що базується на використанні наступних критеріїв: статистичні моменти 1-го – 4-го порядків $M_{i=1,2,3,4}(\varphi=0;\pm 1)$, кореляційна площа $S(\varphi=0;\pm 1)$ і дисперсія $\Omega(\varphi=0;\pm 1)$, які характеризують залежності кількості екстремальних значень фазових зсувів $\varphi=0;\pm 1$ шарів жовчі всіх груп.
6. Установлено, що статистичний аналіз екстремальних вибірок $\varphi(x,y)=\pm 1,0$ фазових зображень шарів жовчі дозволяє достовірно не тільки діагностувати латентний перебіг ЖКХ на фоні різноманітних патологічних станів (групи 2 - 4), але й диференціювати такі патології.
7. Визначено фазові умови виникнення твердо кристалічної структури у шарах жовчі, а також диференціації її складу.

4.3. При цьому виникає питання не тільки діагностики їх кількості, але й визначення типу та розмірів. Розв'язанню такого завдання присвячено наступний розділ дисертаційної роботи.

4.3.1. До аналізу діагностичних можливостей поляризаційно-кореляційного аналізу лазерних зображень шарів жовчі

На основі проведених досліджень статистичної, кореляційної і фрактальної структури лазерних і фазових зображень шарів жовчі ми продемонстрували можливості ранньої діагностики ЖКХ та диференціації стадій її протікання на фоні трьох основних груп патології, - хронічний холецистит, цукровий діабет та об'єднана патологія.

Було виявлена чутливість методів лазерної поляриметрії та фазометрії до наявності та особливостей структури рідкокристалічної компоненти шарів жовчі.

Значимо, що запропоновані методи статистичного, кореляційного і фрактального аналізу базуються на “оперуванні” двовимірними масивами значень інтенсивності лазерного випромінювання, що реєструється “багато точковою” ($m \times n$) сукупністю пікселів CCD – камери 10.

З іншого боку, такі методика залишають поза увагою порівняльні параметри (інтенсивності, фази і т. ін.) різних точок у площині лазерного зображення. У нашому випадку таке порівняння може дати нову, додаткову інформацію про ступінь узгодженості структури рідкокристалічної фази шару жовчі. На цій основі відкриваються перспективи не тільки діагностики і диференціації стадій ЖКХ, але й визначення умов формування твердокристалічних утворень, їх масштабів та фізико-хімічних властивостей.

У сучасній літературі запропонований метод таких досліджень лазерних зображень гістологічних зрізів біологічних тканин, який базується на вимірюванні координатного розподілу ступеня взаємної поляризації $W(x, y)$ різних точок площини зображення.

Параметр $W(x, y)$ характеризує міру узгодженості між станами поляризації різних точок площини лазерного зображення біологічної тканини.

Кожна точка лазерного зображення шару жовчі з координатами (x_i, y_i) характеризується певним типом поляризації, що формується рідкокристалічною компонентою і визначається величиною фазового зсуву $\varphi(x_i, y_i)$ (див. розділ 4.2, співвідношення (4.2.1)).

У роботах [10] показано, що для різних точок площини зображення біологічного об'єкту з однаковим станом поляризації $W(x, y)=1,0$; для точок з лінійним і циркулярним станами поляризації $W(x, y)=0,5$; для точок з ортогональними станами поляризації $W(x, y)=0,0$.

Установлено, що зазначений “двоточковий” параметр $W(x, y)$ лазерних зображень фазово-неоднорідних шарів набагато чутливіший до змін їх структури у порівнянні з методиками дослідження координатних розподілів

інтенсивності (класичне мікроскопічне зображення), поляризації (поляризаційне зображення) і фаз (фазове зображення). Тому актуальним вбачається апробація даного методу до дослідження взаємозв'язків оптичних властивостей жовчі з різними типами патологій хворих пацієнтів.

З іншого боку, нами було показано, що поляризаційна модуляція лазерного зображення шару жовчі є похідною від його оптико-анізотропної складової. Таким чином, шляхом координатного порівняння станів поляризації лазерного зображення шару жовчі можна не тільки діагностувати з більшою точністю та чутливістю наявність рідкокристалічної складової, але й оцінювати її масштаби або розміри.

Аналіз величин фазових зсувів (розділ 4.2, параграф 4.2.3, рис. 4.2.5 – рис. 4.2.8, співвідношення (4.2.1)), які виникають між ортогональними компонентами лазерної хвилі при її проходженні крізь оптико-анізотропні структури жовчі показує, що значенню $W(x,y)=1,0$ – відповідають ділянки лазерного зображення оптико-ізоотропних структур; $W(x,y)=0,5$ – ділянки лазерного зображення рідкокристалічних структур; $W(x,y)=0,0$ – ділянки лазерного зображення твердокристалічних структур.

4.3.2. Поляризаційно-кореляційна діагностика кристалічної складової шарів жовчі людини на основі визначення комплексного ступеня взаємної поляризації лазерних зображень

З метою виявлення нових критеріїв діагностики виникнення та диференціації стадії латентного протікання ЖКХ на тлі хронічного холециститу, цукрового діабету та об'єднаної патології системно (на початку лікування, після лікування та через три місяці) визначалися:

- Середнє ($M_1(W)$), дисперсія ($M_2(W)$), асиметрія ($M_3(W)$), ексцес ($M_4(W)$) координатних розподілів ступеня взаємної поляризації $W(x,y)$ та вибірки його екстремальних значень ($W(x,y)=0,5;0,0$) для лазерних зображень шарів жовчі 1-ї – 4-ї груп (рис. 4.1.1).
- Кореляційна площа ($S(W)$) автокореляційних функцій координатних розподілів ступеня взаємної поляризації $W(x,y)$ та вибірки його екстремальних значень ($W(x,y)=0,5;0,0$) для лазерних зображень шарів жовчі 1-ї – 4-ї груп.
- Фрактальні розмірності ($D_i(W)$) та дисперсія ($\Omega(W)$) розподілу екстремумів $\text{Log} - \text{log}$ залежностей спектрів потужності координатних розподілів ступеня взаємної поляризації $W(x,y)$ та вибірки його екстремальних значень ($W(x,y)=0,5;0,0$) для лазерних зображень шарів жовчі 1-ї – 4-ї груп.

На рис. 4.3.1 приведений координатний розподіл і гістограма випадкових значень параметра $W(x,y)$ зображення шару жовчі здорової людини.

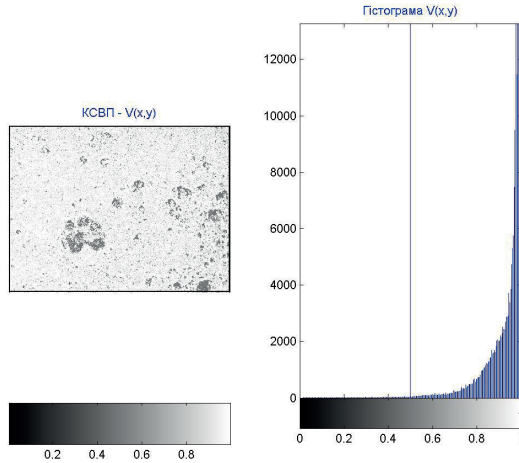


Рис. 4.3.1. Координатний розподіл (а) і гістограма значень (а) ступеня взаємної поляризації $W(x, y)$ шару жовчі здорової людини (група 1).

З одержаних даних видно, що лазерне зображення шару жовчі здорової людини характеризується високою однорідністю поляризаційних параметрів – кількість значень $W(x, y)=1,0$ на три порядки більша за інші, відмінні від нуля значення ступеня взаємної поляризації. Іншими словами у біохімічній структурі даного шару жовчі переважає оптико-ізоотропна складова.

Рис. 4.3.1 ілюструє кореляційну (в) і фрактальну (г) структуру розподілу (а) і кількості (б) значень параметру $W(x, y)=0,5$, який характеризує рідкокристалічну складову жовчі пацієнтів групи 1.

Установлено, що множина значень $W(x, y)=0,5$ фрактальна ($D(W=0,5)=2,11; \Omega(W=0,5)=0,16$) з достатньо великою кореляційною площею $S(W=0,5)=0,16$.

Практичну відсутність твердо кристалічної фракції шару жовчі даної групи ілюструють аналогічні параметри лазерного зображення, що приведені на рис. 4.3.3.

Для біохімічного складу шару жовчі групи 2 притаманна значно більш розвинена оптико анізотропна складова, - рис. 4.3.4

З аналізу гістограми випадкових значень ступеня взаємної поляризації лазерного зображення шару жовчі людини з хронічним холециститом видно, що кількість значень $W(x, y)=0,5$ (рідкокристалічна фракція) і $W(x, y)=0,0$ (твердо кристалічна фракція) складають 15% від кількості значень $W(x, y)=1,0$, які характеризують зображення оптико-ізоотропної складової.

Відповідні статистичні (б), кореляційні (в) і фрактальні (г) параметри координатних розподілів (а), $W = 0,0$ (а) представлені на рис. 4.3.5 і рис. 4.3.6 відповідно.

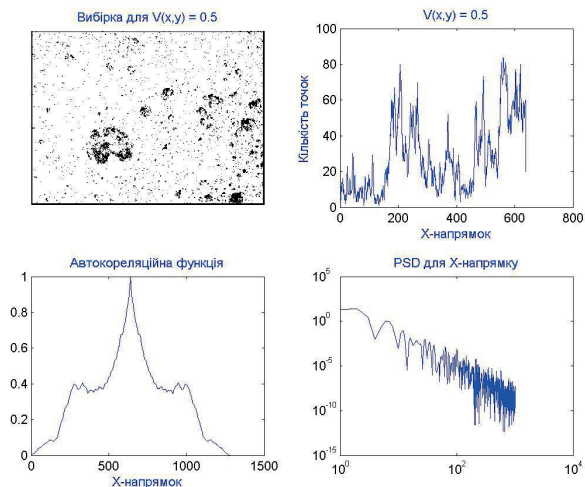


Рис. 4.3.2. Автокореляційна функція (в) і Log – log залежності (г) кількості значень (б) у координатному розподілі (а) шару жовчі здорової людини (група 1).

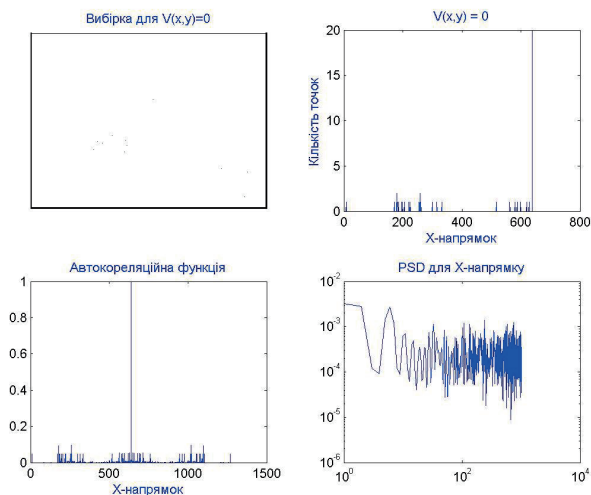


Рис. 4.3.3. Автокореляційна функція (в) і Log – log залежності (г) кількості значень $W = 0,0$ (б) у координатному розподілі $W(x,y)$ (а) шару жовчі здорової людини (група 1).

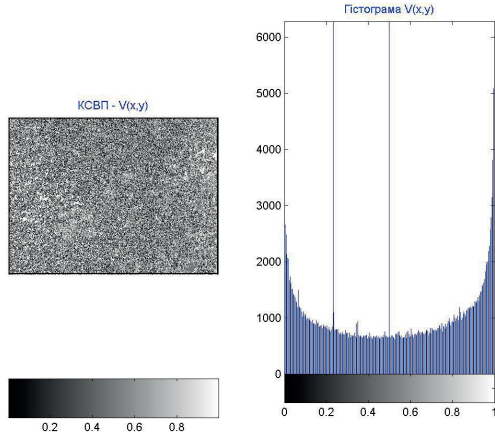


Рис. 4.3.4. Координатний розподіл (а) і гистограма значень (а) ступеня взаємної поляризації $W(x,y)$ шару жовчі людини хворої на хронічний холецистит (група 2).

Для рідкокристалічної фракції шару жовчі встановлено, що множина значень $W(x,y)=0,5$ фрактальна ($D(W=0,5)=2,03; \Omega(W=0,5)=0,21$) з максимальною величиною кореляційною площею $S(W=0,5)=0,24$.

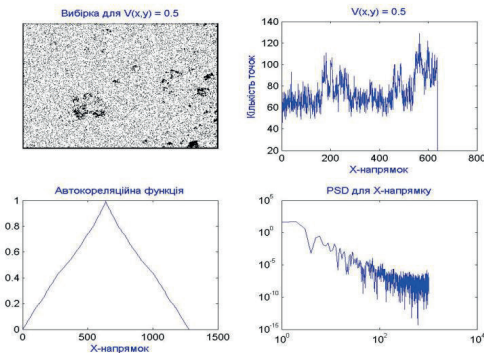


Рис. 4.3.5. Автокореляційна функція (в) і Log – log залежності (г) кількості значень (б) у координатному розподілі (а) шару жовчі людини хворої на хронічний холецистит (група 2).

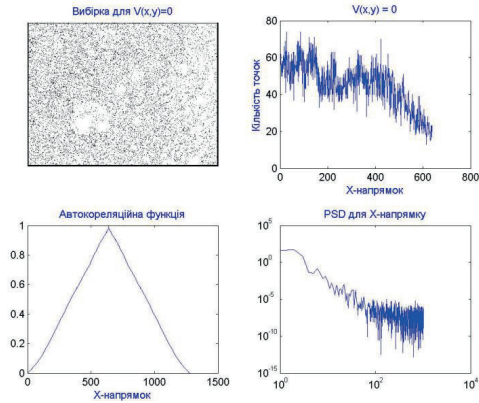


Рис. 4.3.6. Автокореляційна функція (в) і Log – log залежності (г) кількості значень $W=0,0$ (б) у координатному розподілі (а) шару жовчі людини хворої на хронічний холецистит (група 2).

Твердо кристалічна складова шару жовчі групи 2 характеризується статистичною множиною значень $W=0,0$ з дисперсією $\Omega(W=0,0)=0,07$ і кореляційною площею $S(W=0,0)=0,25$.

Для поляризаційно- кореляційної структури лазерних зображень шарів жовчі пацієнтів з цукровим діабетом (рис. 4.3.7 – рис. 4.3.10) і з об'єднаною патологією (рис. 4.3.11 – рис. 4.3.13) характерні наступні особливості.

Гістограми розподілів випадкових значень ступеня взаємної поляризації прагнуть в значній мірі до рівноймовірних, – значення екстремумів, які відповідають вибіркам $W=0,5$ і $W=0,0$ зростають і складають 30% - 45% відносно значення $W=1,0$.

Дана обставина свідчить про зростання питомої ваги рідкокристалічної фракції у біохімічному складі жовчі пацієнтів 3-ї групи.

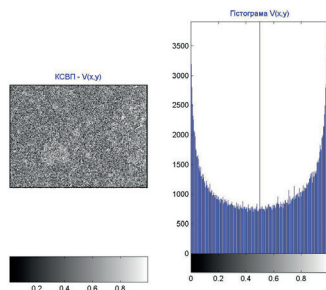


Рис. 4.3.7. Координатний розподіл (а) і гістограма значень (а) параметру зображення шару жовчі людини з цукровим діабетом (група 3).

Кількість точок у розподілі $W = 0,5$ (рис. 4.3.8) збільшується у порівнянні даними для жовчі групи 1 (рис. 4.3.2) зростає у 2 – 2,5 рази.

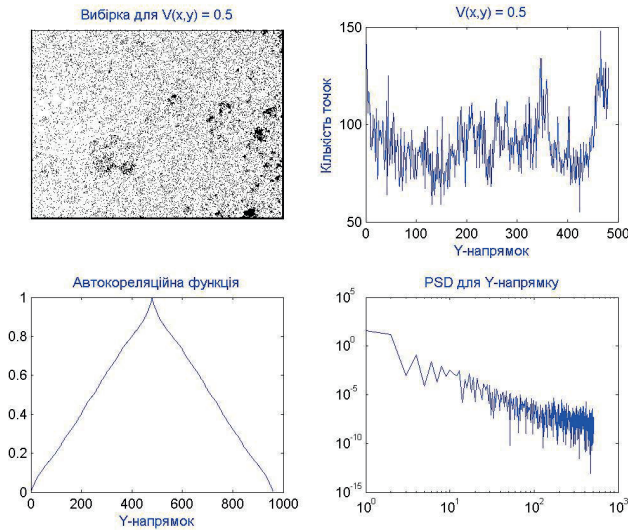


Рис. 4.3.8. Автокореляційна функція (в) і Log – log залежності (г) кількості значень $W = 0,5$ (б) у координатному розподілі (а) шару жовчі людини хворої на цукровий діабет (група 3).

