

Міністерство освіти і науки України
Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут»

На правах рукопису

БЕЗУГЛА НАТАЛЯ ВАСИЛІВНА

УДК 535.2:616-71

ПРОСТОРОВА ФОТОМЕТРІЯ БІОЛОГІЧНИХ СЕРЕДОВИЩ

Спеціальність 05.11.17 Біологічні та медичні прилади і системи

Дисертація

на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук

Науковий керівник –
Тимчик Григорій Семенович,
доктор технічних наук, професор

Київ 2016

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ ТА СКОРОЧЕНЬ.....	5
ВСТУП.....	6
РОЗДІЛ 1. МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ ОПТИЧНОГО ПРОСТОРОВОГО АНАЛІЗУ БІОЛОГІЧНИХ СЕРЕДОВИЩ.....	11
1.1 Взаємодія оптичного випромінювання з біологічним середовищем.....	11
1.2 Основні чисельні методи розв’язку рівняння переносу випромінювання....	21
1.3 Функції анізотропії розсіювання.....	25
1.3.1 Фазові функції однократного розсіювання.....	27
1.3.2 Фазові функції багатократного розсіювання.....	30
1.3.3 Експериментальне визначення фазової функції.....	32
1.4 Методи та засоби просторового дослідження індикатрисы розсіювання.....	32
1.5 Постановка задачі.....	41
Висновки до розділу 1.....	42
РОЗДІЛ 2. Структурно-алгоритмічна реалізація методу просторової фотометрії біологічних середовищ.....	43
2.1 Обґрунтування залежності величини фактору анізотропії від азимутального кута.....	43
2.2 Аналіз асиметрії осьової анізотропії розсіювання методом перетинів.....	46
2.3 Оцінка впливу фактору анізотропії розсіювання на точність визначення оптичних коефіцієнтів методом Монте-Карло.....	52
2.4 Математична інтерпретація методу просторової фотометрії біологічних середовищ.....	55
2.4.1 Загальні положення методу просторової фотометрії для середовищ з симетричною та асиметричною анізотропією розсіювання.....	55
2.4.2 Методи вирішення рівняння для асиметричної анізотропії розсіювання.....	60
2.4.3 Перехід від просторової індикатрисы розсіювання до фактору анізотропії однократного розсіювання.....	61

2.4.4 Зв'язок індикатриси розсіювання товщинними зразками біологічних середовищ з фазовою функцією однократного розсіювання.....	63
2.5 Методика визначення фактору анізотропії розсіювання за методом перетинів.....	67
Висновки до розділу 2.....	70
РОЗДІЛ 3. Схемо-технічне моделювання системи просторової фотометрії біологічних середовищ.....	71
3.1 Принципи побудови систем просторової фотометрії біологічних середовищ.....	71
3.2 Обґрунтування елементної бази для засобів просторової фотометрії.....	74
3.2.1 Двох-канальна вимірювальна система.....	75
3.2.2 Восьми-канальна вимірювальна система	79
3.3 Засоби технічної реалізації системи для просторової фотометрії.....	85
3.3.1 Система гоніометричного типу.....	85
3.3.2 Гоніометрична система з використанням дуги.....	87
3.3.3 Вимірювальна система сферичного типу.....	90
3.3.4 Схемо-технічний розвиток систем просторової фотометрії.....	91
Висновки до розділу 3.....	92
РОЗДІЛ 4. Експериментальна реалізація просторового фотометричного аналізу біологічних середовищ.....	93
4.1 Загальна методика проведення досліджень.....	93
4.2 Особливості підготовки зразків біологічних середовищ.....	96
4.3 Результати вимірювань, їх обробка та аналіз.....	97
4.4 Розрахунок фактору анізотропії розсіювання.....	103
4.5 Визначення оптичних коефіцієнтів методом Монте-Карло при різних значеннях фактору анізотропії розсіювання.....	108
Висновки до розділу 4.....	112
Основні результати роботи.....	113
Список використаних джерел.....	115

ДОДАТОК А. Аналіз анізотропії розсіяння товщинних біологічних середовищ методом перетинів.....	123
ДОДАТОК Б. Етапи розробки восьми-канальної вимірювальної системи.....	131
ДОДАТОК В. Результати досліджень фактору анізотропії розсіяння біологічних середовищ	132
ДОДАТОК Д. Акти впровадження результатів роботи в навчальний процес та дослідницьку діяльність.....	135

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ ТА СКОРОЧЕНЬ

БС – біологічне середовище

СПФМ-БС – система просторової фотометрії біологічних середовищ

ТПВ – теорія переносу випромінювання

РПВ – рівняння переносу випромінювання

метод М-К – метод Монте Карло

функція Х-Г – функція Хені-Грінштайна

ПЗ – програмне забезпечення

ПВ – приймач випромінювання

ПК – персональний комп'ютер

АЦП – аналогово-цифровий перетворювач

ФП – фотоприймач

ІВСОБ – інформаційно-вимірювальна система «оптика-біологія»

λ – довжина хвилі світла

μ_a – коефіцієнт поглинання

μ_s – коефіцієнт розсіяння

g – фактор анізотропії розсіяння

n – показник заломлення

$p(\theta)$ – фазова функція розсіяння

R – коефіцієнт дифузного відбиття

T – коефіцієнт повного пропускання

ВСТУП

Актуальність теми дослідження. Важливу інформацію про структуру та функції біологічних середовищ (БС) можна отримати за допомогою оптичних методів біомедичного дослідження, що базуються на з'ясуванні характеру розсіяння ними випромінювання. Медико-біологічні критерії, вироблені на підставі численних експериментів, та адекватна математична модель поширення оптичного випромінювання в БС є діагностичним базисом для оцінки фізіологічного та функціонального стану тканини або органу, до складу якого входить дане БС.

Процеси поширення оптичного випромінювання в світлорозсіювальних середовищах, у тому числі біологічних тканинах, рідинах, субстратах, не є фізично сталою категорією і, внаслідок випадкового розподілу поглинаючих і розсіювальних центрів, залишаються проблемними при вивченні науковцями багатьох суміжних галузей. З'ясування характеру взаємодії світла з динамічним середовищем вирішується в рамках різноманітних теоретичних методів та чисельних теорій, які можна віднести або до загальної хвильової теорії Максвелла, або до теорії переносу випромінювання (Чандрассекара, Ісімару). Головною метою більшості чисельних теорій є визначення оптичних характеристик, що є інтегрально-диференційними показниками поля світлової хвилі, що поширюється в біологічному середовищі. Задачі підвищення інформативності визначення оптичних характеристик і присвячена дана робота. Останнім часом інтерес до цієї задачі помітно виріс, що значною мірою пов'язано з розвитком оптики біологічних середовищ і тканин (роботи В.В. Тучіна, А.В. Прієзжева, І.В. Меглинського, О.А. Геніної, А.Н. Ярославської, А.Н. Башкатова, С.А. Праля та інш.). Численні клінічні дослідження показують, що характер розсіяного випромінювання здоровими та патологічно зміненими біологічними середовищами різний та обумовлений відмінностями оптичних параметрів, зокрема коефіцієнтів розсіяння та поглинання, а також фактору анізотропії розсіяння, що характеризує фазову функцію розсіяння. Дані оптичні параметри можна визначити на підставі комбінації вимірюваних величин, зокрема дифузного відбиття, дифузного пропускання, колімованого пропускання,

повного пропускання, а також просторового розподілу інтенсивності розсіяного світла. Зазначений просторовий розподіл характеризується індикатрисою розсіяння, виходячи з передумов вісе-симетричності якої здійснюють перехід до фазової функції розсіяння. У практиці оптичного біомедичного експерименту індикатриса розсіяння окремих біологічних середовищ не є вісе-симетричною, а одно-площинний перехід до фазової функції розсіяння призводить до суттєвих похибок у визначенні оптичних параметрів досліджуваних біологічних середовищ. Тому актуальною є задача розробки методу та системи фотометрії біологічних середовищ для просторової реєстрації та аналізу індикатриса розсіяння. Отримані за її допомогою результати можуть бути використані для оптимального дозування оптичного випромінювання при лазерній терапії, а також для задач оптичної біопсії, оптичної комп'ютерної томографії тощо.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами. Дисертаційна робота пов'язана з науково-дослідними роботами кафедри виробництва приладів Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут», а саме: «Створення фундаментальних засад взаємодії польових структур об'єктів при діагностиці та лікуванні» (№ДР 0108U000442, тема №2111-Ф), «Створення теоретичних засад новітньої інформаційної технології діагностики та дослідження спектрів біотехнічних об'єктів при лікуванні» (№ ДР 0111U000712, тема №2409-Ф) та «Створення теоретичних засад дії інтегрованої системи ранньої діагностики та прогнозування розвитку вібраційних ознак поширених захворювань» (№ ДР 0114U001471, тема № 2703-Ф).

Метою дисертаційної роботи є розробка методу фотометричного аналізу біологічних середовищ шляхом розширення простору визначення їх оптичних властивостей, що дозволяє одночасно врахувати характеристики відбитого та пропущеного середовищем оптичного випромінювання в межах повного тілесного кута і підвищити інформативність фотометрії.

Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити такі **задачі**:

1. Здійснити порівняльний аналіз основних методів та засобів просторової оптичної біомедичної діагностики.

2. Обґрунтувати необхідність та переваги застосування просторового оптичного аналізу біологічних середовищ в межах повного тілесного кута.
3. Розробити метод просторової фотометрії біологічних середовищ.
4. Розробити алгоритм функціонування та створити інформаційно-вимірювальну систему, що реалізує аналітичний базис запропонованого методу.
5. Дослідити параметри відбитого та пропущеного випромінювання на зразках біологічних середовищ.

Об'єкт дослідження – процеси поширення оптичного випромінювання в біологічних середовищах.

Предмет дослідження – система просторового фотометричного аналізу біологічних середовищ.

Методи дослідження – методи оптики світлорозсіяння біологічних середовищ, теорія статистичного методу Монте-Карло, методи схемотехніки, фотоніки та програмування.

Наукова новизна

1. Удосконалено метод фотометричного біомедичного аналізу, що дозволяє на підставі встановленої величини фактору просторової анізотропії розсіяння підвищити інформативність визначення оптичних характеристик біологічних середовищ.
2. Розроблено математичну модель визначення фактору анізотропії однократного розсіяння біологічних середовищ на підставі врахування експериментально отриманого розподілу розсіяного випромінювання в межах повного тілесного кута на товщинних зразках.
3. Обґрунтовано аналітичні засади параметричного синтезу системи просторової фотометрії для різних класів біологічних середовищ.

Практична цінність

У результаті виконання дисертаційної роботи вирішена науково-технічна задача розширення простору визначення оптичних властивостей біологічних середовищ і отримані наступні практичні результати.

1. Запропоновано схемотехнічну реалізацію системи просторової

фотометрії біологічних середовищ на основі розробленого методу, захищену патентом України (№75382).

2. Створено систему для просторового фотометричного аналізу біологічних середовищ «СПФМ-БС», що дозволяє здійснювати дискретну реєстрацію просторового розподілу відбитого та пропущеного світла в межах тілесного кута 4π .

3. Розроблено програмне забезпечення «ІВСОБ» (авторське свідоцтво №44754) та «ІВСОБ-2» (авторське свідоцтво №57856), що забезпечує можливість аналізу та обробки результатів фотометричного дослідження БС.

4. Розроблений алгоритм синхронізації роботи фото-приймальних пристроїв для здійснення паралельного аналізу розсіяного оптичного випромінювання.

Основні теоретичні та практичні аспекти розробки методу та системи просторової фотометрії використовуються в навчальному процесі кафедри виробництва приладів НТУУ «КПІ» при проведенні лекційних та лабораторних занять за курсами «Оптичні медичні прилади», «Біофотоніка», «Лазерні технології в біомедичному приладобудуванні». Також результати роботи впроваджені в дослідницьку та виробничу діяльність «ТОВ Науково-методичний центр «Медінтех».

Результати роботи мають практичне застосування в медико-біологічних дослідженнях. За результатами проведених теоретичної та експериментальної апробації розроблена функціональна схема та створена система просторової фотометрії «СПФМ-БС».

Особиста участь автора в одержанні наукових та практичних результатів, що викладені в дисертаційній роботі. Усі основні результати дисертації, що складають сутність роботи і знайшли відображення в пунктах новизни та практичної цінності, отримані автором самостійно.

У роботах, що опубліковані у співавторстві, здобувачу належить аналіз сучасних методів та пристроїв дослідження оптичних параметрів біологічних середовищ [1,6,7,14,15], аналіз методів, способів та пристроїв впливу на біологічні

тканини та середовища, а також їх дослідження, на основі яких розроблено власні [2,4,7,8,11,16,17,19,20], дослідження впливу осьової асиметрії анізотропії розсіяння на коефіцієнти відбиття та пропускання [3,5,15], розробка нового методу просторової фотометрії для визначення характеристик розсіяння методом перетинів [8,16,21,23,24], розробка програмного забезпечення для дослідження індикатриса розсіяння [9,10,12,13,17], розробка системи просторового дослідження біологічних середовищ на основі сфери [8,11,14,17,19,22]. Також автором проведено необхідні експериментальні дослідження, що знайшли відображення в [2,3,5,15,23,24].

Апробація результатів дисертації. Упродовж роботи основні положення та результати дисертаційної роботи були висвітлені на: міжнародних науково-технічних конференціях: «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів» (Кременчук, 2011), «Приладобудування: стан і перспективи» (Київ, 2010, 2012, 2014, 2015), «Приборостроение – 2015» (Мінськ. Білорусія, 2015); міжнародній студентській науково-технічній конференції «Новые направления развития приборостроения» (Мінськ. Білорусія, 2012, 2013, 2014, 2015); міжнародном молодіжному науковому форумі «ЛОМОНОСОВ-2013» (Москва. Росія, 2013); 1st International Conference “Biophotonics-Riga 2013” (Рига. Латвія, 2013).

Перелік публікації за темою дисертації (із зазначенням особистого внеску здобувача). За результатами досліджень опубліковано 24 наукові праці, в тому числі 4 статті у наукових фахових виданнях (з них 3 включено до наукометричних баз), 1 патент України на винахід, 2 патенти України на корисну модель, 2 авторські свідоцтва, 14 тез доповідей в збірниках матеріалів конференцій.

Структура дисертації. Дисертація складається зі вступу, чотирьох розділів, висновків, списку використаних джерел та 4 додатків. Загальний обсяг дисертації складає 136 сторінок, з яких основний зміст викладено на 122 сторінках, містить 46 рисунків, 11 таблиць. Список використаних джерел складається з 75 найменувань.

РОЗДІЛ 1

МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ ОПТИЧНОГО ПРОСТОРОВОГО АНАЛІЗУ БІОЛОГІЧНИХ СЕРЕДОВИЩ

У першому розділі розглянуто оптичні параметри, що характеризують процеси взаємодії оптичного випромінювання з біологічним середовищем, зокрема особливості розсіяння та поглинання. Розглянуто моделі поширення оптичного випромінювання в БС при багатократному розсіянні та основні принципи їх реалізації. Більш детально розглянуті моделі, що базуються на стаціонарній теорії переносу випромінювання. Проаналізовано методи їх розв'язку. Здійснено порівняльний аналіз та систематизацію методів та засобів для просторового дослідження біологічних середовищ.

1.1 Взаємодія оптичного випромінювання з біологічним середовищем

При взаємодії колімованого випромінювання оптичного діапазону з біологічним середовищем відбуваються наступні основні процеси: поглинання, відбиття, розсіяння (назад і вперед) та перевипромінювання (рис.1.1). Кожен з зазначених процесів апіорі несе інформацію про мікро- та макроструктуру цього середовища, а саме про розміри та форму окремих його складових, їх орієнтацію, що характеризуються оптичними параметрами БС (коефіцієнтом поглинання μ_a , розсіяння μ_s , фактором анізотропії розсіяння g та показником заломлення n).

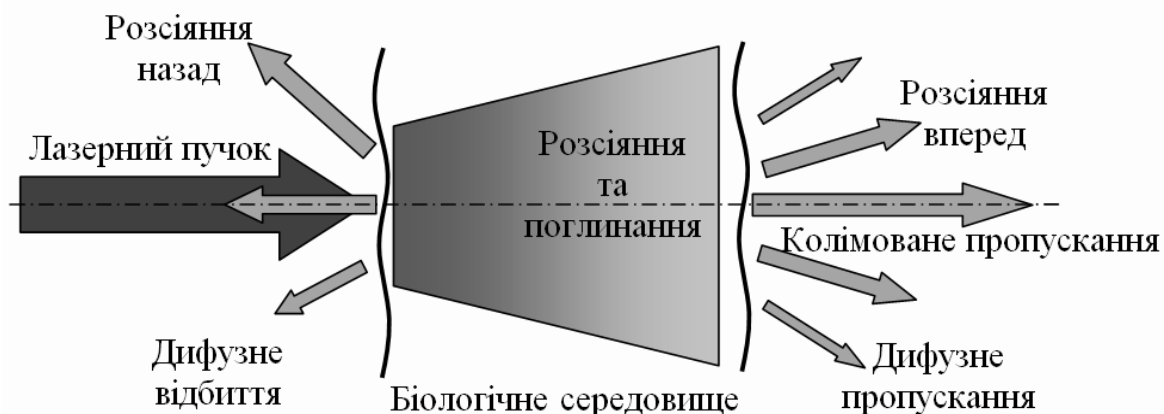


Рис. 1.1. Взаємодія оптичного випромінювання з біологічним середовищем [1]

У роботі основну увагу приділено явищу розсіювання оптичного випромінювання БС, тому розглянемо його види та причини виникнення. Оскільки біологічні структури є оптично-неоднорідними поглинаючими середовищами з середнім показником заломлення більшим, ніж у повітря, то на межі розподілу «БС – повітря» частина випромінювання відбивається (френелівське відбиття), та вносить свою частку в розсіювання назад. За рахунок багатократного розсіювання та поглинання при поширенні всередині БС частина світла зазнає затухання. Розсіювання назад обумовлене об'ємним розсіюванням, яке є причиною поширення значної частки випромінювання в зворотному напрямі. За розсіювання в БС відповідають клітинні мембрани, ядра і органели, такі як мітохондрії, а також гранули меланіну в клітинах, які є основними розсіювальними центрами для багатьох БС [2]. Розсіювання на цих частках визначається їх розмірами відносно довжини хвилі світла λ , формою та відносним показником заломлення. Розсіювання на маленьких частках (<100 нм) характеризується розсіюванням Релея, у той час як більш великі структури (0,5-1мкм) призводять до розсіювання Мі [3-6].

Авторами [5] доведено, що в залежності від ступеню злоякісності новоутворень БС збільшується хаотизація клітинних структур, зростає розкид розмірів окремих клітинних ядер відносно середнього значення, яке також збільшується від 10-12 мкм в нормі до 20-50 мкм для патологічних тканин, одночасно може змінюватися і відносний показник заломлення ядро-цитоплазма. Все це веде до зміни характеру розсіювання. Авторами у роботах [7] та [8] показано, що при дослідженні розсіяного випромінювання анізотропія розсіювання відрізнялась у заражених тканинах у порівнянні з нормальними, як при ракові яєчників, так і розладі з'єднуючої тканини при незавершеному остеогенезі, відповідно. Відмінності між здоровими та канцерогенними тканинами також спостерігались і в роботі [9] на прикладі фіброзних тканин жіночих грудей. Ще одна відмінність у величинах коефіцієнтів дифузного відбиття R лазерного випромінювання для нормальної слизової оболонки шлунку та аденомантозного поліпу на довжині хвилі 405 нм в чотири рази ($R=0,112$ та $R=0,028$ для нормальної та патологічної тканин шлунку,

відповідно), а на 633 нм лише в межах 2% ($R=0.151$ та $R=0.148$ для нормальної та патологічної тканин шлунку, відповідно) показана авторами у роботі [2].

Очевидно, що видозмінений внутрішній склад досліджуваного БС при наявності патологічних процесів у тому або іншому органі або тканині організму спричиняє зміну оптичної здатності БС до поглинання, відбиття, розсіювання та перевипромінювання. І саме чисельні характеристики, що описують кожен з цих процесів, можуть стати порівняльним біометричним базисом, котрий свідчить про стан тканини або органу, зразок якого було досліджено.

Отже, при оптичній біометрії БС є, свого роду, «чорною скринькою», для якої відомими є параметри падаючого випромінювання та певний набір зареєстрованих фотометричних величин, для виокремлення корисної інформації, зручної для інтерпретації та порівняння, необхідно побудувати адекватну модель поширення оптичного випромінювання в цьому середовищі.

Слід зазначити, що на даний момент точних теорій, що описують процеси взаємодії світла з біологічними середовищами та частинками довільних розмірів і структур не існує, проте важливу інформацію про їх оптичні параметри можна отримати на основі дослідження взаємодії випромінювання з відповідними модельними середовищами в рамках конкретної моделі та використаного експериментального засобу.

При моделюванні взаємодії оптичного випромінювання з БС, що є випадково-неоднорідним середовищем з переважною здатністю до багатократного розсіювання, застосовують, як правило, статистичний або феноменологічний підходи [9].

При статистичному розгляді багатократного розсіювання хвиль відштовхуються від стохастичного хвильового рівняння або системи таких рівнянь, для яких застосовується задача дифракції хвиль на статичному ансамблі часток. Даний підхід описується строгою або аналітичною теорією та базується на теорії Максвелла та на його хвильових рівняннях [3, 9]. Вони містять характеристики розсіювання та поглинання часток, на основі яких і отримують відповідні диференційні чи інтегральні рівняння для таких статичних величин як дисперсія чи кореляція. Цей підхід враховує ефекти багатократного розсіювання, явища дифракції та інтерференції.

Однак врахування всіх впливів разом є практично неможливим, тому всі теорії є наближеними і справедливими лише в визначеній області. Різновидами строгої аналітичної теорії, розглянутими авторами в роботі [9], є теорія Тверського, діаграмний метод та рівняння Дайсона і Бете-Солпітера.

Феноменологічний підхід за основу використовує теорією переносу випромінювання (ТПВ) в середовищі, котре розсіює. Її апаратом є рівняння переносу випромінювання (РПВ), що визначає закон збереження енергії випромінювання або умову балансу яскравості світлових пучків з урахуванням поляризації [4-6, 10, 11]. ТПВ не впливає з хвильового рівняння, а лише оперує переносом енергії в середовищі, що містить частки. Хоча ефекти дифракції та інтерференції і враховують при описі характеристик розсіяння та поглинання одиночної частки, сама теорія не розглядає дифракційні ефекти. ТПВ дозволяє складати інтенсивності випромінювання, а не самі поля, оскільки за ТПВ між ними відсутня кореляція. Рівняння ТПВ пов'язане з рівнянням строгої теорії за допомогою перетворення Фур'є [1].

З огляду на галузь знань, за якою виконане дане дисертаційне дослідження, доцільніше в подальшому розглядати і використовувати положення теорії переносу випромінювання, за якою властивості (коефіцієнти відбиття, пропускання і т.д.) будь-яких речовин і матеріалів описуються через їх оптичні параметри: коефіцієнт поглинання μ_a , коефіцієнт розсіяння μ_s і фактор анізотропії розсіяння g , що тісно пов'язані між собою через комплексні значення показників заломлення та геометричні розміри часток, що утворюють досліджуване біологічне середовище.

Рівняння ТПВ для монохроматичного світла записується як рівняння (1.1) макроскопічного балансу енергії та пояснюється рис. 1.2. При цьому вважається, що падаючі фотони не взаємодіють один з одним, а всередині середовища відсутні додаткові джерела випромінювання. Таким чином їх поля складаються, а інтерференційними ефектами нехтують, тобто транспортна теорія розглядає фотони в якості точкових джерел [1, 2, 4, 5].

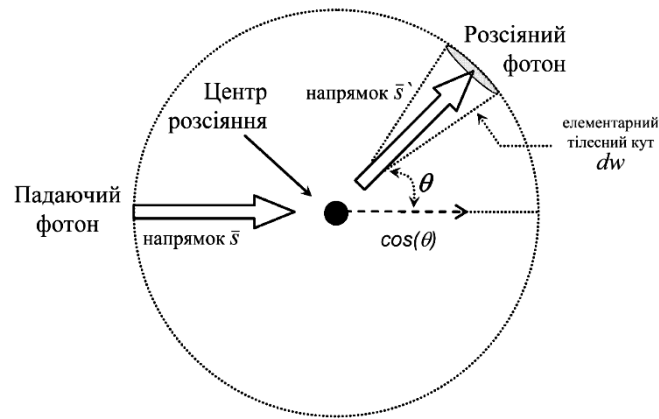


Рис.1.2. До пояснення інтегрально-диференційного рівняння (1.1) [1]

Основне стаціонарне рівняння теорії переносу випромінювання для монохроматичного світла має наступний вигляд:

$$\frac{dI(\vec{r}, \vec{s})}{d\vec{s}} = -\mu_t I(\vec{r}, \vec{s}) + \frac{\mu_s}{4\pi} \int_{4\pi} I(\vec{r}, \vec{s}') p(\vec{s}, \vec{s}') d\omega, \quad (1.1)$$

де $I(\vec{r}, \vec{s})$ – інтенсивність випромінювання в точці $\vec{r}$, що поширюється у напрямку $\vec{s}$ [Вт·см⁻²/стер]; μ_t – коефіцієнт ослаблення, який визначається як $\mu_t = \mu_s + \mu_a$; $p(\vec{s}, \vec{s}') = p(\cos \theta)$ – фазова функція, яка визначає ймовірність того, що фотон, що летить в напрямку $\vec{s}$, після розсіювання матиме напрямок $\vec{s}'$; $d\omega$ – одиничний тілесний кут в напрямку $\vec{s}'$.

Отже, у відповідності до теорії переносу випромінювання, основними властивостями оптично-неоднорідних (далі по тексті можливе використання визначення «мутних», що є типовим синонімічним прийменником, поширеним у спеціалізованій літературі) середовищ, є коефіцієнт поглинання μ_a та коефіцієнт розсіювання μ_s , а також середній косинус кута розсіювання, визначений величиною g . У деяких випадках використовують також транспортний коефіцієнт розсіювання $\mu'_s = \mu_s(1 - g)$. Для проведення розрахунків (особливо у випадку багат шарових середовищ) також необхідно знати показник заломлення середовища, який для

більшості БС близький до 1,4, і залежить, поміж іншого, від ступеню гідратації в широкому діапазоні довжин хвиль, включаючи видимий і ближній ІЧ діапазони, тому в багатьох випадках його можна вважати константою [1].

Зазначимо, що з точки зору феноменологічного підходу, більш точно коефіцієнт поглинання μ_a визначає частку світлового потоку F , поглинену на одиничній довжині шляху dz : $\mu_a = -dF/Fdz$. Якщо розсіяння відсутнє, то коефіцієнт поглинання визначає коефіцієнт колімованого пропускання середовища товщиною z : $T = \exp(-\mu_a z)$, а також середню довжину вільного пробігу фотону в середовищі: $l_a = 1/\mu_a$, тобто середню відстань між актами взаємодії фотонів з середовищем, при яких відбувається поглинання. Це досить вдало співвідноситься з відомим законом Бугера-Ламберта-Бера для однорідного середовища. Коефіцієнт розсіяння μ_s , аналогічно коефіцієнту μ_a , визначає частку колімованого світлового потоку F , розсіяного на одиничній довжині шляху $\mu_s = -dF/Fdz$. Якщо поглинання відсутнє, то коефіцієнт розсіяння визначає коефіцієнт колімованого пропускання середовища товщиною z : $T = \exp(-\mu_s z)$, а також середню довжину вільного пробігу фотону в середовищі: $l_s = 1/\mu_s$, тобто середню відстань між актами взаємодії фотонів з середовищем, при яких відбувається розсіяння [1, 2, 8, 10, 11].

Здатність БС до поглинання та розсіяння тісно пов'язані між собою і визначаються геометричними розмірами і комплексними значеннями показників заломлення розсіювальних частинок і оточуючого їх середовища.

Фактор анізотропії g є характеристикою фазової функції розсіяння. При $g = 0$ спостерігаємо ізотропне розсіяння (розсіяння Релея), $g = 1$ відповідає повному розсіянню вперед (розсіяння Мі), а $g = -1$ відповідає повному розсіянню назад. Фактор анізотропії розсіяння є середнім значенням кута розсіяння і визначається наступним чином [1]:

$$g = \langle \cos \theta \rangle = \int_{4\pi} p(\theta) \cos \theta d\omega, \quad (1.2)$$

де $\cos\theta$ – косинус кута розсіяння; $p(\theta)$ – фазова функція розсіяння; $d\omega$ – елементарний тілесний кут.

