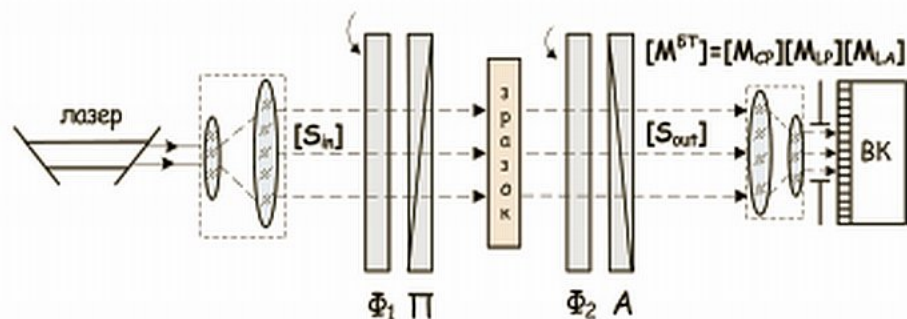


С. Є. Тужанський, Г. Л. Лисенко

## СИСТЕМИ ЛАЗЕРНОЇ ВІДЕОПОЛЯРИМЕТРІЇ ДЛЯ АВТОМАТИЗОВАНОГО КОНТРОЛЮ ПАРАМЕТРІВ НЕОДНОРІДНИХ БІОТКАНИН



Міністерство освіти і науки, молоді та спорту України  
Вінницький національний технічний університет

**С. Є. Тужанський, Г. Л. Лисенко**

**СИСТЕМИ ЛАЗЕРНОЇ ВІДЕОПОЛЯРИМЕТРІЇ  
ДЛЯ АВТОМАТИЗОВАНОГО КОНТРОЛЮ  
ПАРАМЕТРІВ НЕОДНОРІДНИХ БІОТКАНИН**

**Монографія**

Вінниця  
ВНТУ  
2011

УДК 681.74:535.56  
ББК 32.86-01:22.343  
Т81

Рекомендовано до друку Вченою радою Вінницького національного технічного університету Міністерства освіти і науки України (протокол № 3 від 28.10.2010 р.)

Рецензенти:

**В. Г. Петрук**, доктор технічних наук, професор

**О. Г. Ушенко**, доктор фізико-математичних наук, професор

**Тужанський, С. Є.**

Т81 Системи лазерної відеополяриметрії для автоматизованого контролю параметрів неоднорідних біотканин : монографія / С. Є. Тужанський, Г. Л. Лисенко. – Вінниця : ВНТУ, 2011. – 156 с.  
ISBN 978-966-641-399-7

Розглянуто сучасний стан розвитку технологій поляриметрії біологічних об'єктів і тканин. Здійснено теоретичні дослідження методів і засобів лазерної відеополяриметрії, аналіз поляризаційних властивостей дослідних зразків біотканин. Запропоновано метод візуалізації структурних неоднорідностей біотканин на основі аналізу розподілів параметрів анізотропії та ступеня поляризації, що їх отримують з елементів головного мінору  $3 \times 3$  растрової матриці Мюллера зразка, у площині кадру. Розроблено швидкодійну двохвильову систему лазерної відеополяриметрії біотканин “око-процесорного” типу для автоматизованого контролю вказаних параметрів.

**УДК 681.74:535.56**  
**ББК 32.86-01:22.343**

**ISBN 978-966-641-399-7**

© С. Тужанський, Г. Лисенко, 2011

## ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ.....	5
ВСТУП .....	6
1. СУЧАСНИЙ СТАН ТЕХНОЛОГІЙ ДОСЛІДЖЕННЯ ПОЛЯРИЗАЦІЙНИХ ПАРАМЕТРІВ БІОТКАНИН.....	9
1.1. Аналітичний огляд методів оптичного контролю та діагностики у біомедичних дослідженнях .....	9
1.2. Аналіз матричних методів опису поляризаційних властивостей біотканин.....	14
1.3. Стан технологій та аналіз схем визначення поляризаційних параметрів біотканин.....	19
1.3.1. Системи однопроменевої лазерної поляриметрії біотканин .....	21
1.3.2. Оптична томографія та відеополяриметрія біотканин .....	27
1.3.3. Аналіз поляризаційних елементів для систем лазерної відеополяриметрії.....	30
1.4. Вимоги до сучасних систем лазерної відеополяриметрії біотканин .....	33
2. МОДЕЛІ ПРОЦЕСІВ ВЗАЄМОДІЇ ОПТИЧНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ З БІОТКАНИНОЮ.....	35
2.1. Моделі розрахунків поглинання та розсіювання лазерного випромінювання біотканиною .....	35
2.2. Методика аналізу поляризаційних властивостей випромінювання, розсіяного біотканиною.....	43
2.3. Моделювання процесів розсіювання оптичного випромінювання шкірою .....	45
2.4. Шаруваті оптичні моделі неоднорідних біотканин .....	52
2.5. Метод визначення параметрів анізотропії неоднорідних біотканин на основі елементів головного мінору 3×3 матриці Мюллера .....	61
3. МЕТОДИ І СИСТЕМИ АВТОМАТИЗОВАНОЇ ЛАЗЕРНОЇ ПОЛЯРИМЕТРІЇ БІОТКАНИН .....	67
3.1. Методи і схеми відеополяриметрії біотканин на основі аналізу елементів головного мінору 3×3 растрової матриці Мюллера .....	67
3.1.1. Метод поляризаційної візуалізації неоднорідностей анізотропних біотканин .....	67
3.1.2. Оптимізація відеополяриметра для вимірювань елементів головного мінору растрової матриці Мюллера.....	71
3.2. Універсальна лазерна відеополяриметрична система .....	77