Множина значень $W(x, y) = 0,5$ у координатному розподілі $W(x, y)$ (а) шару жовчі людини хворої на цукровий діабет фрактальна ($D(W = 0,5) = 2,24; \Omega(W = 0,5) = 0,19$) з кореляційною площею $S(W = 0,5) = 0,27$.

Кореляційні і фрактальні параметри залежності кількості екстремальних значень ступеня взаємної поляризації $W = 0,0$ лазерного зображення шару жовчі пацієнту з цукровим діабетом (рис. 4.3.9) незначним чином відрізняються від аналогічних параметрів зображення шару жовчі пацієнта з хронічним холециститом (рис. 4.3.6).

Твердо кристалічна складова шару жовчі групи 3 характеризується статистичною множиною значень $W = 0,0$ з дисперсією $\Omega(W = 0,0) = 0,06$ і кореляційною площею $S(W = 0,0) = 0,27$.

Значення екстремумів розподілу $W(x, y)$ шару жовчі пацієнта з об'єднаною патологією, що відповідають вибіркам $W = 0,5$ і $W = 0,0$ зростають і складають 45% - 50% відносно значення $W = 1,0$, - рис. 4.3.10.

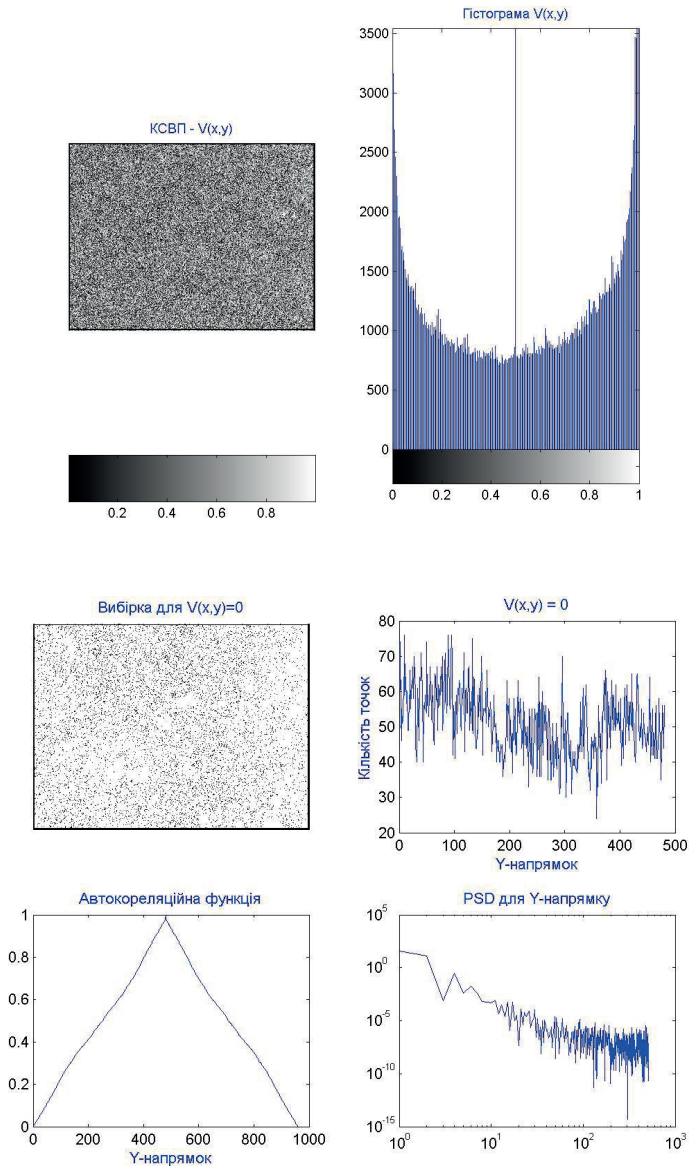


Рис. 4.3.9. Автокореляційна функція (в) і Log – log залежності (г) кількості значень $W=0,0$ (б) у координатному розподілі $w(x,y)$ (а) шару жовчі людини хворої на цукровий діабет (група 3).

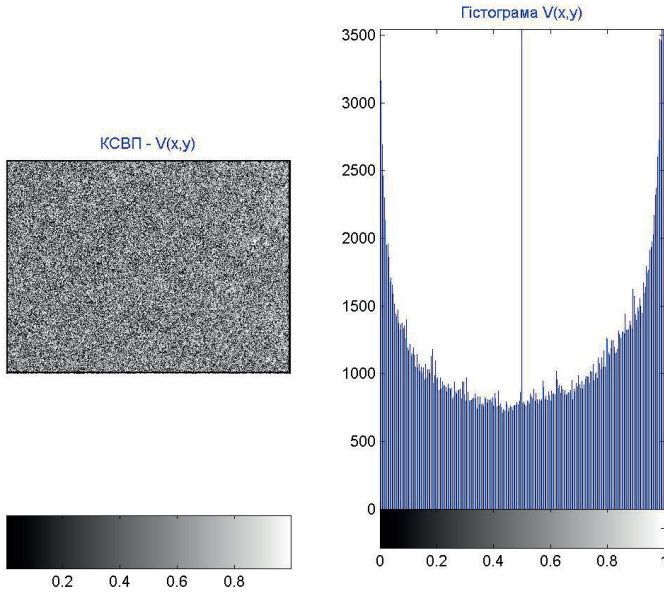


Рис. 4.3.10. Координатний розподіл (а) і гістограма (а) ступеня взаємної поляризації $W(x, y)$ шару жовчі людини з об'єднаною патологією (група 4).

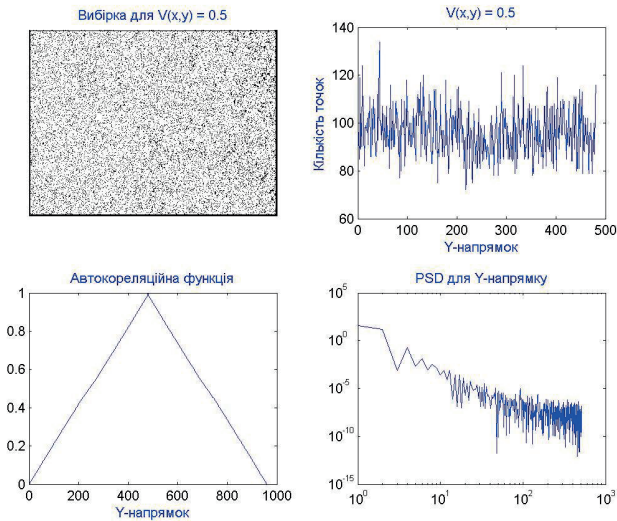


Рис. 4.3.11. Автокореляційна функція (в) і Log – log залежності (г) кількості значень $W=0,5$ (б) у розподілі $W(x,y)$ (а) шару жовчі людини з об'єднаною патологією (група 4).

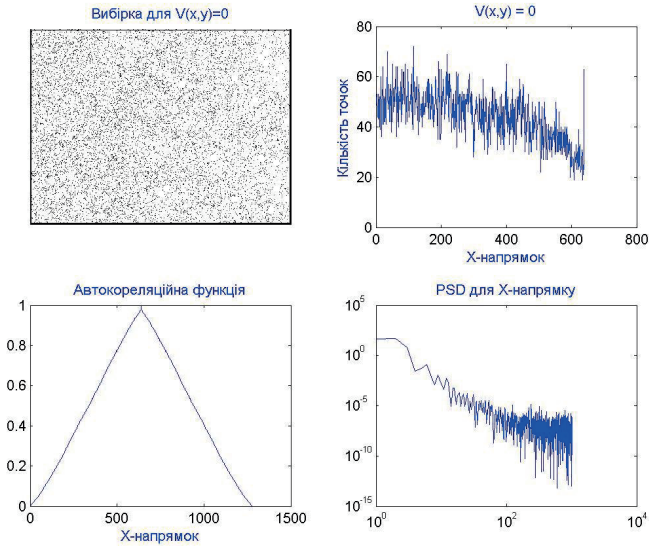


Рис. 4.3.12. Автокореляційна функція (в) і Log – log залежності (г) кількості значень $W=0,0$ (б) у координатному розподілі $W(x,y)$ (а) шару жовчі людини з об'єднаною патологією (група 4).

Кореляційна площа і дисперсія розподілу екстремумів Log – log залежності спектрів залежності кількості екстремальних значень ступеня взаємної поляризації $W=0,0$ лазерного зображення шару жовчі пацієнту з об'єднаною патологією (рис. 4.3.12) складають наступні значення $S(W=0,0)=0,25$ і $\Omega(W=0,0)=0,09$.

4.3.3. Критерії поляризаційно-кореляційної діагностики жовчнокам'яної хвороби

До основних критеріїв діагностики латентного перебігу ЖКХ і диференціації типів її патології можна віднести такі параметри розподілів кількості значень рідкокристалічної вибірки ($W(x,y)=0,5$) і твердокристалічної вибірки ($W(x,y)=0,0$) ступеня взаємної поляризації лазерних зображень шарів жовчі людини:

- статистичні моменти ($M_{i=1,2,3,4}(W)$) розподілів кількості значень ступеня взаємної поляризації $W(x,y)=0,5$ і $W(x,y)=0,0$;

- кореляційні площі $S(W=0,5)$ і $S(W=0,0)$ розподілів кількості значень ступеня взаємної поляризації $W(x,y)=0,5$ і $W(x,y)=0,0$;
- дисперсії $\Omega(W)$ розподілу екстремумів Log – log залежностей спектрів потужності значень параметрів $W(x,y)=0,5$ і $W(x,y)=0,0$.

Сукупність даних про величини діагностичних параметрів $M_{i=1,2,3,4}(W=0,5)$ і $M_{i=1,2,3,4}(W=0,0)$ приведена у таблиці 4.3.1.

Таблиця 4.3.1.

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків розподілів $W(x,y)=0,5$ і $W(x,y)=0,0$ шарів жовчі всіх груп пацієнтів

$M_i(W)$	Група 1	Група 2		Група 3		Група 4	
		1 доба	10 діб	1 доба	10 діб	1 доба	10 діб
$M_1(W=0,5)$	0,09 ± 0,008	0,21 ± 0,027	0,13 ± 0,021	0,32 ± 0,019	0,21 ± 0,027	0,41 ± 0,049	0,31 ± 0,036
$M_2(W=0,5)$	0,26 ± 0,031	0,13 ± 0,023	0,11 ± 0,012	0,12 ± 0,019	0,09 ± 0,011	0,07 ± 0,008	0,05 ± 0,007
$M_3(W=0,5)$	0,11 ± 0,021	3,28 ± 0,41	2,07 ± 0,39	4,26 ± 0,58	3,15 ± 0,47	5,61 ± 0,62	4,31 ± 0,51
$M_4(W=0,5)$	0,09 ± 0,009	4,12 ± 0,52	0,13 ± 0,022	5,29 ± 0,0096	0,081 ± 0,009	6,27 ± 0,032	0,19 ± 0,018
$M_1(W=0,0)$	-	0,13 ± 0,023	0,11 ± 0,021	0,16 ± 0,029	0,12 ± 0,024	0,14 ± 0,023	0,13 ± 0,021
$M_2(W=0,0)$	-	0,21 ± 0,031	0,17 ± 0,022	0,19 ± 0,021	0,16 ± 0,024	0,22 ± 0,031	0,19 ± 0,023
$M_3(W=0,0)$	-	2,18 ± 0,39	1,69 ± 0,27	2,46 ± 0,38	1,85 ± 0,27	1,96 ± 0,22	1,74 ± 0,21
$M_4(W=0,0)$	-	2,91 ± 0,34	2,03 ± 0,32	3,73 ± 0,46	2,98 ± 0,39	2,28 ± 0,32	1,79 ± 0,28

З одержаних даних про координатні розподіли ступеня взаємної поляризації лазерних зображень жовчі всіх груп здорових і хворих пацієнтів випливає, що статистичний аналіз залежностей кількості значень вибірок $W(x,y)=0,5$ (рідкокристалічна фаза) і $W(x,y)=0,0$ (твердокристалічна фаза) лазерних зображень шарів жовчі дозволяє достовірно діагностувати латентний перебіг ЖКХ на фоні різноманітної патології (групи 2 - 4).

Установлені відмінності між статистичними моментами $M_k(W)$ лазерних зображень жовчі контрольної групи пацієнтів (група 1) та хворих з різною патологією (групи 2 - 4), - середнє (збільшення у 2,7 - 3,5 рази); дисперсія (зменшення у 2,5 - 3,3 рази); асиметрія (збільшення у 3,3 - 5,4 рази) і ексцес (збільшення у 4,5 - 6,1 рази).

Таким чином, можна констатувати, що дослідження статистичних моментів $M_k(W=0,5)$ дозволяє здійснювати достовірну диференціацію пацієнтів 2-ї - 4-ї груп.

У таблиці 4.3.2 представлені порівняльні дані про кореляційні і фрактальні параметри розподілів екстремальних значень $W(x,y)=0,5$ і $W(x,y)=0,0$ лазерних зображень всіх груп пацієнтів.

Таблиця 4.3.2.

Кореляційні ($S(W)$) і фрактальні ($\Omega(W)$) параметри розподілів $W(x,y)=0,5$ і $W(x,y)=0,0$ шарів жовчі всіх груп пацієнтів

$S(W); \Omega(W)$	Група 1	Група 2		Група 3		Група 4	
		1 доба	10 діб	1 доба	10 діб	1 доба	10 діб
$S(W=0,5)$	0,23	0,29	0,25	0,26	0,24	0,28	0,26
	\pm 0,038	\pm 0,042	\pm 0,039	\pm 0,036	\pm 0,033	\pm 0,032	\pm 0,031
$\Omega(W=0,5)$	0,07	0,09	0,08	0,08	0,07	0,07	0,06
	\pm 0,008	\pm 0,009	\pm 0,009	\pm 0,009	\pm 0,008	\pm 0,008	\pm 0,008

З одержаних даних про кореляційну і фрактальну структуру розподілів екстремальних значень $W(x,y)=0,5$ ступеня взаємної поляризації випливає, що величина кореляційної площі $S(W=0,5)$ дозволяє достовірно діагностувати наявність латентного перебігу ЖКХ на тлі різних типів патології (групи 2 - 4). Кореляційна площа $S(W=0,5)$ збільшується у 1,7 - 1,9 рази. Дисперсія $\Omega(W=0,5)$ зменшується у 1,6 - 2,1 рази.

Диференціація різних типів патології утруднена, - відмінності між значеннями $S(W=0,5)$ і $\Omega(W=0,5)$ лазерних зображень жовчі контрольної групи пацієнтів (група 1) та хворих з різною патологією (групи 2 - 4) не перевищують 25% - 35%.

Таким чином, проведені комплексні дослідження ступеня взаємної поляризації лазерних зображень шарів жовчі всіх груп пацієнтів виявили більш чутливу на відмінну від фазового аналізу сукупність статистичних, кореляційних і фрактальних критеріїв діагностики латентного перебігу ЖКХ та її диференціації на фоні хронічного ходіцеститу, цукрового діабету та об'єднаної патології.

Ще одним важливим результатом поляризаційно-кореляційного методу аналізу лазерних зображень жовчі є можливість детектування виникнення центрів кристалізації ($W(x,y)=0,0$) рідкокристалічної фази. Такі центри в подальшому є ініціаторами формування конкрементів та жовчного каміння.

4.3.4. Дослідження фізико-хімічних параметрів конкрементів жовчі

З метою обґрунтування можливостей діагностики початкової фази виникнення з рідкокристалічної фракції різних типів конкрементів жовчі (моногідрат холестерину і білірубінат кальція) повернемося ще раз до аналізу виразу для ступеня взаємної поляризації.

В роботах [59,63] для діагностичних завдань біомедицини оперують поняттям модуля ступеня взаємної поляризації $W \equiv |W|$, визначаючи ділянки (масштаби) лазерного зображення, що мають максимальний ($|W|=1,0$) або мінімальний ($|W|=0,0$) рівень узгодженості станів поляризації. В цьому сенсі статистичний, кореляційний і фрактальний аналіз таких множин “оперує” з кількістю тих чи інших значень ступеня взаємної поляризації без урахування специфіки фізичних механізмів формування типів і форм поляризації.

У нашому випадку оптичної анізотропії шару жовчі мають місце два основні сценарії додатнього ($+\Delta n$) і від’ємного ($-\Delta n$) двопронезаломлення.

Таким механізмам формування рідкокристалічної, а потім твердої фракції різних біохімічних сполук моногідрату холестерину і білірубінату кальцію відповідає різний знак ступеня взаємної поляризації.