Фазова функція розсіяння нормується таким чином, що при інтегруванні за всіма напрямками вона дорівнює 1, тобто $\int_{4\pi} p(\theta) d\omega = 1$.

Середній пробіг фотона і коефіцієнт розсіяння пов'язані між собою, а величина середнього значення вільного пробігу складає $1/\mu_s$. Фотону потрібно близько $1/(1-g)$ зіткнень (актів розсіяння) перш ніж він втратить будь-яку інформацію про початковий напрямок, з яким він потрапив у БС, а потім фотон буде поширюватися шляхом випадкового блукання з середнім значенням довжини вільного пробігу, рівним $1/\mu_s(1-g)$. Значення шляху вільного пробігу і фактору анізотропії є важливими для визначення поширення і глибини проникнення світла в зразок [1].

З оптичної точки зору, тобто в залежності від оптичних властивостей, біологічні середовища (включаючи також біорідини: кров, лімфу та ін.) можна розділити на два великі класи. До першого відносять сильно розсіюючі (оптично мутні) середовища (шкіра, м'язи, хрящ, мозок, стінки судин, кров, склера), оптичні властивості яких можуть бути досить добре описані в моделі багатократного розсіяння скалярних хвиль в неоднорідному середовищі з поглинанням. До другого – слабо розсіювальні (прозорі) середовища (тканини переднього відрізка ока (рогівка, кришталик)), оптичні властивості яких описуються в моделі однократного розсіяння середовища з щільною упаковкою розсіювачів, що містять поглинаючі центри [1, 2, 12-14].

Усі різновиди сполучної тканини [15], незважаючи на їх морфологічні відмінності, побудовані на загальних принципах, які полягають у наступному: сполучна тканина містить клітини, проте міжклітинна речовина займає більше місця, ніж клітинні елементи; для сполучної тканини характерна наявність своєрідних волокнистих (фібрилярних) структур: колагенових, еластичних і

ретикулинових волокон, які оточені міжклітинною речовиною; міжклітинна речовина сполучної тканини має дуже складний хімічний склад [16].

Спектральні залежності розсіяння, поглинання та анізотропії [6, 17, 18] для різних біологічних середовищ наведені на рис. 1.3.

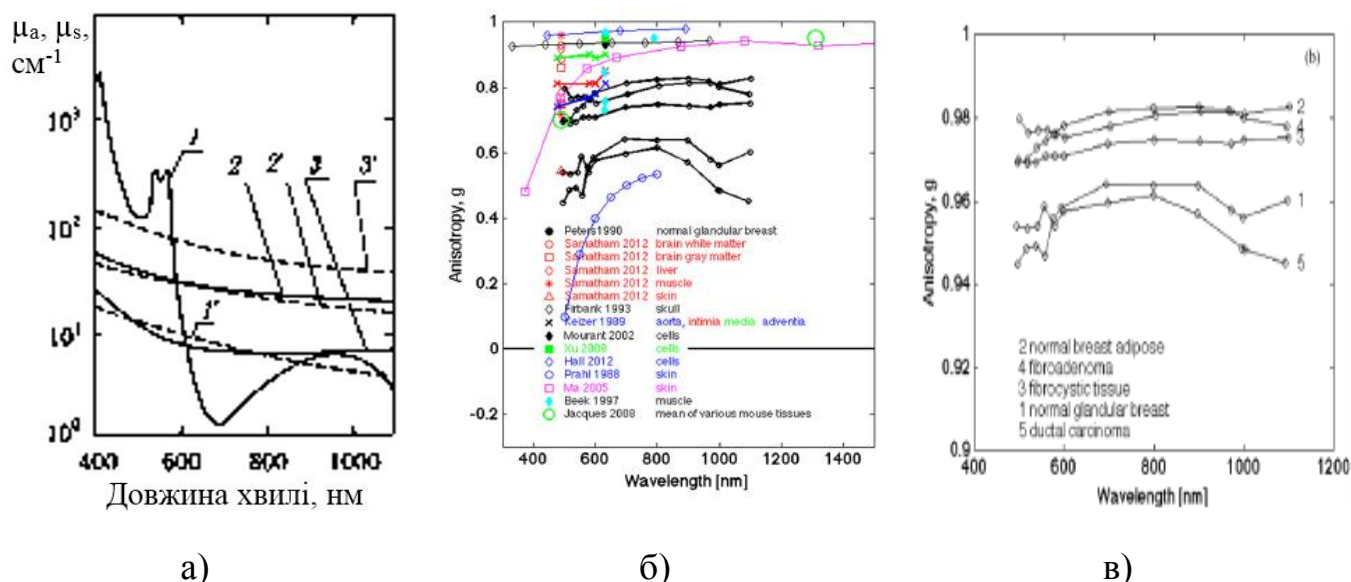


Рис. 1.3. Спектральні властивості біологічних середовищ:

- а) залежність коефіцієнтів розсіяння μ_s та поглинання μ_a від довжини хвилі (1 – кров, 2 – епідерміс, 3 – дерма) [1]; б) залежність фактору анізотропії від довжини хвилі для різних типів тканин [17]; в) залежність фактору анізотропії від довжини хвилі для п'яти типів тканин [18]

Аналіз графіків на рис. 1.3 показує, що оптичні властивості більшості БС сильно змінюються у видимому діапазоні і менше у червоному та інфрачервоному, що, за даними багатьох авторів [1] пов'язано зі спектрами поглинання води в тканинах та середовищах живого організму. Тому часто при оптичних дослідженнях біологічних середовищ обмежуються так званим «діагностичним» («терапевтичним») вікном (довжина хвилі більша 600 нм), як для гомогенних БС, так і для багат шарових структур з сильно вираженими розсіювальними властивостями.

Спектри поглинання будь-якої біологічної тканини визначаються наявністю в усіх біологічно важливих молекулах спряжених подвійних зв'язків (хромофорів

шкіри) і води, що міститься у біологічних тканинах. Абсолютні значення коефіцієнтів поглинання лежать в межах 10^2 – 10^4 см^{-1} [16].

Розсіяння світла відбувається внаслідок флуктуацій щільності розсіювачів і флуктуацій показника заломлення в об'ємі біологічної тканини. Характер розсіяння залежить від співвідношення довжини хвилі розсіяного випромінювання і розмірів розсіювальних часток, а також від взаємодії показників заломлення розсіювальної частинки та оточуючого середовища [2]. Розсіяння світла максимальне, якщо довжина хвилі випромінювання наближена до розміру розсіювальної частки, при цьому воно відбувається під малими кутами до напрямку поширення випромінювання, що падає. У інших випадках залежність коефіцієнту розсіяння світла від відносного розміру носить осцилюючий характер [20]. У загальному випадку транспортний коефіцієнт розсіяння μ'_s , наприклад, шкіри, залежить від співвідношення показників заломлення базової речовини, колагенових та еластинових волокон.

Спектральна залежність фактору анізотропії розсіяння визначається в основному співвідношенням довжини хвилі розсіяного випромінювання і характерним розміром частки, тобто відносним розміром частки [18, 19]. Унаслідок значної неоднорідності складу шкіри, розмірів складових її шарів, анізотропія змінюється в широких діапазонах і сильно впливає на точність обчислення оптичних параметрів поглинання та розсіяння [22, 23].

Подібні особливості властиві і м'язовим тканинам. Визначення їх оптичних властивостей є вкрай важливим для терапевтичного та діагностичного застосування. М'язи складаються з окремих компонентів – м'язових волокон. Ці волокна складаються з міофібрил, які мають вигляд довгих циліндрів, діаметром 1-2 мкм. У свою чергу, волокна поєднуються у пучки та утримуються сполучною тканиною. Поглинання м'язової тканини визначається шляхом абсорбції гемоглобіну і води ($52 \pm 0,3\%$ або $73 \pm 0,5\%$) [23]. Анатомічні властивості м'язів є причиною різнонаправленого розсіяння в залежності від напрямку розміщення пучків волокон та осі падаючого випромінювання, що буде доведено нижче.

На відміну від шкіри і м'язів, кісткові тканини дають несиметричну анізотропію тільки у випадку дослідження цілісних зрізів. Проте отримання таких зрізів невеликої товщини є досить проблематичним, і тому основним методом приготування зразку кісткової тканини є її подрібнення і наступна фіксація. Основними компонентами кістки є гідроксиапатит (58%), колаген (25%), вода (12%) і вуглеводи (5%) (для кісток черепа). Середній розмір кристалів гідроксиапатиту $30 \times 3 \times 3$ нм і молекул колагену $300 \times 1,5 \times 1,5$ нм, що робить ці частинки розсіювачами Релея. Це пояснює переважно симетричні просторові ізотропні властивості до розсіювання [24].

Оскільки подальші експериментальні дослідження [25] проводились на м'язовій тканині на двох довжинах хвиль, то для порівняння у таблиці 1.1 наведено дані, що показують основні оптичні параметри БС, експериментальний та чисельний методи їх визначення.

Таблиця 1.1 Оптичні параметри біологічних середовищ

БС	λ , нм	μ_a , см^{-1}	μ_s , см^{-1}	μ_t , см^{-1}	$\mu_s(1-g)$, см^{-1}	g	μ_{eff} , см^{-1}	Метод експерименту	Теоретичний метод	Посилання
М'язи (окіст) свині	633	1.0	40.0	41.0	-	0.97	-	Інтеграційної сфери	Монте Карло	[26]
	630	1.2	239	-	62.1	0.732	15.0	Двох інтеграційних сфер	Інверсний подвоєння- помноження	[27]
	633	0.59	179		24.7	0.858	-	-	-	[27]
М'язи (грудні) курки	633	0.12	-	230	8.0	-	1.7	-	Дифузійна теорія	[28]
	633	-	-	345	-	0.965	-	Гоніометричний	Закон Бера, теорія Мі	[26]
	630	0.12	-	-	9.03	-	-	Волоконний	Модель Гросієна	[29]
	405	1.41	45.5	-	-	0.465	-	-	-	[1]

Зазначені оптичні параметри слугуватимуть в подальшому для порівняння з результатами досліджень, проведених у даній роботі.

1.2 Основні чисельні методи розв'язку рівняння переносу випромінювання

Розв'язок інтегрально-диференційного рівняння (1.1) для опису поширення випромінювання в середовищі, що розсіює, є трудомістким з точки зору обчислень. Існує два підходи для розв'язку цієї задачі. При першому підході отримують загальне рішення з невідомими коефіцієнтами, а потім за допомогою граничних умов знаходять ці коефіцієнти. Другий підхід полягає в переході від диференційних рівнянь з заданими граничними умовами до інтегральних рівнянь для деяких невідомих функцій.

У більшості випадків на практиці рівняння переносу випромінювання не вдається розв'язати точно, тому виникає необхідність використати деякі наближення. Це є необхідним навіть у тих випадках, коли точний розв'язок відомий, але занадто складний або громіздкий [2-6, 11-14, 22-23, 30-32].

Розглянемо основні наближення та умови їх застосування, які найчастіше застосовуються в біомедичній оптиці.

Наближення першого порядку. Дане наближення справедливе для тонких або слабо-розсіювальних середовищ. У випадку слабого розсіяння, коли середовище розріджене, а розсіювальний об'єм не великий, розв'язок РПВ можна одержати ітераційним шляхом. У першому наближенні ітераційний розв'язок РПВ називають наближенням першого порядку ТПВ [2].

Повна інтенсивність випромінювання $I(r, \bar{s})$ в точці r складається з ослабленої падаючої інтенсивності $I_{ri}(r, \bar{s})$ та дифузної інтенсивності $I_d(r, \bar{s})$:

$$I(r, \bar{s}) = I_{ri}(r, \bar{s}) + I_d(r, \bar{s}), \quad (1.3)$$

де $I_{ri}(r, \bar{s})$ – ослаблена падаюча інтенсивність; $I_d(r, \bar{s})$ – дифузна інтенсивність.

Дане наближення свідчить про те, що повна інтенсивність, яка падає на частинки, наближено дорівнює ослабленій падаючій інтенсивності, яка відома. Врахувавши вище сказане, розв'язок у наближенні першого порядку має вигляд:

$$I_d(r, \bar{s}) = \int_0^s \exp[-(\tau - \tau_1)] \left[\frac{\mu_s}{4\pi} \int_{4\pi} I_{ri}(\bar{r}, \bar{s}') p(\bar{r}, \bar{s}') d\bar{\omega}' \right] d\bar{s}', \quad (1.4)$$

де τ, τ_1 – оптичні шляхи.

Перше наближення корисне з огляду на свою математичну простоту, але воно справедливе лише в тому випадку, коли щільність розсіювачів настільки мала, що некогерентна напруга значно менше когерентної. Для застосування необхідно щоб виконувалися наступні вимоги: тонкі або слабо-розсіювальні середовища з $\tau < 1, \Lambda < 0,5$, де $\Lambda \equiv \mu_s / \mu_t$ – альбеда однократного розсіяння. У випадку вузького падаючого пучка променів (наприклад, лазерного проміню) наближення першого порядку справедливе для більш щільних середовищ ($\tau > 1, \Lambda < 0,9$). У загальному випадку це наближення використовується коли об'ємна щільність, що дорівнює відношенню об'єму середовища, зайнятого частками, до повного об'єму, значно менше 0,1% [2]. Якщо об'ємна щільність набагато більша 1 %, то використовують дифузне наближення [2, 6].

Дифузне наближення. Дифузна теорія справедлива при незначних значеннях фактору анізотропії розсіяння ($g \leq 0,1$) та при великих значеннях альбеда розсіяння $\Lambda < 1$. Оскільки для багатьох біологічних середовищ фактор анізотропії розсіяння $g \approx 0,6 - 0,9$, а в деяких випадках, наприклад, для крові може досягнути величини 0,990-0,999, то використовувати дифузну теорію неприпустимо, тому її застосування має ряд обмежень [6]. Також, описаний розв'язок справедливий у тому випадку, коли ефекти розсіяння переважають над ефектами поглинання та не використовується в шарах, близьких до поверхні середовища, оскільки там переважає однократне або мало-кратне розсіяння [6].

Малокутове наближення. Це наближення застосовується у випадку великих розсіювальних неоднорідностей, розміри яких значні порівняно з довжиною хвилі випромінювання, а індикатриса розсіяння відмінна від нуля у вузькому секторі кутів у напрямку поширення вперед. Рівняння переносу випромінювання в кутовому наближенні допускає достатньо точний розв'язок задачі, проте воно є досить громіздким та незручним для розрахунку. Малокутове наближення придатне лише для біологічних середовищ малої товщини, на яких пучок залишається достатньо колімованим [2, 6].

Потокові наближення. Дане наближення представлене поточковими моделями Кубелки-Мунка. Найбільш простою є двох-потокова модель, що використовує дифузне випромінювання, що проходить крізь мутне середовище. Ця теорія базується на моделі дифузних світлових потоків, що поширюються в прямому та зворотному напрямках. Для застосування поточкових моделей при колімованому випромінюванні, використовують трьох- чотирьох- або семи-потокову теорію. У практичних розрахунках найчастіше використовується трьох-потокова модель (1.5), яка є спрощеним варіантом чотирьох-потокової і не враховує колімоване випромінювання назад.

$$\begin{aligned}\frac{dF_+}{dz} &= -\left(2\mu_a + \frac{3}{4}(\mu_a + \mu_s(1-g))\right)F_+(z) + \frac{3}{4}(\mu_a + \mu_s(1-g))F_-(z) + \frac{\mu_s}{4}(2+3g)F_C(z), \\ \frac{dF_-}{dz} &= -\left(2\mu_a + \frac{3}{4}(\mu_a + \mu_s(1-g))\right)F_-(z) + \frac{3}{4}(\mu_a + \mu_s(1-g))F_+(z) + \frac{\mu_s}{4}(2-3g)F_C(z), \\ \frac{dF_C}{dz} &= -(\mu_a + \mu_s)F_C(z),\end{aligned}\quad (1.5)$$

де $F_C(z)$ – колімований потік, що пройшов через біологічне середовище товщиною z ; $F_+(z)$ – дифузний потік, який пройшов через біологічне середовище товщиною z ; $F_-(z)$ – дифузний потік, який відбився від задньої границі біологічного середовища; μ_a – коефіцієнт поглинання; μ_s – коефіцієнт розсіяння; g – фактор анізотропії.

Численні дослідження виявили ряд недоліків цієї моделі, зокрема: непридатність для середовищ з високою анізотропією розсіювання, складність врахування заломлюючих границь [6, 22], важкість перерахунку параметрів моделі Кубелки-Мунка в стандартні параметри ТПВ [6].

Метод Монте-Карло. Метод Монте-Карло базується на чисельному моделюванні транспорту фотонів у розсіювальному середовищі [34]. Випадкове поширення фотонів всередині зразка біологічного середовища простежується від точки попадання фотону в зразок до його поглинання або виходу.

Метод Монте-Карло розглядають в залежності від типу біомедичної оптичної задачі, яку необхідно розв'язати, і розділяють на прямий та інверсний, які, у свою чергу, мають різновиди в залежності від техніко-апаратних засобів.

Прямі методи призначені для дослідження відгуку біологічного середовища на вплив випромінюванням оптичного діапазону. Застосування цих методів дозволяє за відомими оптичними параметрами біологічного середовища (μ_s , μ_a та g) отримати значення коефіцієнтів відбиття та пропускання середовища (R та T), що моделюється, а також отримати поверхневий розподіл дифузно розсіяного випромінювання.

Зворотній (інверсний) метод полягає у визначенні оптичних параметрів БС (коефіцієнту поглинання μ_a , коефіцієнту розсіювання μ_s та фактору анізотропії розсіювання g) за допомогою значень коефіцієнтів дифузного відбиття та повного пропускання, отриманих експериментальними методами (інтеграційних сфер, еліпсоїдальної рефлектометрії, гоніометрії, волоконним та ін.) [6, 35, 36].

Загальні принципи та структурно-алгоритмічна реалізація методу визначення оптичних характеристик розглянута в роботі [37]. Кожен чисельний метод розв'язку рівняння переносу випромінювання в явній чи неявній формі базується на застосуванні формалізованої величини, що виражає фазову функцію розсіювання. Далі будуть розглянуті типові для біомедичної оптики математичні інтерпретації фазової функції розсіювання.

1.3 Функції анізотропії розсіяння

Типовими видами модельного оптичного біомедичного експерименту є дослідження на тонких зрізах БС, при якому використовують однократне розсіяння, що передбачає розсіяння на структурних елементах БС лише один раз (рис.1.3,а) та на товщинних зразках, коли використовують багатократне розсіяння на наборі сферичних або циліндричних часток, на яких відбувається перевипромінювання (рис.1.3,б).

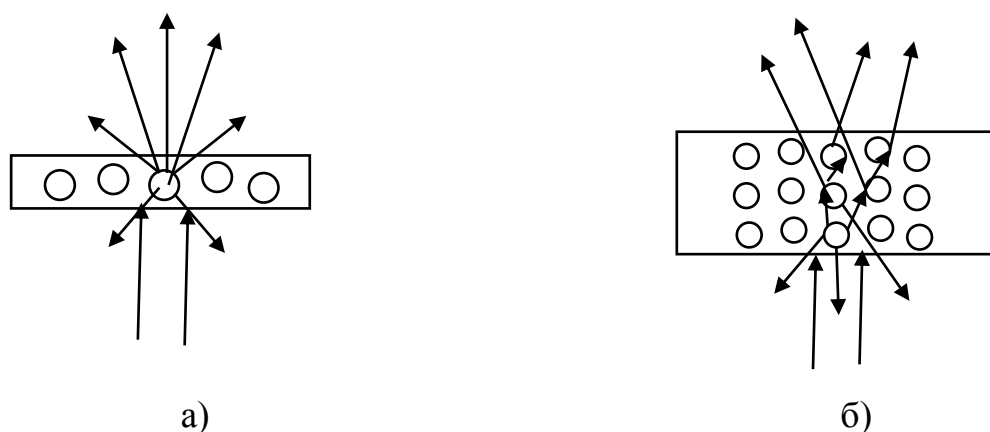


Рис. 1.3. Види розсіяння на сферичних рівномірно розподілених елементах, у залежності від товщини зразку: однократне розсіяння (а); багатократне розсіяння (б)

Оскільки частки мають сферичну форму та впорядковане розташування (з таких міркувань розвивались моделі, що описані в п.1.2), то форма індикатриси розсіяння, яка є похідною від фазової функції розсіяння у випадку багатократного розсіяння, співпадає з нею у випадку однократного розсіяння з певним масштабним коефіцієнтом [38], а отже залежить від одного з оптичних параметрів БС – фактору анізотропії g і є симетричною відносно осі падаючого випромінювання.

При аналізі взаємодії випромінювання з товщинним зразком з багатократним розсіянням зазвичай передбачають рівномірний розподіл поглинаючих та розсіювальних центрів, а також їх сферичну або циліндричну форму. Насправді, як було зазначено у п.1.1, структурні елементи багатьох БС мають невизначену форму, розміри та орієнтацію у просторі (рис.1.4).

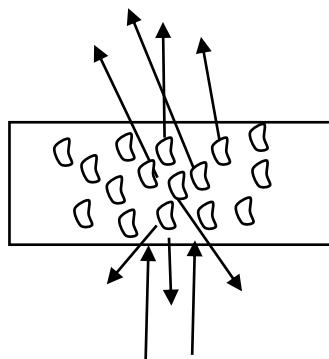


Рис. 1.4. Характер багатократного розсіювання в товщинних зразках на елементах невизначеної форми та розташування

Аналіз реального просторового розподілу розсіяного випромінювання, що матиме цілковиту достовірність, повинен вестись в межах повного тілесного кута.

Фазова функція розсіювання на одиночній частинці зазвичай має складну форму з багатьма «пелюстками». У біологічних середовищах фазові функції для кожного центру розсіювання можуть бути різними, а самі розсіювальні частинки часто розташовані так близько один до одного, що впливають на фазові функції розсіювання один одного. Дана особливість розсіювання світла накладає певні обмеження на застосування ТПВ для опису процесів поширення випромінювання в БС і звужує межі її застосування. Однак, оскільки для біофотоніки в більшості випадків важливі макроскопічні параметри середовища, то врахування фактору анізотропії, а також коректний вибір виду фазової функції, дозволяє обійти ці обмеження і використовувати ТПВ для опису поширення випромінювання в різних біологічних середовищах.

Фазова функція однократного розсіювання в загальному випадку має залежність від поляризації падаючого світла, а для несферичних частинок ще й від їх орієнтації. Поляризаційна залежність досить висока для випадку розсіювання Мі [6]. Отже, ефект поляризації становить інтерес у дослідженні розсіювання на поодиноких клітинах або частках. Проте, у випадку багатократного розсіювання, загальна ступінь поляризації швидко знижується з кожним наступним актом розсіювання, і тому стає незначною [39]. Оскільки предметом дослідження в даній роботі є оптичні властивості товщинних БС, ефект поляризації не розглядається.

1.3.1 Фазові функції однократного розсіяння

У біомедичній оптиці у більшості випадків важливі макроскопічні параметри (кількість, розмір, просторова орієнтація часток тощо) і тому використовуються наближення фазової функції, які їх добре описують. Наближення фазової функції для однократного розсіяння, які використовують в біомедичній оптиці, досить змістовно описані в роботах [2] та [40] та основні з них, наведені нижче.

- фазова функція розсіяння Мі:

$$p_{Mie}(\theta) = \frac{S_1 S_1^* + S_2 S_2^*}{2\pi \int_0^\pi [S_1 S_1^* + S_2 S_2^*] \sin(\theta) d\theta}, \quad (1.6)$$

де

$$S_1(\theta) = \sum_{n=1}^{\infty} \frac{2n+1}{n(n+1)} \left\{ a_n \frac{p_n^1(\cos\theta)}{\sin\theta} + b_n \frac{d}{d\theta} p_n^1(\cos\theta) \right\},$$

$$S_2(\theta) = \sum_{n=1}^{\infty} \frac{2n+1}{n(n+1)} \left\{ b_n \frac{p_n^1(\cos\theta)}{\sin\theta} + a_n \frac{d}{d\theta} p_n^1(\cos\theta) \right\},$$

$p_n^1(\cos\theta)$ пов'язані з функцією Лежандра; a_n і b_n коефіцієнти ряду Мі, які залежать від довжини хвилі λ , розміру і відносного показника заломлення n' .

- фазова функція Хені-Грінштайна (HGPF):

$$p_{HG}(\theta) = \frac{1}{4\pi} \cdot \frac{(1-g^2)}{\left[1 + g_{HG}^2 - 2g_{HG} \cdot \cos(\theta)\right]^{\frac{3}{2}}}. \quad (1.7)$$

Фазова функція Хені-Грінштайна може бути записана у вигляді ряду поліномів Лежанджа:

$$p_{HG}(\theta) = \frac{1}{4\pi} \sum_{n=0}^{\infty} (2n+1) f_n p_n^1(\cos\theta), \quad (1.8)$$

де $f_n = g_{HG}^n$.

- фазова функція ядра Гегенбауера, запропонована Рейнолдсом та Мак-Кормиком (GKPF):

$$p_{Gk}(\theta) = K \cdot [1 + g^2 - 2g \cos(\theta)]^{-(\alpha+1)}, \quad (1.9)$$

де

$$K = \alpha g \pi^{-1} (1 - g^2)^{2\alpha} \left[(1 + g)^{2\alpha} - (1 - g)^{2\alpha} \right]^{-1},$$

$$\alpha > -1/2, |g| \leq 1.$$

Оскільки функція (1.9) має два параметри α та g , то при $\alpha=1/2$ вона є узагальненою функцією Хені-Грінштайна (1.8).

Фазова функція ядра Гегенбауера може бути представлена у вигляді нескінченного ряду поліномів Гегенбауера:

$$p_{Gk}(\theta) = \frac{2K}{(1 - g^2)} \sum_{n=0}^{\infty} \left(1 + \frac{n}{\alpha}\right) C_n^{\alpha} [(\cos\theta)] g^n, \quad (1.10)$$

де C_n^{α} – поліноми Гегенбауера.

- фазова функція дельта-Едінгтона:

$$p_{\delta-Edd}(\theta) = \frac{1}{4\pi} \cdot (2f\delta(1 - \cos\theta) + (1 - f)(1 + 3g_{Edd} \cos\theta)), \quad (1.11)$$

де δ – відповідає дельта-функції Дірака, параметр f визначає частку випромінювання, розсіяного тільки в прямому напрямку.

Фазова функція дельта-Едінгтона (1.11) може бути записана у вигляді ряду за поліномами Легранжа:

$$p_{\delta-Edd}(\cos \theta) = \frac{1}{4\pi} \cdot \left(f \sum_{n=0}^{\infty} (2n+1) p_n(\cos \theta) + (1-f)(1 + g_{Edd} p_1(\cos \theta)) \right). \quad (1.12)$$

Оскільки параметр f зазвичай невідомий, використовують спрощену функцію Едінгтона (1.13).

- фазова функція Едінгтона:

$$p_{Edd}(\theta) = \frac{1}{4\pi} (1 + 3g \cos \theta). \quad (1.13)$$

Фазові функції (1.10) – (1.13) та їх інтерпретації вдало застосовуються для розрахунків переносу випромінювання цільної крові в тонких зразках, у декількох роботах – для опису процесу однократного розсіювання цільної крові, але вони не можуть використовуватися для точних розрахунків кутового розподілу інтенсивності світла одиночним еритроцитом [41]. У той же час, фазова функція Хені-Грінштайна застосовується при дослідженні оптичних властивостей практично всіх БС, починаючи від шкіри, закінчуючи кістковою тканиною [40], що і обумовило її вибір для використання в даній роботі.

1.3.2 Фазові функції багатократного розсіяння

При падінні колімованого випромінювання видимого діапазону на БС та при проникненні його на перші кілька сотень мікрметрів відбувається його розсіяння, тобто перехід до дифузного. Тому ця область (20-650 мкм) є найбільш важливою в багатьох медичних застосуваннях та розглянута авторами [1, 6, 13-15, 40]. Очевидно, що у випадку глибокого проникнення у зразок БС випромінювання розсіюється не один раз, а багатократно. Для однаково-вдалого застосування методів розв'язку рівняння ТПВ необхідно привести отримане експериментально значення фазової функції багатократного розсіяння товщинного зразку до фазової функції однократного розсіяння.