3.3. Двохвильова лазерна відеополяриметрична система для дослідження параметрів неоднорідних біотканин .....	88
3.4. Моделювання впливу чинників недосконалості елементів відеополяриметра на точність результатів визначення РММ .....	94
4. АНАЛІЗ ХАРАКТЕРИСТИК СИСТЕМ ЛАЗЕРНОЇ ВІДЕОПОЛЯРИМЕТРІЇ ТА ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ ПОЛЯРИЗАЦІЙНИХ ПАРАМЕТРІВ БІОТКАНИН .....	104
4.1. Оцінювання фотометричних та інформаційних характеристик систем лазерної відеополяриметрії .....	104
4.2. Оцінювання точності вимірювань та вірогідності контролю параметрів, які характеризують патології біотканин .....	107
4.3. Експериментальні дослідження поляризаційних властивостей шкіри .....	115
4.3.1. Аналіз поляризаційних властивостей шкіри лабораторних шурів при опіках .....	115
4.3.2. Поляризаційна візуалізація структурних неоднорідностей людської шкіри на основі аналізу растрової матриці Мюллера .....	119
4.3.3. Візуалізація новоутворень людської шкіри методом головного мінору матриці Мюллера .....	125
4.4. Прогнозування періоду перевірки функціонування лазерних автоматизованих відеополяриметричних систем .....	127
4.4.1. Прогнозування періоду перевірки стану лазерного відеополяриметра в умовах повного контролю .....	128
4.4.2. Оптимізація періоду контролю стану ЛАВС в умовах недосконалостей технічних засобів .....	131
ВИСНОВКИ .....	137
Додаток А. Лістинг програми моделювання впливу недосконалостей елементів системи на точність визначення компонентів головного мінору 3×3 РММ (Mathematica 6.0).....	143
Додаток Б. Приймальний канал лазерної відеополяриметричної системи ЛАВС .....	144
Додаток В. Двоканальний лазерний пристрій Quantron-laser.....	145
ЛІТЕРАТУРА.....	151

## ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

БМК	Базовий матричний кристал
БТ	Біологічна тканина
КМОН	Комплементарна структура метал–оксид–напівпровідник
ЛАВС	Лазерна автоматизована відеополяриметрична система
ЛПН	Лазерний поляризаційний нефелометр
МПВ	Матричний багатоелементний приймач випромінювання
МРС	Матриця розсіювання світла
МТЛЗП	Метод трьох лінійних зондувальних поляризацій
ОВ	Оптичне випромінювання
ОЗП	Оперативний запам'ятовувальний пристрій
ПЗЗ	Прилад із зарядовим зв'язком
ПЛІС	Програмована логічна інтегральна схема
ПЧОКТ	Поляризаційно-чутлива оптична когерентна томографія
РММ	Растрова матриця Мюллера
РПВ	Рівняння перенесення випромінювання
СКВ	Середньоквадратичне відхилення
ТПВ	Теорія перенесення випромінювання
УФ	Ультрафіолетовий
ФП	Фазова пластинка
ЦСП	Цифровий сигнальний процесор
DDR2 SDRAM	Синхронний динамічний ОЗП із подвійною швидкістю обміну даними
LCC	Ефект перетворення лінійної поляризації у кругову
VLIW	Архітектура процесора із наддовгими командними словами

## ВСТУП

Стрімкий прогрес у розробці сучасних засобів автоматизованого контролю медико-біологічних параметрів, які характеризують функціональні зміни при різних патологіях біотканин (БТ), зумовлений, значною мірою, розвитком оптико-електронних систем. Важливе місце у техніці біомедичних досліджень займають автоматизовані системи вимірювання та контролю поляризаційних параметрів біотканин, які використовують зондування лазерним пучком.

Складність процесів взаємодії оптичного випромінювання з БТ пов'язана з їх переважною неоднорідністю, яка обумовлює сильне розсіювання у видимому та ближньому інфрачервоному діапазонах довжин хвиль. Однак на клітинному рівні значна кількість БТ є упорядкованими структурами, які здатні проявляти при оптичному зондуванні поляризаційні властивості (подвійне променезаломлення, оптичну активність, деполаризацію та ін.).

У дерматології, офтальмології, гінекології, гастроентерології та косметології високочутливі поляриметричні методи застосовують для локалізації та виявлення низки злоякісних новоутворень і дегенеративно-дистрофічних змін у різноманітних БТ (шкіра, м'язи, рогівка та ретина ока, кришталик та ін.), а також при вивченні особливостей їх внутрішньої будови.

Одним із перспективних напрямків розвитку біомедицини є розробка автоматизованих систем одно- та багатохвилевої поляриметрії. Сучасні лазерні поляриметричні схеми забезпечують високі показники чутливості й точності вимірювань (зокрема у 0,1 мл розчину крові можна ідентифікувати вміст  $2,5 \cdot 10^{-9}$  г глюкози).