Отже, шляхом сканування поляризаційно-неоднорідного лазерного зображення та послідовного обчислення параметру $\pm W(x,y)$ із урахуванням його величини та знаку можна одержати мапу кристалічної структури шару жовчі та реалізувати селекцію рідкокристалічної і твердокристалічної фракцій:

- ділянка площею $\Delta x \times \Delta y$, в межах якої $W[(x \pm \Delta x);(y \pm \Delta y)]=0$ - центр кристалізації конкременту;
- ділянки в околі $\Delta x \times \Delta y$, де $W \leq 1,0$ - оптико анізотропна структура білірубінату кальцію;
- ділянки в околі $\Delta x \times \Delta y$, де $W \geq 1,0$ - оптико анізотропна структура моногідрату холестерину.

На рис. 4.3.13 приведені результати дослідження координатного розподілу значень ступеня взаємної поляризації $\pm W(x,y)$ лазерного зображення шару жовчі здорової людини.

З одержаних даних про структуру кристалічної фази шару жовчі здорової людини видно, що переважним чином для фізико-хімічного складу

такого біологічно об'єкту характерна оптико-ізотропна компонента (червоні ділянки), - $\pm W(x,y) \rightarrow 1,0$.

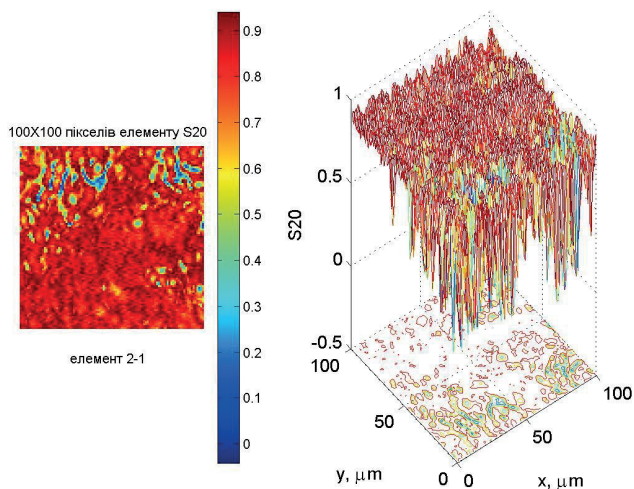


Рис. 4.3.13. Дво – (а) і тривимірна (б) реконструкція кристалічної фази шару жовчі здорової людини (група І).

Прояви рідкокристалічних утворень виявляються у певних відхиленнях значення ступеня взаємної поляризації від одиниці, - сині ділянки на мапі розподілу параметру $\pm W(x,y)$ відповідного лазерного зображення.

Шляхом лінійного сканування з кроком в $1pix$ ми визначали топологічну (лінійні розміри, масштаби і місцеположення кристалічних утворень) мапу оптико-анізотропної складової шару жовчі групи І.

В якості критерію ймовірного формування конкременту ми обрали наступний діапазон зміни ступеня взаємної поляризації $-0,2 \leq W \leq +0,2$. Таким значенням параметра $\pm W(x,y)$ відповідають максимальні відмінності фазових зсувів, що визначаються геометричними границями або контурами конкременту.

В якості кількісного параметру ми обрали коефіцієнт кристалізації Q , величина якого визначається відношенням сумарної площі центрів кристалізації $S(W=0)$ до загальної площі S_0 лазерного зображення досліджуваного зразу

$$Q = \frac{\sum_{i=1}^N S_i(W=0)}{S_0} = \frac{S_1(W=0) + S_2(W=0) + \dots + S_N(W=0)}{S_0}. \quad (4.3.1)$$

де N - кількість зон кристалізації.

На рис. 4.3.14 представлені результати вимірювання поляризаційно-кореляційної мапи кристалічної фази жовчі здорової людини на ділянці загальною площею $50 \text{ pix} \times 50 \text{ pix}$.

З одержаних даних видно, що переважна площа поляризаційно-кореляційної мапи відповідає рівням значення ступеня взаємної поляризації $\pm W(x, y) \geq 0,2$ (однорідний фон). Дана обставина з одного боку вказує на досить низьку ймовірність формування конкрементів, з іншого боку свідчить про переважну ізотропну будову шару жовчі здорової людини.

Разом з тим, нами виявлено деякі ділянки ймовірної кристалізації ($W(\Delta x, \Delta y) = 0$), площа яких незначна і лежить в межах $2 \mu\text{m}^2 \leq S(W = 0) \leq 20 \mu\text{m}^2$.

Значення коефіцієнту кристалізації дослідженого шару жовчі здорової людини складає дуже малу величину $Q = 1,7 \times 10^{-3}$.

Рис. 4.3.15 ілюструє можливості поляризаційно-кореляційної селекції рідкокристалічної і твердо кристалічної фракції шару жовчі.

Тут представлені чотири контурні мапи ($100 \text{ pix} \times 100 \text{ pix}$), що відповідають сумарним ($W(x, y) = 0; W(x, y) = +0,2; W(x, y) = -0,2$) масштабам рідко і твердо кристалічних утворень (а); масштабам рідкокристалічних ($W(x, y) = +0,2; W(x, y) = -0,2$) зон (б); масштабам конкрементів ($W(x, y) = 0$) моногідрату холестерину (в) і конкрементів білірубінату кальцію (г).

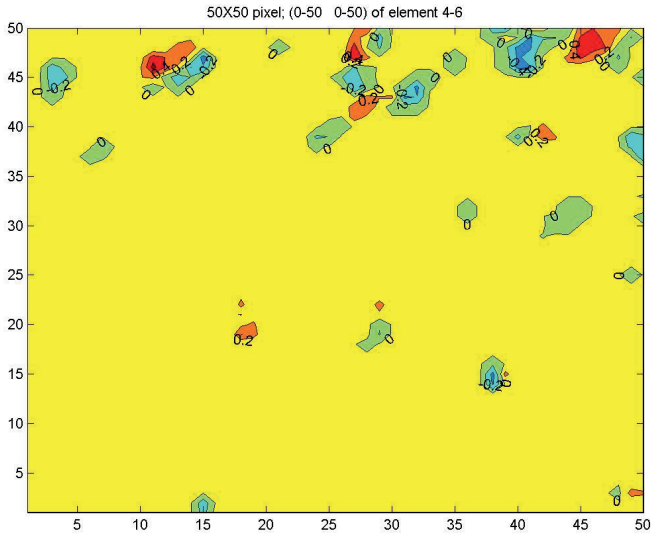


Рис. 4.3.14. Поляризаційно-кореляційна мапа кристалічної фази жовчі здорової людини (група 1).

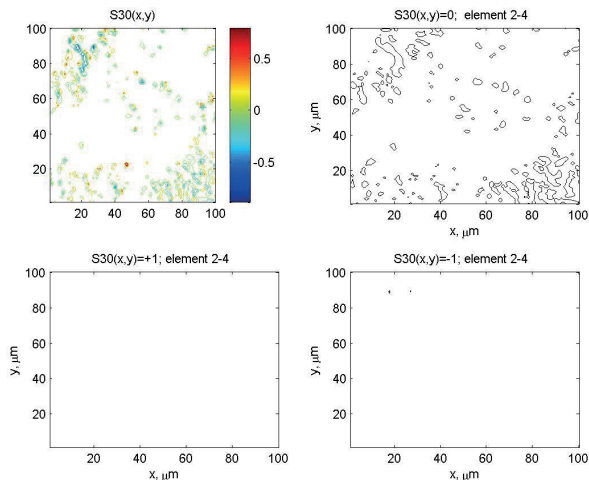


Рис. 4.3.15. Поляризаційно-кореляційна селекція рідкокристалічної і твердо кристалічної фракції шару жовчі здорової людини (група 1).

З аналізу одержаної інформації видно, що площа рідкокристалічних зон незначна і лежить у межах $4 \mu m^2 \leq S(W = \pm 0,2) \leq 100 \mu m^2$.

Ділянки твердокристалічної фракції практично відсутні.

Результати дослідження координатного розподілу значень ступеня взаємної поляризації $\pm W(x, y)$ лазерного зображення шару жовчі людини хворої на хронічний холецистит ілюструє рис. 4.3.16.

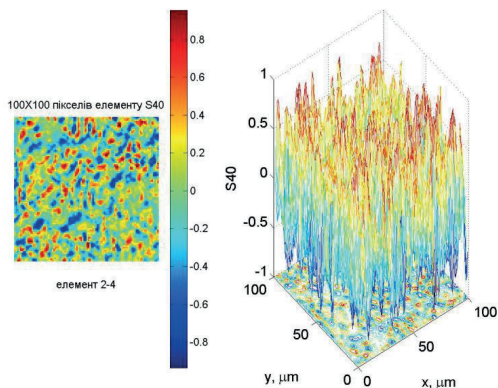


Рис. 4.3.16. Дво – (а) і тривимірні (б) реконструкція кристалічної фази шару жовчі людини хворої на хронічний холецистит (група 2).

З одержаних даних видно, що діапазон зміни значень ступеня взаємної поляризації значно більший у порівнянні з даними наведеними на рис. 4.3.13, $-1,0 \leq W(x, y) \leq +1,0$ і $W(x, y) \approx 1,0$, відповідно.

Дана обставина свідчить про наявність значної оптичної анізотропії як з додатнім, так і від'ємним двопронезаломленням, яку ілюструє поляризаційно-кореляційна мапа, що наведена на рис. 4.3.17.

Видно, що кількість (N) і масштаби ($\Delta x \times \Delta y$) зон кристалізації значно збільшились у порівнянні з аналогічними даними про кристалічну структуру шару жовчі здорової людини.

Кількісно це виявляється у збільшенні на один порядок значення коефіцієнту кристалізації $Q = 2,3 \times 10^{-2}$.

Контурні мапи ($100 \text{ pix} \times 100 \text{ pix}$) оптико-анізотропної структури шару жовчі людини хворої на хронічний холецистит представлені на рис. 4.3.18.

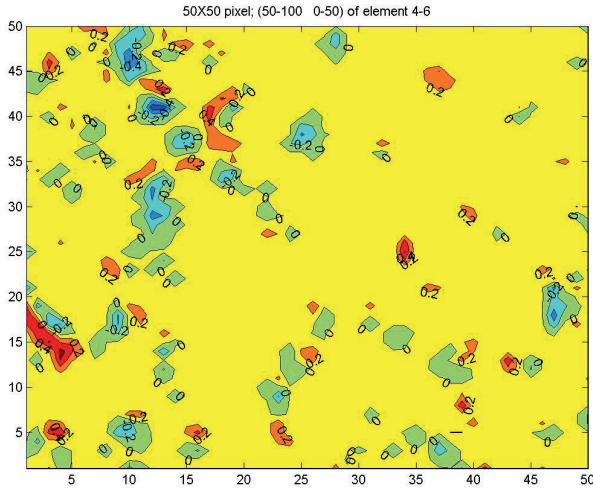


Рис. 4.3.17. Поляризаційно-кореляційна мапа кристалічної фази жовчі людини хворої на хронічний холецистит (група 2).

Видно, сумарні ($W(x, y) = 0; W(x, y) = +0,2; W(x, y) = -0,2$) масштаби рідко і твердо кристалічних утворень (а) значно більш топологічно більші за аналогічні параметри кристалічної фази жовчі здорової людини (рис. 4.3.15 а).

Масштаби рідкокристалічних ($W(x, y) = +0,2; W(x, y) = -0,2$) зон (рис. 4.3.18 б) лежить у межах $100 \mu\text{m}^2 \leq S(W = \pm 0,2) \leq 5000 \mu\text{m}^2$.

Масштаби конкрементів ($W(x,y)=0$) моногідрату холестерину (рис. 4.3.18 в) і конкрементів білірубінату кальцію (рис. 4.3.18 г) лежить у межах $3\mu m^2 \leq S(W=0,0) \leq 30\mu m^2$.

Результати дослідження координатного розподілу значень ступеня взаємної поляризації $\pm W(x,y)$ лазерного зображення шару жовчі людини хворої на цукровий діабет приведені на рис. 4.3.19.

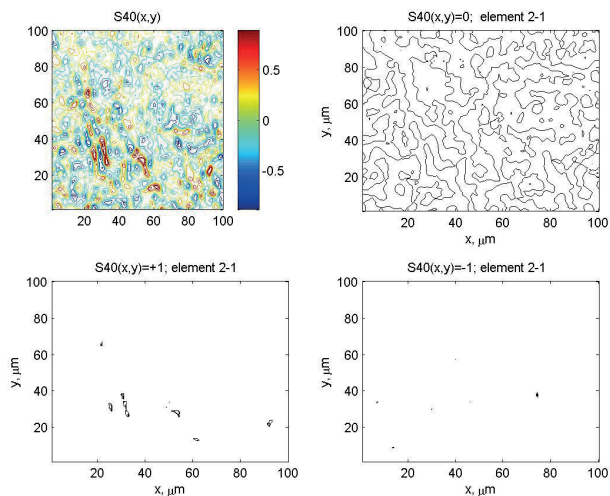


Рис. 4.3.18. Поляризаційно-кореляційна селекція рідкокристалічної і твердо кристалічної фракцій шару жовчі людини хворої на хронічний холецистит (група 2).

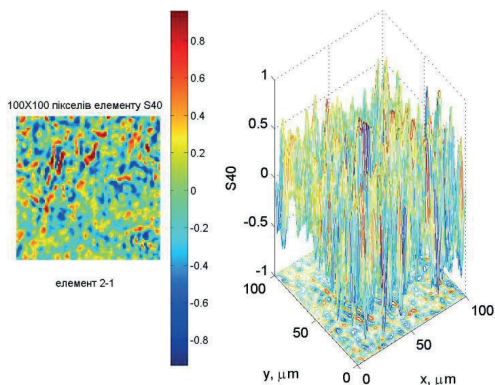


Рис. 4.3.19. Дво – (а) і тривимірна (б) реконструкція кристалічної фази шару жовчі людини хворої на цукровий діабет (група 3).

З одержаних даних видно, що діапазон зміни значень ступеня взаємної поляризації близький до даних наведених на рис. 4.3.16, $-1,0 \leq W(x, y) \leq +1,0$.

Дана обставина свідчить про наявність значної оптичної анізотропії шару жовчі людини хворої на цукровий діабет як з додатнім, так і від'ємним двоприменезаломленням, яку ілюструє поляризаційно-кореляційна мапа, що наведена на рис. 4.3.20.

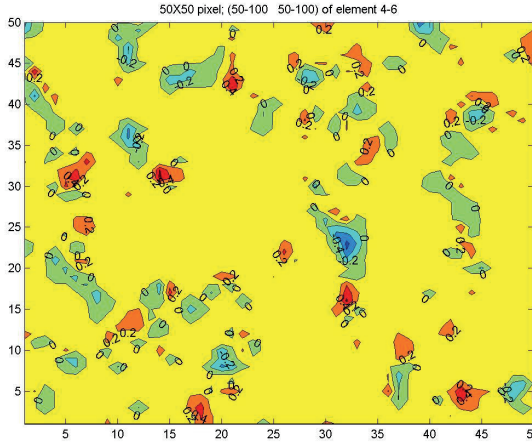


Рис. 4.3.20. Поляризаційно-кореляційна мапа кристалічної фази жовчі людини хворої на цукровий діабет (група 3).

Аналіз поляризаційно-кореляційної мапи кристалічної фази шару жовчі людини хворої на цукровий діабет виявив більшу кількість (N) і збільшення масштабів ($\Delta x \times \Delta y$) зон кристалізації у порівнянні з аналогічними даними про кристалічну структуру шару жовчі людини хворої на хронічний холецистит (рис. 4.3.17).

Кількісно такі зміни виявляється у збільшенні у 4,5 рази значення коефіцієнту кристалізації $Q = 1,09 \times 10^{-1}$.

Контурні мапи ($100 \text{ pix} \times 100 \text{ pix}$), які характеризують топологічні параметри оптико анізотропної структури шару жовчі людини хворої на цукровий діабет представлені на рис. 4.3.21.

Установлено, що сумарні ($W(x, y) = 0; W(x, y) = +0,2; W(x, y) = -0,2$) масштаби рідко і твердо кристалічних утворень (рис. 4.3.21 а) шару жовчі людини хворої на цукровий діабет суттєво більші за аналогічні топологічні параметри кристалічної фази жовчі здорової людини (рис. 4.3.18 а).

Площі рідкокристалічних ($W(x, y) = +0,2; W(x, y) = -0,2$) зон (рис. 4.3.21б) лежать у межах $100 \mu\text{m}^2 \leq S(W = \pm 0,2) \leq 10000 \mu\text{m}^2$.