Авторами [38] запропоновано модифіковану функцію Хені-Грінштайна, яка містить додатковий ізотропний компонент b , що враховує розсіяння назад.

$$p_{mod\ HG}(\theta) = k \cdot [b + (1-b)p_{HG}(\theta)], \quad (1.14)$$

де k – коефіцієнт масштабування, який залежить від оптичної глибини, $(\mu_a + \mu_s) \cdot z$, та альbedo A зразку, де z – товщина тканини, а μ_a і μ_s коефіцієнти поглинання і розсіяння БС, відповідно, $p_{HG}(\theta)$ – фазова функція розсіяння Хені-Грінштайна (1.7).

Визначений з рівняння (1.14) фактор анізотропії g_{HG} , який входить у фазову функцію Х-Г (1.7), може бути використаний для перерахунку [30] параметрів фазової функції дельта-Едінгтона (1.13) $f = (1-b) \cdot g_{HG}^2$ та $g_{Edd} = \frac{(1-g_{HG})(1-b)}{g_{HG}}$.

Авторами [35] фактор анізотропії розсіяння для товщинних середовищ визначався шляхом об'єднання даних кутового розподілу з незалежними вимірюваннями коефіцієнта розсіяння та подальшим моделюванням методом Монте-Карло, щоб забезпечити найкращу узгодженість з експериментальними

даними. У цій роботі для точного визначення фактору анізотропії g запропоновано застосування фактору ефективної анізотропії g_{eff} (в кутових межах $15\text{--}40^\circ$), фактору однократного розсіяння g_{singl} , коефіцієнту розсіяння μ_s та товщини зразку z . Як базова функція розсіяння в їх роботах також використана фазова функція Х-Г. Симуляції М-К використовуються для виведення єдиної анізотропії розсіяння g . У роботі [35] наведено алгоритм методу. Ефективну анізотропію після згортки дискретного числа N актів розсіяння запропоновано задавати як:

$$g_{eff} = (g_{single})^N. \quad (1.15)$$

Проте, для реальних середовищ враховують розподіл числа актів розсіяння до виходу фотонів з середовища. Окрім того, в гоніометрії великі кути розсіяння мають більшу кількість багатократно розсіяних фотонів. Авторами [35] була запропонована оцінка середнього числа актів розсіяння, виявлених за гоніометрією (принаймні один акти розсіяння) за наступним виразом:

$$N_{avg} = \begin{cases} 1 & \mu_s z < 1 \\ \mu_s z & \mu_s z \geq 1 \end{cases}, \quad (1.16)$$

де $\mu_s z$ – середня кількість довжин розсіяння, що залежить від коефіцієнту розсіяння та товщини зразка z . Для того, щоб отримати g_{single} з g_{eff} і N_{avg} інвертували рівняння (1.15) та отримали:

$$g_{single} \approx (g_{eff})^{1/N_{avg}}. \quad (1.17)$$

Вище описані залежності встановлюють зв'язок фактору анізотропії однократного розсіяння в тонких зразках з фактором анізотропії багатократного розсіяння в зразках певної товщини. Основною умовою їх використання є

анізотропне середовище з більш менш однорідною структурою та сферо-подібними структурними елементами. Експериментально отримані значення фактору анізотропії в цих роботах визначені лише в одній площині і не враховують можливий вісе-асиметричний характер анізотропії розсіювання в напрямку поширення випромінювання.

1.3.3 Експериментальне визначення фазової функції

У деяких випадках фазову функцію розсіювання можна визначити, використовуючи результати гоніофотометричних вимірювань оптично тонкого зразку біологічного середовища, а саме дослідити індикатрису однократного розсіювання $p_n = p(\theta_n)$ для деякого набору кутів розсіювання θ_n , де $n=1, \dots, N$. Фактор анізотропії подібної фазової функції вираховується наступним чином. Нехай значення фазової функції $p(\theta)$ відомі для N експериментальних точок $\theta_n \rightarrow \theta_n = \cos(\theta_n)$, $n=1, \dots, N$, в діапазоні кутів $(0^\circ, 180^\circ)$. У цьому випадку:

$$g = \pi \sum_{n=1}^N (\sin \theta_{n+1} - \sin \theta_n) (p_{n+1} + p_n). \quad (1.20)$$

Оскільки при гоніометричних вимірюваннях у деяких точках інформація буде відсутньою, то значення θ_n можна визначити за допомогою сплайн-інтерполяції [21], та вирахувати значення фактору анізотропії інтегруванням.

1.4 Методи та засоби просторового дослідження індикатриси розсіювання

Для просторового аналізу використовують методи та засоби, що дають змогу побудувати індикатрису розсіювання в плоскому чи тілесному куті [42].

Принцип гоніометрії [42] полягає у вимірюванні інтенсивності випромінювання $I(\theta, \varphi) = L(\theta, \varphi) dA \cos \theta d\theta d\varphi$ у тілесному куті $d\theta d\varphi$

(рис.1.7), де $dA\cos\theta$ ефективна область випромінювання, а $L(\theta,\varphi)$ - яскравість зразку.

При проведенні гоніометричних вимірювань зразок розташовується в центрі полярної системи координат, а $d\Omega$ визначається просторовим кутом, який обмежується апертурою фотоприймача. Зразок освітлюється колімованим пучком, а розсіяне зразком випромінювання збирається в маленькому просторовому куті $d\Omega = d\theta d\varphi$ і визначається ефективним розміром детектора, що переміщується навколо зразка, та його відстанню до зразка (рис.1.5). Переміщення можуть здійснюватися по меридіональних напрямках (рис.1.5,а), по сферичних кільцях (рис.1.5,б) чи одночасно по всій поверхні.

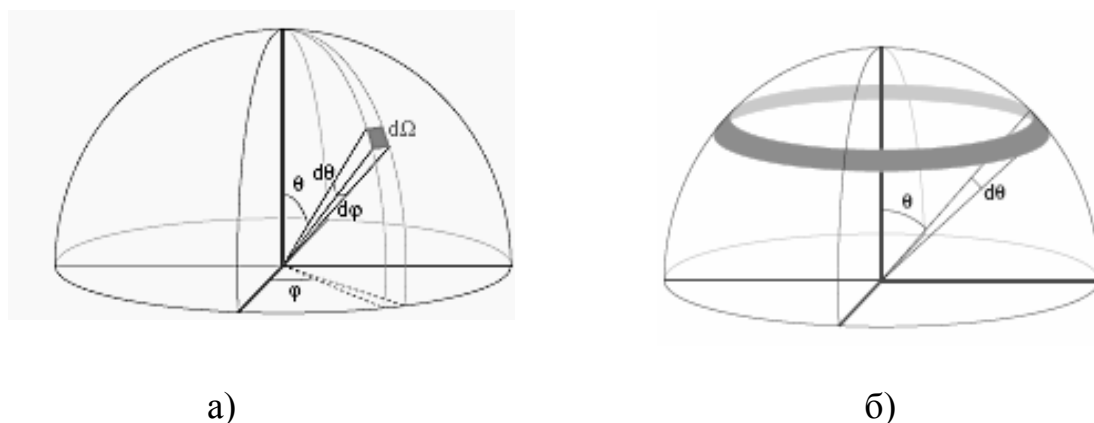


Рис. 1.5. Принцип реалізації гоніометричних вимірювань [43]:
меридіональне дослідження (а), дослідження по сферичним кільцям (б)

Як правило, зразок БС розміщується між двома шарами скла або у плоскій кюветі, утворюючи структуру «сандвічу». Для уникнення внеску від показників заломлення на межі «повітря-скло-БС-скло-повітря» та збільшення ряду вимірювань кутів розсіяння θ автори [43] розмістили «сандвіч» у резервуарі, наповненому соляним розчином, та помістили оптичне волокно в розчин, щоб уникнути побічного розсіяного випромінювання. У роботі [44] ця проблема вирішена наступним чином: використано циліндричний утримувач, який зменшує заломлення між зразком та детектором. Для вимірювань індикатриси середовищ, що розсіюють вперед, авторами [45] розроблено систему, яка збирає світло за допомогою виправленої лінзи і

рухомого детектора, розміщеного в площині лінзи Фур'є. Для дослідження одиночних клітин автори [46] використовували оптичний пінцет.

Розміщення приймача (приймачів) відносно джерела (джерел) випромінювання в гоніометричних дослідженнях залежить від структури біологічних середовищ (прозорі, мутні та непрозорі). Тому дослідження розсіяного ними випромінювання може проводитись у світлі, що пройшло (прозорі середовища), у світлі, що відбилося (непрозорі середовища), а також у межах повного тілесного кута (мутні середовища). У залежності від типу середовища можна виділити наступні особливості фотометричних досліджень просторового характеру розсіяного випромінювання [42]: дослідження випромінювання, що пройшло крізь середовище (рис.1.6,а); дослідження у відбитому від біологічного середовища випромінюванні (рис.1.6,б); одночасне дослідження випромінювання у розсіяному вперед та розсіяному назад світлі (рис.1.6,г).

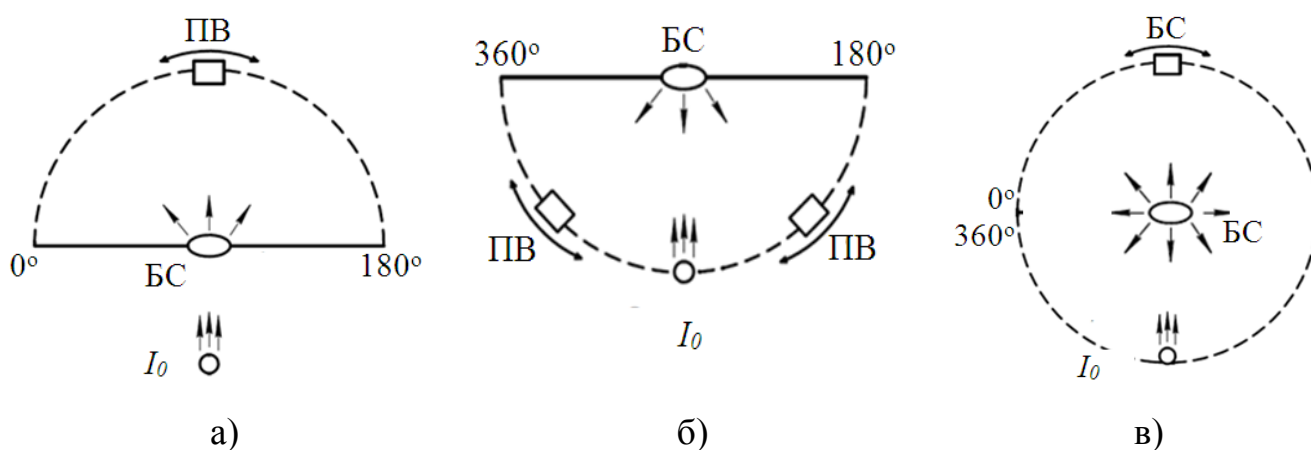


Рис. 1.6. Схеми реєстрації оптичного випромінювання в залежності від типу біологічного середовища: у світлі, яке пройшло (а); у відбитому світлі (б); у світлі, яке пройшло та відбилося (в)

Прикладом застосування схеми (1.6,а) є дослідження кутових характеристик склери *in vitro* при транскompресійній діагностиці чи діагностиці поля зору людини [47]. Загальна схема експериментальної установки приведена на рис.1.7.

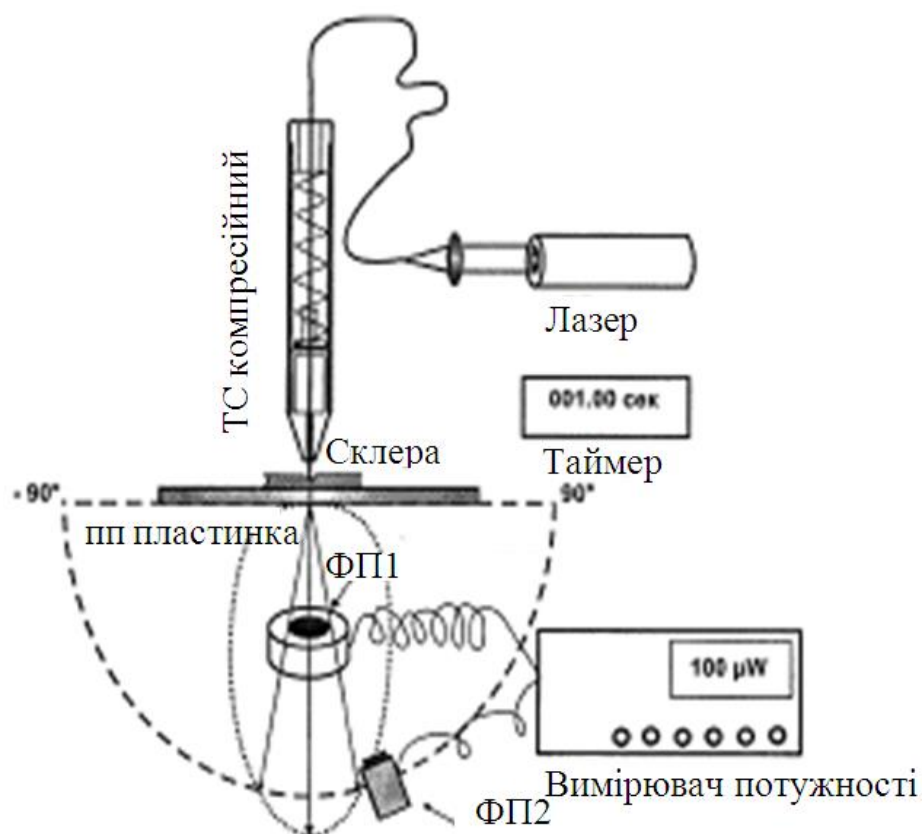


Рис.1.7. Схема експериментальної установки з застосування просторового вимірювання [47]

Також даний принци лежить в основі побудови нефелометрів (рис.1.8), що забезпечують дослідження в межах 45° та 90° , при найбільшій чутливості до розсіювання на частинках [19].

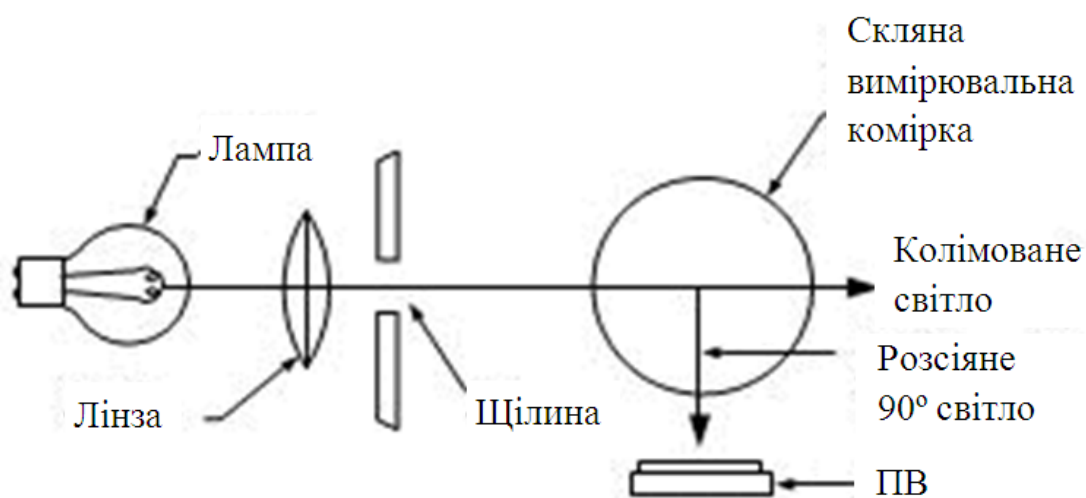


Рис. 1.8. Узагальнена схема нефелометричного методу [19]

Для розширення функціональних можливостей у роботі [19] описано використання нефелометрів зі змінними кутами розміщення приймача та поляризацією падаючого випромінювання, структурна схема показана на рис.1.9. Даний тип нефелометрів використовується для дослідження інтенсивності, розсіяної в усіх напрямках.

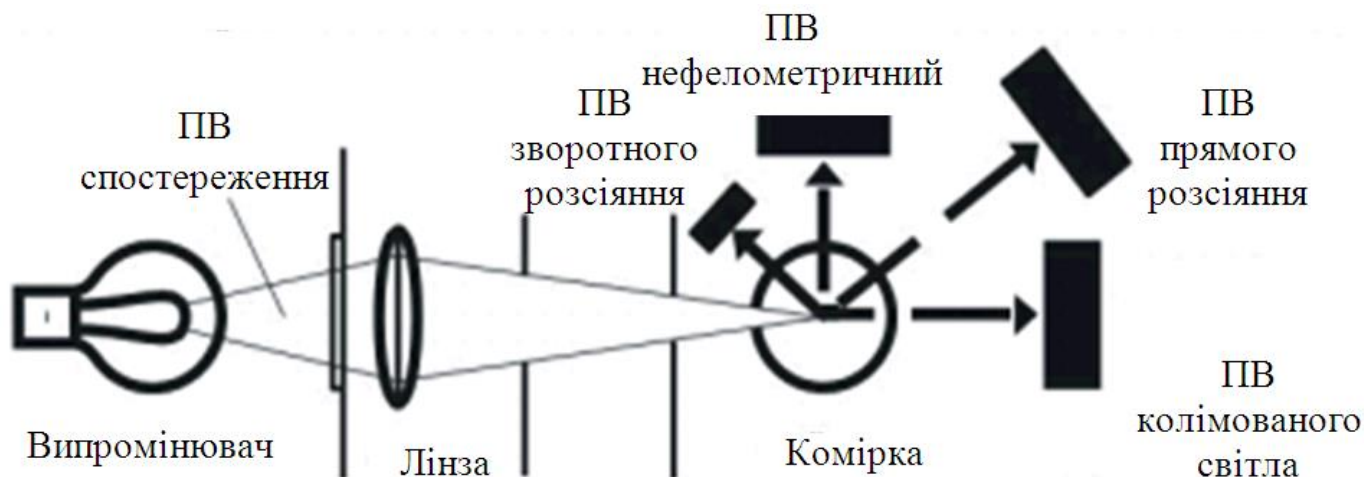


Рис. 1.9. Оптична схема поляризаційного нефелометру Nach [19]

Схема (рис. 1.6, в) використовується для досліджень індикатриси розсіяння тонких та товщинних [38] зразків.

Попередня класифікація базується на випадку стаціонарного розміщення випромінювача відносно біологічного середовища. Однак, у випадках дослідження функції двонаправленого відбитого випромінювання (BRDF) або функції двонаправленого випромінювання, що пройшло (BTDF), зондує світло змінює кути падіння. Тому, за типом розміщення джерела та приймача випромінювання відносно об'єкту розрізняють наступні варіанти (рис.1.10): рухомий приймач та стаціонарне джерело – застосовується для визначення індикатриси розсіяння випромінювання біологічними середовищами, приклади технічної реалізації наведені вище (рис.1.10, а); рухоме джерело випромінювання та стаціонарний приймач, як, наприклад, при дослідження BRDF [48, 49, 50] (рис.1.10, б); змінюється положення і джерела, і приймача, як, наприклад, при визначенні BRDF [51, 52], BRDF та BTDF у роботі [53].

При падінні світла на біологічне середовище відбувається його розсіяння в межах повного тілесного кута. Існуючі типи біомедичних пристроїв для просторової фотометрії, в основі роботи яких є вісе-симетричне представлення об'єкту дослідження, забезпечують вимірювання в одній площині. Математичні та фізичні моделі, що використовують невісесиметричний характер взаємодії оптичного випромінювання з біологічними середовищами, покладені в основу технічної реалізації систем просторової фотометрії в межах тілесного кута 4π .

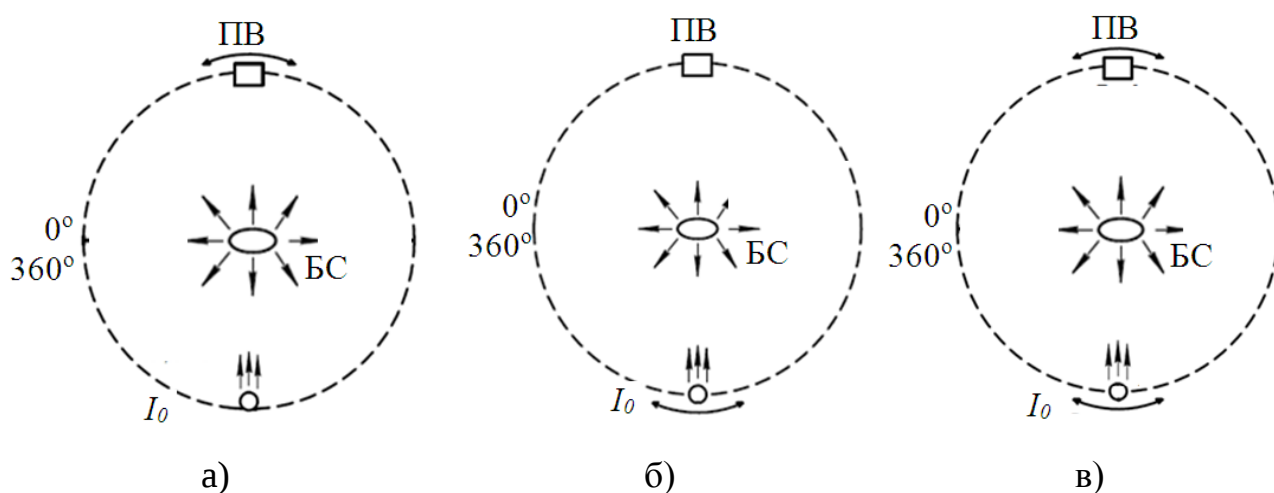


Рис. 1.10. Способи розміщення джерела та приймача випромінювання відносно об'єкту: рухомий тільки приймач (а); рухоме тільки джерело випромінювання (б); змінюється положення джерела та детектора (в)

Тому, за орієнтацією приймачів та/або джерел (рис.1.11) системи реєстрації бувають: одно-площинними, вертикально або горизонтально орієнтованими [38] (рис.1.11,а,б), у яких може переміщуватися або приймач, або джерело випромінювання, або забезпечена можливість їх одночасного переміщення; просторовими (рис.1.11,в), як, наприклад, в пристроях гоніометричного типу [51-55] або у системах з використанням фотометричної сфери [43].

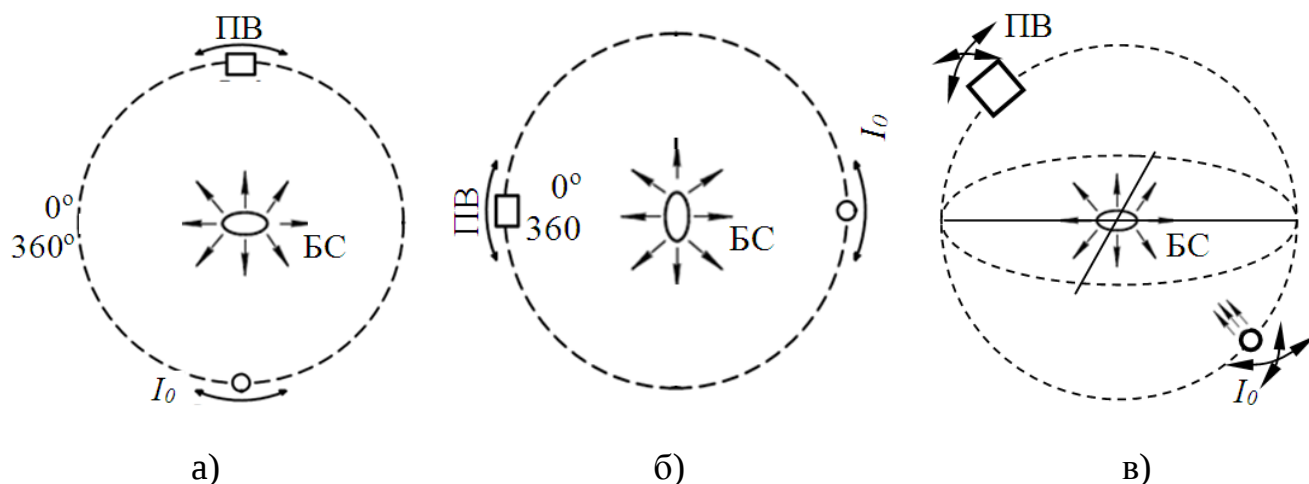


Рис. 1.11. Способи орієнтації джерела випромінювання та фотоприймача: у вертикальній (а) та горизонтальній (б) площинах відповідно; у тілесному куті 4π (в)

Принципи просторових досліджень закладені в методі сучасної томографії (рис.1.12 – рис.1.13) для дослідження злоякісних пухлин жіночої молочної залози [56-58].

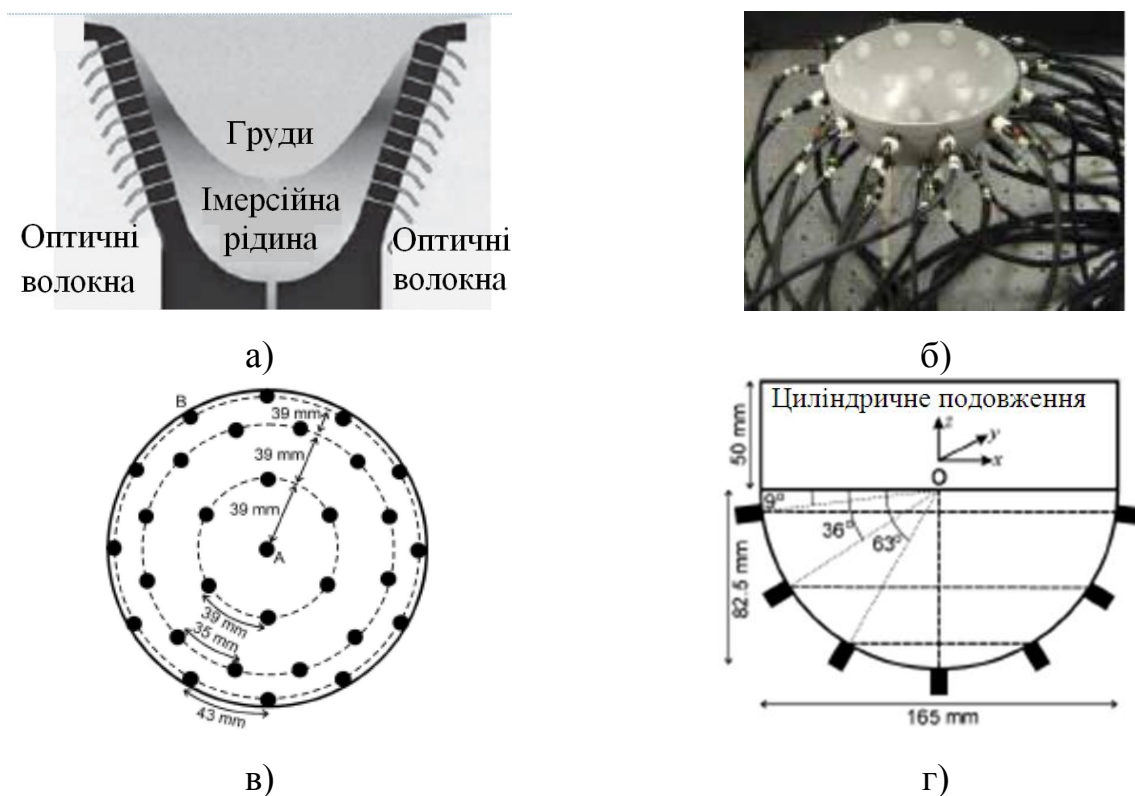


Рис.1.12. Загальний вигляд системи для просторового дослідження оптичних параметрів: принцип роботи [57] (а); технічна реалізація (б); схематичне зображення розміщення освітлювальних (в) і приймальних (г) елементів [56]

Метод полягає в тому, що молочна залоза рівномірно освітлюється променями світла від обраного типу випромінювача (рис.1.12,а). Випромінювання взаємодіє з досліджуваним об'єктом та реєструється спряженими з джерелами випромінювання фотоприймачами. Далі сигнал обробляється ПК.

Конструктивно найпростіша система реалізації методу під назвою Optical mammaprototype system (OMPS) запропонована компанією Philips medical systems [57], рис.1.12,б. Освітлювально-приймальний канал було представлено у формі циліндру або форми, схожої до молочної залози з розміщеними парами «випромінювач-приймач».