На сьогоднішній день значна кількість світових та вітчизняних науково-дослідних організацій і фірм займаються розробкою та виробництвом систем поляриметрії біомедичних об'єктів. Найвідоміші з них: Axometrics, Texas A&M University, Johns Hopkins University, University of Toledo (США), Perkin Elmer, Саратовський державний університет ім. М. Г. Чернишевського, НТЦ унікального приладобудування РАН (Росія), Інститут фізики ім. Степанова НАН Республіки Беларусь, Чернівецький національний університет ім. Юрія Федько-

вича та інші. Автоматизовані методи вимірювань та контролю поляризаційних характеристик неоднорідних анізотропних середовищ, до яких відносять велику кількість БТ, успішно реалізуються у відеополяриметричних системах. Комп'ютерна обробка зображень, яка здійснюється у відеополяриметрах, дає можливість будувати координатні розподіли поляризаційних характеристик у площині відповідного кадру. Це підвищує інформативність системи у порівнянні з традиційними однопроменевими поляриметрами, а також дозволяє розширити функції приладів візуального поляризаційного контролю. Разом із цим більшість відомих засобів лазерної відеополяриметрії є відносно інерційними та не забезпечують високу функціональність в умовах різноманітності медико-біологічних об'єктів досліджень. Найбільш швидкодійні елетрооптичні та акустооптичні схеми, що їх застосовують у локальній поляриметрії, не здатні забезпечити зондування неоднорідних середовищ колімованим світлом із великою апертурою. Серед відомих світових та вітчизняних наукових шкіл, які працюють у напрямі поляриметричних та інших оптичних методів дослідження параметрів неоднорідних біологічних середовищ, в першу чергу слід виділити такі: Г. Мюллера, Г. Ван де Хюлста, Р. А. Чіпмана, С. Л. Жака, В. В. Тучіна, Д. А. Зімякова, І. Є. Брилля, А. П. Іванова, О. Г. Ушенка, О. В. Ангельського, А. Я. Хайрулліної, В. Г. Петрука, В. П. Кожем'яки, С. М. Савенкова, С. М. Злепка, О. Т. Кожухаря та інші. Інтенсивний розвиток лазерних та оптоелектронних технологій у біології та медицині стимулює інтерес до створення більш досконалих засобів і методів аналізу поляризаційних властивостей неоднорідних біотканин. Експериментальні дослідження поляризаційних характеристик є важливим джерелом інформації при захворюваннях сполучних тканин та епітелію організму людини, а вірогідність контролю – важливою кількісною оцінкою для аналізу їх морфологічних особливостей. Однак, не зважаючи на широке впровадження систем для автоматизованого контролю поляризаційних параметрів неоднорідних БТ, і досі не існує досконалої методології їх кількісного аналізу при патологічних та інших структурних змінах єдиним універсальним методом.



До неінвазивних методів діагностування та локалізації неопластичних процесів й інших видів патології БТ (пухлини, гематоми та ін.) відносять методи поляризаційно чутливої оптичної томографії та лазерної відеополяриметрії, яка базується на аналізі растрової матриці Мюллера. Разом з цим, визначення поляризаційних параметрів БТ при відновленні з елементів  $4 \times 4$  матриці Мюллера у відеорежимі є досить громіздким та не дозволяє проводити експрес-контроль патологій БТ (повна  $4 \times 4$  матриця Мюллера містить надлишкову інформацію, обробка якої призводить до недостатньої швидкодії відповідних засобів).

У монографії розглядаються методи, алгоритми та автоматизовані технічні засоби лазерної відеополяриметрії БТ на базі сучасних оптико-електронних технологій, що дозволяють підвищити ефективність виявлення патологічних змін у неоднорідних БТ та їх швидкодію при автоматизованому контролі поляризаційних характеристик порівняно із традиційними інструментальними методами досліджень (рентгенологічним, ультразвуковим, радіонуклідним та ін.).

# 1. СУЧАСНИЙ СТАН ТЕХНОЛОГІЙ ДОСЛІДЖЕННЯ ПОЛЯРИЗАЦІЙНИХ ПАРАМЕТРІВ БІОТКАНИН

## 1.1. Аналітичний огляд методів оптичного контролю та діагностики у біомедичних дослідженнях

Оптичний контроль на сьогоднішній день широко застосовується у багатьох сферах народного господарства (промисловість, будівництво, сільське господарство), техніки і науки (контроль навколишнього середовища, астрофізика, океанологія). Оптичні методи досліджень є ефективним інструментом аналізу та неруйнівного контролю об'єктів і речовин різноманітного походження (полікристалічні, напівпровідникові, астрономічні та ін.) [1–4]. Особливу роль вони відіграють при вивченні властивостей біологічних об'єктів та при виявленні низки захворювань у медицині [5–13].

Завдяки винятковій інформаційній ємності, найбільшій у природі швидкості поширення світла та його багатовимірності, що зумовлює потенційну багатоканальність реєстрації та обробки інформації, оптичні методи є одними з найбільш перспективних у біомедичній діагностиці. Важливими перевагами оптичних технологій у біомедицині є переважна безболісність досліджень та можливість дистанційного неінвазивного (*in vivo*) вивчення біологічних об'єктів і тканин у живому організмі [5, 7–9].

Останні тридцять років завдяки фундаментальним працям провідних світових та вітчизняних наукових шкіл Г. Мюллера, Г. Ван де Хюлста, А. Я. Хайрулліної, В. П. Рвачева, А. П. Іванова, В. В. Тучіна, С. Л. Жака, О. Г. Ушенко, В. Г. Петрука та інших набув інтенсивного розвитку новий напрямок біофізичних досліджень – оптика біотканин, що є важливим для розуміння процесів взаємодії оптичного випромінювання з біосистемами, а також для розробки приладів і систем виявлення захворювань та їх лікування [7–9, 12–16].