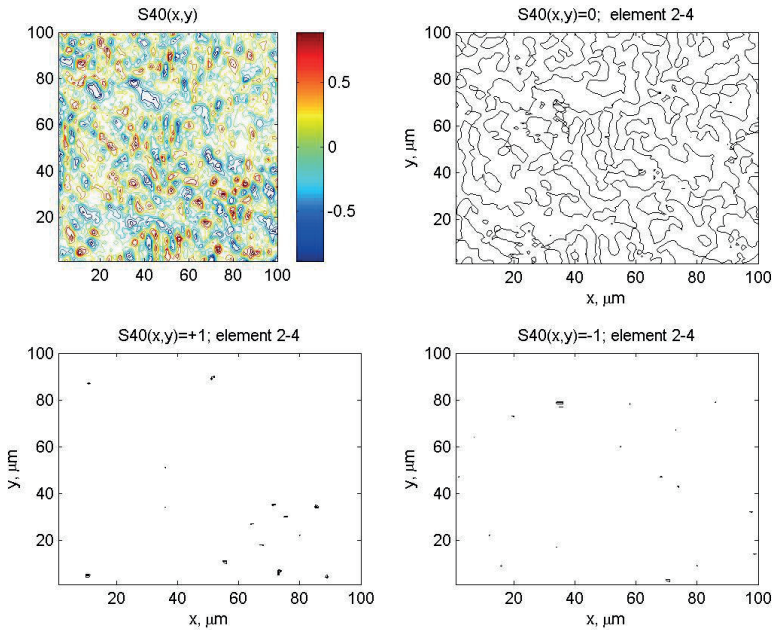


Рис. 4.3.21. Поляризаційно-кореляційна селекція рідкокристалічної і твердо кристалічної фракції шару жовчі людини хворої на цукровий діабет (група 3).

Площі центрів кристалізації конкрементів ($W(x,y)=0$) моногідрату холестерину (рис. 4.3.21 в) і конкрементів білірубінату кальцію (рис. 4.3.21г) лежать у межах $4\mu\text{m}^2 \leq S(W=0,0) \leq 50\mu\text{m}^2$.

Рис. 4.3.22 ілюструє результати експериментального дослідження координатного розподілу значень ступеня взаємної поляризації $\pm W(x,y)$ лазерного зображення шару жовчі людини з об'єднаною патологією.

Тривимірна реконструкція (рис. 4.3.22 б) координатного розподілу значень ступеня взаємної поляризації шару жовчі людини з об'єднаною патологією свідчить про найбільш розвинену серед різних типів патології (рис. 4.3.166 і рис. 4.3.196) оптико-анізотропну структуру досліджуваного шару жовчі групи 4. Топологічна інформація про координатний і масштабний розподіл кристалічної складової шару жовчі людини з об'єднаною патологією приведена на рис. 4.3.23.

Аналітична обробка структури поляризаційно-кореляційної мапи кристалічної фази шару жовчі людини з об'єднаною патологією визначила подальше (у порівнянні з даними дослідження шарів жовчі пацієнтів групи 3, - рис. 4.3.20) збільшення у 3,4 рази значення коефіцієнту кристалізації $Q=3,79 \times 10^{-1}$.

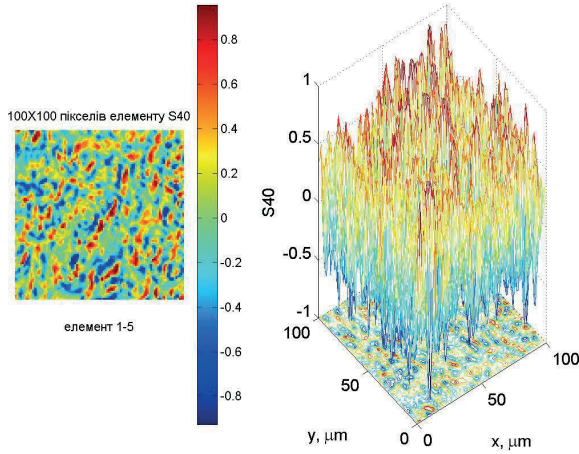


Рис. 4.3.22. Дво – (а) і тривимірна (б) реконструкція кристалічної фази шару жовчі людини з об'єднаною патологією (група 4).

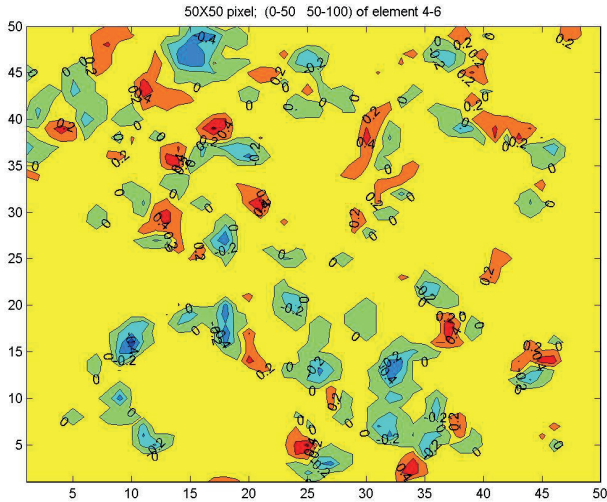


Рис. 4.3.23. Поляризаційно-кореляційна мапа кристалічної фази жовчі людини з об'єднаною патологією (група 4).

Можливості селекції інформації про рідко- і твердокристалічні фракції ілюструють контурні мапи ($100\text{ pix} \times 100\text{ pix}$), які характеризують топологічні параметри оптико-анізотропної структури шару жовчі людини з об'єднаною патологією, що представлені на рис. 4.3.24

Аналіз одержаних даних виявив, що сумарні ($W(x, y) = 0; W(x, y) = +0,2; W(x, y) = -0,2$) площі рідко і твердокристалічних утворень (рис. 4.3.24 а) шару жовчі людини з об'єднаною патологією більші за аналогічні масштабні топологічні параметри кристалічної фази жовчі пацієнтів групи 2 і групи 3 (рис. 4.3.18 а, рис. 4.3.21 а).

Селекція поляризаційно-кореляційних мап показала, що площі рідкокристалічних ($W(x, y) = +0,2; W(x, y) = -0,2$) зон (рис. 4.3.24 б) лежать у межах $100 \mu\text{m}^2 \leq S(W = \pm 0,2) \leq 20000 \mu\text{m}^2$.

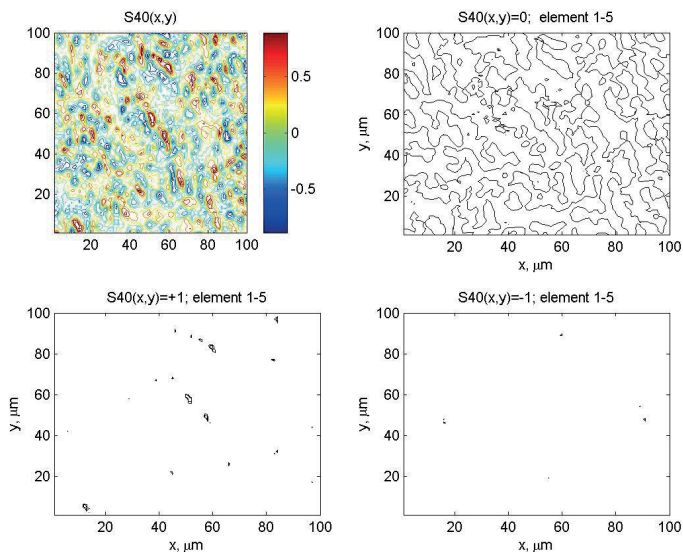


Рис. 4.3.24. Поляризаційно-кореляційна селекція рідкокристалічної і твердо кристалічної фракцій шару жовчі людини з об'єднаною патологією (група 4).

Зміна масштабів центрів кристалізації конкрементів ($W(x, y) = 0$) моногідрату холестерину (рис. 4.3.24 в) і конкрементів білірубінату кальцію (рис. 4.3.24 г) лежить у межах $5 \mu\text{m}^2 \leq S(W = 0,0) \leq 100 \mu\text{m}^2$.

Результати порівняльного аналізу кристалічної структури шарів жовчі всіх груп приведені у таблиці 4.3.3.

З одержаних результатів видно, що коефіцієнт кристалізації Q (співвідношення 4.3.1) шару жовчі людини з одного боку дозволяє достовірно діагностувати наявність ЖКХ на фоні хронічного холециститу (зростання до 15 разів), цукрового діабету (зростання до 80 разів), об'єднаної патології (зростання до 220 разів).

Таблиця 4.3.3.

Масштаби конкрементів і коефіцієнт кристалізації шарів жовчі людини

Параметр	Група 1	Група 2	Група 3	Група 4
$S(W=0,0), \mu m^2$	2 – 20	3 – 30	4 – 50	5 – 100
Q	$1,7 \times 10^{-3}$	$2,3 \times 10^{-2}$	$1,09 \times 10^{-1}$	$3,79 \times 10^{-1}$
	$\pm 0,36 \times 10^{-3}$	$\pm 0,46 \times 10^{-2}$	$\pm 0,32 \times 10^{-1}$	$\pm 0,57 \times 10^{-1}$

З іншого боку інформація про коефіцієнт кристалізації Q може слугувати достовірній диференціації перебігу ЖКХ на фоні різноманітних патологій, - відмінності між зразками жовчі хворих 2-ї і 3-ї груп складають 50 раз; між 3-ю і 4-ю групами досягають 3,5 раз.

4.3.5. Висновки

1. Запропоновано новий метод оцінювання структури лазерних зображень на основі вимірювання координатних розподілів ступеня взаємної поляризації, який характеризує однорідність оптико ізотропної та оптико анізотропної компонентів у біохімічному складі жовчі.
2. Установлені та обґрунтовані статистичні (середнє, дисперсія, асиметрія та ексцес координатних розподілів значень ступеня взаємної поляризації), кореляційні (кореляційна площа розподілів значень ступеня взаємної поляризації) і фрактальні (дисперсія екстремумів $\text{Log} - \text{log}$ залежностей спектрів потужності розподілів значень ступеня взаємної поляризації) критерії поляризаційно-кореляційної діагностики латентного перебігу ЖКХ і диференціації її стадій на тлі хронічного холециститу, цукрового діабету та об'єднаної патології.
3. Розроблено новий метод клініко – діагностичної реконструкції та селекції рідко- і твердо кристалічної складових шару жовчі на основі поляризаційно-кореляційного аналізу лазерних зображень шарів жовчі.
4. Досліджено сценарії формування конкрементів жовчі у пацієнтів різної патології на основі застосування нового параметру – коефіцієнту кристалізації для визначення відносної площі центрів формування твердих кристалів різного біохімічного складу.
5. Установлено, що величина коефіцієнту кристалізації Q шару жовчі людини дозволяє об'єктивно діагностувати наявність ЖКХ на фоні хронічного холециститу (зростання до 15 разів), цукрового діабету (зростання до 80 разів), об'єднаної патології (зростання до 220 разів) і достовірно диференціювати перебігу ЖКХ на фоні вище зазначеної патології.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Statistical and fractal structure of biological tissue Mueller matrix images / O. V. Angelsky, V. P. Pishak, A. G. Ushenko and Yu. A. Ushenko // *Optical correlation techniques and applications*; Ed. by O. Angelsky. – Bellingham : SPIE Press. – 2007. – P. 213–266.
2. Унгурян В. П. Методи поляризаційної та фазової діагностики патологічних змін біологічних тканин / В. П. Унгурян, Ю. О. Ушенко, Л. І. Бізер // *Монографія*. – Чернівці : ЧНУ. – 2009. – 247 с.
3. Statistical, Correlation and Topological Approaches in Diagnostics of the Structure and Physiological State of Birefringent Biological Tissues / O. V. Angelsky, A. G. Ushenko, Yu. A. Ushenko, V. P. Pishak, A. P. Peresunko // *Handbook of Photonics for Biomedical Science*; Ed. by Valery V. Tuchin – London. : CRC Press. – 2010. – P. 283–322.
4. Diagnostics of Structure and Physiological State of Birefringent Biological Tissues: Statistical, Correlation and Topological Approaches / Y. A. Ushenko, T. M. Boychuk, V. T. Bachynsky, O. P. Mincer // *Handbook of Coherent-Domain Optical Methods*. – New York : Springer Science+Business Media – 2013. – P. 107–148.
5. Angelsky O.V. “Optical geometric properties of skin epidermis surface: statistical and fractal approach,”/ Angelsky O.V., Ushenko A.G. and Ushenko Yu. A., *Ukr. J. Phys. Opt.* 7, No. 1, – 2006. – P. 27–34.
6. Ushenko Yuriy A. On the interconnection between correlation and singular-optics approaches in polarization diagnostics of fields from biological tissues / Yuriy A. Ushenko; Alla O. Angelskaya; Dimitry N. Burkovets // *Proc. SPIE*. – 2008. – Vol. 7008. – P. 700821.
7. Ushenko Yu. A. Polarization properties of biological rough surfaces / Yu. A. Ushenko, V. T. Bachinskii // *Proc. Eight International Conference on Correlation Optics*. – 2008. – Vol. 7008. – P. 700820.
8. Polarization selection of two-dimensional phase-inhomogeneous pathologically changed biological tissue images / Sergey B. Yermolenko, Yuriy A. Ushenko, Vadim I. Istratyu, Pavlo V. Ivashko // *Proc. SPIE*. – 2009. – Vol. 7371. – P. 737111.
9. Ushenko Yu. A. Fractal structure of Mueller matrices images of biotissues / Yu. A. Ushenko // *Proc. SPIE*. – 2004. – Vol. 5772. – P. 131–138.
10. Ушенко О. Г. Поляризаційна фракталометрія зображень біотканин / О. Г. Ушенко, Ю. Я. Томка, Є. Г. Ушенко, Ю. О. Ушенко // *Науковий вісник Чернівецького університету: Фізика. Електроніка* – 2005. – Вип. 261. – С. 21–36.
11. 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, Ye. G. Ushenko, S. B. Yermolenko, Yu. A. Ushenko // *Proc. SPIE*. – 2005. – Vol. 5972. – P. 59720N
12. Ангельский О. В. Рассеяние лазерного излучения мультифрактальными биоструктурами / О. В. Ангельский, А. Г. Ушенко, А. Д. Архелюк, С. Б. Ермоленко, Д. Н. Бурковец // *Опт. и спектр.* – 2000. – Т. 88, №3. – С. 495–498.
13. Angelsky Oleg V. Polarization-correlation investigation of biotissue multifractal structure and diagnostics of its pathological change /

Oleg V. Angelsky, Vasyl P. Pishak, Alexander G. Ushenko, Dimitry N. Burkovets, Olga V. Pishak. // Proc. SPIE. – 2001. – Vol. 4242. – P. 201–209.

14. Yermolenko Serhiy B. Laser polarimetry tomography of biotissue pathological changes / Serhiy B. Yermolenko, Oleg V. Angelsky, Alexander G. Ushenko, Vasyl P. Pishak and Olga V. Pishak // Proc. SPIE. – 2001. Vol. 4425. – P. 117–123.

15. Angel'sky O. V. Laser polarimetry of pathological changes in biotissues / O. V. Angel'sky, A. G. Ushenko, A. D. Arkhelyuk, S. B. Ermolenko, D. N. Burkovets, Yu.A. Ushenko // Proc. SPIE. – 2002. – Vol. 4900. – P. 1045–1049.

16. Angelsky O. V. Fractal structure of biotissue polarization properties / O. V. Angelsky, Yu. Y. Tomka, A. G. Ushenko, Ye. G. Ushenko, Yu. A. Ushenko // Proc. SPIE. – 2005. – Vol. 5972. – P. 597200.

17. Seteikin A. Yu. Monte Carlo Analysis of the Propagation of Laser Radiation in Multilayer Biomaterials / A. Yu. Seteikin // Russian Physics Journal. – 2005. – Vol. 48, No. 3. – P. 53–57.

18. Tuchin V. V. Tissue optics, light distribution, and spectroscopy / V. V. Tuchin, S. R. Utz, I. V. Yaroslavsky // Opt. Eng. – 1994. – Vol. 33. – P. 3178–3188.

19. Wilson B. C. Monte Carlo model for the absorption and flux distributions of light in tissue / B. C. Wilson, G. A. Adam // Med. Phys. – 1983. – Vol. 10. – P. 824–830.

20. Keijzer M. Monte Carlo simulation for finite-diameter laser beams / M. Keijzer, S. L. Jacques, S. A. Prahl [et al.] // Lasers Surg. Med. – Vol. 9. – P. 148–154.

21. Ярославский И. В. Распространение света в многослойных рассеивающих средах. Моделирование методом Монте Карло / И. В. Ярославский, В. В. Тучин // Опт. спектр. – 1992. – Т. 72. – С. 934–939.