Авторами [56] було запропоновано напівсферичний варіант основи скануючої системи. Для узгодження показників заломлення на межі та втрат розсіювання застосовувалася імерсійна рідина.

У роботі [58] запропоновано розмістити пари випромінювач-приймач на кільцях різної форми, щоб мати більш щільний контакт з молочною залозою пацієнта рис.1.13,а, що також можуть використовуватись для просторових досліджень головного мозку (рис.1.13,б) та передпліччя (рис.1.13,в).

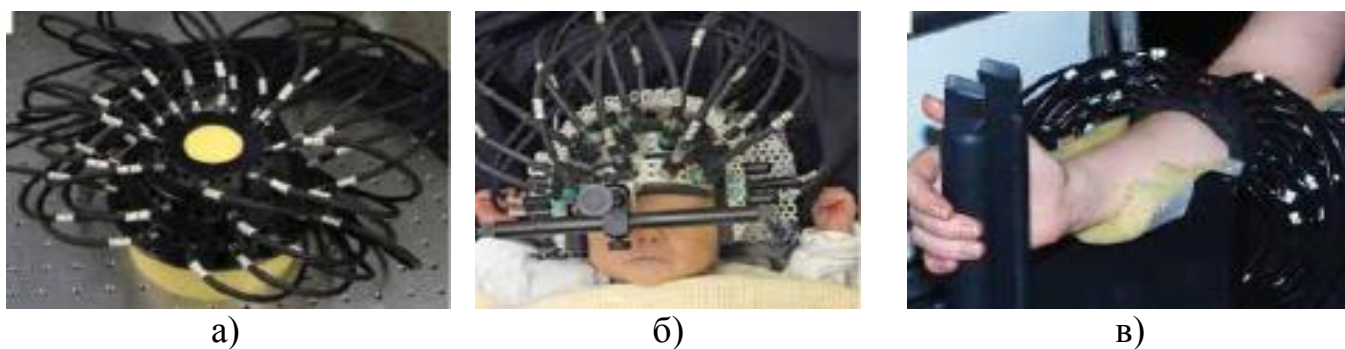


Рис.1.13. Загальний вигляд системи для просторових дослідження оптичних параметрів [58]: молочної залози (а); головного мозку (б); передпліччя (в)

У наступній установці (рис. 1.14) розсіяне вперед світло збирається у фокальній площині оптичної системи. Це означає, що всі промені, які мають кут θ з оптичною віссю, фокусуватимуться в тонке кільце радіусу r_θ . Світло, що розсіюється в куті θ_1 , блокується ірисовою діафрагмою, тоді як світло що розсіюється в куті θ_2 , збирається ($\theta_1 > \theta_2$)

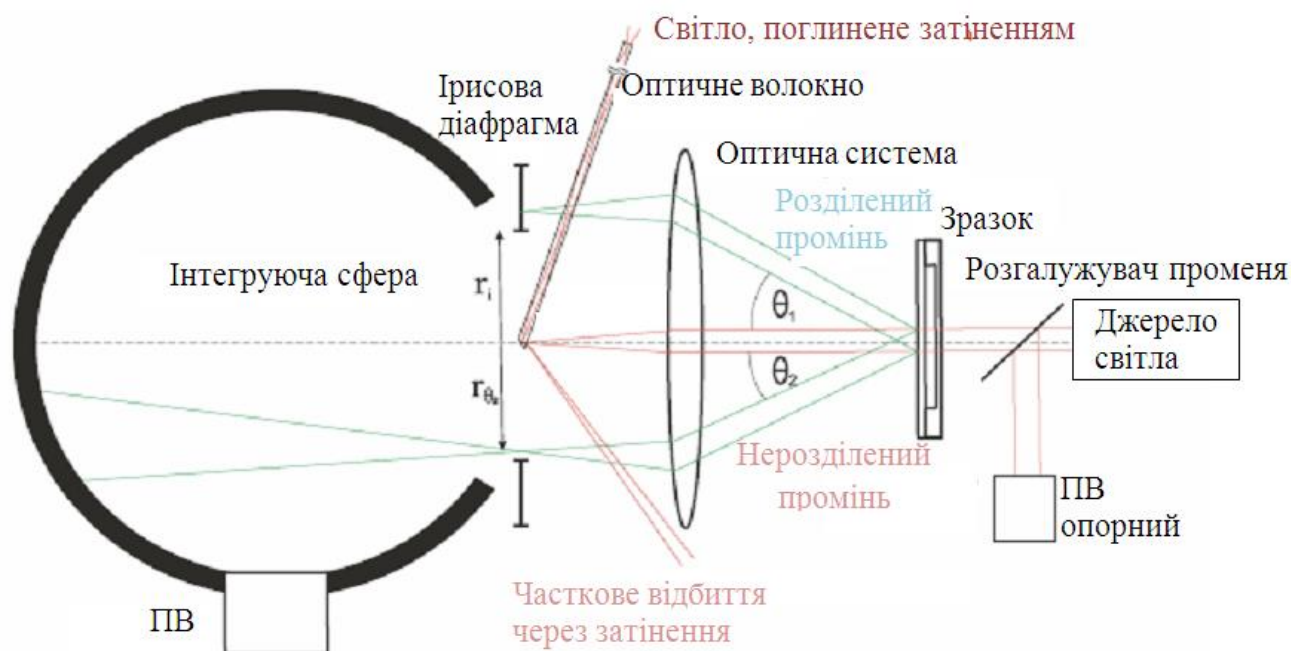


Рис. 1.14. Експериментальна установка для вимірювання малого кута розсіювання [43]

Провівши аналіз вимірювальних засобів, зведемо в таблиці 1.2 дані, що вказують область вимірювання кутів розсіювання: азимутального φ і zenітного θ в залежності від конструктивної будови та методу дослідження.

Таблиця 1.2. Область вимірювання zenітного θ та азимутального φ кутів розсіювання

	Перелік посилань								
	[44]	[50]	[51]	[52]	[58]	[59]	[47]	[35]	[41]
θ [°]	0...360	10...165	0...8	0...160	33.7..80	180	0...20	15...40	2...18
φ [°]	Const 1	Const 2	Const 3	Const 3	Const 3	360	360	Const 2	Const 2

Константи «Const» азимутального кута φ в табл.1.2 визначаються наступними особливостями експериментальної установки: 1 – волокном, 2 – областю детектора, 3 – апертурою).

Зазначимо, що характеристики джерела випромінювання (точкове, протяжне, колімоване, дифузне, когерентне, монохроматичне або біле), а також кількість та тип приймача у даному аналізі опущенні. Значна кількість пристроїв для оптичного

біомедичного експерименту, у яких використовуються різні види джерел випромінювання, типів освітлення, потужності падаючого випромінювання, передавальних оптичних систем, а також розмаїтість конфігурацій детекторних систем, урізноманітнює методи дослідження, проте суттєво не впливає на типологію вимірювальних засобів, зокрема для просторової фотометрії.

1.5 Постановка задачі

Проведений аналіз сучасної літератури свідчить про те, що розроблені моделі поширення випромінювання в БС, а також методи та засоби дослідження забезпечують дослідження розсіювальних характеристик тонких зразків. Досліджувані середовища в цих методах моделюються як анізотропні та за своїм складом мають рівномірне розміщення часток, що представлені у сферичній формі. Тому описані вище моделі, методи та засоби передбачають, що розсіяння, яке відбувається вперед або назад є симетричним відносно осі падіння випромінювання. Однак, проаналізувавши структуру біологічних середовищ та їх склад, можна зробити висновок, що все ж таки просторова індикатриса розсіяння не матиме симетричності відносно напрямку поширення випромінювання, особливо в зразках товщиною більшою за ординарну.

Основною задачею даної роботи є аналіз індикатриса розсіяного випромінювання товщинними зразками БС у межах повного тілесного кута та на його основі уточнення величини фактору анізотропії однократного розсіяння. Для розв'язку цієї задачі буде вдосконалено метод визначення фактору анізотропії, розроблено методику проведення експериментальних досліджень, а також розроблено фотометричний засіб для дослідження просторової індикатриса розсіяння біологічних середовищ.

Висновки до розділу 1

1. На підставі розглянутих методів визначення фактору анізотропії розсіяння показано, що при оптичній біометрії нехтують осьовою асиметрією анізотропії, котра особливо притаманна товщинним зразкам м'язів, шкіри, кісткової тканини та певних видів новоутворень.

2. Проведений аналіз засобів просторового фотометричного аналізу біологічних доводить, що найпоширенішим типом вимірювальних засобів є гоніометричні, котрі мають функціональні обмеження при реєстрації просторової індикатриси розсіяння в межах повного тілесного кута.

3. Фазова функція однократного розсіяння Хені-Грінштайна, як найточніша та найпоширеніша фазова функція в оптичній біомедичній діагностиці, може бути модифікована для випадку багатократного розсіяння на товщинних зразках біологічних середовищ, котрі володіють осьовою асиметрією анізотропії.

РОЗДІЛ 2

СТРУКТУРНО-АЛГОРИТМІЧНА РЕАЛІЗАЦІЯ МЕТОДУ ПРОСТОРОВОЇ ФОТОМЕТРІЇ БІОЛОГІЧНИХ СЕРЕДОВИЩ

У даному розділі обґрунтовано залежність величини фактору анізотропії від азимутального кута та її вплив на результати моделювання методом Монте Карло. Висвітлено основні принципи просторової фотометрії біологічних середовищ та її застосування для дослідження індикатрисы розсіяння. Наведена математична модель переходу від індикатрисы розсіяння товщинними біологічними зразками до фазової функції однократного розсіяння. Розроблено методику визначення фактору анізотропії методом перетинів.

2.1 Обґрунтування залежності величини фактору анізотропії від азимутального кута

У роботах [38, 39, 41-46] при дослідженні індикатрисы розсіяння вважається, що розсіяння є незалежним від азимутального кута, а виміряна фазова функція $p(\theta)$ може бути інтегрована по всіх кутах. Для підтвердження тези про відсутність осьової симетрії в розподілі розсіяного випромінювання [60] скористаємось методом еліпсоїдальної рефлектометрії та відповідною експериментальною установкою, що використовується при оптичних біометричних дослідженнях [61, 62]. У якості зонduючого використовувалось лазерне випромінювання на довжині хвилі 632,8 нм, номінальною потужністю 2 мВт та діаметром пучка променів 1,4 мм.

Дослідження осьової анізотропії проводились на зразках з поперечним розміщенням волокон заднього окісту свині товщинами $1,4 \pm 0,02$ мм, $2,9 \pm 0,02$ мм та $4,3 \pm 0,02$ мм, а також грудних м'язів курки-бройлера з повздовжнім розміщенням волокон товщинами $0,76 \pm 0,02$ мм, $1,6 \pm 0,02$ мм та $2,14 \pm 0,02$ мм, дегідратованими 0,9% розчином NaCl при нормальних умовах протягом 24 годин. Поперечні розміри зразків обирались такими, аби заповнити весь робочий отвір еліпсоїдального

рефлектора і запобігти виходу розсіяного випромінювання з бокових частин тканини. Зразки розміщувались на предметному склі, а визначення оптичних коефіцієнтів здійснювалось у відповідності до відносного методу [61].

При дослідженнях зразків м'язової тканини свині товщиною $2,9 \pm 0,02$ мм та $4,3 \pm 0,02$ мм було встановлено, що тенденція асиметрії анізотропного розсіяння не зберігається, що дозволяє зафіксувати відновлення осьової анізотропії при збільшенні товщини зразка (Додаток А). У той же час, для зразків грудних м'язів курки з повздовжнім розміщенням волокон товщиною $1,6 \pm 0,02$ мм та $2,14 \pm 0,02$ мм відновлення осьової симетрії не спостерігалось (Додаток А).

Розглянемо найбільш виражену осьову асиметрію анізотропії розсіяння для досліджуваних зразків. На рис.2.1 та рис.2.2 можна помітити, що при обертанні зразків біологічної тканини навколо оптичної осі вимірювальної системи (напрямку падаючого променя) спостерігається поворот фотометричного зображення, що свідчить про наявні структурні анатомічні відмінності, котрі вносять асиметрію в просторовий розподіл розсіяного світла.

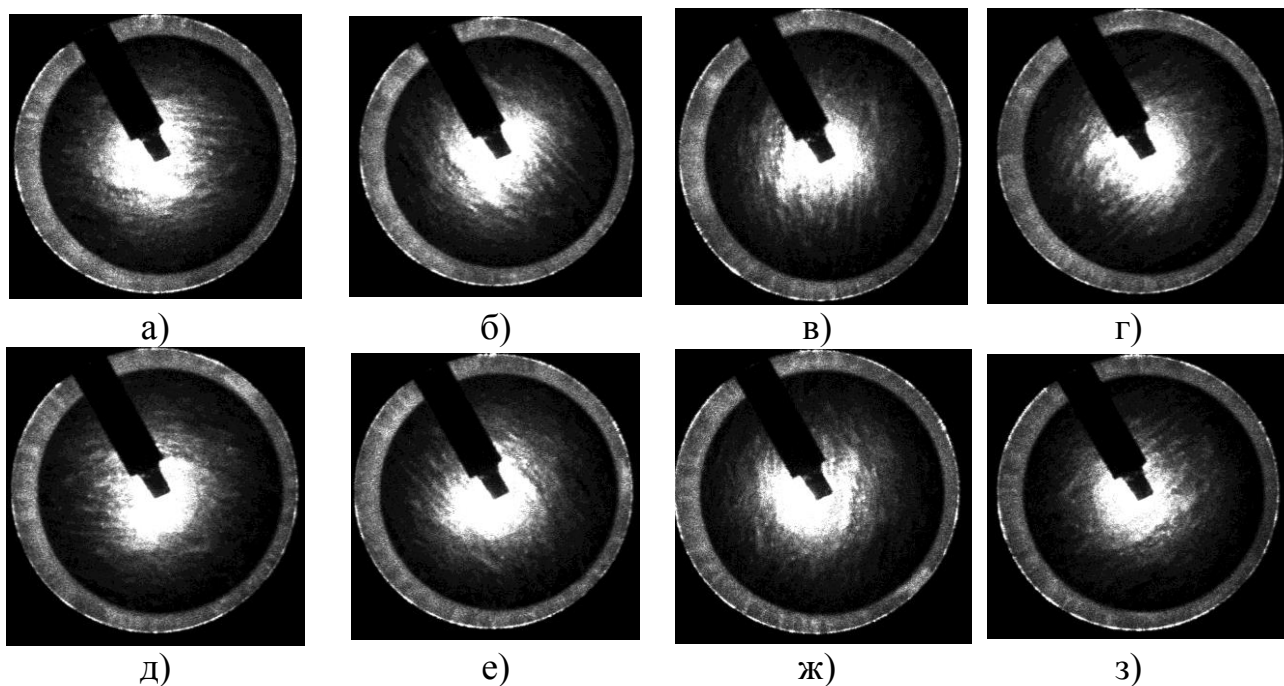


Рис. 2.1. Фотометричні зображення розсіяного назад світла, отримані методом

еліпсоїдальної рефлектометрії для зразку грудних м'язів курки товщиною $0,76 \pm 0,02$ мм (а) і при повороті зразка на: 45° (б); 90° (в); 135° (г); 180° (д); 225° (е); 270° (ж) та 315° (з) [60]

Для зразків грудних м'язів курки з повздовжнім розміщенням волокон вона виражено спостерігалась на зразках товщиною $0,76 \pm 0,02$ мм (рис.2.1). Менш вираженою є осьова асиметрія анізотропії розсіяння для зразків заднього окісту свині, але її можна спостерігати для зразків товщиною $1,4 \pm 0,02$ мм (рис.2.2).

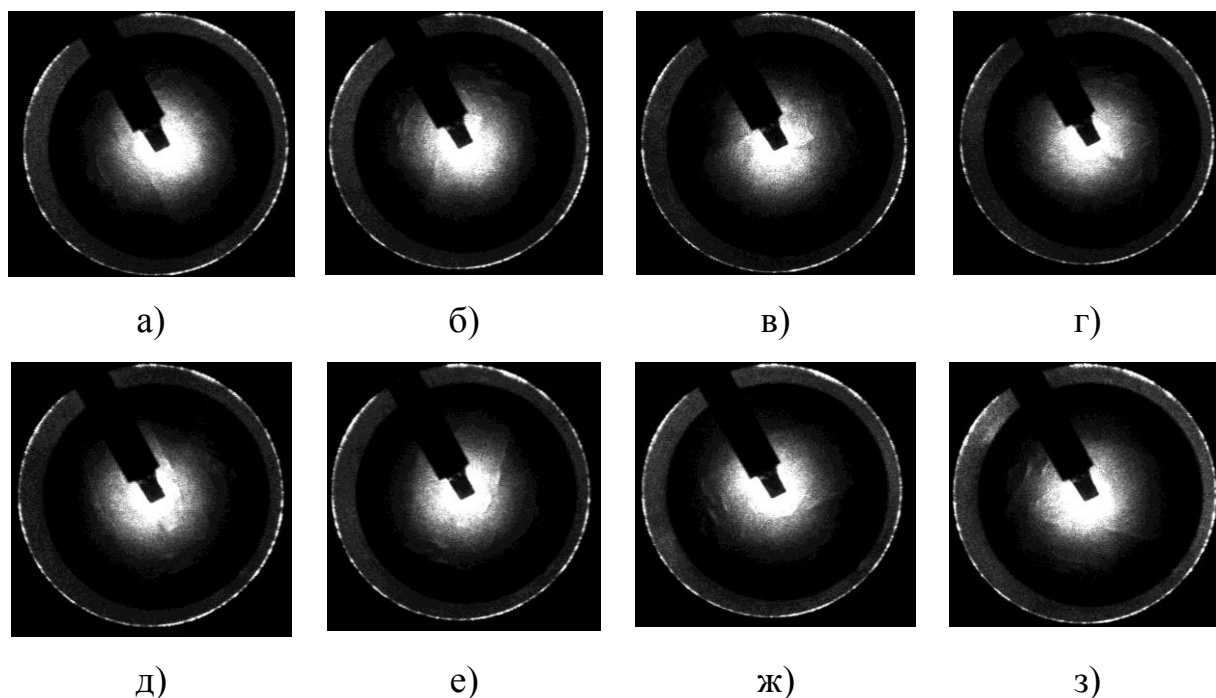


Рис. 2.2. Фотометричні зображення розсіяного назад світла, отримані методом еліпсоїдальної рефлектметрії для зразку заднього окісту свині товщиною $1,4 \pm 0,02$ мм (а) і при повороті зразка на: 45° (б); 90° (в); 135° (г); 180° (д); 225° (е); 270° (ж) та 315° (з) [60]

Для порівняння результатів фотометричних зображень з асиметричною анізотропією розсіяння та зразків з вісесиметричною анізотропією розсіяння було досліджено молочне скло, товщиною 3 мм, яке характеризується симетричним дифузним розсіюванням (рис.2.3).

Проведенні дослідження показали, що при повороті молочного скла навколо оптичної осі вимірювальної системи фотометричне зображення не змінюється (рис.2.3), що підтвердило достовірність отриманих результатів.

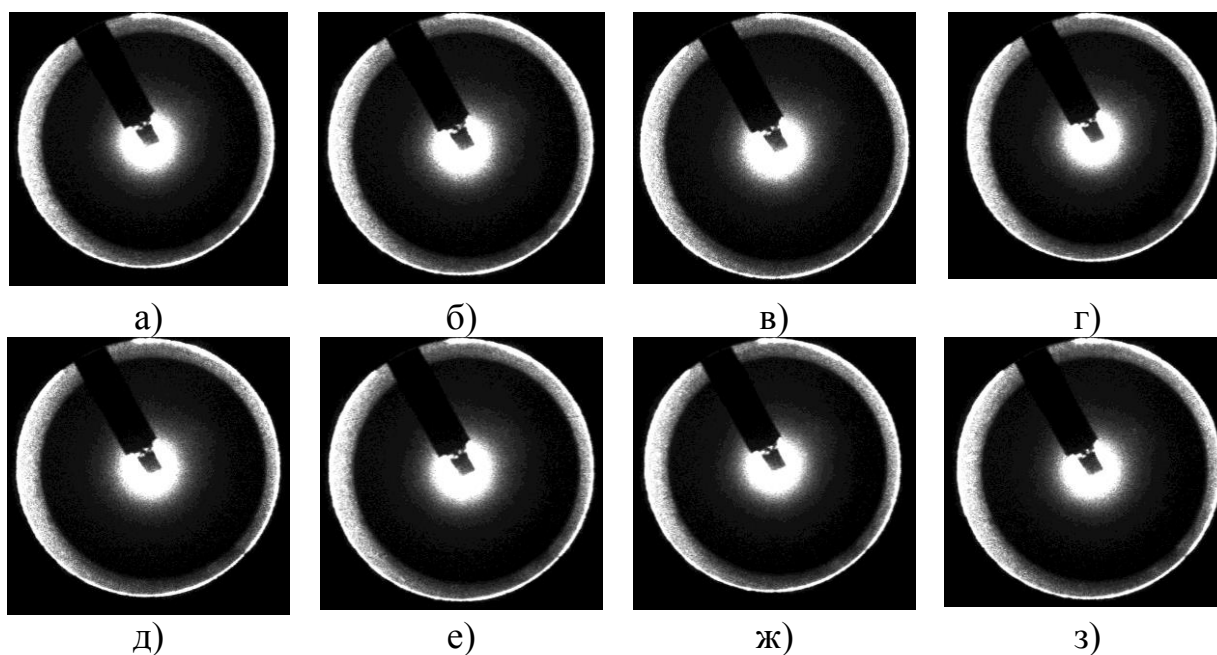


Рис. 2.3. Фотометричні зображення розсіяного назад світла, отримані методом еліпсоїдальної рефлектметрії для зразку молочного скла МС-20 товщиною 3 мм (а) і при повороті зразка на: 45° (б); 90° (в); 135° (г); 180° (д); 225° (е); 270° (ж) та 315° (з)

На підставі отриманих результатів, що свідчать про переважну азимутальну анізотропію біологічних середовищ, можна зробити висновок, що дослідження індикатриси розсіяння для товщинних зразків в одній площині, яка в подальшому інтерпретується в фазову функцію однократного розсіяння, не є цілком інформативним та достовірним.

2.2 Аналіз асиметрії осьової анізотропії розсіяння методом перетинів

Для графічного та кількісного аналізу отриманих фотометричних зображень в роботі запропоновано використовувати метод перетинів [63]. Аналіз асиметрії осьової анізотропії розсіяння методом перетинів полягає в дослідженні яскравості в характерних перетинах фотометричного зображення розсіяння на зразку (рис.2.4), а саме в перетинах, де пляма розсіяння має характерні відмінності розподілу яскравості.

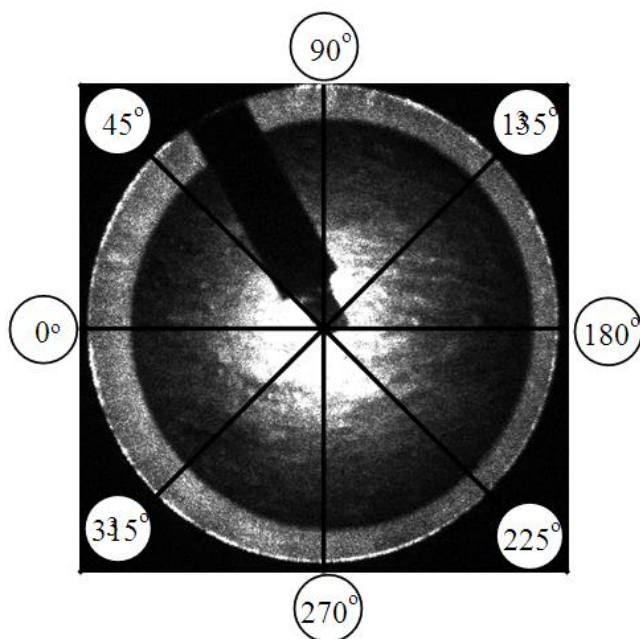


Рис. 2.4. Характерні перетини при дослідженні асиметрії анізотропії розсіяння

Провівши попередні дослідження осьової анізотропії методом еліпсоїдальної рефлектометрії [60], було виявлено, що найбільшу асиметрію мають зразки грудних м'язів курки з повздовжнім розміщенням волокон товщиною $0,76 \pm 0,02$ мм та заднього окісту свині з поперечним розміщенням волокон товщиною $1,4 \pm 0,02$ мм на довжині хвилі 632,8 нм. Для розширення номенклатури аналізу осьової анізотропії розсіяння було отримано фотометричні зображення зразків грудних м'язів курки з повздовжнім розміщенням волокон на довжині хвилі 405 нм (рис.2.7,а) та поперечним розміщенням волокон на довжині хвилі 632,8 нм (рис.2.6,а) товщиною $0,76 \pm 0,02$ мм при тих самих умовах отримання зразків [25].

Розглянемо принципи дослідження анізотропії розсіяння за фотометричними зображеннями запропонованим методом перетинів. Отримане методом дзеркальних еліпсоїдів фотографічне зображення одного з положень зразку у форматі «*.jpg» було переведене у формат «*.bmp», та за допомогою програмного забезпечення власної розробки «BMP to TXT» записане у вигляді текстового файлу. Далі за допомогою вільно-доступної програми створення графіків «Gnuplot» отримане зображення було переведене в просторовий розподіл (рис.2.5, б), що характеризує яскравість кожної точки зображення в залежності від координати x та y . Розподіл

яскравості отриманого зображення є несиметричним, що свідчить про асиметрію осьової анізотропії розсіяння. Для більш наглядного представлення просторовий графік розбито на чотири перетини (рис.2.4) 0° - 180° , 45° - 225° , 90° - 270° , 135° - 315° , розподіл яскравості в яких представлено на рис.2.5, в-2.5, е відповідно.

З отриманих графіків (рис.2.5) видно, що розподіл яскравості для зразків в різних перетинах відмінний, особливо графік в перетині 0° - 180° (рис.2.5, в) відрізняється від графіків 45° - 225° , 90° - 270° , 135° - 315° (рис.2.5, г-рис.2.5, е).

У роботі також представлено аналіз осьової асиметрії анізотропії розсіяння методом перетинів для зразку грудних м'язів курки з повздовжнім розміщенням волокон проведений на довжині хвилі 632,8 нм (рис.2.5).

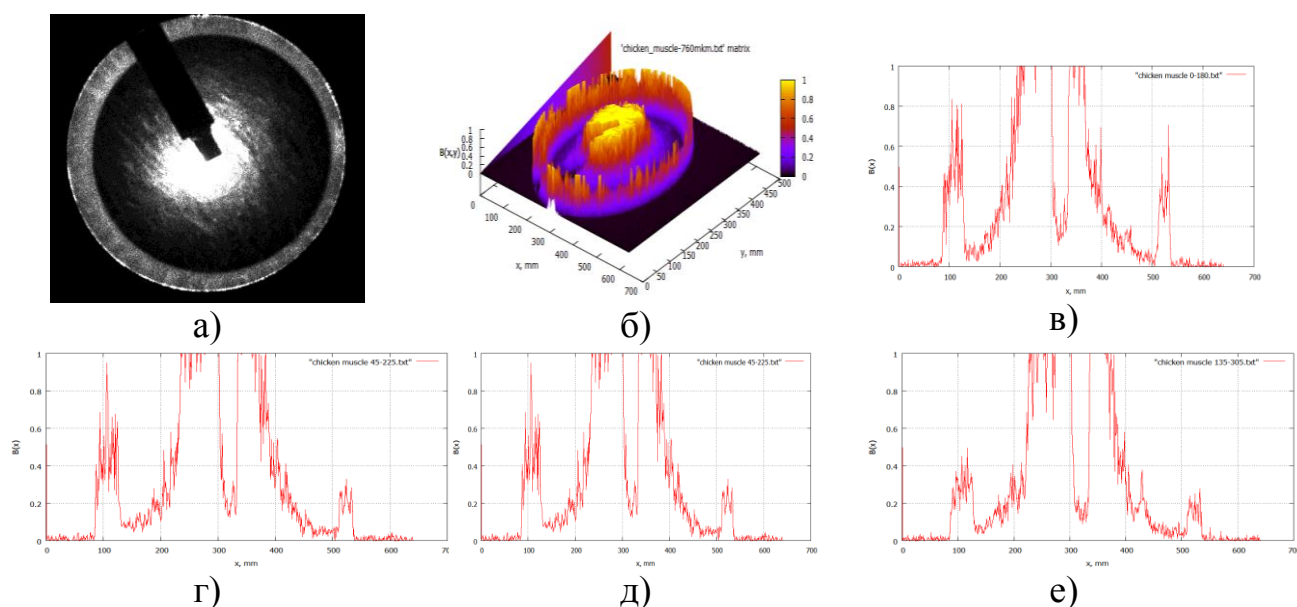


Рис. 2.5. Розподіл яскравості розсіяного назад світла зразку грудних м'язів курки з повздовжнім розміщенням волокон товщиною $0,76 \pm 0,02$ мм на довжині хвилі 632,8 нм: зображення (а) та загальний розподіл яскравості (б); яскравість за перетинами 0° - 180° (в), 45° - 225° (г), 90° - 270° (д), 135° - 315° (е) відповідно

Аналогічно було отримано графіки розподілу яскравості розсіяного назад світла зразками грудних м'язів курки з поперечним розміщенням волокон товщиною $0,76 \pm 0,02$ мм (рис.2.6). У даному випадку наведено розподіл у тих перетинах, у яких розподіл яскравості найбільш відрізнявся один від одного, а саме 0° - 180° (рис.2.6, в) та 45° - 225° (рис.2.6, г). Для зразків грудних м'язів курки з

поперечним розміщенням волокон асиметрія осьової анізотропії розсіяння візуально була меншою, ніж для зразків з повздовжнім розміщенням волокон. Особливо це спостерігається в центральній частині, де розподіл яскравості наближається до нормального.