Для експериментального визначення оптичних параметрів БТ застосовують дві групи методів – прямі та непрямі [17–21]. Перші побудовані на базових фізичних законах і означеннях (Бугера–Бера та

ін.). Параметрами, що вимірюються прямими методами, є коефіцієнт колімованого пропускання  $T_c$ , індикатриса розсіювання для тонких зразків або освітленість всередині об'ємного середовища. Непрямі методи засновані на розв'язанні оберненої задачі розсіювання, яка побудована на основі відповідної теоретичної моделі розповсюдження світла у середовищі, зокрема моделі перенесення випромінювання [10, 18–20].

Для вимірювань таких оптичних параметрів біотканин, як коефіцієнти поглинання  $\mu_a$  та розсіювання  $\mu_s$  і фазова функція розсіювання  $g$  використовують різні підходи. Найбільш поширеним при *in vitro* вимірюваннях зразків біотканин є метод двох інтегровальних сфер [12], комбінований із вимірюваннями колімованого пропускання, який полягає у послідовному або одночасному вимірюванні трьох параметрів: колімованого пропускання  $T_c$ , дифузного пропускання  $T_d$  та дифузного відбиття  $R_d$ . Для визначення оптичних параметрів тканини з цих вимірювань застосовують різні теоретичні співвідношення (потоків моделі Кубелки–Мунка) або чисельні методи (інверсний метод Монте-Карло), що встановлюють зв'язок між  $\mu_a$ ,  $\mu_s$ ,  $g$  з вимірюваними параметрами [18, 19].

У таблиці 1.1 наведений порівняльний аналіз найбільш поширених методів неруйнівного контролю параметрів біологічних об'єктів і тканин на основі оптичного випромінювання з урахуванням факторів, які обмежують їх застосування у вказаній області, теоретичної межі граничної чутливості та середньої методичної похибки вимірювань [1–5, 7–13].

З точки зору неруйнівного контролю медико-біологічних параметрів, які характеризують наявні патологічні зміни у об'єкті дослідження, найбільш перспективною є область малих величин інтенсивності оптичного випромінювання, які не вносять спотворень у результати вимірювань за рахунок гомеостазу живої матерії навіть на локальному рівні. При цьому можливе використання найбільш чутливих лазерних методів досліджень [5, 13, 21].

Таблиця 1.1

## Методи оптичного контролю параметрів біологічних об'єктів і тканин

Назва методу	Область застосування	Фактори, що обмежують застосування	Контрольовані параметри	Гранична чутливість	Похибка, %
Візуально-оптичний	Аналіз форми і розмірів, інтроскопія, ендоскопія	Мінімальна яскравість зображення $\leq 1 \text{кд/м}^2$	Розмір і форма об'єкта	$0,6 \cdot \lambda / A$	$0,1-1,0$
Рефрактометричний	Дисперсійний контроль, визначення концентрації розчинів біорідин	Оптична непрозорість середовищ	Показник заломлення	$0,6 \cdot \lambda / A$	$0,01$
Інтерферометричний	Ретинометрія, аналіз товщини рогівки ока, швидкості кровообігу судин	–	Щільність і ширина інтерференційних смуг, контраст спекл-структури	$0,1 \cdot \lambda$	$0,1$
Дифракційний	Аналіз розмірів об'єктів, шорсткості та структури поверхні	Розмір мікрооб'єктів порядку довжини хвилі	Геометричні розміри, показники заломлення і поглинання	$0,1 \cdot \lambda$	$1,0$
Спектроскопія квазіпружного розсіювання	Аналіз динамічних характеристик мікрооб'єктів, розмірів і маси розсіювачів	Для слабо поглинаючих, прозорих та квазіоднорідних середовищ	Ширина доплерівського спектра, розмір об'єкта	$0,1 \dots 10^6 \text{Гц}$ $0,05 \text{ мкм}$	$1,0$
Калориметричний	Аналіз поглинання, концентрації розчинів, динаміки потоків біорідин	Для оптично неоднорідних речовин	Зміна температури (поглинальна здатність)	$\alpha \cdot 10^{-7}$	$1,0$
Поляризаційний	Аналіз оптично активних біорідин, діагностика патологій та дистрофії біотканин	Оптична непрозорість середовищ	Параметри анізотропії, товщина, ступінь поляризації	$0,6 \cdot \lambda / A$	$1,0$
Лазерна нефелометрія	Аналіз концентрації елементів крові, структури біотканин, імунологія, вірусологія	Умови пружного розсіювання	Індикатриса розсіювання (функція розмірів)	$0,01 \text{ мкм}$	$2,0$