22. Graaff R. Condensed Monte Carlo simulations for the description of light transport / R. Graaff, M. H. Koelink, M. F. F.de Mul [et al.] // Appl. Opt. – 1993. – Vol. 32, № 4. – P. 426–434.

23. Wang L. MCML - Monte Carlo modeling of light transport in multi-layered tissues / L. Wang, S. L. Jacques, L. Zheng // Comput. Meth. Progr. Biomed. – 1995. – Vol. 47. – P. 131–146.

24. Flock S. T. Monte Carlo modeling of light-propagation in highly scattering tissues I: model predictions and comparison with diffusion theory / S. T. Flock, B. C. Wilson, D. R. Wyman [et al.] // IEEE Trans. Biomed. Eng. – 1989. – Vol. 36, № 10. – P. 1162–1168.

25. Wang L. H. Hybrid model of the Monte Carlo simulation and diffusion theory for light reflectance by turbid media / L. H. Wang, S. L. Jacques // J. Opt. Soc. Am. A. – 1993. – Vol.10. – P. 1746–1752.

26. Preuss L. E. Optical properties of mammalian tissue / L. E. Preuss, A. E. Profio // Appl. Opt. – 1989. – Vol. 28, № 12. – P. 2207–2357.

27. Kienie A. Spatially resolved absolute diffuse reflectance measurements for non-invasive determination of the optical scattering and absorption coefficients of

biological tissue / A. Kienie, L. Lilge, M. S. Patterson [et al.] // *Appl. Opt.* – 1996. – Vol. 35. – P. 2304–2314.

28. Marchesini R. Extinction and absorption coefficients and scattering phase functions of human tissues in vitro / R. Marchesini, A. Bertoni, S. Andreola [et al.] // *Appl. Opt.* – 1989. – Vol. 28. – P. 2318–2324.

29. Marquet P. Determination of reduced- scattering and absorption coefficients by a single charge-coupled-device array measurement. 1. Comparison between experiments and simulations / P. Marquet, F. Bevilacqua, C. Depeursinge [et al.] // *Opt. Eng.* – 1995. – Vol. 34. – P. 2055–2063.

30. Bevilacqua F. Determination of reduced scattering and absorption coefficients by a single charge-coupled-device array measurement. 2. Measurements on biological tissue / F. Bevilacqua, P. Marquet, C. Depeursinge [et al.] // *Opt. Eng.* – 1995. – Vol. 34. – P. 2064–2069.

31. Bevilacqua F. In vivo local determination of tissue optical properties / F. Bevilacqua, D. Piguet, P. Marquet [et al.] // *Bellingham, SPIE.* – 1997. – Vol. 3194-39. – P. 2064-2069.

32. Motamedi M. Photon migration in tissue and biomedical applications of lasers / M. Motamedi // *Appl. Opt.* – 1993. – Vol. 32. – P. 367–434.

33. Yodh A. Diffusing photons in turbid media / A. Yodh, B. Tromberg, E. Sevick-Muraca [et al.] // *Appl. Opt.* – 1997. – Vol. 36. – P. 9–231.

34. Hsin-Chih Lin. Extracting periodicity of a regular texture based on autocorrelation functions / Hsin-Chih Lin, Ling-Ling Wang, Shi-Nine Yang // *Pattern Recognition Letters.* – 1997. – Vol. 18. – P. 433–443.

35. Ushenko A. G. Laser polarization selection of two-dimensional birefringence images / A. G. Ushenko, Yu. Y. Tomka // *Proc. SPIE.* – 2005. – Vol. 5972. – P. 59720 S.

36. Angelsky Oleg V. Polarization-correlation mapping of biological tissue coherent images / Oleg V. Angelsky, Alexander G. Ushenko, Yuriy A. Ushenko, Yevheniya G. Ushenko, Yuriy Y. Tomka, Vasyl P. Pishak // *J. Biomed. Opt.* – 2005. – Vol. 10, No.6. – P. 064025.

37. Ushenko Yu. A. Mueller-matrix reconstruction of biological tissue architectonics / Yu. A. Ushenko, G. V. Sorochan, Yu. Y. Tomka, O. Y. Wanchulyak // *Proc. SPIE.* – 2006. – Vol. 6254. – P. 62541P.

38. Ushenko Ye. G. Complex degree of mutual polarization for biological tissue coherent images / Ye. G. Ushenko, Yu. Y. Tomka. // *Proc. SPIE.* – 2006. – Vol. 6254. – P. 62541Q.

39. 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, Ye. G. Ushenko, Yu. A. Ushenko // *J. Phys. D: Appl. Phys.* – 2005. – Vol. 38. – P. 4227–4235.

40. Angelsky Oleg V. Polarization singularities of biological tissues images / Oleg V. Angelsky, Alexander G. Ushenko, Yevheniya G. Ushenko, Yuriy Y. Tomka // *J. Biomed. Opt.* – 2006. – Vol. 11, No.5. – P. 054030.

41. Angelsky O. V. Polarization correlometry of biological tissue speckle-images and diagnostics of there physiological state. I. Polarization cartography of biological tissues coherent images / O. V. Angelsky, A. G. Ushenko, Yu. A. Ushenko, Ye. G. Ushenko, Yu. Ya. Tomka // *Asian J. Phys.* – 2006. – Vol. 15, No. 1. – P. 29–39.
42. Angelsky O. V. Polarization correlometry of biological tissue speckle-images and diagnostics of there physiological state. II. Complex degree of mutual polarization (CDMP) of biological tissue speckle-images / O. V. Angelsky, A. G. Ushenko, Yu. A. Ushenko, Ye. G. Ushenko, Yu. Ya. Tomka // *Asian J. Phys.* – 2006. – Vol. 15, No. 1. – P. 41–47.
43. Angelsky O. V. Polarization correlometry of biological tissue speckle-images and diagnostics of there physiological state. III. Polarization-correlation structure of speckle-images of biological tissues biretringent nets and their pathological changes diagnostics / O. V. Angelsky, A. G. Ushenko, Yu. A. Ushenko, Ye. G. Ushenko, Yu. Ya. Tomka // *Asian J. Phys.* – 2006. – Vol. 15, No. 1. – P. 49–54.
44. Baleine Erwan. Variable-coherence tomography for inverse scattering problems / Erwan Baleine and Aristide Dogariu // *J. Opt. Soc. Am. A.* – 2004. – Vol. 21, No.10. – P. 1917– 1923.
45. 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.
46. 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.
47. Nye J. F. Dislocations in wave trains. / J. F.Nye, M. Berry // *Proc. R. Soc. Lond.* – 1974. – Vol. A 336. – P. 165–190.
48. Nye J. F. Natural focusing and fine structure of light: caustics and wave dislocations / Nye J. F. – Bristol: Institute of Physics, 1999. – 328 p.
49. Soskin M. Topological networks of paraxial ellipse speckle-fields / M. Soskin, V. Denisenko, R. Egorov // *J. Opt. A: Pure Appl. Opt.* – 2004. – Vol. 6. – P. S281–S287.
50. Freund Isaac. Elliptic critical points in paraxialoptical fields / Isaac Freund, Marat S. Soskin, Alex I. Mokhun // *Optics Communications.* – 2002. – Vol. 207. – P. 223–253.
51. Soskin M. S. Optical polarization singularities and elliptic stationary points / M. S. Soskin, V. Denisenko, I. Freund // *Opt. Lett.* – 2003. – Vol. 28. – P. 1475–1477.
52. Dennis M. R. Polarization singularities in paraxial vector fields: morphology and statistics / M. R. Dennis // *Opt. Commun.* – 2002. – Vol. 213. – P. 201–221.
53. Berry M. V. Umbilic points on Gaussian random surfaces / M. V. Berry, J. H. Hannay // *J. Phys. A: Math. Gen.* – 1977. – Vol. 10. – P. 1809–1821.
54. Денисенко В. Г. Измерение морфологических форм поляризационных

сингулярностей и их статистических весов в оптических векторных полях / В. Г. Денисенко, Р. И. Егоров, М. С. Соскин // Письма в ЖЭТФ. – 2004. – Т. 80, № 1. – С. 21–24.

55. Егоров Р. И. Топологический отклик неоднородных эллиптически поляризованных световых полей на управляемые анизотропные возмущения / Р. И. Егоров, В. Г. Денисенко, М. С. Соскин // Письма в ЖЭТФ. – 2005. – Т. 81. – С. 464–467.

56. Soskin M. S. Space-time topological dynamics of singularities and optical diabolos in developing generic light fields / M. S. Soskin, V. I. Vasil'ev // Proc. SPIE. – 2007. – Vol. 6729. – P. 67290B.

57. Soskin M. S. Singular elliptic light fields: genesis of topology and morphology / M. S. Soskin, V. G. Denisenko, R. I. Egorov // Proc. SPIE. – 2006. – Vol. 6254. – P. 625404.

58. Schoonover R. W. Polarization singularities of focused, radially polarized fields / R. W. Schoonover, T. D. Visser // Opt. Express. – 2006. – Vol. 14. – P. 5733–5745.

59. Bliokh K. Yu. Geometrical optics of beams with vortices: Berry phase and orbital angular momentum Hall effect / K. Yu. Bliokh // Phys. Rev. Lett. – 2006. – Vol. 97. – P. 043901.

60. Flossmann F. Polarization singularities from unfolding an optical vortex through a birefringent crystal / F. Flossmann, U. T. Schwarz, M. Maier, M. R. Dennis // Phys. Rev. Lett. – 2005. – Vol. 95. – P. 253901.

61. Flossmann F. Stokes parameters in the unfolding of an optical vortex through a birefringent crystal / F. Flossmann, U. T. Schwarz, M. Maier, M. R. Dennis // Opt. Express. – 2006. – Vol. 14. – P. 11402–11411.

62. Angelsky O. The relationship between topological characteristics of component vortices and polarization singularities / O. Angelsky, A. Mokhun, I. Mokhun, M. Soskin. // Optics Communications. – 2002. – Vol. 207. – P. 56–57.

63. Nye J. F. Line singularities in wave fields / J. F. Nye // Phil. Trans. R. Soc. Lond. – 1997. – A. 355. – P. 2065–2069.

64. S.B.Yermolenko, C.Yu. Zenkova, A.O.Angelskaya, Polarization manifestations of correlation (intrinsic coherence) of optical fields// Applied Optics, 2008, v.47, №32.

65. 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.

66. Polyanskii P.V. Topological and statistical describing inhomogeneously polarized light fields / Polyanskii P.V., Hanson S. G., Ushenko A. G., Ushenko Y. A., A. O. Angelskaya // Ukr. J. Phys.Opt. – 2007. –V. 8, No.4 – P. 217–227.

67. Angelsky O. V. Correlation- and singular-optical approaches in diagnostics of polarization inhomogeneity of coherent optical fields from biological tissues / Angelsky O. V., Ushenko A. G., Angelskaya A. O., Ushenko Yu. A. // Ukr. J. Phys. Opt. – 2007. – V. 8, No.2. – P. 106–123.

68. A. O. Angelskaya. Polarization speckle-reconstruction of biological tissues architectonics: Part 1. Polarization correlometry of birefringence architectonics: singular approach / A. O. Angelskaya, Yu. A. Ushenko, Y. Ushenko, A. G. Ushenko, Yu. Ya Tomka // Proc. SPIE. – 2007. – Vol. 6635, – p. 1–5.

69. A. O. Angelskaya. Polarization speckle-reconstruction of biological tissues architectonics; Part 2. Study of polarizing intercorrelative function of coherent images of phase-inhomogeneous layer anisotropy / A. O. Angelskaya, Yu. A. Ushenko, A. G. Ushenko, A. Dubolazov, V. Istratiy, Yu. Ya Tomka // Proc. SPIE. – 2007. – Vol. 6635, – p. 1–6.

70. A. O. Angelskaya. 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 / A. O. Angelskaya, Yu. A. Ushenko, A. G. Ushenko, A. Dubolazov, V. Istratiy, Yu. Ya Tomka // Proc. SPIE. – 2007. – Vol. 6635, – p. 1–6.

71. O.V. Angelsky. Polarization correlometry of polarization singularities of biological tissues object fields / O.V. Angelsky, A.G. Ushenko, A. O. Angelskaya, Yu. A. Ushenko. // Proc. SPIE. – 2007. – Vol. 6616, – p. 1–9.

72. Oleg V. Angelsky. On polarization manifestation of correlation (intrinsic coherence) of optical fields / Oleg V. Angelsky, Sergij B. Yermolenko, Claudia Yu. Zenkova, Alla O. Angelskaya // Proc. SPIE. – 2009. – Vol. 7297 [729714-1]. – p. 1–5.

73. O.V. Angelsky. Fractal Structure of 2 D Mueller Matrix Images of Biotissues / O.V. Angelsky, A.G. Ushenko, Yu. A. Ushenko, A. O. Angelskaya // Ukr. J. Phys. Opt. – 2004. – V. 6, No.1 – P. 13–23.

74. O. V. Angelsky. Statistical structure of 2D Stokes parameters of birefringent biotissues images / O. V. Angelsky, A. G. Ushenko, Yu. A. Ushenko, A. O. Angelskaya // Ukr. J. Phys. Opt. – 2004. – V. 5, No.4 – P. 123–130.

75. G. Jarry. “Coherence and polarization of light propagating through scattering media and biological tissues,” / G. Jarry, E. Steimer, V. Damaschini, M. Epifanie, M. Jurczak, R. Kaiser // Appl. Opt. 37, 7357 (1998).

76. E. Wolf. "Unified theory of coherence and polarization of random electromagnetic beams," / E. Wolf. // Phys. Lett. A 312, b 263–267 (2003).

77. J. Ellis, A. Dogariu, S. Ponomarenko, E. Wolf, “Interferometric measurement of the degree of polarization and control of the contrast of intensity fluctuations”. / Ellis, A. Dogariu, S. Ponomarenko, E. Wolf // Opt. Lett. 29, 1536 – 1538 (2004).

78. M.J. Everett. Birefringence characterization of biological tissue by use of optical coherence tomography | M.J. Everett, K. Shoenenberger, B.W. Colston and L.B. Da Silva. // Opt. Lett. – 1998. – V.23. – P.228–230.

79. A.G. Ushenko, and V.P. Pishak. Laser Polarimetry of Biological Tissue. Principles and Applications // in Coherent-Domain Optical Methods. Biomedical Diagnostics, Environmental and Material Science / ed. V. Tuchin. - Kluwer Academic Publishers, 2004. – P.67.

80. J.F. de Boer, T.E. Milner, M.G. Ducros, S.M. Srinivas and J. S. Nelson. Polarization-sensitive optical coherence tomography, in Handbook of Optical Coherence Tomography. B.E. Bouma and G.J. Tearney / eds. Marcel Dekker Inc.: New York, 2002. – P.237–274.
81. Shuliang Jiao and Lihong V. Wang. Two-dimensional depth-resolved Mueller matrix of biological tissue measured with double-beam polarization-sensitive optical coherence tomography / Shuliang Jiao and Lihong V. Wang. // Opt. Lett. – 2002. – V.27. – P. 01–103.
82. Zernike F. The concept of degree of coherence and its applications to optical problems / F. Zernike // Physica. – 1938. – Vol. 5. – P. 785–795.
83. Parrent G. On the matrix formulation of the theory of partial polarization in terms of observables / G. Parrent, P. Roman // Nuovo Cimento. – 1960. – Vol. 15. – P. 370–388.
84. Жевандров Н. Д. Поляризационная физиологическая оптика / Н. Д. Жевандров // Успехи физ. наук. – 1995. – Т. 165. – С. 1193–1213.
85. Ushenko A. G. Polarization structure of scattering laser fields / A. G. Ushenko // Optical Engineering. – 1995. – Vol. 34, №4. – P. 1088–1093.
86. J. F. de Boer. Two-dimensional birefringence imaging in biological tissue by polarization-sensitive optical coherence tomography / J. F. de Boer, T. E. Milner, M. J. C. van Gemert, and J. S. Nelson. // Opt. Lett. – 1997. – Vol. 22. – P. 934–936.
87. de Boer Johannes F. Two-dimensional birefringence imaging in biological tissue using polarization-sensitive optical coherence tomography / Johannes F. de Boer, Thomas E. Milner, Martin J. van Gemert, John S. Nelson, John S // Proc. SPIE. – 1998. – Vol. 3196. – P. 32–37.
88. Ellis J. Complex degree of mutual polarization / J. Ellis and A. Dogariu // Opt. Lett. – 2004. – Vol. 29. – P. 536–538.
89. Mujat M. Polarimetric and spectral changes in random electromagnetic fields / M. Mujat, A. Dogariu // Opt. Lett. – 2003. – Vol. 28. – P. 2153–2155.
90. Ellis J. Interferometric measurement of the degree of polarization and control of the contrast of intensity fluctuations / J. Ellis, A. Dogariu, S. Ponomarenko, E. Wolf // Opt. Lett. – 2004. – Vol. 29. – P. 1536–1538.
91. 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.
92. 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.
93. 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.
94. 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.