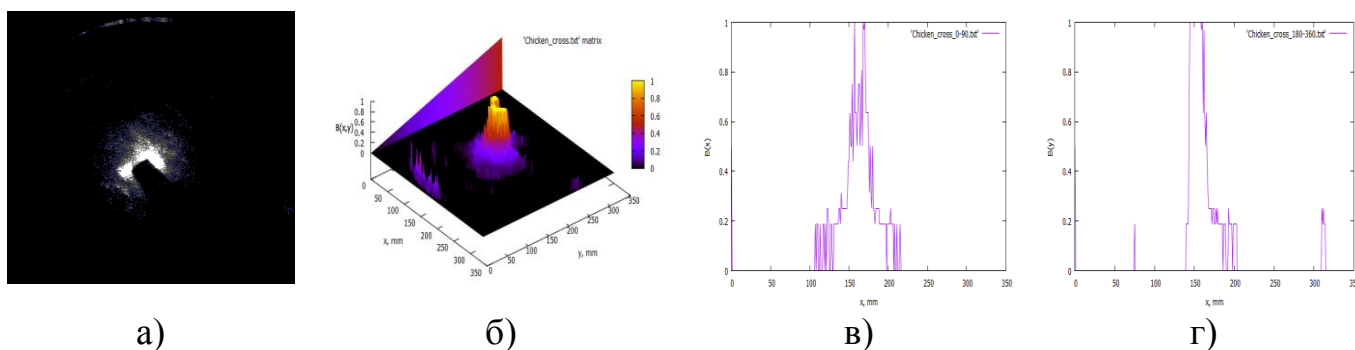


Рис. 2.6. Розподіл яскравості розсіяного назад світла зразку грудних м'язів курки з поперечним розміщенням волокон товщиною $0,76 \pm 0,02$ мм на довжині хвилі 632,8 нм: зображення (а) та загальний розподіл яскравості (б); яскравість за перетинами 0° - 180° (в) та 45° - 225° (г) відповідно

Оскільки отримані графічні матеріали показали досить значні відхилення симетрії осьової анізотропії розсіяння для зразків грудних м'язів курки з повздовжнім розміщенням волокон товщиною $0,76 \pm 0,02$ мм, тому для виявлення спектральної залежності розподілу яскравості було проведено дослідження на довжині хвилі 405 нм. Результати досліджень приведено на рис.2.7.

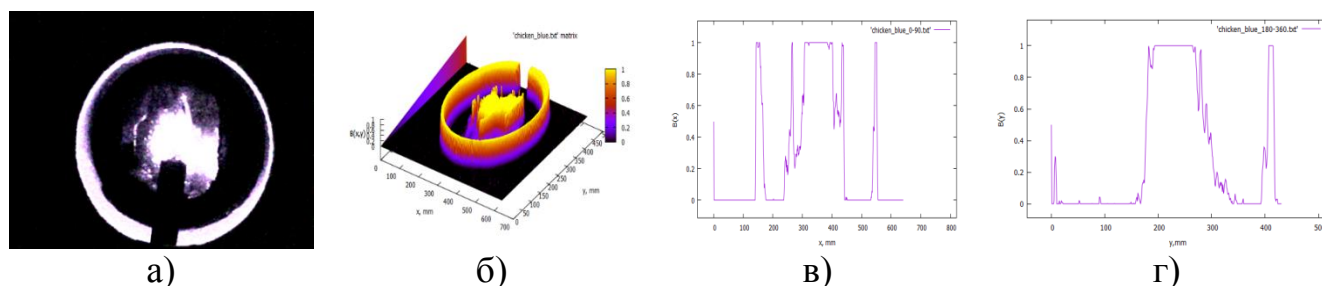


Рис. 2.7. Розподіл яскравості розсіяного назад світла зразку грудних м'язів курки з повздовжнім розміщенням волокон товщиною $0,76 \pm 0,02$ мм на довжині хвилі 405 нм: зображення (а) та загальний розподіл яскравості (б); яскравість за перетинами 0° - 180° (в) та 45° - 225° (г) відповідно

Отримані результати розподілу яскравості розсіяного назад світла зразку грудних м'язів курки з повздовжнім розміщенням волокон товщиною $0,76 \pm 0,02$ мм на довжині хвилі 405 нм також свідчать про досить значну осьову асиметрію анізотропії розсіяння, особливо в перетинах 0° - 180° (рис.2.7,в) та 90° - 270° (рис.2.7,г).

Аналогічно було проведено дослідження розподілу яскравості розсіяного назад світла другого досліджуваного зразку – заднього окісту свині, товщиною $1,4 \pm 0,02$ мм. Результати досліджень приведено на рис.2.8.

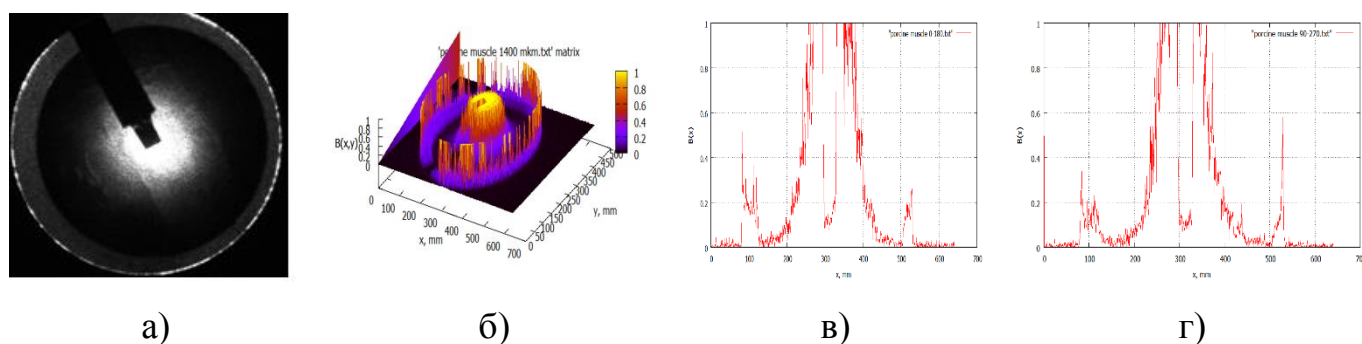


Рис. 2.8. Розподіл яскравості розсіяного назад світла зразку заднього окісту свині товщиною $1,4 \pm 0,02$ мм на довжині хвилі 632,8 нм: зображення (а) та загальний розподіл яскравості (б); яскравість за перетинами 0° - 180° (в) та 135° - 315° (г) відповідно

Результати досліджень розподілу яскравості розсіяного назад світла зразку заднього окісту свині товщиною $1,4 \pm 0,02$ мм свідчать про майже осьову симетрію анізотропії розсіяння, оскільки отриманий розподіл також наближається до нормального.

Для підтвердження отриманих результатів у роботі проведено аналіз осьової симетрії анізотропії ізотропного середовища у вигляді молочного скла товщиною 3 мм. Результати досліджень приведено на рис.2.9.

При дослідженні розподілу яскравості розсіяного назад світла молочним склом товщиною 3 мм, графіки показують нормальний розподіл як просторового графіку (рис.2.9, б), так і графіків за перетинами.

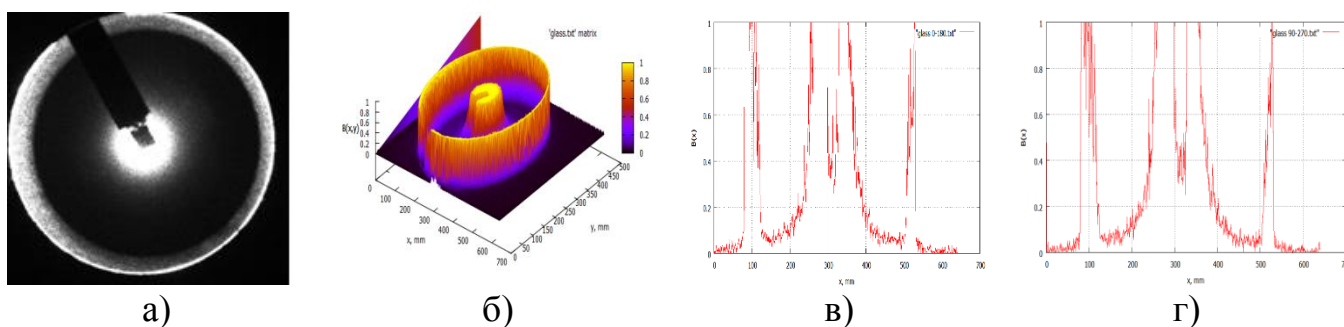


Рис. 2.9. Розподіл яскравості розсіяного назад світла молочним склом

товщиною 3 мм на довжині хвилі 632,8 нм: зображення (а) та загальний розподіл яскравості (б); яскравість за перетинами 0°-180° (в) та 90°-270° (г) відповідно

Для чисельного підтвердження представимо сумарну яскравість пікселів для зразків грудних м'язів курки з повздовжнім розміщенням волокон – 220,85; 194,069; 199,179; 210,434 (632,8 нм) та 182,771; 178,94; 132,496, 154,34 (405 нм), грудних м'язів курки з поперечним розміщенням волокон – 32,56; 33,01; 30,34; 32,09 (632,8 нм), заднього окісту свині (208,202; 190,67; 194,088; 204,046) та молочного скла (193,359, 193,359, 200,143, 203,797) за чотирма перетинами 0°-180°, 45°-225°, 90°-270°, 135°-315°, відповідно. Отримані розрахунки підтверджують досить велику відмінність значень загальної яскравості в перетині 0°-180° відносно інших трьох перетинів для зразків м'язів курки з повздовжнім розміщенням волокон, для яких найбільше відхилення яскравості складає близько 12,13% та 27,5% на довжинах хвиль 632,8 нм та 405 нм, відповідно. Для зразків грудних м'язів курки з поперечним розміщенням волокон дане відхилення складає близько 8%, а для заднього окісту свині - 8,4%, що свідчить про наближення осьової анізотропії до симетричної. Для порівняння – відхилення загальної яскравості між найбільшим та найменшим значенням зразку молочного скла складає 5,12 %.

Отримані результати свідчать про те, що при гоніометричних дослідженнях просторового розподілу розсіяного випромінювання в різних перетинах, на підставі яких визначається величина фактору анізотропії g , отримаємо суттєву похибку, що при подальшому вирішенні рівняння переносу випромінювання одним з чисельних методів призведе до недостовірних даних.

2.3 Оцінка впливу фактору анізотропії розсіювання на точність визначення оптичних коефіцієнтів методом Монте-Карло

Для оцінки впливу фактору анізотропії розсіювання на точність визначення оптичних коефіцієнтів біологічних середовищ, було використано прямий метод Монте-Карло [36, 60], який дозволяє за відомими оптичними параметрами розсіювання μ_s , поглинання μ_a та фактору анізотропії розсіювання g отримати значення коефіцієнтів дифузного відбиття та повного пропускання БС, що моделюється. У даному моделюванні біологічне середовище задавалося одним шаром з відомими коефіцієнтами μ_s та μ_a , які можна зафіксувати на рівні, визначеному авторами [26] або за допомогою методу еліпсоїдальної рефлектометрії та потокових моделей [64] (таблиця 2.1). Оскільки при дослідженнях використовувався лише один зразок тканини конкретної товщини, то точність визначення оптичних коефіцієнтів БС визначалась точністю цільової функції оптимізації, у якості якої використана сума відносних похибок визначення коефіцієнтів дифузного відбиття та повного пропускання за результатами вимірювань та моделювання прямим методом Монте-Карло [60], яка для даної серії експериментів була не гіршою за 0,43%.

Типовими методами для визначення фактору анізотропії розсіювання світла біологічними середовищами є гоніометричні [42], що досліджують фазову функцію в одній площині, тому оцінимо вплив значень фактору анізотропії, визначених в окремих перетинах фотометричного зображення, як це мало б місце при гоніофотометрії. Для визначення впливу фактору анізотропії на точність визначення оптичних коефіцієнтів відбиття та пропускання було обрано середовища з найбільшим та найменшим відхиленням значень середньої яскравості на одній довжині хвилі (632,8 нм), а саме для зразку свинячого окісту товщиною $1,4 \pm 0,02$ мм та зразку грудних м'язів курки з повздовжнім розміщенням волокон $0,76 \pm 0,02$ мм. Оскільки отримані фотометричні зображення є площинним представленням кутового розподілу розсіяного випромінювання, то припустимо, що діапазон змін

середнього косинусу фазової функції розсіяння за перетинами варіюється в таких самих межах (таблиця 2.1).

Оскільки методика отримання зрізів біологічних середовищ не дозволила одержати протяжні зразки з рівномірною товщиною, тому моделювання забезпечило розгляд крайніх та середнього значень товщини зразків БС.

Таблиця 2.1 Вхідні дані для моделювання Монте-Карло

Біологічне середовище	λ , нм	μ_a , см ⁻¹	μ_s , см ⁻¹	n	g_{HG}	g_d
М'язи свині в рамках методу Монте-Карло [26]	633	1	40	1,40	0,97	-
М'язи свині за даною роботою	632,8	1,68	45,4	1,40	0,964-0,982	0,771-0,879
М'язи курки в рамках транспортної теорії [26]	633	0,12	229	1,37	0,965	-
М'язи курки за даною роботою	632,8	0,9	229,9	1,37	0,946-0,984	0,380-0,754

Моделювання складалося з 10 чисельних експериментів, під час кожного з яких за результатами моделювання прямим методом Монте-Карло траєкторій блукання 100 тисяч пакетів фотонів отримано значення дифузного відбиття R та повного пропускання T (рис. 2.10).

З графіків видно, що зміна фактору анізотропії розсіяння g_d окісту свині товщиною $1,4 \pm 0,02$ мм (рис. 2.10,а; 2.10,в), визначеного по перетинам фотометричного зображення, а відтак і діапазон фактору анізотропії Хені-Грінштайна g_{HG} , призводить до варіювання коефіцієнту дифузного відбиття R в межах 23%, а коефіцієнту повного пропускання T у межах 20%. У той же час аналогічний діапазон для м'язової грудної тканини курки товщиною $0,76 \pm 0,02$ мм (рис. 2.10,б; 2.10,г) показує чотирикратну та двократну відмінність у коефіцієнтах дифузного відбиття та повного пропускання відповідно. Тому, очевидно, що одно-площинне врахування фактору анізотропії розсіяння може призвести до суттєвого

спотворення результатів оптичної біометрії середовищ. Повний, в межах тілесного кута 4π , аналіз фазової функції розсіяння і усереднення фактору анізотропії g_{HG} дозволить врахувати осьову асиметрію у розподілі відбитого та пропущеного світла.

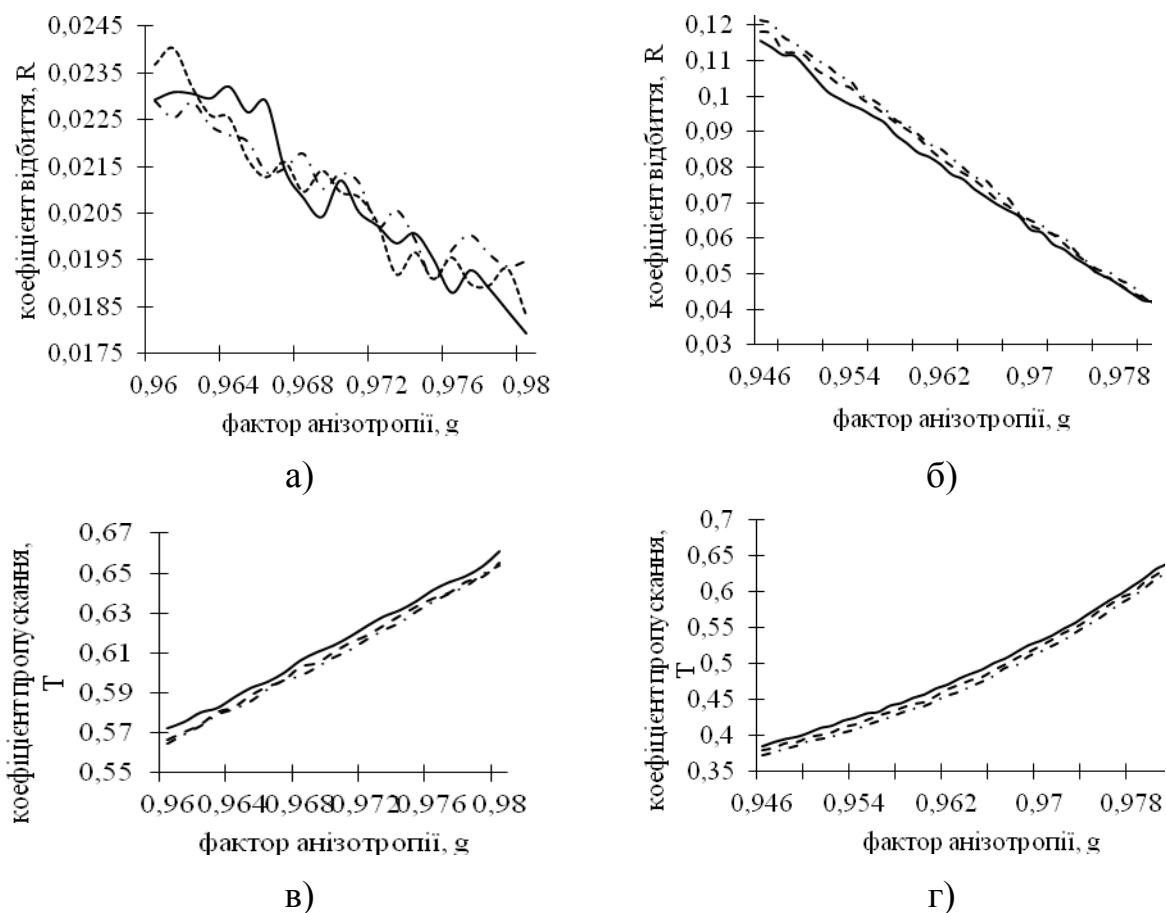


Рис. 2.10. Графіки залежності коефіцієнтів дифузного відбиття R та повного пропускання T від зміни фактору анізотропії розсіяння g : а); в) – для окісту свині та б); г) – для м'язової грудної тканини курки відповідно;

— товщина зразку 0,074 см та 0,138 см, - - - товщина зразку 0,076 см та 0,14 см,
 - · - · - товщина зразку 0,078 см та 0,142 [60]

Тому для підвищення інформативності визначення оптичних коефіцієнтів БС доцільно застосовувати методики, що дозволяють встановлювати величину фактору анізотропії багатократного розсіяння в товщинних зразках, у котрих відсутня осьова симетрія. Для цього авторами запропоновано метод просторової фотометрії БС, що полягає в оцінці розсіяного в прямому та зворотному напрямках оптичного випромінювання в межах повного тілесного кута.

2.4 Математична інтерпретація методу просторової фотометрії біологічних середовищ

2.4.1 Загальні положення методу просторової фотометрії для середовищ з симетричною та асиметричною анізотропією розсіяння

Розглянемо просторовий розподіл падаючого випромінювання I_0 , яке розсіюється біологічним середовищем у всіх напрямках та реєструється приймачами випромінювання (ПВ) з розміром активної площинки dA , що знаходяться на твірній сфери. Нехай біологічне середовище знаходиться в центрі цієї сфери на відстані r , а випромінювання, яке зазнало взаємодії з ним, розповсюджується в усіх напрямках (рис.2.11).

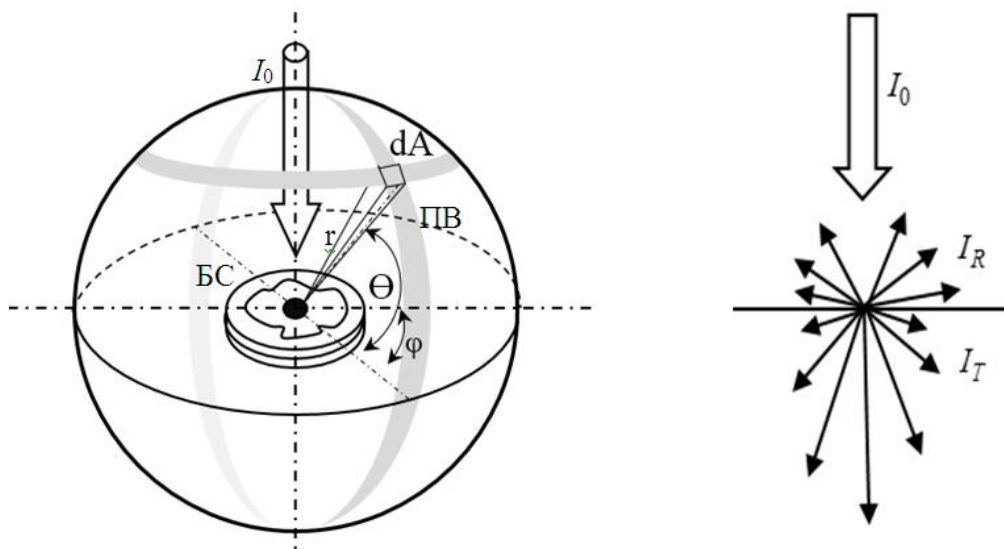


Рис. 2.11. До пояснення просторової фотометрії біологічних середовищ

Якщо представити цей процес у сферичній системі координат, то початком відліку є біологічне середовище, що знаходиться в центрі контрольної площадки, полюс знаходиться в точці розміщення приймача випромінювання, а напрямок на полюс співпадає з радіусом сфери r .

У даному випадку значення інтенсивності в точці розміщення ПВ залежить від азимутального ϕ та зенітного θ кутів. Тому, якщо вважати, що інтенсивність змінюється і по азимутальному куту ϕ , і по зенітному куту θ , як було доведено в пп.2.1-2.2, то її загальний вигляд запишеться як:

$$\oint I \cdot p(\theta, \varphi) d\Omega, \quad (2.1)$$

де $d\Omega = d\varphi d\theta$, $p(\theta, \varphi)$ - фазова функція, яка залежить від азимутального і зенітного кутів.

Існує два випадки вирішення цього рівняння для анізотропного середовища: анізотропія розсіювання є вісесиметричною або асиметричною відносно осі.

Якщо вважати, що анізотропія є вісесиметричною відносно осі падіння випромінювання, тобто функція розсіювання не залежить від азимутального кута φ , а при обертанні орієнтації зразка азимутальна залежність розсіювання відсутня, тоді просторовий розподіл випромінювання матиме вісесиметричну форму відносно напрямку падаючого випромінювання. Тому інтегрування по $I(\theta)$ в даному випадку зводиться до множення на 2π .

Інтенсивність залежить тільки від зенітного кута θ , а при інтегруванні по тілесному куту справедлива рівність, що дозволяє звести двовимірний інтеграл до одновимірного.

$$\oint I \cdot p(\theta, \varphi) d\Omega = 2\pi \int_0^\pi I(\theta) p(\theta) d\theta, \quad (2.2)$$

де $p(\theta)$ – будь-яка функція зенітного кута, значення $I(\theta)$ визначається експериментально.

Розподіл інтенсивності можна переписати у відповідності до конкретної задачі. Так, наприклад, якщо реєстрація здійснюється по кільцевих смугах сфери, то в цьому випадку для визначення величини повної інтенсивності твірну сфери, на якій вони розташовані, можна розбити на кільця, перпендикулярно до напрямку падаючого випромінювання (рис.2.12).

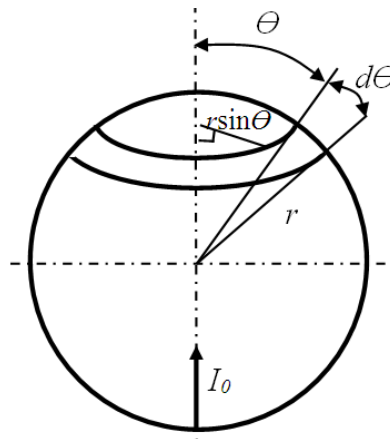


Рис. 2.12 До пояснення розв'язку рівняння (2.2)

Площа елементарного кільця інтегрування буде дорівнювати $dS = r d\theta 2\pi r \sin \theta$. Тоді загальну інтенсивність можна переписати як:

$$I = 2\pi \int_0^{\pi} I(\theta) 2\pi r \sin \theta R d\theta = 4\pi r^2 \int_0^{\pi} I(\theta) \sin \theta d\theta, \quad (2.3)$$

де $I(\theta) = P(\theta)/\omega$ – інтенсивність випромінювання в точці розміщення ПВ під кутом θ , яка визначається виміряною потужністю $P(\theta)$ та обмежена тілесним кутом приймача випромінювання ω , $2\pi r \sin \theta r d\theta$ – диференційне кільце інтегрування на напівсферичній поверхні, утвореній плечем гоніометру.

Для визначення інтенсивності відбитого випромінювання, та випромінювання, що пройшло, рівняння (2.3) можна розбити на два:

$$I_R = 2\pi r^2 \int_0^{\pi} I_R(\theta) \sin \theta d\theta, \quad (2.4)$$

$$I_T = 2\pi r^2 \int_{2\pi}^{\pi} I_T(\theta) \sin \theta d\theta. \quad (2.5)$$

Рівняння (2.4) та (2.5) відрізняються межами інтегрування та методикою визначення значення $I_R(\theta)$ та $I_T(\theta)$, що детально описано авторами [38, 39, 41-46].

Для визначення коефіцієнтів відбиття та пропускання отримані значення (2.4) та (2.5) необхідно розділити на інтенсивність падаючого випромінювання.

$$R = \frac{I_R}{I_0} = \frac{2\pi R^2}{I_0} \int_0^\pi I_R(\theta) \sin \theta d\theta, \quad (2.6)$$

$$T = \frac{I_T}{I_0} = \frac{2\pi R^2}{I_0} \int_{2\pi}^\pi I_T(\theta) \sin \theta d\theta. \quad (2.7)$$

Якщо вважати, що анізотропія не є вісесиметричною відносно осі направлення випромінювання, а інтенсивність змінюється і по зенітному θ , і по азимутальному φ кутах, що було доведено в пп.2.1 -2.2, то її загальний вигляд перепишемо як:

$$I = \oint \frac{P(\theta, \varphi)}{\omega} \cos \theta d\theta d\varphi, \quad (2.8)$$

де $\cos \theta d\theta d\varphi$ - ефективна область вимірювання, а $\frac{P(\theta, \varphi)}{\omega}$ - виміряна потужність випромінювання в тілесному куті ω , що визначається розмірами приймача випромінювання.

Рівняння (2.8) записане без врахування френелівських втрат, які відбуваються при розміщенні біологічного зразка між предметними скляними пластинами, а також без врахування мертвих зон при експериментальному визначенні інтенсивності випромінювання.