Продовження табл. 1.1

Назва методу	Область застосування	Фактори, що обмежують застосування	Контрольовані параметри	Гранична чутливість	Похибка, %
Спектральний абсорбційний аналіз	Аналіз і класифікація складу речовини, діагностика оптично щільних біооб'єктів, спектроскопія швидкоплинних процесів	–	Спектральні коефіцієнти відбиття, поглинання, пропускання, концентрація речовини	$\Delta I / I_0 = 10^{-5}$ $\alpha \sim 3 \cdot 10^{-10}$	1,0
Лазерний флуоресцентний аналіз	Дослідження макромолекул, клітин і мікроорганізмів, діагностика онкозахворювань	Для флуоресцентних об'єктів та тканин	Інтенсивність флуоресценції	$0,001 \cdot I_0$	2,0
Оптична томографія	Дослідження патологічних та дистрофічних змін у біотканинах	Оптична непрозорість обмежує глибину зондування тканини	Розміри та форма неоднорідностей	$0,1 \cdot \lambda$	1,0
Голографічний	Дослідження об'ємних процесів на тканинах ока	Ступінь когерентності лазера, вібрація	Геометричні параметри, градієнти показників заломлення	$0,1 \cdot \lambda$	1,0

Примітка.  $\lambda$  – довжина хвилі;  $A$  – апертура оптичної системи;  $\alpha$  – мінімальний коефіцієнт поглинання [ $\text{см}^{-1}$ ];  $I_0$  – інтенсивність випромінювання, що падає;  $\Delta I$  – різниця інтенсивності вхідного та вихідного випромінювань

Поява лазерів дозволила значно підвищити точність систем біомедичної макродіагностики та спростити процес вимірювань. Лазерним джерелам властиві гостра направленість випромінювання, висока монохроматичність та спектральна густина енергії, вони здатні генерувати імпульси малої тривалості (до  $10^{-14}$  с) та керувати поляризацією випромінювання. Це стимулювало розвиток нових методик виявлення та ідентифікації біооб'єктів, вивчення їх будови, а також дослідження природи процесів, які в них відбуваються [5, 7–11, 13, 21].

На рис. 1.1 наведено класифікацію лазерних методів досліджень відповідно до фізичних видів взаємодії випромінювання із біологічними об'єктами [5, 7–13].



Рис. 1.1. Класифікація лазерних методів досліджень біологічних об'єктів і тканин

На дослідженні кутових і поляризаційних характеристик пружно розсіяного світла засновані лазерні нефелометричні системи діагностування біологічних об'єктів та тканин [7, 13]. Для виявлення частинок різних розмірів використовують метод асиметрії індикатриси (полягає у реєстрації відхилення вимірюваної індикатриси від індикатриси релєвського розсіювання) та метод повної індикатриси, який застосовується для дослідження частинок із розмірами 0,1–10 мкм (при малому куті розсіювання 1–300 мкм) [7, 13, 16].

Для дослідження морфологічних параметрів еритроцитів крові (розмірів, форм, концентрації і агрегації) за умов наближення їх до природного стану розроблено низку методів, які включають процедури визначення показника гематокриту, функції агрегації еритроцитів і концентрації похідних гемоглобіну за допомогою пружного розсіювання світла [13, 16]. Показано сильну залежність індикатриси розсіювання від розмірів еритроцита для кутів 1–30 градусів, що дозволяє одержувати функцію їх гранулометричного складу [16].

Лазерна поляризаційна нефелометрія, що базується на методах автоматизованого вимірювання кутових залежностей елементів матриці розсіювання світла (МРС), є потенційно важливим напрямком діагно-

стування і контролю параметрів біотканин [5, 7, 13]. Експериментальні дослідження МРС прозорого та мутного кришталіків ока виявили яскраво виражені відмінності абсолютних значень елементів  $M_{11}$ ,  $M_{12}(M_{21})$ ,  $M_{22}$  та кутових залежностей для  $M_{13}$ ,  $M_{22}$  [13].

## 1.2. Аналіз матричних методів опису поляризаційних властивостей біотканин

Методи оптики біотканин, які базуються на аналізі взаємодії з ними поляризованого випромінювання, останнім часом привертають все більшу увагу [16, 22–27]. Взаємодія монохроматичного поляризованого світла із детермінованими об'єктами математично описується відомими матричними методами [22–26], кожен з яких за певних обмежень можна застосовувати для дослідження біотканин. Так, при розгляді плоскої поверхні зразка біотканини, як сукупності мікроділянок окремих шарів, поляризаційні властивості об'єкта можна проаналізувати традиційними методами, розглянутими нижче.

Метод Джонса побудований на відповідності плоскій монохроматичній світловій хвилі, яка поширюється вздовж напрямку  $z$  (рис. 1.2), вектору електричного поля  $\mathbf{E}$ , що може бути представлений вектором Джонса [22, 25]

$$\mathbf{E} = \begin{bmatrix} E_x \\ E_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} E_{0x} \\ E_{0y} e^{j\delta} \end{bmatrix} e^{j(\omega t + \varphi_x)}, \quad (1.1)$$

де  $E_x = \text{Re} [E_{0x} e^{j(\omega t + \varphi_x)}]$ ,  $E_y = \text{Re} [E_{0y} e^{j(\omega t + \varphi_y)}]$  – амплітуди ортогональних складових вектора  $\mathbf{E}$ ;  $\varphi_x$  та  $\varphi_y$  – початкові фази коливань проекцій вектора  $\mathbf{E}$  на осі  $x$ ,  $y$  відповідно;  $\delta = \varphi_y - \varphi_x$  – різниця фаз між  $E_x$  і  $E_y$ .

Вектор-стовпець Джонса дозволяє описати стан поляризації будь-якого повністю поляризованого світлового пучка [23].