95. Cowin S. C. How is a tissue built? / S. C. Cowin // *J. Biomed. Eng.* – 2000. – Vol. 122. – P. 553-568.

96. Nye J. F. Polarization effects in the diffraction of electromagnetic waves: the role of disclinations / J. F. Nye // *Proc. R. Soc. Lond.* – 1983. – A. 387. – P. 105–132.

97. Nye J. F. The Motion and structure of dislocations in wave fronts / J. F. Nye // *Proc. R. Soc. Lond.* – 1981. – A. 378. – P. 219–239.

98. Nye J. F. Lines of circular polarization in electromagnetic wave fields / J. F. Nye // *Proc. R. Soc. Lond.* – 1983. – A. 389. – P. 279-290.

99. Hajnal J. V. Singularities in the transverse fields of electromagnetic waves. I. Theory. / J. V. Hajnal // *Proc. R. Soc. Lond.* – 1987. – A. 414. – P. 433–446.

100. Hajnal J. V. Singularities in the transverse fields of electromagnetic waves II. Observations on the electric field / J. V. Hajnal // *Proc. R. Soc. Lond.* – 1987. – A. 414. – P. 447–468.

101. Angelsky O. Singularities in vectorial fields / O. Angelsky, R. Besaha, A. Mokhun, I. Mokhun, M. Sopin, M. Soskin, M. Vasnetsov. // *SPIE Proc.* – 1999. – Vol. 3904. – P. 40–55.

102. Freund I. Stokes singularity relations / I. Freund, A. I. Mokhun, M. S. Soskin, O. V. Angelsky, I. I. Mokhun // *Optics Letters.* – 2002. – Vol. 27, № 7. – P. 545–547.

103. Angelsky O. The relationship between topological characteristics of component vortices and polarization singularities / O. Angelsky, A. Mokhun, I. Mokhun, M. Soskin. // *Optics Communications.* – 2002. – Vol. 207. – P. 56–57.

104. Лазерна поляризаційна морфологія біологічних тканин: статистичний і фрактальний підходи. Монографія / [Ушенко О. Г., Пішак В.П., Ангельський О. В., Ушенко Ю. О.]. – Чернівці : Колір-Друк, 2007. – 314 с.

105. 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>

106. *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>

107. 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.

108. 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.

109. 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.
110. 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.
111. 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.
112. 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.
113. 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.
114. O.M. Chepurina, 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.
115. 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.
116. 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.
117. 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.

118. 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.
119. 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.
120. 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.
121. O.V. Katelian, 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.
122. O.K. Nosovets, V.S. Yakymchuk, V.Y. Kotovskiy, 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.
123. 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.
124. 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.
125. 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.
126. 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.

127. 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.

128. 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.

129. 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. Mamyrbayev. 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.

130. 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. Mamyrbayev. 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.

131. 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.

132. R.N. Kvyetnyy, 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.

133. 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.

134. 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.

135. 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.

136. 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.

137. 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.

138. 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.

139. 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.

140. 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.

141. 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.

142. 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>.

143. 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>.

144. 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.

145. 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>.
146. 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.
147. 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>.
148. 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>.
149. 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>.
150. 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>.
151. 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>.
152. 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>.
153. 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>.

154. 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.

155. 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.

156. 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.

157. 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.

158. 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.

159. 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.

160. 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.

161. 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.

162. 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.

163. 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.

164. 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>

165. 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).

166. 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.

Частина 5 ДОДАТКИ

G01N33/92, A61B 5/00

МКВ G01N 33/00, A61B 5/00

СПОСІБ ФРАКТАЛЬНОЇ ДІАГНОСТИКИ І ДИФЕРЕНЦІАЦІЇ ЖОВЧНО-КАМ'ЯНОЇ ХВОРОБИ НА ФОНІ НЕКАМ'ЯНЕВОГО ХОЛЕЦИСТИТУ І ЦУКРОВОГО ДІАБЕТУ II-СТУПЕНЯ

Корисна модель відноситься до медицини, а також фізичної оптики і може бути використана для ранньої діагностики і диференціації жовчно-кам'яної хвороби на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету II-ступеня та дослідження фрактальної структури лазерного зображення жовчі, що актуально у діагностиці запальних процесів організму людини.

Відомі способи раннього виявлення жовчно-кам'яної хвороби людини є приблизними і засновані на використанні методів що не може бути залучено для швидкого та зручного диференціально-діагностичного обстеження хворих на некам'яневий холецистит і цукровий діабет II-ступеня.

Використання традиційних методів для ранньої діагностики і диференціації жовчно-кам'яної хвороби на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету II-ступеня має певні обмеження, а саме – низька діагностична ефективність на ранніх стадіях захворювання, коли нема достовірних даних, вимагає тривалого часу виконання, високої вартості тестів.

На даний час не існує об'єктивного, точного та зручного способу для ранньої діагностики і диференціації жовчно-кам'яної хвороби на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету II-ступеня, який можна використовувати для швидкого та зручного диференціально-діагностичного обстеження хворих.

Наш спосіб, що заявляється, дозволяє уникнути вказаних недоліків, значно об'єктивізувати на ранніх етапах визначення і диференціації жовчно-кам'яної хвороби на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету II-ступеня людини та отримати точні дані, які не залежать від суб'єктивної оцінки лікаря-діагноста.

Відомий ряд оптичних способів, які досліджують координатний розподіл інтенсивності поляризованого лазерного випромінювання, перетвореного біологічними об'єктами.

Спосіб-аналог, описаний в [Spectrophotometric properties of vein blood plasma in UV- zone patients with urgent surgical pathology of abdominal region organs / Guminstskij S.G., Polianski I.J., Motrich A.V., Grunchuk F.W. // Proc. SPIE. – 2006. – Vol. 6254. – P. 62541T.], заснований на аналізі картини розподілу інтенсивності зображення плазми крові людини.

Недоліком способу є неможливість дослідження оптико-анізотропних структур плазми крові.

Прототипом корисної моделі є спосіб діагностики запальних процесів за оцінкою фрактальної або самоподібної структури поляризаційних зображень плазми крові людини [Misevitch I.Z. Investigation of singularities inherent to Mueller matrix images of biological crystals: diagnostics of their birefringent structure / I.Z.Misevitch, Yu.O. Ushenko, O.G. Pridiy, A.V.Motrich, Yu.Ya. Tomka, O.V. Dubolazov // Semiconductor Physics, Quantum Electronics and Optoelectronics. – 2009. – Vol. 12. – №4. – P. 379 – 390] при якому стан захворювання визначається за діагностикою змін логарифмічних залежностей спектрів потужності розподілу інтенсивності зображень мазків плазми крові людини. При цьому ступінь запальних змін оцінюються шляхом обчислення середнього і дисперсії логарифмічних залежностей спектрів потужності розподілу інтенсивності зображень мазків плазми крові людини.

Недоліками прототипу є те, що неможливе пряме експериментальне вимірювання поляризаційних зображень оптико-анізотропних структур, внаслідок чого відбувається діагностика запальних процесів на пізніх етапах, що значно гальмує ефективність лікування та призводить до залучення додаткових коштів.

Нами пропонується рішення, що усуває вказані недоліки.

В основу корисної моделі поставлене завдання удосконалити спосіб діагностики та диференціації жовчно-кам'яної хвороби шляхом поляризаційної селекції лазерного зображення жовчі за визначенням зміни статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують логарифмічні залежності спектрів потужності розподілу інтенсивності оптико-анізотропної складової лазерних зображень жовчі людини для забезпечення розширення функціональних можливостей ранньої діагностики та диференціації жовчно-кам'яної хвороби на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету II-ступеня.

Поставлене завдання вирішується тим, що у способі фрактальної діагностики і диференціації жовчно-кам'яної хвороби на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету II-ступеня за поляризаційною селекцією мікроскопічного зображення зразка біологічної рідини людини шляхом опромінення поляризованим лазерним пучком шару біологічної рідини, вимірювання інтенсивності зображення крізь поляризатор, який відрізняється тим, що для оцінки змін координатної структури мікроскопічних зображень проводять опромінювання шару жовчі паралельним лінійно поляризованим пучком, проектують лазерні зображення шару жовчі за допомогою мікрооб'єктиву в площину світлочутливої площадки CCD-камери крізь поляризатор-аналізатор площина пропускання якого ортогональна азимуту поляризації, визначають координатний розподіл інтенсивності зображення шару жовчі для кожного окремого пікселя, за яким визначають логарифмічні залежності спектрів потужності розподілів інтенсивності та обчислюють статистичні моменти 1-го - 4-го порядків таких залежностей, на основі чого

діагностують наявність та диференціюють жовчно-кам'яної хвороби на фоні некам'яневого холециститу та цукрового діабету II-типу.

Спільними ознаками прототипу та рішення, що заявляється, є використання для діагностики і диференціації жовчно-кам'яної хвороби змін інтенсивності мікроскопічного зображення. Корисна модель відрізняється від прототипу тим, що для оцінки змін координатної структури мікроскопічних зображень проводять опромінювання шару жовчі паралельним лінійно поляризованим пучком, проєктують лазерні зображення шару жовчі за допомогою мікрооб'єктиву в площину світлочутливої площадки CCD-камери крізь поляризатор-аналізатор площина пропускання якого ортогональна азимуту поляризації, визначають координатний розподіл інтенсивності зображення шару жовчі для кожного окремого пікселя, за яким визначають логарифмічні залежності спектрів потужності розподілів інтенсивності та обчислюють статистичні моменти 1-го – 4-го порядків таких залежностей, на основі чого діагностують наявність та диференціюють жовчно-кам'яної хвороби на фоні некам'яневого холециститу та цукрового діабету II-типу.

Спосіб здійснюється наступним чином. Для оцінки жовчно-кам'яної хвороби на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету II-ступеня у людини забирають зразок жовчі. За допомогою пристрою проводять лазерне опромінення лінійно поляризованим пучком дослідного зразку жовчі, вимірюючи розподіли інтенсивності поляризаційно відфільтрованого зображення. На цій основі знаходять логарифмічні залежності спектрів потужності розподілів інтенсивності поляризаційно-візуалізованого зображення оптико-анізотропних структур жовчі людини. За оцінкою величини середнього, дисперсії, асиметрії та ексцесу таких логарифмічних розподілів спектрів потужності діагностують наявність жовчно-кам'яної хвороби на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету II-ступеня.

Теоретичним підґрунтям для використання способу є наступні дані.

Згідно закону Малюса [Ushenko Yu.O. Wavelet analysis for Mueller matrix images of biological crystal networks / Yu.O. Ushenko, Yu.Ya. Tomka, O.G. Pridiy, A.V.Motrich, O.V. Dubolazov, I.Z. Misevitch, V.V. Istratiy// Semiconductor Physics, Quantum Electronics and Optoelectronics. – 2009. – Vol. 12. – №4. – P. 391 – 398] величина інтенсивності у кожній точці з координатою r у площині поляризаційно неоднорідного $(\alpha(r); \beta(r))$ лазерного зображення шару жовчі визначається наступним співвідношенням

$$I(r) = \cos^2 \alpha(r) + \sin^2 \beta(r) \sin^2 \alpha(r). \quad (1)$$

Тут $\alpha(r); \beta(r)$ - відповідно азимут і еліптичність поляризації.

З аналізу виразу (1) випливає, що експериментально вимірявши координатний розподіл значень інтенсивності лазерного зображення в межах

всієї сукупності пікселів цифрової камери $\begin{pmatrix} I_{11} & \dots & I_{1m} \\ \dots & \dots & \dots \\ I_{n1} & \dots & I_{nm} \end{pmatrix}$, можна одержати

інформацію про поляризаційний прояв оптико-анізотропної структури шару жовчі людини.

З іншого боку, така анізотропія тісно пов'язана з біохімічним складом жовчі, що визначається фізіологічним станом людини.

В якості аналітичного механізму для оцінки само подібної або фрактальної структури розподілів випадкових значень інтенсивності (I) зображення зразків жовчі людини, використовували визначення їх спектрів потужності

$$J(I) = \int_{-\infty}^{+\infty} I \cos 2\pi \nu d\nu \quad (2)$$

з наступним обчисленням логарифмічних залежностей

$$\Delta z = \log J(I) - \log d^{-1} \quad (3)$$

та визначенням набору статистичних моментів першого (M_1 - середнє або математичне очікування), другого (M_2 - дисперсія), третього (M_3 - асиметрія) і четвертого (M_4 - ексцес) порядків, які обчислювали за такими алгоритмами:

$$M_1 = \frac{1}{N} (\Delta z_1 + \Delta z_2 + \dots + \Delta z_N); \quad (4)$$

$$M_2 = \sqrt{\frac{1}{N} (\Delta z_1^2 + \Delta z_2^2 + \dots + \Delta z_N^2)}; \quad (5)$$

$$M_3 = \frac{1}{M_2^3} \left\{ \sqrt{\frac{1}{N} (\Delta z_1^3 + \Delta z_2^3 + \dots + \Delta z_N^3)} \right\}; \quad (6)$$

$$M_4 = \frac{1}{M_2^4} \left\{ \sqrt{\frac{1}{N} (\Delta z_1^4 + \Delta z_2^4 + \dots + \Delta z_N^4)} \right\}, \quad (7)$$

де $N = m \times n$ - загальна кількість пікселів цифрової камери; ν - просторові частоти; d - геометричні розміри елементів зображення жовчі.

Використання корисної моделі пояснюється наступним прикладом: нехай опромінюючий пучок є лінійно поляризованим. В якості зразків використали зразки жовчі здорової людини та хворих на жовчно-кам'яну хворобу на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету II-ступеня.

Статистичні моменти 1-го - 4-го порядків, які характеризують розподіли логарифмічних залежностей спектрів потужності інтенсивності поляризаційно візуалізованих лазерних зображень таких зразків жовчі людини відрізняються в 2,35 - 5,75 рази.

Технічний результат забезпечує нова сукупність дій, яка складає запропонований спосіб, що призводить до розширення функціональних можливостей діагностики і диференціації жовчно-кам'яної хвороби на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету II-ступеня людини шляхом статистичного моніторингу зміни фрактальної структури поляризаційно-візуалізованих лазерних зображень оптико-анізотропних структур жовчі

людини. При цьому вперше використана поляризаційна візуалізація оптико-анізотропних структур жовчі та проведення статистичного моніторингу змін фрактальної структури координатних розподілів інтенсивності поляризаційно відфільтрованого лазерного зображення жовчі.

Статистичні моменти	Норма	Некам'яневий холецистит	Цукровий діабет II – ступеня
$M_1(I)$	$0,83 \pm 0,94$	$1,45 \pm 0,18$	$2,06 \pm 0,25$
$M_2(I)$	$0,21 \pm 0,027$	$0,38 \pm 0,041$	$0,53 \pm 0,061$
$M_3(I)$	$0,71 \pm 0,27$	$1,29 \pm 0,23$	$3,18 \pm 0,47$
$M_4(I)$	$0,79 \pm 0,081$	$2,05 \pm 0,28$	$4,12 \pm 0,58$

G01N33/92, A61B5/00

СПОСІБ ПОЛЯРИЗАЦІЙНО-КОРЕЛЯЦІЙНОЇ ДІАГНОСТИКИ І ДИФЕРЕНЦІАЦІЇ ЖОВЧНО-КАМ'ЯНОЇ ХВОРОБИ НА ФОНІ НЕКАМ'ЯНЕВОГО ХОЛЕЦИСТИТУ І ЦУКРОВОГО ДІАБЕТУ II-СТУПЕНЯ

Корисна модель відноситься до медицини, а також фізичної оптики і може бути використана для ранньої діагностики і диференціації жовчно-кам'яної хвороби на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету II-ступеня та дослідження поляризаційної структури лазерного зображення жовчі, що актуально у діагностиці запальних процесів організму людини.

Відомі способи раннього виявлення жовчно-кам'яної хвороби людини є приблизними, що не може бути залучено для швидкого та зручного диференціально-діагностичного обстеження хворих на некам'яневий холецистит і цукровий діабет II-ступеня.

Використання традиційних методів для ранньої діагностики і диференціації жовчно-кам'яної хвороби на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету II-ступеня має певні обмеження, а саме – низька діагностична ефективність на ранніх стадіях захворювання, коли нема достовірних даних, вимагає тривалого часу виконання, високої вартості тестів.

На даний час не існує об'єктивного, точного та зручного способу для ранньої діагностики і диференціації жовчно-кам'яної хвороби на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету II-ступеня, який можна використовувати для швидкого та зручного диференціально-діагностичного обстеження хворих.