Врахувавши вище сказане, загальний вираз для визначення розсіяної інтенсивності у просторі має наступний вигляд:

$$I(\theta, \varphi) = \frac{1}{r^2} \iint_{\theta, \varphi} k_1(\theta) k_2(\theta, \varphi) E(\theta, \varphi) dA d\theta d\varphi, \quad (2.9)$$

де r – радіус сфери інтегрування; $E(\theta, \varphi)$ – освітленість випромінювання, що реєструється на елементарній фото-приймальній площинці dA , положення якої в просторі задано сферичними координатами (θ, φ) ; $k_1(\theta)$ – коефіцієнт, що залежить від геометрії досліджуваного зразка та падаючого променя і враховує френелівські втрати в напрямку (θ) ; $k_2(\theta, \varphi)$ – коефіцієнт інтерполяції, що залежить від розмірів «мертвих зон», де не відбувається реєстрація випромінювання, або від ступеню накладання апертур кожного наступного кроку сканування.

Для визначення інтенсивності відбитого випромінювання, та випромінювання, яке пройшло, рівняння (2.9) можна розбити на два:

$$I_R(\theta, \varphi) = \frac{1}{r^2} \int_{\theta=0}^{\theta=\pi} \int_{\varphi=0}^{\varphi=2\pi} k_1(\theta) k_2(\theta, \varphi) E_R(\theta, \varphi) dA d\theta d\varphi, \quad (2.10)$$

$$I_T(\theta, \varphi) = \frac{1}{r^2} \int_{\theta=\pi}^{\theta=2\pi} \int_{\varphi=0}^{\varphi=2\pi} k_1(\theta) k_2(\theta, \varphi) E_T(\theta, \varphi) dA d\theta d\varphi. \quad (2.11)$$

Знову ж таки, рівняння (2.10) та (2.11) відрізняються межами інтегрування та методикою визначення величин $E_R(\theta, \varphi)$ та $E_T(\theta, \varphi)$.

Для визначення коефіцієнтів відбиття та пропускання отримані значення (2.10) та (2.11) необхідно розділити на інтенсивність падаючого випромінювання.

$$R = \frac{I_R}{I_0} = \frac{1}{I_0} \int_{\theta=0}^{\theta=\pi} \int_{\varphi=0}^{\varphi=2\pi} k_1(\theta) k_2(\theta, \varphi) E_R(\theta, \varphi) dA d\theta d\varphi, \quad (2.12)$$

$$T = \frac{I_T}{I_0} = \frac{1}{I_0} \int_{\theta=\pi}^{\theta=2\pi} \int_{\varphi=0}^{\varphi=2\pi} k_1(\theta) k_2(\theta, \varphi) E_T(\theta, \varphi) dA d\theta d\varphi. \quad (2.13)$$

Отримані рівняння є досить складними для практичного розв'язку, оскільки вимірювання інтенсивності в кожній точці простору є досить складною технічною задачею.

2.4.2 Методи вирішення рівняння для асиметричної анізотропії розсіяння

Вирішення рівнянь (2.12) та (2.13) залежить від конструктивних особливостей вимірювальної установки, а саме способу розташування приймачів відносно об'єкту дослідження та напрямку реєстрації розсіяного випромінювання. При виборі схеми розташування приймачів випромінювання відносно об'єкту дослідження було розглянуто [65] три варіанти: за правилом меридіанів (рис.2.13,а), паралелей (рис.2.13,б) та за законом найменших площ (рис.2.13,в-рис.2.13,д).

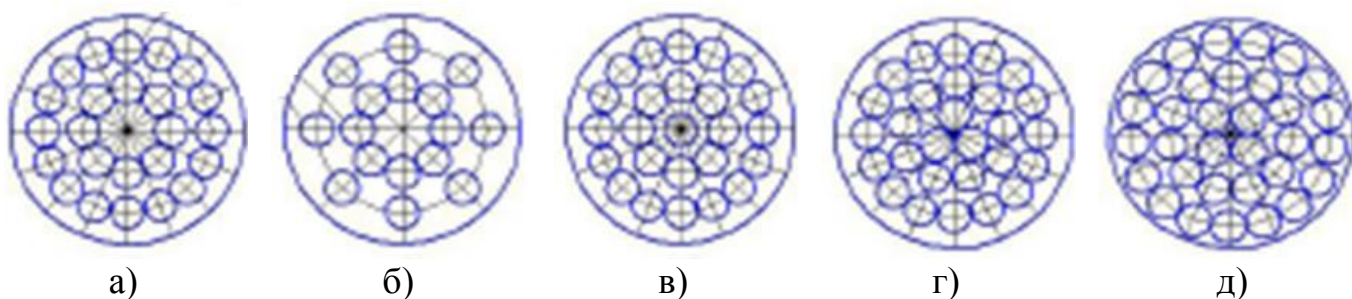


Рис. 2.13. Варіанти розміщення фотоприймачів в просторі дослідження: за правилом меридіанів (а); за правилом паралелей (б); за законом найменших площ (в-д) [65]

Вихідними даними для визначення схеми розташування є радіус сфери і максимальний, з урахуванням всіх монтажних операцій, розмір з'єднувальної частини ПВ.

Розміщення за правилом паралелей конструктивно є частковим та спрощеним випадком правила меридіанів.

У залежності від принципів реєстрації розсіяного випромінювання, рівняння (2.9) може набути виду (2.14), коли реєстрація розсіяного випромінювання ведеться на $n=1,2,\dots,N$ кільцевих полосах сфери (паралелях) або виду (2.15), коли приймачі випромінювання розміщують на $m=1,2,\dots,M$ меридіанах сфери (рис.2.11):

$$I(\theta, \varphi) = \frac{1}{\omega} \sum_{n=1}^N k_1(\theta_n) \sin \theta_n \int_0^{2\pi} P(\varphi) \sin \varphi d\varphi, \quad (2.14)$$

$$I(\theta, \varphi) = \frac{1}{\omega} \sum_{m=1}^M \sin \varphi_m \int_0^{2\pi} k_1(\theta) k_2(\theta, \varphi) P(\theta) \sin \theta d\theta, \quad (2.15)$$

де $P(\varphi)$, $P(\theta)$ – виміряна потужність оптичного випромінювання в напрямку φ та θ відповідно, що обмежена тілесним кутом ω фотоприймача і в загальному вигляді в рівняннях (2.9) – (2.13) задана в неявній формі через величини $P(\theta, \varphi)$, $P_R(\theta, \varphi)$ і $P_T(\theta, \varphi)$ у складових $E(\theta, \varphi)$, $E_R(\theta, \varphi)$ і $E_T(\theta, \varphi)$ відповідно.

Оскільки практичне вирішення (2.9) обумовлене необхідною точністю визначення оптичних параметрів БС, зокрема при дослідженні інтегральних характеристик пропускання (розсіяння вперед) та відбиття (розсіяння назад), то рівняння (2.14) та (2.15) вирішуються в явній формі з урахуванням нормування по величині інтенсивності падаючого випромінювання. У нашому випадку при дослідженні індикатриси розсіяння по перетинам, рівняння (2.14) та (2.15) спрощуються до однократних інтегралів з відповідними перетвореннями, що враховують конфігурацію системи реєстрації, для визначення величини фактору анізотропії розсіяння.

2.4.3 Перехід від просторової індикатриси розсіяння до фактору анізотропії однократного розсіяння

Механізм переходу від індикатриси розсіяння товщинними біологічними зразками до фактору анізотропії однократного розсіяння в різних характерних перетинах або смугах можна пояснити наступною блок-схемою (рис. 2.14).

Першим кроком запропонованого механізму є вибір методу вирішення рівняння (2.9), який залежить від конструктивних особливостей експериментальної установки. Далі розглянемо два основні випадки.

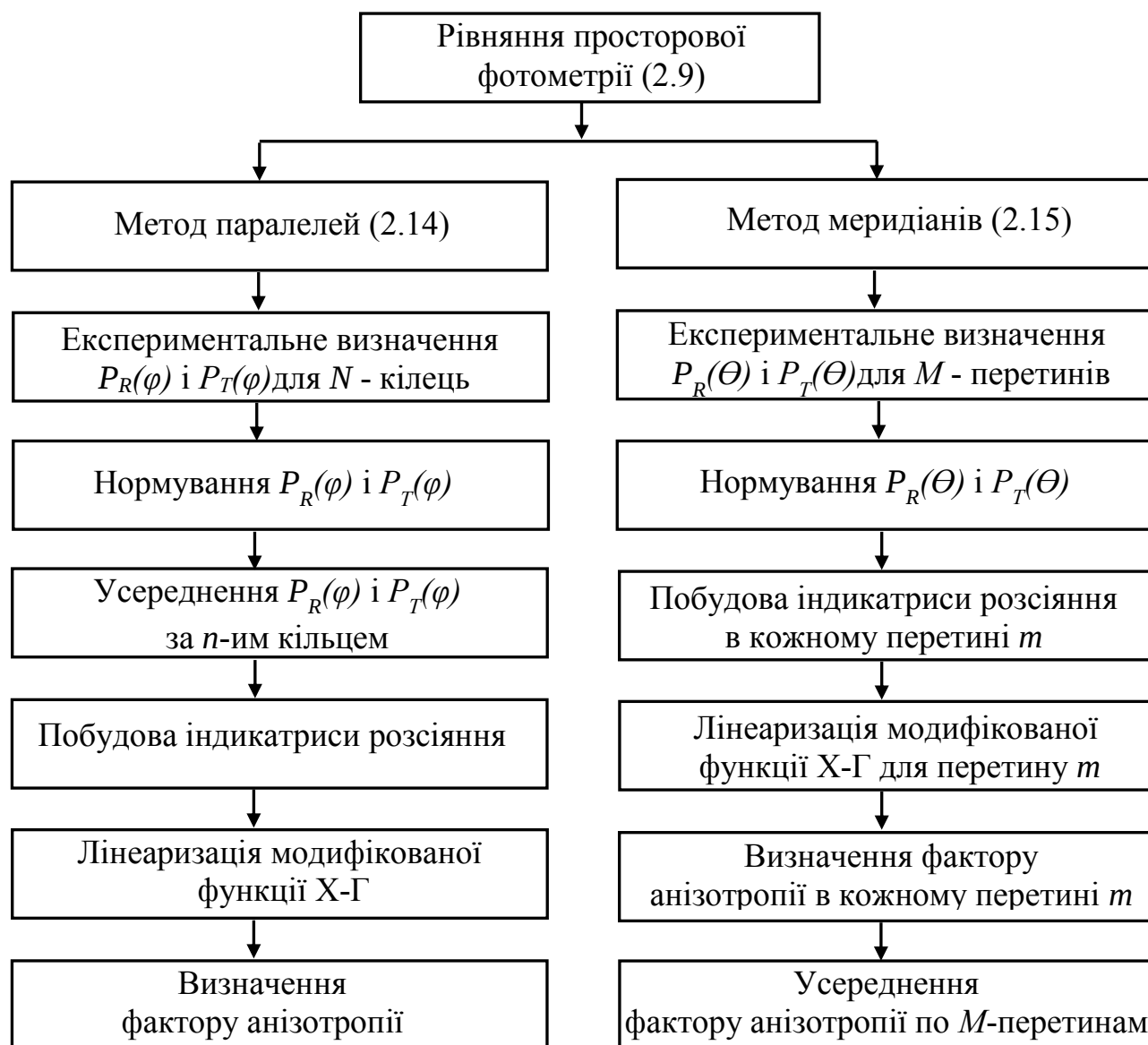


Рис.2.14. Блок-схема переходу від індикатриси розсіяння товщинними БС до фактору анізотропії однократного розсіяння

Метод паралелей (2.14) застосовується для реєстрації випромінювання на N -ій кількості кільцевих смуг сфери, які розміщені під кутом θ_n . Експериментальне визначення значень потужності $P_R(\varphi)$ і $P_T(\varphi)$ відбувається в точках, які відповідають вхідним вікнам фотоприймачів. Нормовані значення $P_R(\varphi)$ і $P_T(\varphi)$ усереднюють. За середніми значеннями $P_R(\varphi)$ і $P_T(\varphi)$ будується графік залежності від кута θ , тобто усереднена індикатриса розсіювання. Для переходу від індикатриси розсіяння товщинними зразками до фактору анізотропії

використовується модифікована функція розсіювання Хені-Грінштайна та подальша її лінеаризація. З лінійного рівняння, яке побудоване за експериментальними усередненими даними $P_R(\varphi)$ і $P_T(\varphi)$ визначається середній фактор анізотропії Х-Г однократного розсіювання.

Метод меридіанів (перетинів) (2.15) є більш громіздким при здійсненні фотометричного аналізу в межах повного тілесного кута у порівнянні з методом паралелей, проте при коректному попередньому підборі необхідної кількості перетинів, виявляється менш трудомістким при мінімальних втратах інформативності. Експериментальне визначення значень потужності $P_T(\theta)$ (розсіювання вперед) і $P_R(\theta)$ (розсіювання назад) відбувається в точках з координатами $(\theta; \varphi_m)$, що відповідають положенню чутливої площадки фотоприймачів.

Нормовані значення $P_R(\theta)$ та $P_T(\theta)$ використовують для побудови індикатриси розсіювання в кожному з M обраних перетинів. Далі складають рівняння модифікованої фазової функції Х-Г для окремого перетину, лінеаризують його і визначають фактор анізотропії однократного розсіювання по перетину. Усереднене по M перетинах значення фактору анізотропії розсіювання і є шуканою величиною.

2.4.4 Зв'язок індикатриси розсіювання товщинними зразками біологічних середовищ з фазовою функцією однократного розсіювання

У пункті 2.3 було встановлено вплив фактору анізотропії розсіювання на точність визначення оптичних коефіцієнтів біологічних середовищ методами Монте-Карло. Прямий метод Монте-Карло справедливий для фактору анізотропії g , визначеному для тонких зразків досліджуваних середовищ. Проте досягнути розмірів біологічного середовища 50-100 мкм [35] є досить трудомісткою задачею та потребує складного обладнання. Також при виділенні тонких зразків, наприклад, шкіри, можуть втрачатись інформативні параметри шарів, які вносять вклад в характер розсіювання, що підвищує його залежність від фактору анізотропії g .

Для уточнення величини фактору анізотропії однократного розсіяння на підставі дослідженої індикатрисы розсіяння товщинними зразками біологічних середовищ з точки зору просторової фотометрії скористаємось відомою методикою, описаною в [38]. Тому розглянемо основні кроки переходу від отриманої індикатрисы розсіяння, яка в залежності від обраного методу може бути усередненою по кільцях (паралелях) або заданою кількістю M (меридіанів), до фактору анізотропії однократного розсіяння.

При однократному розсіянні фазова функція відповідає експериментально визначеній індикатрисі, тобто

$$I(\theta, \varphi) \sim p(\theta, \varphi),$$

де $I(\theta, \varphi)$ – інтенсивність випромінювання в кожній точці розміщення приймача під кутом (θ, φ) , визначена експериментально, $p(\theta, \varphi)$ – фазова функція розсіяння для випадку осьової асиметрії.

При розсіянні випромінювання на товщинних зразках на форму індикатрисы розсіяння впливає ізоотропне розсіяння, спричинене збільшенням центрів та актів розсіяння, яке змінює форму індикатрисы в прямому та зворотному напрямках. А також оптична глибина, $(\mu_a + \mu_s) \cdot z$, та альбеда, $\mu_a / (\mu_a + \mu_s)$ зразку, де z – товщина середовища, а μ_a і μ_s коефіцієнти поглинання і розсіяння біологічного зразку, відповідно, в одиницях см^{-1} . Можна вважати, що індикатриса розсіяння товщинних зразків описується фазовою функцією однократного розсіяння та вище описаними факторами. З огляду на вище сказане, автори [38] запропонували модифіковану фазову функцію розсіяння, яка з урахуванням асиметрії анізотропії розсіяння описується наступним рівнянням:

$$I(\theta) = k \cdot [\rho + (1 - \rho)p(\theta)], \quad (2.16)$$

де $I(\theta)$ – інтенсивність розсіяного випромінювання в залежності від напрямку (θ) в деякому перетині (індикатриса розсіяння); k – коефіцієнт масштабування, який залежить від оптичної глибини та альbedo; ρ – ізотропний компонент.

У даній роботі індикатриса розсіяння описується експериментально визначеною потужністю $P_T(\theta)$ і $P_R(\theta)$ у прямому та зворотному напрямках відповідно, яка нормується значенням фонового сигналу. З урахуванням вище сказаного та фазової функції розсіяння Хені-Грінштайна (1.7), рівняння (2.16) запишеться у наступному вигляді:

$$P_T(\theta) = k \cdot [\rho + (1 - \rho) \frac{1}{4\pi} \cdot \frac{1 - g_{HG}^2}{(1 + g_{HG}^2 - 2g_{HG} \cos \theta)^{3/2}}] \quad (2.17)$$

де $P_T(\theta)$ – потужність випромінювання, зареєстрована в прямому напрямку приймачем, розміщеним під кутом (θ) ; g_{HG} – фактор анізотропії Хені-Грінштайна; $\cos(\theta)$ – косинус кута вимірювання інтенсивності $I(\theta)$.

Для визначення фактору анізотропії g_{HG} у відповідності до методики, описаної в роботі [15], рівняння (2.17) необхідно привести до лінійного вигляду:

$$\begin{aligned} (P_T(\theta) - \frac{1}{H} \sum_{h=1}^H P_{Rh}(\theta))^{-2/3} &= \frac{-2g_{HG} \cos \theta}{(\frac{1}{H} \sum_{h=1}^H P_{Rh}(\theta)(1 - g_{HG}^2))^{2/3}} + \\ &+ \frac{1 + g_{HG}^2}{(k \cdot (1 - \frac{1}{H} \sum_{h=1}^H P_{Rh}(\theta))(1 - g_{HG}^2))^{2/3}} \end{aligned} \quad (2.18)$$

де $\frac{1}{H} \sum_{h=1}^H P_{Rh}(\theta) = k \cdot \rho$ – масштабований ізотропний компонент, який

визначається як середнє значення потужності, розсіяної назад, на ділянці, де розсіювання є дифузним, H – кількість значень $P_R(\theta)$, які відповідають ізотропному дифузному розсіянню назад.

Для наглядності рівняння (2.18) можна подати наступним чином:

$$y(\cos \theta) = a \cdot \cos(\theta) + b, \quad (2.19)$$

$$\text{де } y = (P_T(\theta) - \frac{1}{H} \sum_{h=1}^H P_{Rh}(\theta))^{-2/3}, a = \frac{-2g_{HG}}{(\frac{1}{H} \sum_{h=1}^H P_{Rh}(\theta)(1 - g_{HG}^2))^{2/3}},$$

$$b = \frac{1 + g_{HG}^2}{(k \cdot (1 - \frac{1}{H} \sum_{h=1}^H P_{Rh}(\theta))(1 - g_{HG}^2))^{2/3}}.$$

Тобто ми отримали лінійне рівняння, де a – визначає точку на осі y , а b – кут нахилу лінійної кривої.

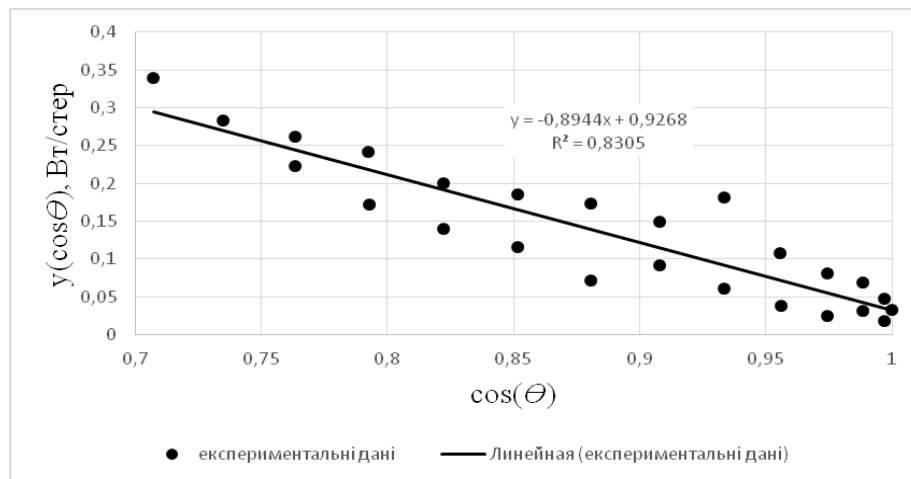


Рис. 2.15. Залежність потужності випромінювання, яке пройшло вперед з

урахуванням ізотропного фактору, $y(\cos \theta) = (P_T(\theta) - \frac{1}{H} \sum_{h=1}^H P_{Rh}(\theta))^{-2/3}$ відносно $\cos \theta$,

де θ – кут спостереження, усереднений у відповідності до п.2.4.3

Відомими складовими в рівнянні (2.19) є значення $(P_T(\theta) - \frac{1}{H} \sum_{h=1}^H P_{Rh}(\theta))^{-2/3}$, яке визначається експериментально та $\cos \theta$. Тому для знаходження значень a та b будемо залежність y від $\cos \theta$ та проведемо пряму через отримані точки (рис.2.15).

З експериментально отриманого графіку визначаються a та b , які пов'язані з фактором анізотропії розсіяння Хені-Грінштайна наступними чином:

$$g_{HG} = -\left(\frac{b}{a}\right) - \left(\frac{b^2}{a^2} - 1\right)^{1/2} \quad (2.20)$$

Визначення інших невідомих в рівнянні (2.18), а саме коефіцієнту масштабування та ізотропного фактору, описано в роботі [38].

2.5 Методика визначення фактору анізотропії розсіяння за методом перетинів

Наведемо структурно-алгоритмічну послідовність методики визначення фактору анізотропії (рис.2.16) для товщинних зразків з урахуванням азимутального кута φ .

Запропонований метод перетинів (меридіанів) реалізується за наступними процедурами.

1. Задають кількість перетинів M , яка визначає набір азимутальних кутів φ . Кількість перетинів M визначається при аналізі фотометричних зображень, отриманих методом еліпсоїдальної рефлектометрії (п.2.1-2.2). Обираються найбільш характерні перетини, в яких форма кривих розподілу яскравості (наприклад, як на рис.2.5 та рис. 2.6) суттєво відрізняється.

2. За допомогою гоніометричної установки визначають потужність розсіяного випромінювання $P_R(\theta)$, $P_T(\theta)$ у тілесному куті приймача випромінювання, ватах на стерadian, у залежності від кута спостереження θ .

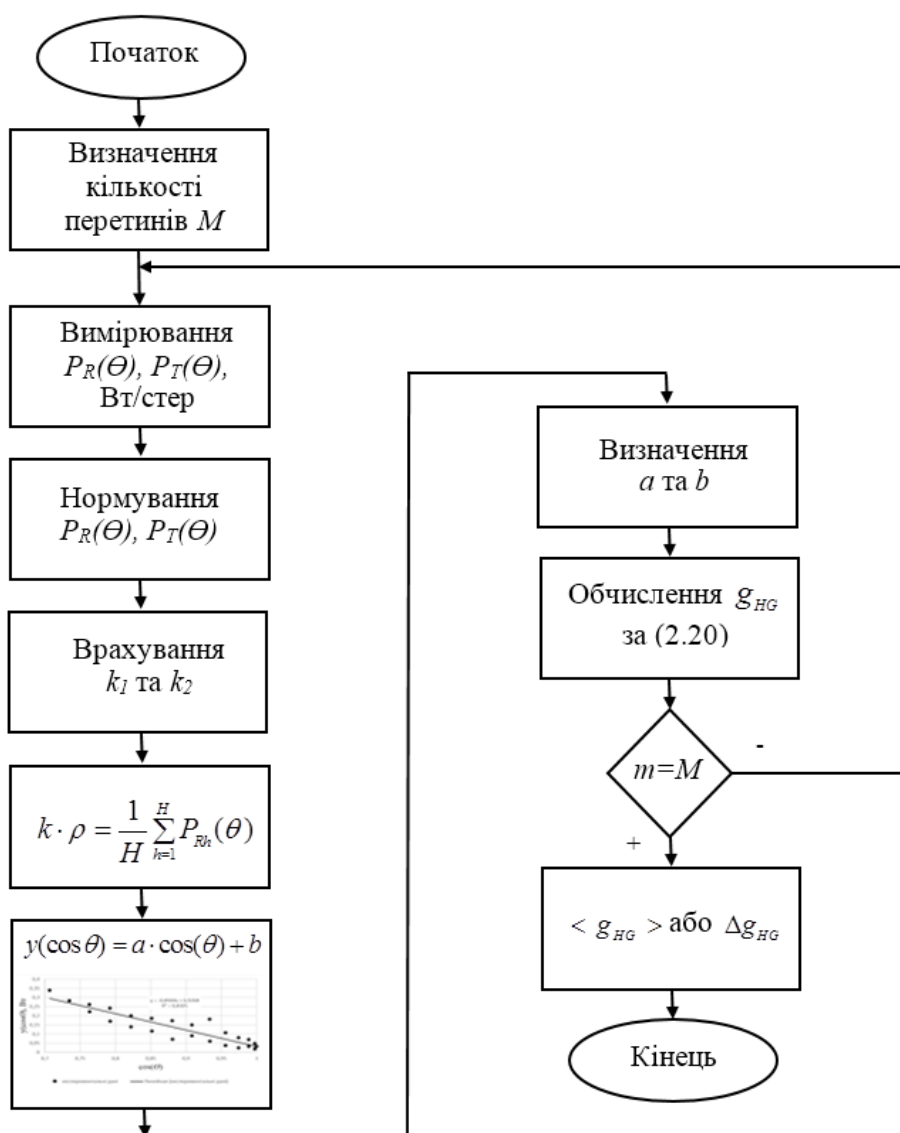


Рис. 2.16. Алгоритм визначення фактору анізотропії розсіяння методом перетинів

3. Нормують отримане значення потужності відносно фонового сигналу.

4. Оскільки зразок знаходиться між двома скляними пластинками, а оптичне сканування містить «мертві» зони, враховують коефіцієнти k_1 та k_2 .

5. Визначають масштабований ізотропний компонент, який дорівнює середньому значенню отриманої потужності випромінювання, дифузно розсіяного

назад, $k \cdot \rho = \frac{1}{H} \sum_{h=1}^H P_{Rh}(\theta)$.

6. За отриманими значеннями (п.2 та п.5 цієї методики) будують графік залежності потужності випромінювання, яке пройшло вперед, з урахуванням ізотропного компонента $y(\cos \theta) = (P_T(\theta) - \frac{1}{H} \sum_{h=1}^H P_{Rh}(\theta))^{-2/3}$ відносно $\cos \theta$.

7. З отриманого графіка за допомогою лінійної апроксимації визначають значення a – точка перетину з віссю y та b – кут нахилу прямої.

8. Визначають фактор анізотропії g_{HG} за формулою (2.20).

9. Повторюють п.п.2 – п.п.11 для M перетинів.

10. При застосуванні прямого методу Монте Карло для обчислення оптичних коефіцієнтів відбиття та пропускання визначають середнє значення $\langle g_{HG} \rangle$ по M перетинам, а у задачах пошуку оптичних параметрів БС інверсним методом Монте Карло визначають інтервал значень Δg_{HG} .

Висновки до розділу 2

1. Запропоновано методику визначення фактору анізотропії розсіяння за методом перетинів, яка враховує азимутальний кут та підвищує точність визначення коефіцієнтів дифузного відбиття та повного пропускання БС при моделюванні методом Монте Карло.

2. Встановлено зв'язок індикатриси розсіяння з фазовою функцією однократного розсіяння товщинних зразків, що дозволило спростити її експериментальні дослідження.

3. Створено математичну модель просторової фотометрії біологічних середовищ, що дало змогу визначити фактор анізотропії розсіяння у повному тілесному куті.

4. Показано за допомогою методу еліпсоїдальних рефлекторів осьову асиметрію індикатриси розсіяння товщинними зразками БС, що слугує передумовою її просторового дослідження.

РОЗДІЛ 3

СХЕМО-ТЕХНІЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ СИСТЕМИ ПРОСТОРОВОЇ ФОТОМЕТРІЇ БІОЛОГІЧНИХ СЕРЕДОВИЩ

У розділі запропоновано принципи побудови інформаційно-вимірювальної системи для реалізації методу просторової фотометрії біологічних середовищ. Для технічної реалізації запропонованої системи проведено аналіз та обґрунтовано елементну базу. Описано принцип роботи та особливості використання розроблених вимірювальних засобів та програмного забезпечення для просторової фотометрії.

3.1 Принципи побудови систем просторової фотометрії біологічних середовищ

Провівши аналіз вимірювальних засобів та систем (установок, приладів), побудованих на їх основі, найбільш інформативним варіантом для дослідження індикатриси розсіяння, а отже і фактору анізотропії, є схема просторового розташування джерела та приймача випромінювання відносно об'єкту. На основі цього запропоновано наступну схему реалізації методу при визначенні фазової функції розсіяння, що захищена патентом України на корисну модель [66] (рис.3.1).