При лінійній взаємодії поляризованого випромінювання із середовищем, яке змінює його поляризаційні властивості, результувальний електричний вектор [22]

$$\mathbf{E}' = \begin{bmatrix} E'_{0x} e^{j\phi'_x} \\ E'_{0y} e^{j\phi'_y} \end{bmatrix} = [\mathbf{J} \cdot \mathbf{E}], \quad (1.2)$$

де  $\mathbf{J} = \begin{bmatrix} J_{11} & J_{12} \\ J_{21} & J_{22} \end{bmatrix}$  – матриця перетворення Джонса.

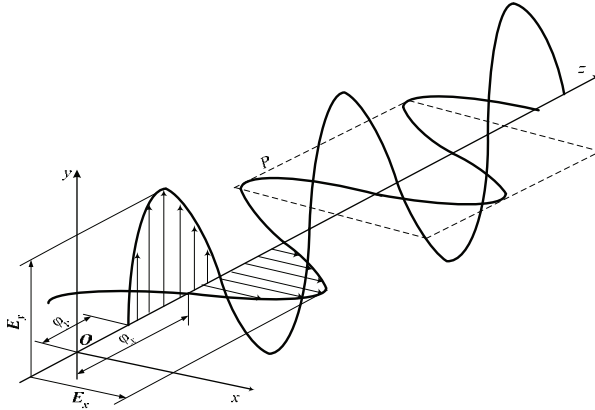


Рис. 1.2. Схема напрямків коливань векторів  $E_x$  та  $E_y$  та площини поляризації  $P$

Матриця Джонса  $\mathbf{J}$  об'єкта може бути подана як передавальна матриця лінійної оптичної ланки із слабо корельованими каналами ортогональних станів поляризації. Її елементи є комплексними числами, що залежать від характеристик об'єкта та визначені для більшості відомих поляризаційних елементів [22, 25, 26]. У випадку розташування на шляху випромінювання послідовно  $n$  об'єктів (середиць) із матрицями Джонса відповідно  $\mathbf{J}_1, \mathbf{J}_2, \dots, \mathbf{J}_n$  результувальний вихідний електричний вектор [25, 26]

$$\mathbf{E}' = \mathbf{J}_n \cdot \mathbf{J}_{n-1} \cdots \mathbf{J}_1 \cdot \mathbf{E}. \quad (1.3)$$

При цьому добуток узгоджених матриць є асоціативним, але не є комутативним ( $\mathbf{J}_n \cdot \mathbf{E} \neq \mathbf{E} \cdot \mathbf{J}_n$ ) [26].



Векторна природа процесів розсіювання вимагає врахування як енергетичних, так і поляризаційних характеристик пучків, які можуть бути представлені через параметри вектора, запропонованого у 1852 р. Джорджем Г. Стоксом [23]

$$\mathbf{S} = \begin{bmatrix} S_0 \\ S_1 \\ S_2 \\ S_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \langle E_x E_x^* + E_y E_y^* \rangle \\ \langle E_x E_x^* - E_y E_y^* \rangle \\ \langle E_x E_y^* + E_y E_x^* \rangle \\ \langle E_x E_y^* - E_y E_x^* \rangle \end{bmatrix}, \quad (1.4)$$

де  $E_x, E_y$  – ортогонально поляризовані компоненти електричного вектора  $\mathbf{E}$ ;  $\langle \rangle$  – операція усереднення за часом миттєвого значення відповідної величини.

Параметри вектора Стокса визначають на основі вимірювань шести значень світлових потоків, отриманих після проходження крізь відповідні перетворювальні фільтри (елементи із заданими станами поляризації), розташовані безпосередньо перед фотодетектором [4, 11, 27]. Висока наочність інтерпретації вектора Стокса досягається при розгляданні його як точки на поверхні сфери Пуанкаре [22, 25] (компоненти  $S_1, S_2$  і  $S_3$  подаються як координати в декартовій системі, а  $S_0$  – як одиничний радіус сфери), кожна точка якої однозначно зіставляється з певним станом поляризації випромінювання (рис. 1.3).

Параметри вектора Стокса можуть бути представлені через параметри еліпса поляризації – азимут  $\alpha$  і кут еліптичності  $\beta$  [22, 23]

$$\mathbf{S} = \begin{bmatrix} I \\ I \cos(2\alpha) \cos(2\beta) \\ I \sin(2\alpha) \cos(2\beta) \\ I \sin(2\beta) \end{bmatrix}. \quad (1.5)$$

З (1.5) виразимо відповідні значення параметрів поляризаційного еліпса

$$\alpha = 0,5 \arctg \frac{S_2}{S_1};$$

$$\beta = 0,5 \arcsin \frac{S_3}{S_0} = 0,5 \arcsin \left[ \frac{S_3}{\sqrt{S_1^2 + S_2^2 + S_3^2}} \right]. \quad (1.6)$$

Азимут та кут еліптичності є важливими параметрами вимірювань у традиційних схемах оптичної еліпсометрії [22].