Наш спосіб, що заявляється, дозволяє уникнути вказаних недоліків, значно об'єктивізувати на ранніх етапах визначення і диференціації жовчно-

кам'яної хвороби на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету II-ступеня людини та отримати точні дані, які не залежать від суб'єктивної оцінки лікаря-діагноста.

Відомий ряд оптичних способів, які досліджують кореляційні параметри координатного розподілу інтенсивності поляризованого лазерного випромінювання, перетвореного біологічними об'єктами.

Спосіб-аналог, описаний в [A.O.Angelskaya, Yu. A. Ushenko, A.G. Ushenko, A. Dubolazov, V. Istratiy, Yu. Ya Tomkaю 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], заснований на аналізі автокореляційних функцій розподілу фаз лазерного зображення біологічних шарів.

Недоліком способу є неможливість дослідження екстремальних фазових проявів оптико-анізотропних структур біологічного шару.

Прототипом корисної моделі є спосіб діагностики запальних процесів за оцінкою статистичної структури автокореляційних функцій поляризаційних зображень біологічних тканин людини [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] при якому стан захворювання визначається за діагностикою змін автокореляційних функцій розподілів азимутів і еліптичності поляризації лазерних зображень гістологічних зрізів біологічних тканин людини. При цьому ступінь запальних змін оцінюються шляхом обчислення півширини автокореляційних функцій розподілів станів поляризації у лазерних зображеннях гістологічних зрізів біологічних тканин.

Недоліками прототипу є залежність одержаних результатів від зміни стану поляризації лазерного випромінювання, внаслідок чого діагностика запальних процесів є неоднозначною, що значно гальмує ефективність лікування та призводить до залучення додаткових коштів.

Нами пропонується рішення, що усуває вказані недоліки.

В основу корисної моделі діагностики і диференціації жовчно-кам'яної хвороби за поляризаційно-кореляційним картографуванням зразка біологічної рідини людини шляхом оцінки змін статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли комплексного ступеня взаємної поляризації лазерних зображень жовчі для забезпечення розширення функціональних можливостей діагностики і диференціації жовчно-кам'яної хвороби на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету II-ступеня, а також у забезпеченні азимутальної стійкості вимірювання комплексного ступеня взаємної поляризації.

Поставлене завдання вирішується тим, що у способі поляризаційно-кореляційної діагностики і диференціації жовчно-кам'яної хвороби на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету II-ступеня за поляризаційним картографуванням зразка біологічної рідини людини шляхом оцінки змін

статистичних моментів розподілів станів поляризації лазерних зображень, який відрізняється тим, що для оцінки змін координатної структури поляризаційних зображень жовчі вимірюють відповідні стани поляризації у різних точках, за якими знаходять координатний розподіл ступеня взаємної поляризації лазерного зображення жовчі, обчислюють статистичні моменти 1-го – 4-го порядків такого розподілу, на основі чого судять про наявність жовчно-кам'яної хвороби на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету II-ступеня.

Корисна модель відрізняється від прототипу тим, що для оцінки змін координатної структури поляризаційних зображень жовчі вимірюють відповідні стани поляризації у різних точках, за якими знаходять координатний розподіл ступеня взаємної поляризації лазерного зображення жовчі, обчислюють статистичні моменти 1-го – 4-го порядків такого розподілу, на основі чого судять про наявність жовчно-кам'яної хвороби на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету II-ступеня.

Спосіб здійснюється наступним чином.

Для діагностики і диференціації жовчно-кам'яної хвороби у людини забирають зразок жовчі. За допомогою пристрою проводять лазерне опромінення дослідного зразку жовчі, використовуючи плоскополяризований пучок. Вимірюють зміни статистичних моментів 1-го – 4-го порядків координатних розподілів ступеня взаємної поляризації лазерних зображень жовчі, на підставі чого діагностують і диференціюють жовчно-кам'яну хворобу на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету II-ступеня у людини забирають зразок жовчі.

Теоретичним підґрунтям для використання способу є наступні дані.

Одним з найвідоміших та ефективних підходів в аналізі (оцінюванні) координатної структури розподілів $z(x, y)$ є їх автокореляційне порівняння [Coherence - domain methods in biomedical optics / Ed. V.V.Tuchin. Bellingham, SPIE, 1996. Vol. 2732.] з використанням наступної функції $K(\Delta x, \Delta y)$

$$K(\Delta x, \Delta y) = \lim_{\substack{x \rightarrow 0 \\ y \rightarrow 0}} \frac{1}{X_0 Y_0} \int_0^x \int_0^y [z(x, y)] [z(x - \Delta x, y - \Delta y)] dx dy \quad (1)$$

Тут $(\Delta x, \Delta y)$ “кроки” з якими змінюються координати (x, y) розподілу оптичного параметру $z(x, y)$ зображення жовчі людини.

1. Використовуючи CCD камеру (без аналізатора) вимірюється координатний розподіл інтенсивності зображення жовчі $I \begin{pmatrix} r_{11} \dots r_{1m} \\ \dots \dots \dots \\ r_{n1} \dots r_{nm} \end{pmatrix}$, де

$\begin{pmatrix} r_{11} \dots r_{1m} \\ \dots \dots \dots \\ r_{n1} \dots r_{nm} \end{pmatrix}$ - координати сукупності $m \times n$ пікселів цифрової камери.

2. Далі встановлюють аналізатор, площину пропускання якого послідовно орієнтують під кутами $\Theta = 0^0$, $\Theta = 90^0$ та вимірюють множини інтенсивності $I^{(0)} \begin{pmatrix} r_{11} \dots r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1} \dots r_{nm} \end{pmatrix}$; $I^{(90)} \begin{pmatrix} r_{11} \dots r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1} \dots r_{nm} \end{pmatrix}$.

3. Обертанням площини пропускання аналізатора на кут Θ в межах $\Theta = 0^0 \div 180^0$ визначають множини мінімальної та максимальної інтенсивності

$I_{\min} \begin{pmatrix} r_{11} \dots r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1} \dots r_{nm} \end{pmatrix}$; $I_{\max} \begin{pmatrix} r_{11} \dots r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1} \dots r_{nm} \end{pmatrix}$ лазерного зображення жовчі для кожного окремого

пікселя (m,n) CCD-камери та відповідні їм кути повороту

$$\theta \begin{pmatrix} r_{11} \dots r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1} \dots r_{nm} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} r_{11} \dots r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1} \dots r_{nm} \end{pmatrix} \equiv I_{\min}.$$

4. Далі розраховується поляризаційна мапа зображення жовчі, використовуючи наступні співвідношення:

$$\alpha \begin{pmatrix} r_{11} \dots r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1} \dots r_{nm} \end{pmatrix} = \theta(I(r) \equiv I_{\min}) - \frac{\pi}{2};$$

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

5. Розраховуються координатні розподіли фазових зсувів $\delta \begin{pmatrix} r_{11} \dots r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1} \dots r_{nm} \end{pmatrix}$

$$\delta(r_1) = \arctg \left[\frac{\tg 2\beta(r_1)}{\tg \alpha(r_1)} \right];$$

$$\delta(r_2) = \arctg \left[\frac{\tg 2\beta(r_2)}{\tg \alpha(r_2)} \right].$$

6. На основі співвідношень (2) – (3) розраховують координатні

розподіли комплексного ступеня взаємної поляризації $V \begin{pmatrix} r_{11} \dots r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1} \dots r_{nm} \end{pmatrix}$.

$$V = \frac{\left((I^{(0)}(r_{n,m+k}) I^{(0)}(r_{n,m}))^{\frac{1}{2}} - (I^{(90)}(r_{n,m+k}) I^{(90)}(r_{n,m}))^{\frac{1}{2}} \right)^2}{I(r_{n,m+k}) I(r_{n,m})} +$$

$$+ \frac{4(I^{(0)}(r_{n,m+k}) I^{(90)}(r_{n,m+k}) I^{(0)}(r_{n,m}) I^{(90)}(r_{n,m}))^{\frac{1}{2}} \cos(\delta_{n,m+k}(r_{n,m+k}) - \delta_{n,m}(r_{n,m}))}{I(r_{n,m+k}) I(r_{n,m})}$$

7. Обчислюються статистичні моменти першого Z_1 , другого Z_2 , третього Z_3 і четвертого Z_4 порядків, які обчислювалися за алгоритмами

$$\begin{aligned} Z_1 &= \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |z_i| = \frac{1}{N} (|z_1| + |z_2| + \dots + |z_N|); \\ Z_2 &= \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N z_i^2} = \sqrt{\frac{1}{N} (z^2_1 + z^2_2 + \dots + z^2_N)}; \\ Z_3 &= \frac{1}{Z_2^3} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N z_i^3 = \frac{1}{Z_2^3} \frac{1}{N} (z^3_1 + z^3_2 + \dots + z^3_N); \\ Z_4 &= \frac{1}{Z_2^2} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N z_i^4 = \frac{1}{Z_2^2} \frac{1}{N} (z^4_1 + z^4_2 + \dots + z^4_N), \end{aligned} \quad (5)$$

За вимірними статистичними моментами розподілів $V \begin{pmatrix} r_{11} \dots r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1} \dots r_{nm} \end{pmatrix}$

лазерного зображення жовчі можна діагностувати і диференціювати жовчно-кам'яну хворобу на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету II-ступеня.

Використання корисної моделі пояснюється наступним прикладом: нехай опромінюючий пучок є лінійно поляризованим. В якості зразків використали зразки жовчі здорової людини та хворих на жовчно-кам'яну хворобу на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету II-ступеня.

Статистичні моменти	Норма	Некам'яневий холецистит	Цукровий діабет II-ступеня
Z_1	$0,42 \pm 0,0427$	$0,31 \pm 0,034$	$0,53 \pm 0,056$
Z_2	$0,21 \pm 0,027$	$0,36 \pm 0,041$	$0,15 \pm 0,024$
Z_3	$1,24 \pm 0,127$	$2,38 \pm 0,21$	$4,51 \pm 0,54$
Z_4	$2,36 \pm 0,26$	$4,45 \pm 0,55$	$6,12 \pm 0,68$

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли ступеня взаємної кореляції лазерних зображень таких зразків відрізняються в 1,5 – 4,2 рази.

Технічний результат забезпечує нова сукупність дій, яка складає запропонований спосіб, що призводить до розширення функціональних можливостей діагностики і диференціації жовчно-кам'яної хвороби на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету II-ступеня людини шляхом статистичного моніторингу зміни розподілу комплексного ступеня взаємної поляризації лазерних зображень жовчі. При цьому вперше використано проведення статистичного моніторингу змін координатної структури комплексного ступеня взаємної поляризації у лазерному зображенні жовчі.

СПОСІБ СТАТИСТИЧНОЇ ПОЛЯРИЗАЦІЙНОЇ ДІАГНОСТИКИ І ДИФЕРЕНЦІАЦІЇ ЖОВЧНО-КАМ'ЯНОЇ ХВОРОБИ НА ФОНІ НЕКАМ'ЯНЕВОГО ХОЛЕЦИСТИТУ І ЦУКРОВОГО ДІАБЕТУ II-СТУПЕНЯ

Корисна модель відноситься до медицини, а також фізичної оптики і може бути використана для ранньої діагностики і диференціації жовчно-кам'яної хвороби на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету II-ступеня та дослідження поляризаційної структури лазерного зображення жовчі, що актуально у діагностиці запальних процесів організму людини.

Відомі способи раннього виявлення жовчно-кам'яної хвороби людини є приблизними, що не може бути залучено для швидкого та зручного диференціально-діагностичного обстеження хворих на некам'яневий холецистит і цукровий діабет II-ступеня.

Використання традиційних методів для ранньої діагностики і диференціації жовчно-кам'яної хвороби на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету II-ступеня має певні обмеження, а саме – низька діагностична ефективність на ранніх стадіях захворювання, коли нема достовірних даних, вимагає тривалого часу виконання, високої вартості тестів.

На даний час не існує об'єктивного, точного та зручного способу для ранньої діагностики і диференціації жовчно-кам'яної хвороби на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету II-ступеня, який можна використовувати для швидкого та зручного диференціально-діагностичного обстеження хворих.

Наш спосіб, що заявляється, дозволяє уникнути вказаних недоліків, значно об'єктивізувати на ранніх етапах визначення і диференціації жовчно-кам'яної хвороби на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету II-ступеня людини та отримати точні дані, які не залежать від суб'єктивної оцінки лікаря-діагноста.

Відомий ряд оптичних способів, які досліджують координатний розподіл інтенсивності поляризованого лазерного випромінювання, перетвореного біологічними об'єктами.

Спосіб - аналог, описаний в [Spectrophotometric properties of vein blood plasma in UV- zone patients with urgent surgical pathology of abdominal region organs / Guminestskij S.G., Polianski I.J., Motrich A.V., Grunchuk F.W. // Proc. SPIE. – 2006. – Vol. 6254. – P. 62541T.], заснований на аналізі картини розподілу інтенсивності зображення плазми крові людини.

Недоліком способу є неможливість дослідження оптико-анізотропних структур плазми крові.

Прототипом корисної моделі є спосіб діагностики запальних процесів за оцінкою статистичної структури поляризаційних зображень плазми крові

людини (Ushenko O.G. Optical properties of urine, blood plasma and pulmonary condensate of the patients with pulmovnary form of tuberculosis / Ushenko O.G., Guminsky S.G., Motrich A.V. // Fotoelektronika. – 2007. – Vol.16. – P.133 – 139) при якому стан захворювання визначається за діагностикою змін поляризаційних зображень мазків плазми крові людини. При цьому ступінь запальних змін оцінюються шляхом обчислення середнього і дисперсії розподілів інтенсивності у лазерних зображеннях плазми крові.

Недоліками прототипу є те, що неможливе пряме експериментальне вимірювання поляризаційних зображень оптико-анізотропних структур, внаслідок чого відбувається діагностика запальних процесів на пізніх етапах, що значно гальмує ефективність лікування та призводить до залучення додаткових коштів.

Нами пропонується рішення, що усуває вказані недоліки.

В основу корисної моделі поставлене завдання удосконалити спосіб діагностики та диференціації жовчно-кам'яної хвороби шляхом поляризаційної селекції лазерного зображення жовчі за визначенням зміни статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують експериментально виміряну структуру оптико-анізотропної складової лазерних зображень жовчі людини для забезпечення розширення функціональних можливостей ранньої діагностики та диференціації жовчно-кам'яної хвороби на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету II-ступеня.

Поставлене завдання вирішується тим, що у способі статистичної поляризаційної діагностики і диференціації жовчно-кам'яної хвороби на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету II-ступеня за поляризаційною селекцією мікроскопічного зображення зразка біологічної рідини людини шляхом опромінення поляризованим лазерним пучком шару біологічної рідини, вимірювання інтенсивності зображення крізь поляризатор, який відрізняється тим, що для оцінки змін координатної структури мікроскопічних зображень проводять опромінювання шару жовчі паралельним лінійно поляризованим пучком, проєктують лазерні зображення шару жовчі за допомогою мікрооб'єктиву в площину світлочутливої площадки CCD-камери крізь поляризатор-аналізатор площина пропускання якого ортогональна азимуту поляризації, визначають координатний розподіл інтенсивності зображення шару жовчі для кожного окремого пікселя, за яким обчислюють статистичні моменти 1-го – 4-го порядків розподілу інтенсивності у зображенні жовчі на основі чого діагностують наявність та диференціюють жовчно-кам'яної хвороби на фоні некам'яневого холециститу та цукрового діабету II-типу.

Спільними ознаками прототипу та рішення, що заявляється, є використання для діагностики і диференціації жовчно-кам'яної хвороби змін інтенсивності мікроскопічного зображення. Корисна модель відрізняється від прототипу тим, що для оцінки змін координатної структури мікроскопічних зображень проводять опромінювання шару жовчі паралельним лінійно

поляризованим пучком, проєктують лазерні зображення шару жовчі за допомогою мікрооб'єктиву в площину світлочутливої площадки CCD-камери крізь поляризатор-аналізатор площина пропускання якого ортогональна азимуту поляризації, визначають координатний розподіл інтенсивності зображення шару жовчі для кожного окремого пікселя, за яким обчислюють статистичні моменти 1-го – 4-го порядків розподілу інтенсивності у зображенні жовчі на основі чого діагностують наявність та диференціюють жовчно – кам'яної хвороби на фоні некам'яневого холециститу та цукрового діабету II-типу.

Спосіб здійснюється наступним чином. Для оцінки жовчно-кам'яної хвороби на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету II-ступеня у людини забирають зразок жовчі. За допомогою пристрою проводять лазерне опромінення лінійно поляризованим пучком дослідного зразку жовчі, вимірюючи розподіли інтенсивності поляризаційно відфільтрованого зображення. За оцінкою величини середнього, дисперсії, асиметрії та ексцесу таких розподілів діагностують наявність жовчно-кам'яної хвороби на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету II-ступеня.