Запропонована система реалізує процес вимірювання наступним чином. Потік від джерела оптичного випромінювання 1 збирається за допомогою конденсора 2, наприклад дзеркального, і спрямовується у вхідну щілину монохроматора 3, який виділяє монохроматичне випромінювання зі спектрального діапазону джерела 1. Відстань від джерела до плоского дзеркала 2.1 конденсора 2 та від плоского дзеркала 2.2 до вхідної щілини 3.1 монохроматора 3 взаємно узгоджені для досягнення необхідної величини збільшення джерела випромінювання. Монохроматичний потік з вихідної щілини 3.2 монохроматора 3 спрямовується на досліджуване БС, що розміщене в кюветотримачі 4. Конструкція кюветотримача 4 передбачає можливість дослідження рідких біологічних середовищ, зрізів

біологічних тканин різної товщини тощо. Розсіяне випромінювання реєструється за допомогою набору рухомих приймальних оптично-електронних систем 5.1...5.N.

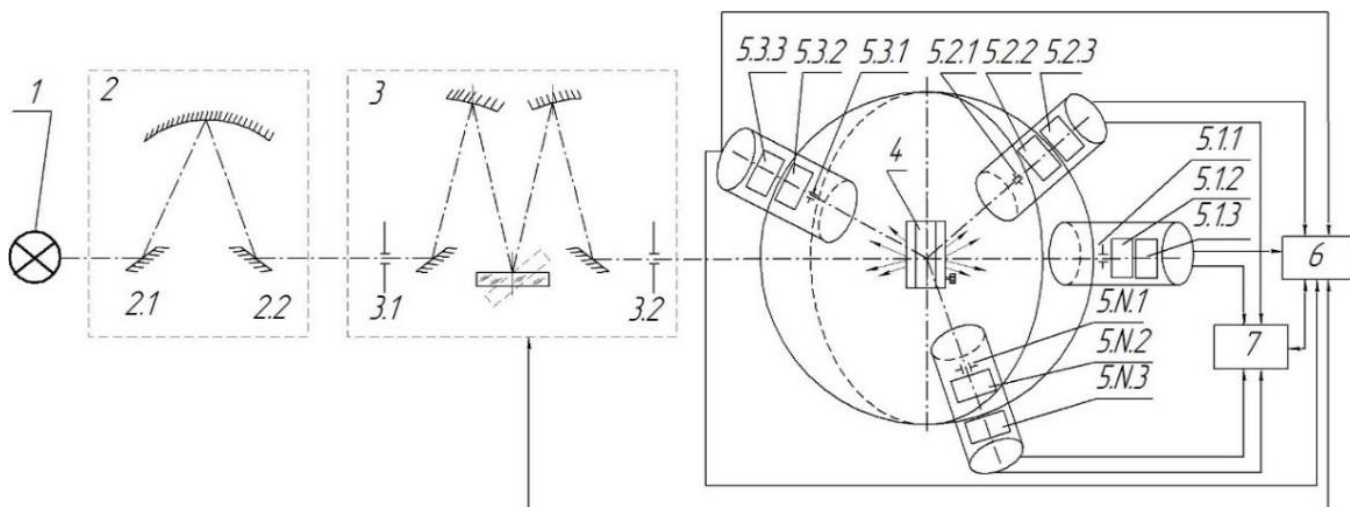


Рис. 3.1. Узагальнена структурна схема «СПФМ-БС» [66]:

1 – джерело оптичного випромінювання; 2 – конденсор;

3 – монохроматор; 4 – кюветотримач з досліджуванім біологічним середовищем;

5.1...5.N – рухомі приймальні оптично-електронні системи;

6 – персональний комп'ютер; 7 – система відліку

Кожна з систем 5.1...5.N містить діафрагму 5.1.1...5.N.1, блок фотоприймача 5.1.2...5.N.2 та конвертор 5.1.3...5.N.3, що призначений для узгодження з персональним комп'ютером 6. Рухомі приймальні оптично-електронні системи з'єднанні з системою відліку 7, що дозволяє визначати їх взаємну орієнтацію в просторі, а також положення відносно досліджуваного середовища та джерела випромінювання.

Запропонована схема дозволяє побудувати вимірювальний фотометричний засіб для просторового дослідження світлових потоків, розсіяних зразком БС в межах повного тілесного кута 4π . Просторова реєстрація світла, розсіяного вперед та назад, дозволяє аналізувати індикатрису розсіювання досліджуваних середовищ і визначати фазову функцію розсіювання товщинних зразків БС за запропонованою методикою (пп. 2.5). Вона суттєво підвищує інформативність визначення фактору анізотропії та дозволяє розширити функціональні можливості біомедичної гоніофотометрії та гоніоспектрофотометрії.

На основі запропонованого методу перетинів та проведених досліджень оптимальної фотометричної дистанції [67] відповідно до класу досліджуваних біологічних середовищ, оптимізовано узагальнену структурну схему (рис. 3.1) до структурної схеми прототипу фотометричної системи (рис. 3.2), принципи побудови якої були реалізовані в даній роботі для реалізації методу просторової фотометрії біологічних середовищ.

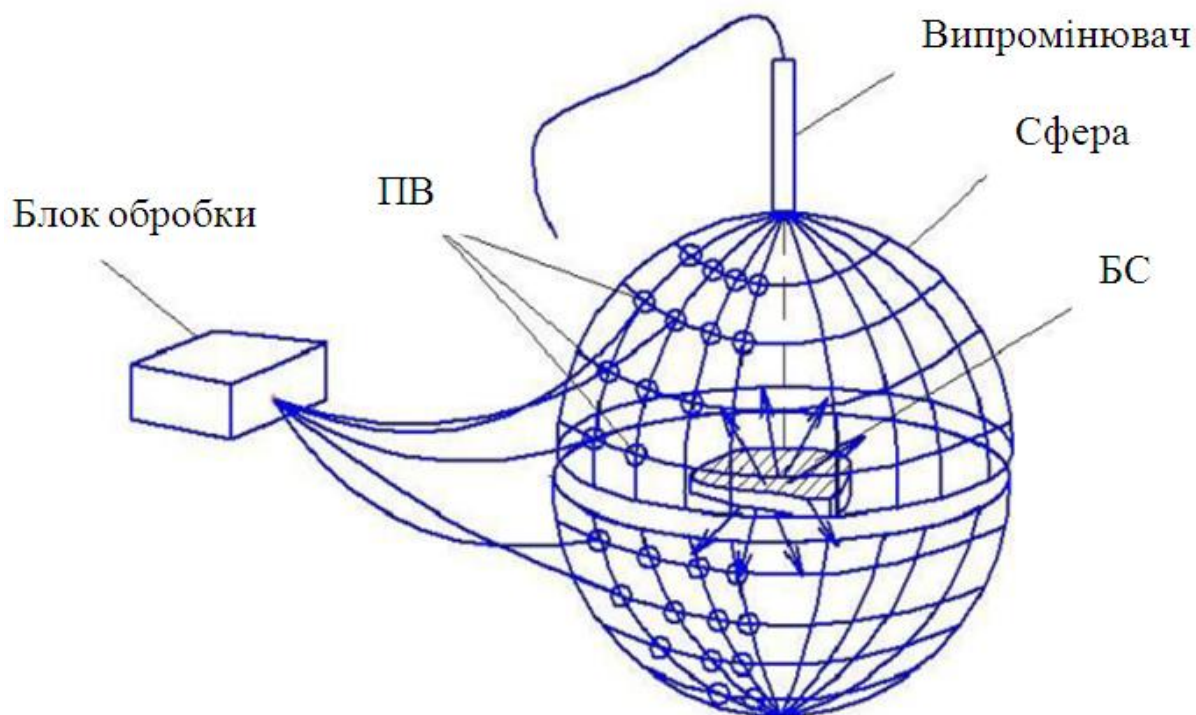


Рис. 3.2. Структурна схема прототипу системи просторової фотометрії біологічних середовищ [68]

Принцип роботи даної системи полягає у наступному. Колімований, когерентний пучок оптичного випромінювання нормально падає на біологічне середовище та після взаємодії з ним попадає на n -у кількість приймачів, розміщених на однаковій відстані від біологічного середовища за методом меридіанів (перетинів). Сигнал на приймачах підсилюється, перетворюється у цифровий, обробляється за допомогою спеціального програмного забезпечення та виводиться на екран персонального комп'ютера. На виході отримуємо просторову індикатрису розсіяння випромінювання біологічним середовищем.

3.2 Обґрунтування елементної бази для засобів просторової фотометрії

Для технічної реалізації системи просторової фотометрії, структурна схема якої зображена на рис.3.2 виберемо наступну елементну базу.

З огляду на спектральні характеристики біологічних середовищ (рис.1.3) їх оптичні властивості практично не змінюються у видимому, червоному та інфрачервоному діапазонах. Тому у якості джерел випромінювання в даній роботі використовується гелій-неоновий лазер ЛГН-208А з довжиною хвилі 632,8 нм, потужністю 2 мВт, діаметром пучка 1,4 мм та напівпровідниковий лазер з довжиною хвилі 405 нм, потужністю 5 мВт, діаметром пучка 2 мм. При дослідженні досить тонких зразків для послаблення випромінювання після лазера встановлюється оптичний ослаблювач у вигляді двох поляризаційних пластин, розміщених під певним кутом, коефіцієнт пропускання якого підпорядковується закону Малюса. Це запобігає виходу приймача випромінювання на насичення в області колімованого пропускання. При спектрофотометричних дослідженнях у якості джерела випромінювання може використовуватись випромінювач будь-якого необхідного спектрального складу з номінальною потужністю близько 20 Вт (наприклад галогенна лампа), випромінювання якої формується за допомогою конденсорної системи і фокусується коліматором у приймальній щілині монохроматору (наприклад МДР-204).

Для вибору та узгодження джерела та приймача випромінювання було проведено ряд шаблонних розрахунків [69-70], а також, у залежності від схеми реалізації системи просторової фотометрії (пп. 3.3.1-3.3.2), обрано наступні приймачі випромінювання: фото-приймальний пристрій на основі кремнієвого фотодіоду ФПУ-ФД (ЛОМО-Фотоніка) та фотодіод BPW-21 (OSRAM).

Оскільки в даних дослідженнях використовуються зрізи біологічних середовищ, то як спосіб кріплення використовується структура «сандвічу» (рис.3.3), тобто зразок кріпиться між двома оптичними елементами. Найпростішим варіантом є використання двох плоско-паралельних пластин (рис.3.3,а), однак при дослідженнях на кутах близько 90° у зв'язку з френелівськими втратами та втратами

на внутрішнє відбиття дані про випромінювання втрачаються. Менших втрат зазнають вимірювання при використанні напів-елементів циліндричної (рис.3.3,б) та сферичної (рис.3.3,в) форми.

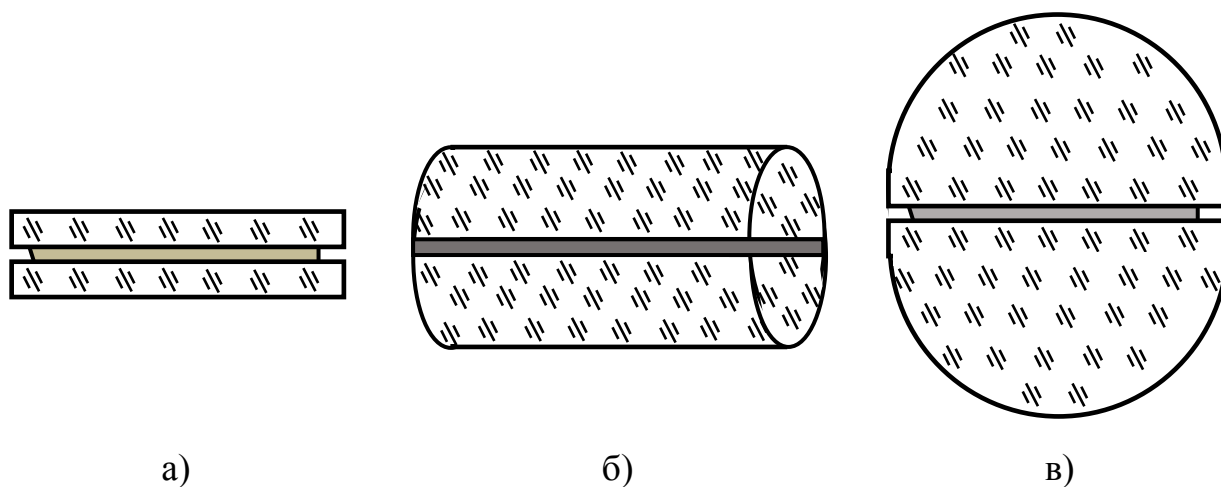


Рис. 3.3. Схематичне зображення способу «сандвічного» кріплення зразку БС: плоско-паралельні пластини (а); пластини циліндричної форми (б); пластини сферичної форми (в)

Для подальшої обробки сигнал підсилюється попереднім підсилювачем, перетворюється АЦП та за допомогою мікропроцесору подається на ПК з відповідним програмним забезпеченням.

У даній роботі використано декілька принципів просторової фотометричної реєстрації: одно-канальний, двох-канальний та восьми-канальний, тому розглянемо особливості реалізації відповідних вимірювальних програмно-апаратних засобів.

3.2.1 Двох-канальна вимірювальна система

Одно- та двох-канальна вимірювальна система (рис.3.4) базуються на використанні серійного фото-приймального пристрою ФПУ-ФД (ЛОМО-Фотоніка), який містить в собі кремнієвий фотодіод, попередній підсилювач з АЦП, що перетворює аналоговий сигнал в цифровий з частотою 40 кГц (25 мкс на один цикл АЦП), а також мікропроцесор з виходом на шину ІС.

Двох-канальна вимірювальна система для дослідження БС (ВО) гоніометричного типу складається з лазера LI, двох систем детектування SD та SD', персонального комп'ютера PC з платою PCI 2 COMport, що з'єднується з системами детектування кабелем DB9F/DB9F9C. До складу систем детектування входить діафрагма F та F', фотоприймач BL та BL', а також конвертори ADC та ADC'.

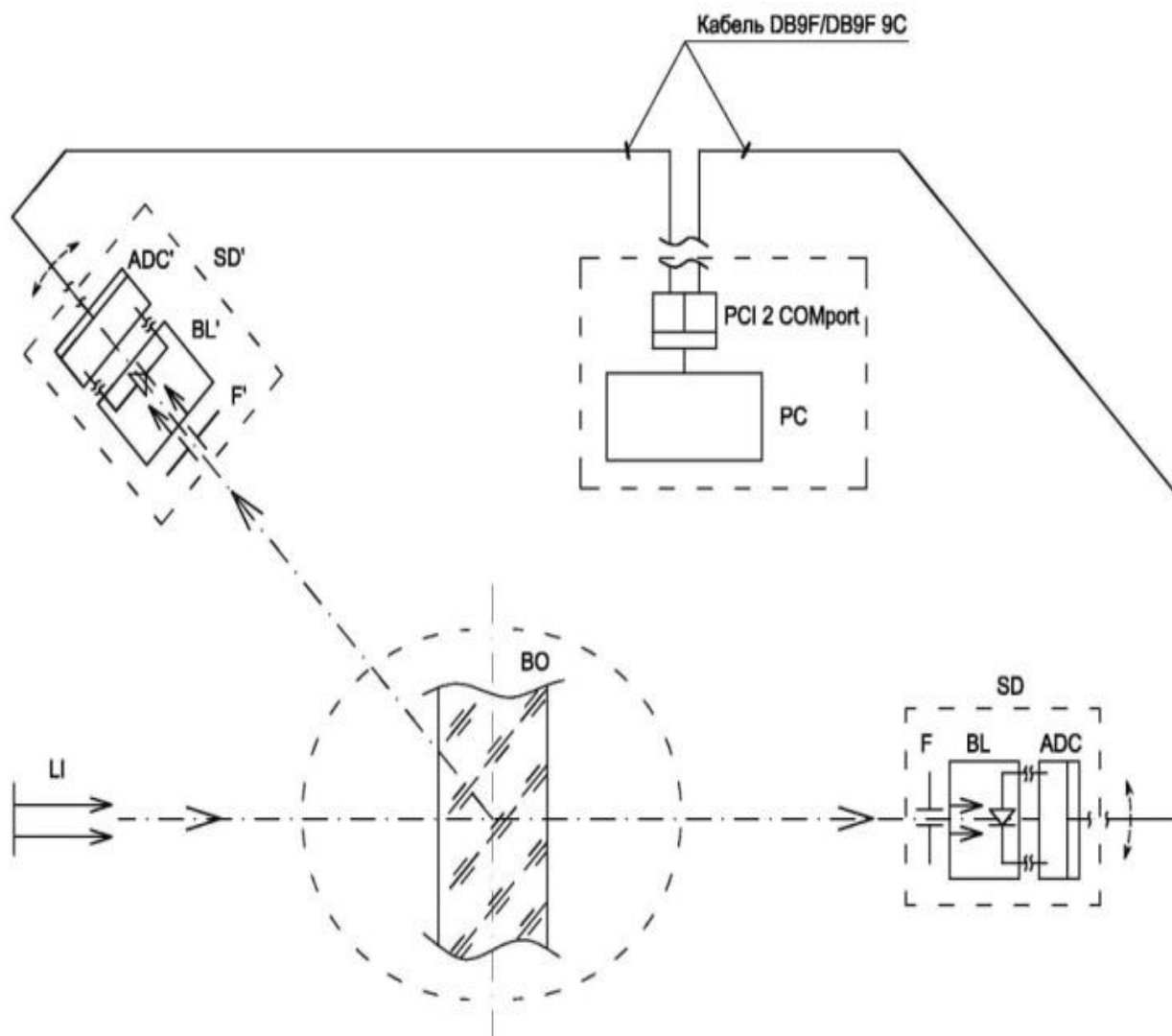


Рис. 3.4. Функціональна схема двох-канальної вимірювальної системи

Підсилений і оброблений сигнал з фото-приймального пристрою через серійний конвектор (ЛОМО-Фотоніка) передається на ПК та за допомогою розробленого програмного забезпечення ІВСОБ [71] візуалізується на екрані у вигляді відносної інтенсивності випромінювання. Розробка власної програми обробки сигналу з конвертора викликана тим, що використаний фото-приймальний пристрій функціонує лише в програмному забезпеченні монохроматора МДР-204,

додатковим пристроєм якого він є. Програма обробки створена на об'єктно-орієнтованій мові програмування C++ у середовищі розробки «Visual C++.NET». Відкомпільована програма представлена у вигляді файлу «IVSOB.exe».

Для функціонування інформаційно-виміральної системи, а саме для забезпечення по-одиначної або одночасної реєстрації світлових потоків вперед та назад каналами фотоприймачів ФПП-ФД#1 та ФПП-ФД#2 (SD та SD'), програмне забезпечення IBCOB (інтерфейс показано на рисунку 3.5) містить в собі два поля для виводу інформації про поточний стан вимірювальних каналів, налаштування для вибору виду вимірювань (однократне чи багатократне), блок для створення журналу вимірювань та поле для виводу результатів вимірювань.

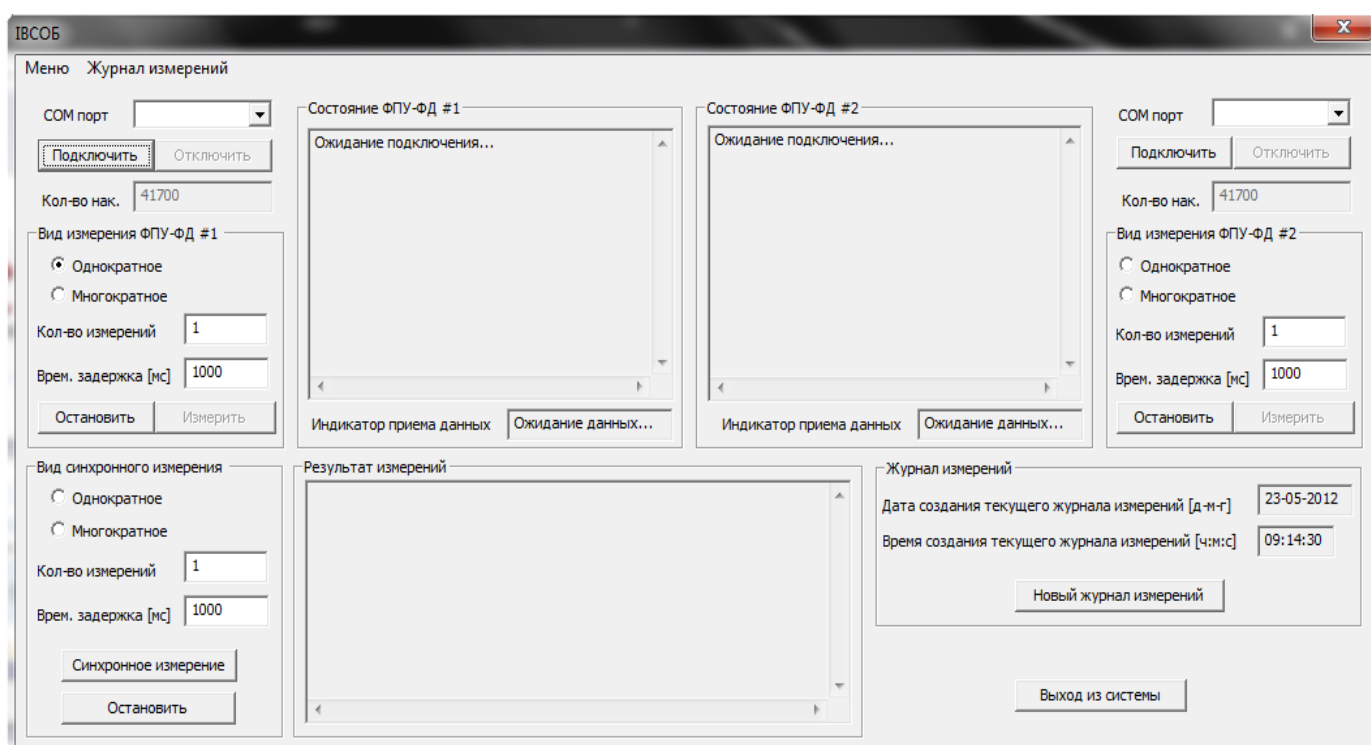


Рис. 3.5. Інтерфейс програмного забезпечення «IVCOB»

Система може працювати в двох режимах:

- дискретному, коли ведеться реєстрація та обробка сигналу від одного фотоприймача ФПУ-ФД #1 або ФПУ-ФД #2;
- синхронному, коли ведеться реєстрація та обробка сигналів від двох фотоприймачів ФПУ-ФД #1 та ФПУ-ФД #2 одночасно.

У програмному забезпеченні для різних умов проведення експерименту передбачено два типи вимірювань:

- однократний, коли вимірювання виконується з одним проходом;
- багатократний, коли вимірювання виконується з визначеним числом проходів, що може застосовуватись при синхронізації ПЗ «ІВСОБ» з кроковим двигуном, який може керувати поворотом ФП.

Робота в системі «ІВСОБ» в режимі реального часу розпочинається із запуску командного файлу «*IVSOB.exe*» на виконання. Після завантаження системи «ІВСОБ» на екрані з'явиться вікно інтерфейсу (рис.3.5).

Перед початком вимірювань виконується процедура вибору СОМ-порту для подальшого підключення. Для цього необхідно обрати порт у відповідних полях, де передбачена можливість вибору необхідного значення зі списку, що складається програмою після сканування системи. Після вибору потрібного порту для підключення необхідно натиснути відповідну клавішу «Підключить».

Для проведення вимірювань з використанням відповідного вимірювального каналу, необхідно встановити перемикач виду вимірювання у відповідне положення у блоці для параметризації виду вимірювань та натиснути клавішу «Измерить» для відповідного каналу. При потребі проведення багатократного вимірювання необхідно встановити перемикач «Многократное» відповідних блоків у активне положення, вказати значення кількості одноразових вимірювань у полі «Количество измерений» та часової затримки у полі «Врем. задержка [мс]» для відповідного каналу і натиснути клавішу «Измерить».

При нормальній роботі системи спостерігається вивід статус-повідомлення для відповідного каналу вимірювань та значення результату вимірювання у вікні «Состояние ФПУ-ФД#1» та/або «Состояние ФПУ-ФД#2» в залежності від обраного типу вимірювання.

Статус-повідомлення має вигляд, наприклад:

«ОК! I = 225077.0094 N = 41700 t = 1.014с», що означає:

«ОК!» – успішне завершення вимірювання;

«I = 225077.0094» – кількість накопичень - 225077.0094;

« $N = 41700$ » – частота оцифровки АЦП - 41700;

« $t = 1.014\text{с}$ » – час отримання даних – 1,014 с.

Для виходу із програмного забезпечення «ІВСОБ» необхідно натиснути клавішу «Выход из системы».

Раніше записані дані можна продивитись в «Журнале измерений», що містить текстові файли проведених досліджень, які автоматично записуються після кожного запуску програми в окремій папці з датою проведенням та часом.

3.2.2 Восьми-канальна вимірювальна система

Прототип багатоканальної вимірювальної системи був реалізований з використанням восьми фотодіодів BPW-21. Функціональна блок-схема восьми-канальної системи показана на рис.3.6.

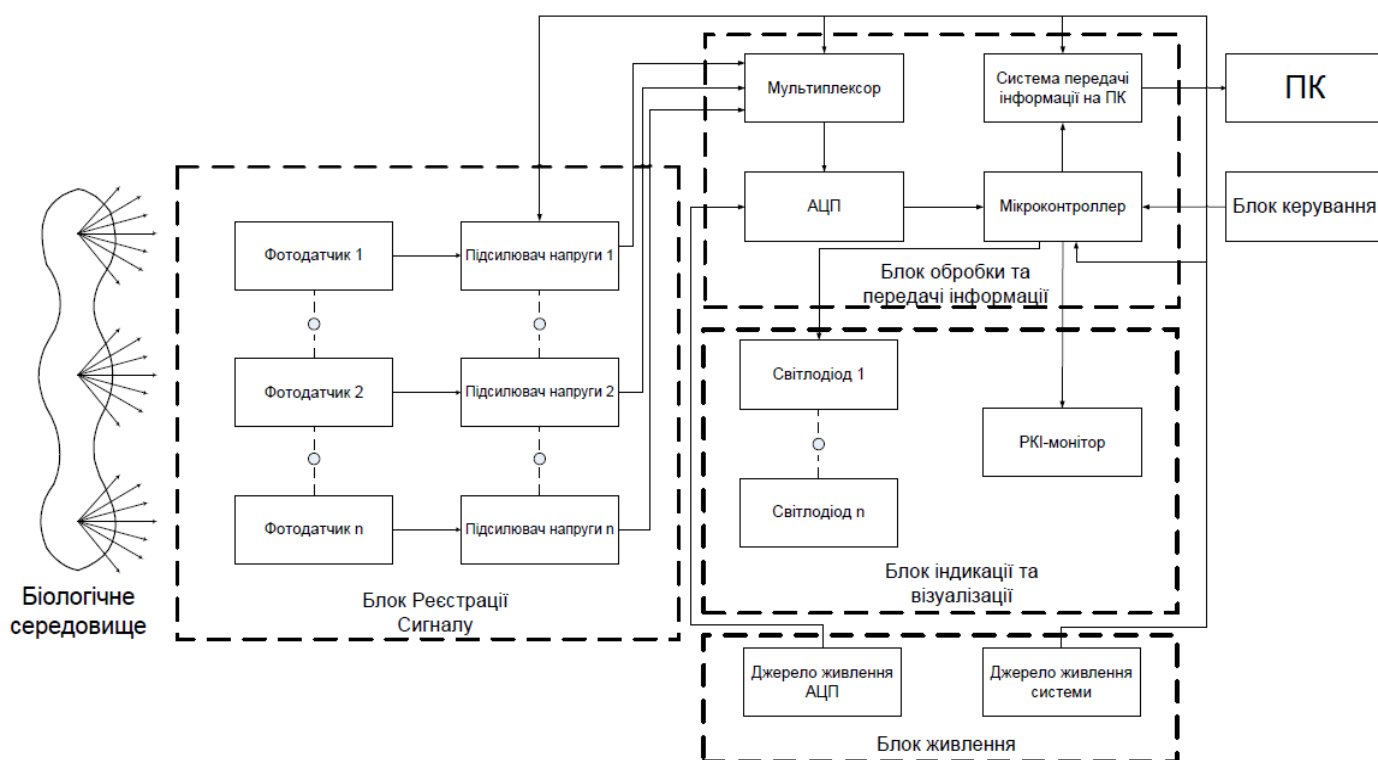


Рис. 3.6. Функціональна блок-схема 8-ми каналної вимірювальної системи

Принцип роботи запропонованої системи полягає у наступному. Розсіяне біологічним середовищем випромінювання потрапляє на блок реєстрації сигналу,

який містить n-у кількість (в даному випадку 8) фотодіодів BPW-21 та відповідну кількість операційних підсилювачів LM358-N (Texas Instruments). Кількість фотоприймачів, операційних підсилювачів, схеми їх включення та вибір компонентної бази можуть варіюватись в залежності від поставленої задачі, вимог до системи та потужності мікроконтролера. Сигнал з приймачів підсилюється операційними підсилювачами та передається в блок обробки та передачі інформації.