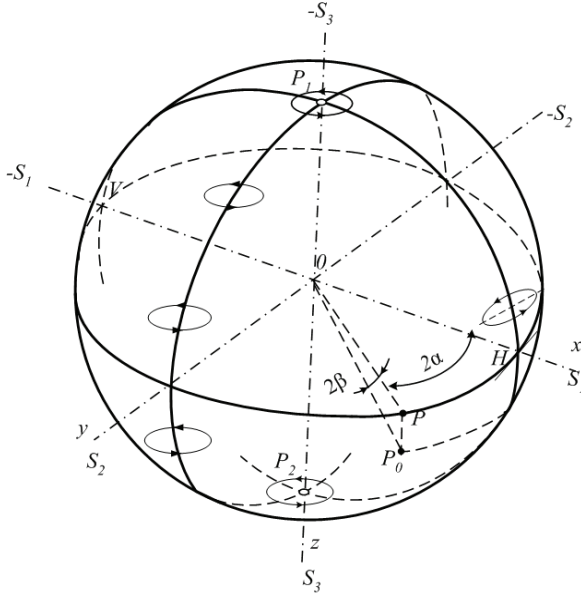


Рис. 1.3. Сфера Пуанкаре станів поляризації

За допомогою вектора Стокса можливий опис частково поляризованого оптичного поля (для якого виконується умова  $S_0^2 > S_1^2 + S_2^2 + S_3^2$ ) та визначення ступеня поляризації світла [4, 22, 25, 26]

$$\Delta = \frac{\sqrt{S_1^2 + S_2^2 + S_3^2}}{S_0} = \frac{I_n}{I_n + I_{nn}}, \quad (1.7)$$

де  $I_n$ ,  $I_{nn}$  – інтенсивності поляризованої та неполяризованої компонент, відповідно.

Згідно з теоремою Стокса можливе подання частково поляризованого світла у вигляді двох складових компонент – повністю поляризованої  $S_n$  та неполяризованої  $S_{nn}$  [23]

$$\mathbf{S} = \mathbf{S}_n + \mathbf{S}_{\text{нп}} = \begin{bmatrix} \sqrt{S_1^2 + S_2^2 + S_3^2} \\ S_1 \\ S_2 \\ S_3 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} S_0 - \sqrt{S_1^2 + S_2^2 + S_3^2} \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}. \quad (1.8)$$

У 1943 р. Ганс Мюллер для опису зв'язку вектора Стокса випромінювання, яке лінійно взаємодіє із зразком, із вихідним вектором Стокса запропонував матрицю  $\mathbf{M}$  розмірністю  $4 \times 4$  [24]

$$\mathbf{S}^{\text{вих}} = \mathbf{M} \cdot \mathbf{S}^{\text{вх}} = \begin{bmatrix} m_{00} & m_{01} & m_{02} & m_{03} \\ m_{10} & m_{11} & m_{12} & m_{13} \\ m_{20} & m_{21} & m_{22} & m_{23} \\ m_{30} & m_{31} & m_{32} & m_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} S_0^{\text{вх}} \\ S_1^{\text{вх}} \\ S_2^{\text{вх}} \\ S_3^{\text{вх}} \end{bmatrix}, \quad (1.9)$$

де  $\mathbf{S}^{\text{вх}}$ ,  $\mathbf{S}^{\text{вих}}$  – вектори Стокса до та після взаємодії світла із об'єктом (ділянкою зразка БТ).

Елементи  $4 \times 4$  матриці Мюллера  $m_{ij}$  є дійсними, в загальному випадку незалежними числами і є функціями частоти світла, розмірів, форми, орієнтації та складу розсіювальних частинок зразка [5–17]. Матриця Мюллера повністю описує перетворення об'єктом випромінювання із довільним станом поляризації, певною довжиною хвилі у заданому напрямку розповсюдження, і може характеризувати всі відомі поляризаційні властивості БТ.

Як і у методі Джонса, взаємодію випромінювання поляризованого світла із декількома об'єктами можна подати як добуток матриць Мюллера на вектор Стокса. Пучок світла, що взаємодіє із двома такими елементами, має вигляд

$$\mathbf{S}^{\text{вих}} = \mathbf{M}_2 \cdot \mathbf{M}_1 \cdot \mathbf{S}^{\text{вх}}, \quad (1.10)$$

де  $\mathbf{M}_1$  і  $\mathbf{M}_2$  – матриці Мюллера відповідних об'єктів;  $\mathbf{S}^{\text{вх}}$  – вектор Стокса на вході елемента  $\mathbf{M}_1$ .

Порівняння матричних методів опису поляризаційних властивостей об'єктів Джонса та Мюллера наведено у таблиці 1.2.

Таблиця 1.2

## Порівняння матричних методів Джонса та Мюллера

<i>Метод Джонса</i>	<i>Метод Мюллера</i>
Придатний для аналізу об'єктів, при взаємодії світла з якими воно залишається повністю поляризованим	Придатний для опису об'єктів із частковою деполаризацією
Матриця Джонса враховує абсолютну фазу випромінювання	Окремі елементи матриці Мюллера 4×4 є взаємозалежними (лише сім елементів для однорідних недеполаризувальних об'єктів є незалежними)
Будь-яка комплексна матриця 2×2 може бути матрицею Джонса об'єкта із фізично допустимими властивостями	Не кожна 4×4 матриця описує об'єкт із фізично допустимими параметрами, тобто є матрицею Мюллера
Будь-яка матриця Джонса може бути перерахованою в матрицю Мюллера	Довільна матриця Мюллера перераховується у матрицю Джонса лише для однорідних об'єктів

Таким чином, метод Мюллера є найбільш універсальним, хоча повна матриця Мюллера може містити надлишкову інформацію, яка не використовується при аналізі поляризаційних властивостей БТ. Для застосування більш зручних методів, заснованих на аналізі неповних матриць Мюллера об'єкта, важливим є попередній аналіз структури БТ із визначенням кількості незалежних елементів.