Теоретичним підґрунтям для використання способу є наступні дані.

Згідно закону Малюса [Ushenko Yu.O. Wavelet analysis for Mueller matrix images of biological crystal networks / Yu.O. Ushenko, Yu.Ya. Tomka, O.G. Pridiy, A.V.Motrich, O.V. Dubolazov, I.Z. Misevitch, V.V. Istratiy// Semiconductor Physics, Quantum Electronics and Optoelectronics. – 2009. – Vol. 12. – №4. – P. 391 – 398] величина інтенсивності у кожній точці з координатою r у площині поляризаційно неоднорідного $(\alpha(r), \beta(r))$ лазерного зображення шару жовчі визначається наступним співвідношенням

$$I(r) = \cos^2 \alpha(r) + \operatorname{tg}^2 \beta(r) \sin^2 \alpha(r). \quad (1)$$

Тут $\alpha(r), \beta(r)$ - відповідно азимут і еліптичність поляризації.

З аналізу виразу (1) випливає, що експериментально вимірявши координатний розподіл значень інтенсивності лазерного зображення в межах

всієї сукупності пікселів цифрової камери $\begin{pmatrix} I_{11} & \dots & I_{1m} \\ \dots & \dots & \dots \\ I_{n1} & \dots & I_{nm} \end{pmatrix}$, можна одержати

інформацію про поляризаційний прояв оптико-анізотропної структури шару жовчі людини.

З іншого боку, така анізотропія тісно пов'язана з біохімічним складом жовчі, що визначається фізіологічним станом людини.

В якості аналітичного механізму для оцінки розподілів випадкових значень інтенсивності (I) зображення зразків жовчі людини, використовували статистичні моменти першого (M_1 - середнє або математичне очікування), другого (M_2 - дисперсія), третього (M_3 -

асиметрія) і четвертого (M_4 - ексцес) порядків, які обчислювали за такими алгоритмами

$$M_1 = \frac{1}{N} (\Delta z_1 + \Delta z_2 + \dots + \Delta z_N); \quad (2)$$

$$M_2 = \sqrt{\frac{1}{N} (\Delta z_1^2 + \Delta z_2^2 + \dots + \Delta z_N^2)}; \quad (3)$$

$$M_3 = \frac{1}{M_2^3} \left\{ \sqrt{\frac{1}{N} (\Delta z_1^3 + \Delta z_2^3 + \dots + \Delta z_N^3)} \right\}; \quad (4)$$

$$M_4 = \frac{1}{M_2^4} \left\{ \sqrt{\frac{1}{N} (\Delta z_1^4 + \Delta z_2^4 + \dots + \Delta z_N^4)} \right\}, \quad (5)$$

де $N = m \times n$ - загальна кількість пікселів цифрової камери; $\Delta z \equiv I$.

Використання корисної моделі пояснюється наступним прикладом: нехай опромінюючий пучок є циркулярно поляризованим. В якості зразків використали зразки жовчі здорової людини та хворих на жовчно-кам'яну хворобу на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету II-ступеня.

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли інтенсивності поляризаційно візуалізованих лазерних зображень таких зразків відрізняються в 1,85 – 5,9 рази.

Статистичні моменти	Норма	Некам'яневий холецистит	Цукровий діабет II-ступеня
$M_1(I)$	$0,33 \pm 0,042$	$0,52 \pm 0,068$	$0,61 \pm 0,052$
$M_2(I)$	$0,41 \pm 0,057$	$0,28 \pm 0,041$	$0,31 \pm 0,041$
$M_3(I)$	$1,72 \pm 0,27$	$2,96 \pm 0,33$	$5,83 \pm 0,87$
$M_4(I)$	$1,09 \pm 0,21$	$3,57 \pm 0,58$	$6,28 \pm 0,78$

Технічний результат забезпечує нова сукупність дій, яка складає запропонований спосіб, що призводить до розширення функціональних можливостей діагностики і диференціації жовчно-кам'яної хвороби на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету II-ступеня людини шляхом статистичного моніторингу зміни структури поляризаційно-візуалізованих лазерних зображень. При цьому вперше використана поляризаційна візуалізація оптико-анізотропних структур жовчі та проведення статистичного моніторингу змін координатних розподілів інтенсивності поляризаційно відфільтрованого лазерного зображення жовчі.

СПОСІБ КОРЕЛЯЦІЙНО-ФАЗОВОЇ ДІАГНОСТИКИ І ДИФЕРЕНЦІАЦІЇ ЖОВЧНО-КАМ'ЯНОЇ ХВОРОБИ НА ФОНІ НЕКАМ'ЯНЕВОГО ХОЛЕЦИСТИТУ І ЦУКРОВОГО ДІАБЕТУ II-СТУПЕНЯ

Корисна модель відноситься до медицини, а також фізичної оптики і може бути використана для ранньої діагностики і диференціації жовчно-кам'яної хвороби на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету II-ступеня та дослідження поляризаційної структури лазерного зображення жовчі, що актуально у діагностиці запальних процесів організму людини.

Відомі способи раннього виявлення жовчно-кам'яної хвороби людини є приблизними, що не може бути залучено для швидкого та зручного диференціально-діагностичного обстеження хворих на некам'яневий холецистит і цукровий діабет II-ступеня.

Використання традиційних методів для ранньої діагностики і диференціації жовчно-кам'яної хвороби на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету II-ступеня має певні обмеження, а саме – низька діагностична ефективність на ранніх стадіях захворювання, коли нема достовірних даних, вимагає тривалого часу виконання, високої вартості тестів.

На даний час не існує об'єктивного, точного та зручного способу для ранньої діагностики і диференціації жовчно-кам'яної хвороби на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету II-ступеня, який можна використовувати для швидкого та зручного диференціально-діагностичного обстеження хворих.

Наш спосіб, що заявляється, дозволяє уникнути вказаних недоліків, значно об'єктивізувати на ранніх етапах визначення і диференціації жовчно-кам'яної хвороби на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету II-ступеня людини та отримати точні дані, які не залежать від суб'єктивної оцінки лікаря-діагноста.

Відомий ряд оптичних способів, які досліджують автокореляційні параметри координатного розподілу інтенсивності поляризованого лазерного випромінювання, перетвореного біологічними об'єктами.

Спосіб - аналог, описаний в [А.О.Агелская, Yu. A. Ushenko, A.G Ushenko, A. Dubolazov, V. Istratiy, Yu. Ya Tomkaю 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, – р. 1-6], заснований на аналізі автокореляційних функцій розподілу фаз лазерного зображення біологічних шарів.

Недоліком способу є неможливість дослідження екстремальних фазових проявів оптико-анізотропних структур біологічного шару.

Прототипом корисної моделі є спосіб діагностики запальних процесів за оцінкою статистичної структури автокореляційних функцій поляризаційних зображень біологічних тканин людини [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] при якому стан захворювання визначається за діагностикою змін автокореляційних функцій фазових зсувів, які обчислюються на основі вимірювання розподілів азимутів і еліптичності поляризації лазерних зображень гістологічних зрізів біологічних тканин людини. При цьому ступінь запальних змін оцінюються шляхом обчислення півширини автокореляційних функцій розподілів фаз у лазерних зображеннях гістологічних зрізів біологічних тканин.

Недоліками прототипу є те, що неможливе пряме експериментальне вимірювання фазових зсувів, які вносяться оптико-анізотропними структурами об'єкту, внаслідок чого відбувається діагностика запальних процесів на пізніх етапах, що значно гальмує ефективність лікування та призводить до залучення додаткових коштів.

Нами пропонується рішення, що усуває вказані недоліки.

В основу корисної моделі поставлене завдання удосконалити спосіб діагностики і диференціації жовчно-кам'яної хвороби за визначенням зміни автокореляційних функцій експериментально вимірюваних розподілів фазових зсувів у лазерних зображеннях жовчі крові людини для забезпечення розширення функціональних можливостей діагностики і диференціації жовчно-кам'яної хвороби на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету II-ступеня, а також у підвищенні точності вимірювання фазових зсувів між ортогональними складовими амплітуди лазерного випромінювання.

Поставлене завдання вирішується тим, що у способі кореляційно-фазової діагностики і диференціації жовчно-кам'яної хвороби на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету II-ступеня за фазовим картографуванням зразка біологічної рідини людини шляхом оцінки змін автокореляційних функцій розподілів фазових зсувів лазерних зображень, який відрізняється тим, що для оцінки змін координатної структури фазових зображень проводять опромінювання паралельним циркулярно поляризованим пучком гелій – неоновому лазера з довжиною хвилі 0.6328 мкм шару жовчі, поляризаційні зображення яких проектують за допомогою мікрооб'єктиву в площину світлочутливої площадки CCD-камери крізь чвертьхвильову пластинку і визначають масив координатного розподілу інтенсивності зображення шару жовчі для кожного окремого пікселя, за яким обчислюють автокореляційні функції розподілу екстремальних значень фазових зсувів у лазерному зображенні жовчі, на основі чого судять про

наявність жовчно-кам'яної хвороби на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету II-ступеня.

Спільними ознаками прототипу та рішення, що заявляється, є використання змін автокореляційних функцій лазерного зображення біологічної рідини. Корисна модель відрізняється від прототипу тим, що для оцінки змін координатної структури фазових зображень проводять опромінювання паралельним циркулярно поляризованим пучком гелій – неоновому лазера з довжиною хвилі 0.6328 мкм шару жовчі, поляризаційні зображення якого проєктують за допомогою мікрооб'єктиву в площину світлочутливої площадки CCD-камери крізь чвертьхвильову пластинку і визначають масив координатного розподілу інтенсивності зображення шару жовчі для кожного окремого пікселя, за яким обчислюють автокореляційні функції розподілу екстремальних значень фазових зсувів у лазерному зображенні жовчі, на основі чого судять про наявність жовчно-кам'яної хвороби на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету II-ступеня. Спосіб здійснюється наступним чином.

Для оцінки виникнення жовчно-кам'яної хвороби на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету II-ступеня у людини забирають зразок жовчі. За допомогою пристрою проводять лазерне опромінення циркулярно поляризованим пучком дослідного зразку жовчі, поляризаційні зображення проєктують за допомогою мікрооб'єктиву в площину світлочутливої площадки CCD-камери крізь чвертьхвильову пластинку і визначають масив координатного розподілу інтенсивності зображення шару жовчі для кожного окремого пікселя, за якими судять про автокореляційну функцію розподілу екстремальних значень фаз у зображенні жовчі. За оцінкою величини дисперсії та ексцесу таких автокореляційних функцій діагностують та диференціюють жовчно-кам'яну хворобу на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету II-ступеня.

Теоретичним підґрунтям для використання способу є наступні дані.

Найбільш повно когерентні властивості світлових полів описуються у термінах фазових зсувів між ортогональними компонентами амплітуди лазерного випромінювання [Ushenko Yu.A. Statistical structure of polarization-inhomogeneous images of tissues with different morphological structures, Ukrainian Journal of Physical Optics, 6, No. 2, 63-70, 2005].

Процеси перетворення фазових параметрів, опромінюючого біологічні об'єкти, когерентного випромінювання найбільш повно описуються за допомогою матричного оператора наступного вигляду:

$$\{M\} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos^2 2\rho + \sin^2 2\rho \cdot \cos\Delta & \cos 2\rho \sin 2\rho (1 - \cos\Delta) & -\sin 2\rho \sin \Delta \\ 0 & \cos 2\rho \sin 2\rho (1 - \cos\Delta) & \sin^2 2\rho + \cos^2 2\rho \cos\Delta & \cos 2\rho \sin \Delta \\ 0 & \sin 2\rho \sin \Delta & -\cos 2\rho \sin \Delta & \cos\Delta \end{pmatrix}, \quad (1)$$

де ρ - орієнтація оптичної осі анізотропних утворень; Δ - величина фазового зсуву, який виникає під впливом двоприменезаломлення біологічної рідини.

Результуючі значення фази Δ лазерного пучка довжиною хвилі λ , що пройшов крізь досліджувану біологічну рідину товщиною l і показником двопронезаломлення Λl , записуються у вигляді:

$$\Delta = 2\pi/\lambda (\Lambda n)l. \quad (2)$$

При проходженні такого циркулярно поляризованого лазерного пучка крізь чверть хвильову пластинку його інтенсивність $I(\Delta)$ виявляється однозначно пов'язаною з фазовим зсувом $\Delta(m \times n)$ для кожного пікселя (m, n) цифрової CCD-камери

$$I(m \times n) = \cos^2 \Delta(m \times n). \quad (3)$$

На основі (3) визначається масив фазових зсувів

$$\Delta = \begin{pmatrix} \arccos \sqrt{I_{11}} & \arccos \sqrt{I_{1m}} \\ \arccos \sqrt{I_{n1}} & \arccos \sqrt{I_{nm}} \end{pmatrix}. \quad (4)$$

Двовимірний масив (4) сканується у горизонтальному напрямку $x \equiv 1, \dots, m$ з кроком $\Delta x = 1 \text{ pix}$. У межах кожної локальної вибірки $(1_{\text{pix}} \times n_{\text{pix}})^{(k=1, 2, \dots, m)}$ обчислювалася кількість (N) характеристичних значень $\Delta(k) = 0,5\pi, - (N_L^{(k)})$.

Таким чином, визначалися залежності $N_L(x) \equiv (N_L^{(1)}, N_L^{(2)}, \dots, N_L^{(m)})$ кількості екстремальних L – фазових зсувів у межах лазерного зображення жовчі.

В основу аналізу координатної структури розподілів $N_L^{(k)}$ покладено метод автокореляції з використанням функції

$$K_L(\Delta x) = \lim_{m \rightarrow 0} \frac{1}{m} \int_1^m N_L(x) N_L(x - \Delta x) dx. \quad (5)$$

Тут $(\Delta x = 1 \text{ pix})$ – “крок” з яким змінюються координати $x = 1 \div m$.

Таким чином, за вимірними екстремальними значеннями інтенсивності $I(m \times n)$ зображення жовчі для кожного окремого пікселя (mn) CCD-камери, можна однозначно визначити автокореляційну функцію $K_L(\Delta x)$ та обчислити її дисперсію M_2 та ексцес M_4 :

$$M_2 = \sqrt{\frac{1}{W} (N_1^2 + N_2^2 + \dots + N_k^2)}; \quad (6)$$

$$M_4 = \frac{1}{M_2^2} \left\{ \sqrt{\frac{1}{W} (N_1^4 + N_2^4 + \dots + N_k^4)} \right\}, \quad (7)$$

де W - повна кількість пікселів CCD-камери, яка реєструє зображення жовчі.

Використання корисної моделі пояснюється наступним прикладом: нехай опромінюючий пучок є циркулярно поляризованим. В якості зразків використали зразки жовчі здорової людини та хворих на жовчно-кам'яну хворобу на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету II-ступеня.

Статистичні моменти	Норма	Некам'яневий холецистит	Цукровий діабет II - ступеня
M_2	$0,24 \pm 0,027$	$0,38 \pm 0,041$	$0,51 \pm 0,064$
M_4	$1,36 \pm 0,16$	$2,45 \pm 0,35$	$4,12 \pm 0,58$

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли автокореляційні функції розподілу кількості екстремальних значень фазових зсувів лазерних зображень таких зразків відрізняються в 2,1 – 3,2 рази.

Технічний результат забезпечує нова сукупність дій, яка складає запропонований спосіб, що призводить до розширення функціональних можливостей діагностики і диференціації жовчно-кам'яної хвороби на фоні некам'яневого холециститу і цукрового діабету II-ступеня людини шляхом статистичного моніторингу зміни автокореляційної структури фазових зсувів у лазерних зображеннях. При цьому вперше використано проведення статистичного моніторингу змін автокореляційних функцій розподілів кількості екстремальних значень фазових зсувів у лазерному зображенні жовчі.

Наукове видання

Ушенко Олександр Григорович
Павлов Сергій Володимирович,
Вуйцік Вальдемар
Кушнерик Людмила Ярославівна
Заболотна Наталія Іванівна
Марчук Юлія Федорівна
Злепко Сергій Макарович
Пашковська Наталя Вікторівна
Федів Олександр Іванович
Андрійчук Деніс Романович

**МЕТОДИ І СИСТЕМИ ЛАЗЕРНОЇ ПОЛЯРИМЕТРІЇ
ОПТИЧНОЇ АНІЗОТРОПІЇ ЖОВЧІ ЛЮДИНИ
Том II**

Монографія

Редактори: С.Павлов, О.Ушенко
Оригінал-макет підготовлено Ю. Марчук

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 № 144151

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 978-617-7237-65-4



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", "Біомедична інженерія".



9 786177 237654