### 1.3. Стан технологій та аналіз схем дослідження поляризаційних параметрів біотканин

Дослідження поляризаційної структури розсіяного зразком світла є основою методів локальної поляриметрії та лазерної відеополяриметрії [4, 5, 27–30]. Аналіз стану поляризації при малокутовому багатократному розсіюванні є досить перспективним при вивченні окремих біологічних середовищ (поверхневі шари шкіри, моношари клітин та ін.) і є альтернативою схемам томографії, часовим, фазово-частотним та іншим методам [5, 7, 29].

При дослідженні біологічних тканин діагностично інформативними параметрами, які характеризують їх внутрішню структуру, можуть бути величина двопроменезаломлення, ступінь деполаризації початково поляризованого світла, а також характер перетворення поляриза-

ції із одного виду в інший [31–35]. Експериментальні дослідження показали, що в залежності від товщини і типу зразка БТ ступінь поляризації змінюється в межах від 1 до 300 (при повній деполаризації  $I_{нар}/I_{норм}=2$ ) [5, 7]. Важливою характеристикою БТ виявилася довжина шляху деполаризації світла в тканині  $l_p$ . Так, дерма шкіри людини (без крові) має значення  $l_p=0,43$  мм ( $\lambda=476\text{--}514$  нм) та  $l_p=0,46$  мм ( $\lambda=633$  нм) [8]. Довжина деполаризації при патологічній зміні тканини стінки аорти зменшується:  $l_p=0,54$  мм (норма),  $0,39$  мм (стадія звапнення) і  $0,33$  мм (стадія некротичної виразки) ( $\lambda=476\text{--}514$  нм) [7].

Експериментально встановлено, що лінійна поляризація зберігається у межах 2,5 транспортних довжин. Наприклад, для шкіри із показниками поглинання  $\mu_a \approx 0,4 \text{ см}^{-1}$  і розсіювання  $\mu'_s \approx 20 \text{ см}^{-1}$  ( $\lambda=0,6\text{--}1,0$  мкм) параметр  $l_p \approx 0,48$  мм [7, 8]. Отже, світло може розповсюджуватись у шкірі товщиною  $\approx 1,2$  мм із збереженням лінійної поляризації, що є прийнятним значенням для багатьох діагностичних застосувань. Аналіз перетворення стану поляризації у розсіювальному середовищі із типовими для біотканин параметрами показав, що характеристична довжина деполаризації зондувального світла з лінійною поляризацією є приблизно у 1,4 рази більшою, ніж з циркулярною [11].

Більшість біомедичних об'єктів і тканин має складну будову, тому при дослідженнях їхньої структури важливо проводити вимірювання за час до виникнення незворотних змін (у об'єктах *in vivo*), або до появи сенсорно-моторної реакції (у об'єктах *in vitro*). В основу вимірювання куткових і поляризаційних характеристик можуть бути покладені відомі методи і засоби еліпсометрії [4, 5, 10, 22]. Однак у зв'язку із обмеженістю апріорних знань відносно об'єкта досліджень автоматичні нуль-еліпсометри із комірками Фарадея, які є ефективними при аналізі твердих тіл, не можуть бути широко застосовані у біомедицині. Для біомедичних методів важливим фактором є універсальність, іноді навіть при зменшенні точності та швидкодії. Це часто обумовлює необхідність вимірювання складних МРС, які найбільш повно описують кутові й поляризаційні характеристики, зокрема при пружному розсіюванні світла окремими частинками та їх ансамблями [10–13, 22].

Шановний читачу!

Умови придбання надрукованих примірників монографії наведені на сайті видавництва <http://publish.vntu.edu.ua/get/?isbn=978-966-641-399-7>

Уважаемый читатель!

Условия приобретения печатных экземпляров монографии приведены на сайте издательства <http://publish.vntu.edu.ua/get/?isbn=978-966-641-399-7>

Dear reader!

You may order this monograph at the Web page <http://publish.vntu.edu.ua/get/?isbn=978-966-641-399-7>

*Наукове видання*

**Станіслав Євгенович Тужанський  
Геннадій Леонідович Лисенко**

**СИСТЕМИ ЛАЗЕРНОЇ ВІДЕОПОЛЯРИМЕТРІЇ  
ДЛЯ АВТОМАТИЗОВАНОГО КОНТРОЛЮ ПАРАМЕТРІВ  
НЕОДНОРІДНИХ БІОТКАНИН**

Монографія

Редактор С. Малішевська  
Оригінал-макет підготовлено С. Тужанським

Підписано до друку 14.02.2011 р.  
Формат 29,7×42¼ Папір офсетний.  
Гарнітура Times New Roman.  
Друк різнографічний. Ум. друк. арк. 9,01  
Наклад 100 прим. Зам № 2011-044

Вінницький національний технічний університет,  
КІВЦ ВНТУ,  
21021, м. Вінниця, Хмельницьке шосе, 95,  
ВНТУ, ГНК, к. 114.  
Тел. (0432) 59-85-32  
Свідоцтво суб'єкта видавничої справи  
серія ДК № 3516 від 01.07.2009 р.

Віддруковано у Вінницькому національному технічному університеті,  
в комп'ютерному інформаційно-видавничому центрі,  
21021, м. Вінниця, Хмельницьке шосе, 95,  
ВНТУ, ГНК, к. 114.  
Тел. (0432) 59-81-59  
Свідоцтво суб'єкта видавничої справи  
серія ДК № 3516 від 01.07.2009 р.