Блок обробки та передачі інформації містить мультиплексор, мікроконтролер ATmega8535 (Atmel), у який вмонтовані 8-ми каналний 10 бітний аналого-цифровий перетворювач, послідовний SPI інтерфейс для внутрішньо-системного програмування, програмований UART-модуль, два 8-розрядних таймера/лічильника, один 16-розрядний таймер/лічильник, вбудований аналоговий компаратор, годинник реального часу (RTC), зовнішні і внутрішні джерела переривань, та систему передачі інформації (перетворювач програматор UART-TTL та перехідник RS232 – USB на базі чіпу PL3203HX). Мікроконтролер виконує прийом (через мультиплексор), обробку, візуалізацію та передачу даних на ПК.

Мікроконтролер передає інформацію про сигнал з приймачів на блок індикації та візуалізації, а саме на рідко-кристалічний індикатор STC2A20DRG. Також блок індикації та візуалізації містить ряд світлодіодів LED 5, які відповідають за візуалізацію успішного підключення системи до ПК, передачу даних, індикацію номеру партії даних.

Для зовнішнього керування мікроконтролером передбачено блок керування, який містить перемикач типу «ON-OFF» (для увімкнення/вимкнення системи) та кнопки без фіксації (для дозволу виведення інформації на ПКІ, передачі даних до USB та кнопки скиду).

Живлення схеми здійснюється блоком живлення, який містить дві окремі складові: джерело живлення АЦП (напруга 5 В та струм 0,5 А від акумуляторної батареї напругою 4.5 В) та джерело живлення системи (напруга 5 В та струм 2 А від змінної напруги номіналом 220 В). що пов'язано з високою чутливістю внутрішнього АЦП мікроконтролера до стабільності напруги і для забезпечення належної точності вимірювання.

На основі функціональної блок-схеми було розроблено електричну схему та проведено моделювання 8-ми каналної системи блоку обробки сигналу для попереднього тестування та налагодження роботи електричної схеми в системі Proteus (Labcenter Electronics) (Додаток Б).

Розглянемо загальний вигляд та будову (рис.3.7) 8-ми каналної системи блоку обробки сигналу.

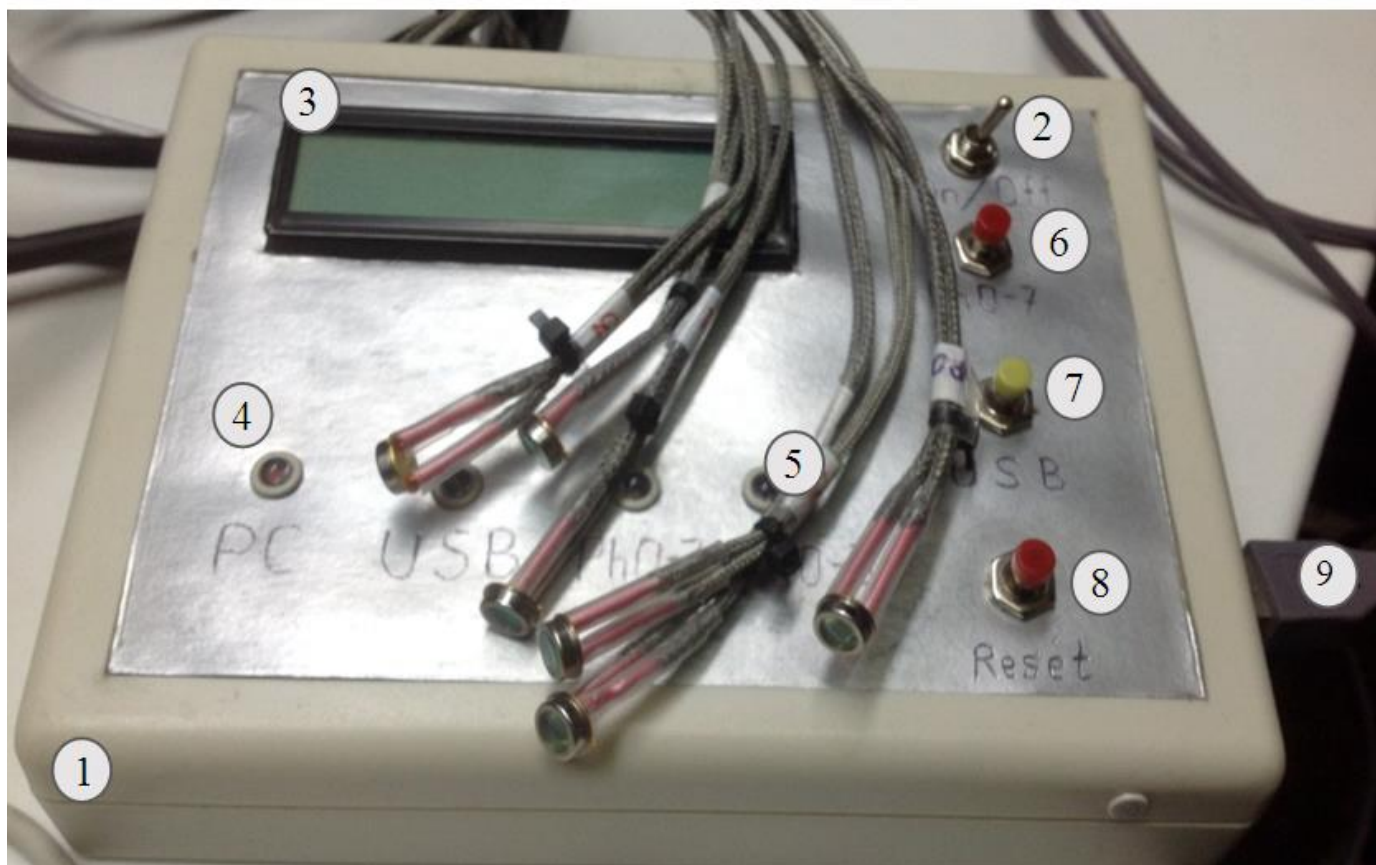


Рис. 3.7. Загальний вигляд 8-ми каналної системи блоку обробки сигналу:
 1 – корпус; 2 – кнопка ввімкнення/вимкнення «on/off»; 3 – рідкокристалічний індикатор; 4 – світлові індикатори, що свідчать про успішність з'єднання (PC – з комп'ютером, USB – з ПК) та про хід експерименту (Ph0-3, Ph4-7); 5 – набір фотодіодів; 6 – кнопка виведення інформації на рідкокристалічний індикатор; 7 – кнопка виведення інформації через USB на ПК; 8 – кнопка перезавантаження «Reset»; 9 – USB-вихід; 10 – кнопка ввімкнення джерела живлення АЦП (розміщена зліва, на рисунку не показана); 11 – роз'єм для під'єднання основного живлення (розміщений на задній панелі, на рисунку не показаний)

Блок системи обробки виконаний в пластиковому корпусі Sanhe 18-34, в якому розміщена друкована плата з відповідними електричними елементами, попередньо змодельована в програмному середовищі Altium Designer (Altium). На передній панелі розміщені елементи візуалізації та індикації (3-4) та елементи керування (2, 6-8). З правого боку на боковій панелі є вихід USB, з лівого – кнопка ввімкнення джерела живлення АЦП, на задній панелі – роз'єм для під'єднання основного живлення. Для запобігання виникнення додаткових шумів при вимірюванні, фотодіоди 5 змонтовано на екранованих дротах довжиною 1м.

Принцип роботи 8-ми каналної системи здійснюється наступним чином. Після ввімкнення приладу в мережу живлення, кнопки 10 в положення «вкл» та кнопки 2 в положення «on» на рідкокристалічному індикаторі 3 з'являється надпис «Photometr», що свідчить про успішний запуск та готовність приладу до подальших дій.

Для керування процесом вимірювання у системі передбачено кнопки 6 та 7, що відповідають за знімання результатів з блоку фотодіодів 1 та передачу отриманої інформації на рідкокристалічний індикатор 3 або на COM-порту 11, відповідно.

Розглянемо передачу сигналу на рідкокристалічний індикатор 3. При натисненні кнопки 6, мікроконтролер здійснює опитування перших чотирьох каналів АЦП, які фіксують дані напруги отримані з перших 4-х фотоприймачів з відповідним маркуванням («0»-«3»). Отримані результати вимірювання обробляються мікроконтролером та виводяться на рідкокристалічний індикатор 3. Про завершення обробки та виводу результатів вимірювання свідчить червоний сигнальний світлодіод 4 «Ph0-3».

При повторному натисненні кнопки 6, відбувається отримання та обробка даних напруги з наступних чотирьох фотоприймачів 5. На рідкокристалічний індикатор 3 виводиться нова партія результатів, яка відповідає фотодіодам з маркуванням «4»-«7». У цьому випадку при завершенні обробки вмикається синій світлодіод 4 з позначенням «Ph4-7». Даний режим вимірювання використовується при невеликій кількості досліджень, оскільки дані, які виводяться на індикатор, не зберігаються і їх запис проводиться після кожного зняття результатів.

Для архівного збереження даних блок обробки сигналу через USB-вихід 9 через кабель з'єднується з ПК. Про успішний зв'язок приладу з ПК сигналізує зелений світлодіод 4 з позначенням «PC». Для початку роботи з ПК натискається кнопка 7. У цьому випадку мікроконтролер опитує всі 8 каналів АЦП, а після сканування та обробки отриманих даних, здійснює їх передачу на COM-порт 11. При цьому, засвічується жовтий світлодіод 4 з позначенням «USB», що сигналізує про початок передачі пакету отриманих даних. При успішному завершенні процесу передачі, світлодіод 4 з позначенням «USB» вимикається.

Для візуалізації отриманих даних на ПК створено програмне забезпечення «ІВСОБ-2» [72]. Робочий код програми для функціонування вимірювального приладу було реалізовано в середовищі CodeVision AVR. Для реалізації робочого коду програмного забезпечення «ІВСОБ-2» використано середовище програмування Visual Studio C. Відкомпільована програма представлена у вигляді файлу «Diodes.exe».

Робота в системі «ІВСОБ-2» у режимі реального часу розпочинається із запуску командного файлу «Diodes.exe» на виконання. Після завантаження системи «ІВСОБ-2» на екрані з'явиться вікно інтерфейсу (рис.3.8).

Перед початком вимірювань виконується процедура вибору порту для подальшого підключення. Для цього необхідно обрати порт у списку наявних USB портів та натиснути наступні клавіші «Підтвердити запуск», «Вимкнути підтвердження» та «Розпочати дослідження».

Після цього у вікно «Обробка результатів вимірювання» почне заповнюватися зеленим кольором. Після повного заповнення у вікні «Результати вимірювання» з'являться результати у вигляді таблиці, які відповідають значенням напруги на відповідному фотодіоді 5.

Для наглядного спостереження даних створено вікно «Діаграма результатів дослідження», що забезпечує графічну залежність напруги, яка приведена у вікні «Результати вимірювання» та відповідного фотодіоду.

Отриманий та оброблений програмою «ІВСОБ-2» пакет числових значень з результатами дослідження зберігається у текстовому файлі «Protocol», що

знаходиться у папці з робочою програмою. Для ергономічності та структуризації отриманих даних в текстовому файлі «Protocol» відображається дата та час проведення вимірювань.

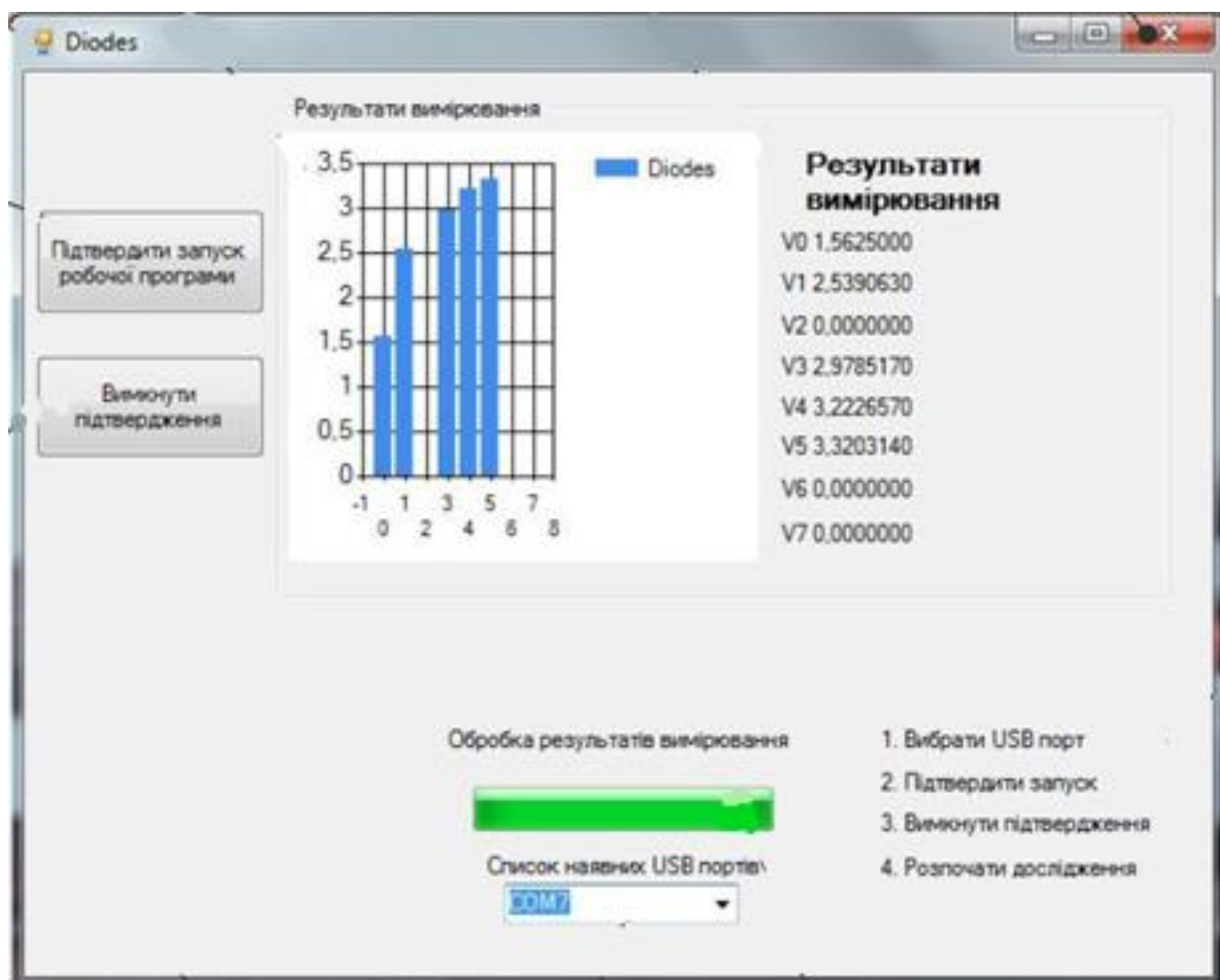


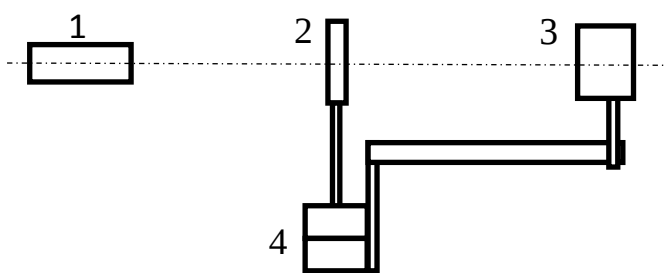
Рис. 3.8. Інтерфейс програмного забезпечення «ІВСОБ-2»

Для різних класів біологічних середовищ, методів їх приготування та дослідження в роботі запропоновано декілька варіантів технічної реалізації експериментальної установки для дослідження просторових характеристик розсіювання.

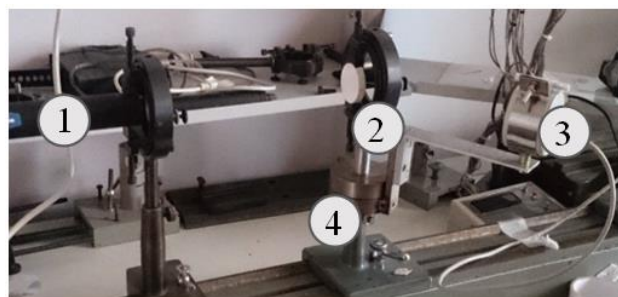
3.3 Засоби технічної реалізації системи для просторової фотометрії

3.3.1 Система гоніометричного типу

Найбільш простою в реалізації є установка гоніометричного типу, схематичне зображення та загальний вигляд якої показані на рис.3.9. Експериментальна установка розміщена на оптичній лаві, на якій за допомогою рейтерів кріпиться гелій-неоновий лазер 1 ЛГН-208А потужністю 2 мВт та довжиною хвилі 632,8 нм та гоніометричний пристрій 4. Гоніометричний пристрій 4 складається зі столика, на якому в центрі жорстко закріплений рейтер з досліджуваним середовищем 2, та плеча – довжиною 175 мм, на якому розміщено фото-приймальний пристрій ФПУ-ФД з діаметром фото-чутливої площадки 7 мм, який механічно обертається по колу радіусом 170 мм відносно об'єкту на 360° з кроком 2° . Позиція зразку 2 визначає початок радіальної системи координат. Оптичні осі лазерного випромінювача, зразку та фотоприймача співпадають. На рис.3.9 не показано конвертори, які узгоджують приймач випромінювання з ПК, та відповідно сам ПК, на якому візуалізується сигнал. Також на рис.3.9 не показано поглинаючий куб з внутрішнім матовим чорним покриттям, в якому розміщувались елементи установки (2-4) при проведенні досліджень для уникнення фонових засвічень.



а)



б)

Рис. 3.9. Експериментальна установка гоніометричного типу для просторової фотометрії біологічних середовищ:

схематичне зображення (а); загальний вигляд (б): 1 – лазер; 2 – зразок;

3 – фотоприймач; 4 – гоніометричне пристосування

Принцип роботи даної установки полягає у наступному [73]. Випромінювання від лазеру 1 діаметром 1,4 мм потрапляє на біологічний зразок 2, що утримується між двома пластинками в рейтері (на рис.3.9,б показано кріплення еталону – молочного скла), що закріплений в центрі гоніометричному пристосуванні 4. Вимірювання розсіяного біологічним зразком випромінювання проводиться в двох напрямках – вперед та назад. Тому фотоприймач 3 обертаємо навколо біологічного зразку від $+5^{\circ}$ до -5° з кроком 2° , оскільки обертання від $+5^{\circ}$ до -5° обмежено геометрією лазеру. Кріплення зразку (рис.3.9,б) не дозволяє одночасно провести вимірювання в прямому та зворотному напрямках. Тому, при дослідження випромінювання, яке розсіялось назад від $+5^{\circ}$ до $+90^{\circ}$ та -90° до -5° використовується розміщення зразку, як показано на рис 3.9,б, а при дослідженні розсіяного випромінювання вперед $+90^{\circ}$ до -90° – рейтер обертаємо на 180° та відповідно зразок.

Отриманий сигнал з кожної позиції фотоприймача випромінювача підсилюється та обробляється безпосередньо в самому фото-приймальному пристрої та за допомогою конверторів передається на ПК. Даний приймальний пристрій працює з програмним забезпеченням «ІВСОБ».

При використанні експериментальної установки, зображеної на рис.3.9, вимірювання доцільно проводити одним ФП, оскільки конструкція кріплення досліджуваного БС не дозволяє проведення двох вимірювань одночасно. Тому після запуску програмного забезпечення «ІВСОБ» вибираємо наступні режими роботи для каналу ФПП-ФД#1 (рис.3.5): СОМ-порт, до якого під'єднаний USB та однократний режим вимірювання, оскільки без крокового двигуна задавати багатократне вимірювання недоречно. Натискаємо кнопку «Измерить» і у вікні «Состояние фотоприемника» отримуємо результат інтенсивності у відносних одиницях. Дані зберігаються в текстовому файлі, що розміщений у папці з назвою дати та часу проведення вимірювань, та яку можна знайти при натисканні кнопки «Журнал измерений». Для подальшої обробки та графічного представлення даних використовується MS Excel. Перед початком вимірювань розсіяного БС

випромінювання калібрують ФПУ-ФД шляхом подачі на його приймальну площинку сигналу відомої потужності.

Для виключення фонових засвічень досліджувано-вимірювальна частина, а саме зразок 2, фотоприймач 3 та гоніометричне пристосування 4, знаходились в коробці, яка зсередини пофарбована чорною матовою фарбою. Для врахування фонових засвічень, що залишились, проводились вимірювання інтенсивності фону для кожного наступного положення фотоприймача без впливу лазерного випромінювання, які при обробці даних віднімались від корисного сигналу.

При проведенні вимірювань на пропускання при малих товщинах БС аби уникнути насичення приймача після лазера встановлювався ослаблювач.

Для врахування осьової анізотропії дослідження проводились в декількох площинах. Для цього зразок обертати на кут φ_N .

Недоліками даної системи є досить тривалий час проведення досліджень, що може спричинити зміну оптичних параметрів біологічного середовища, які залежать від часу та насиченості водою, а також зміщення біологічного зразку [15]. Ще одним недоліком, який може спричинити похибку вимірювання є обертання зразку та фонові засвічення. Проте, при належному приготуванні досліджуваного зразка та невеликій кількості заданих перетинів дані вимірювання є достовірними.

3.3.2 Гоніометрична система з використанням дуги

Для уникнення похибок, що виникають у зв'язку з довго-тривалістю проведення досліджень в експериментальній установці, котра наведена в п.3.3.1, запропоновано реалізацію системи для просторової фотометрії на основі багатоелементного дугоподібного кріплення та восьми-елементної вимірювальної системи. Схематичне зображення та загальний вигляд установки наведені на рис.3.10,а та рис.3.10,б – відповідно.

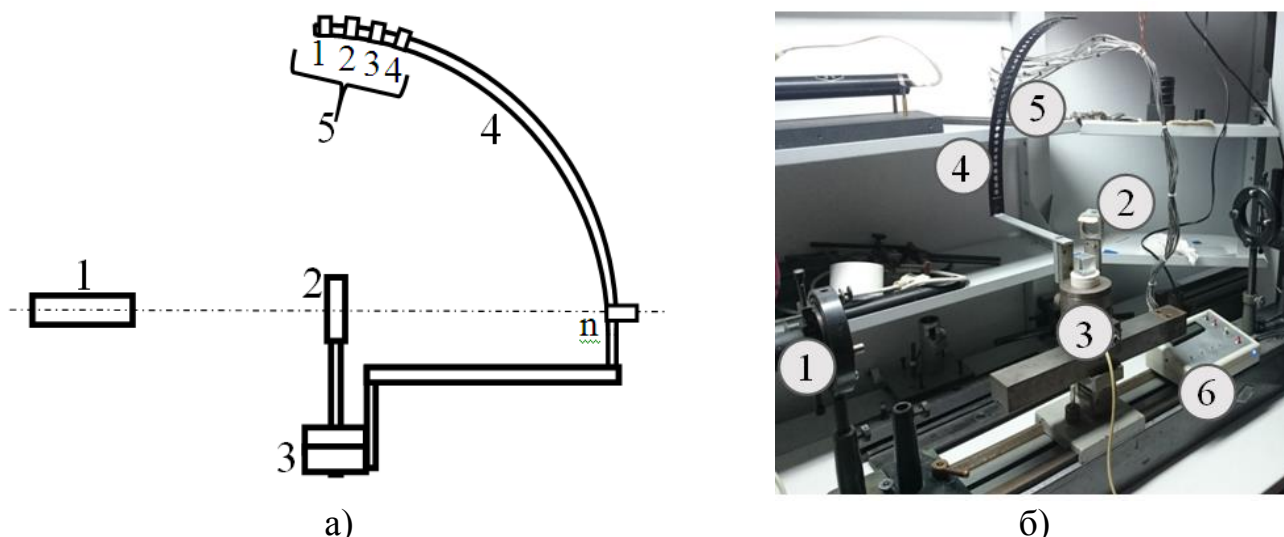


Рис. 3.10. Експериментальної установка гоніометричного типу з використанням дуги для просторової фотометрії біологічних середовищ:

схематичне зображення (а); загальний вигляд (б): 1 – лазер; 2 – зразок;
3 – гоніометричний пристрій; 4 – дуга; 5 – набір приймачів випромінювання;
6 – блок обробки сигналу;

Експериментальна установка відрізняється від попередньої тим, що гоніометричний пристрій 3 складається зі столика, на якому в центрі жорстко закріплений рейтер з досліджуваним середовищем 2, та плеча, на якому розміщено дугу 4. Позиція зразку 2 визначає початок радіальної системи координат. На дузі, що має вигляд $\frac{1}{4}$ кола, радіусом 300 мм, зроблено 36 отворів, діаметром 8 мм для посадки в них приймачів випромінювання BPW-21 з фото-чутливою площадкою $2,73 \times 2,73$ мм. Наступною перестановкою восьми ФП досягають паралельного 8-канального опитування за 3,5 проходи. Для підсилення та обробки сигналу використовується розроблений блок обробки сигналу 6, який під'єднаний до ПК з ПЗ «ІВСОБ-2». Сигнал у вигляді напруги виводиться як на самому блоці обробки так і на ПК. Кожен фотоприймач 5 має відповідне маркування, яке відповідає позначенню на блоці обробки та ПК.

До конструкції та принципу роботи експериментальної установки можуть вноситись деякі корективи, що залежать від напрямку дослідження розсіяного випромінювання. Розглянемо принцип роботи експериментальної установки

гоніометричного типу з використанням дуги (рис.3.10,б) для дослідження випромінювання, що пройшло через БС, тобто зазнало розсіювання вперед. Випромінювання від гелій-неонового лазеру 1 потрапляє за допомогою світлоділильного кубика 6, розміщеного на столику гоніометричного пристрою 3, на біологічний зразок 2, що утримується між двома плоско-паралельними пластинками. Реєстрація розсіяного біологічним зразком випромінювання відбувається одночасно вісьмома фотоприймачами 5 та передається на 8-канальний блок обробки 7, де підсилюється, перетворюється в цифровий сигнал, виводиться у вигляді напруги на індикаторі блоку обробки та ПК 8. Принцип виводу інформації на блок обробки 7 та ПК 8 детально описані в п.3.2.2

Далі приймачі переміщують в наступні 8 отворів. Усього здійснюється чотири переміщення, котрі забезпечують реєстрацію розсіяного вперед випромінювання в одній чверті кола. Для дослідження розсіяного вперед випромінювання в одній площині дуга 4 з приймачами 5 повертається на 180° навколо зразку 2, та знову проводиться чотири вимірювання. У результаті отримуємо значення напруги в одній площині. Дослідження розсіяного випромінювання від 0° до 180° значно швидше ніж на попередній установці. Перед початком біомедичного експерименту, кожен з приймачів калібрується за відомим рівнем інтенсивності падаючого випромінювання.

Для врахування осьової залежності фактору анізотропії розсіювання дослідження проводять в необхідній кількості площин (перетинів) φ_N .

Для вимірювання розсіяного випромінювання назад лазер розміщується зверху над зразком, а вимірювання проводять у тих же площинах (перетинах), що і для розсіяного випромінювання вперед (на рисунку не показано).

Порівняно з попередньою експериментальною установкою, в даній зменшено час проведення досліджень, а також усунена похибка, що пов'язана з переміщенням зразку. Однак при переміщенні приймачів по дузі, необхідно здійснювати калібрування кожного фотоприймача, що може бути забезпечене використанням сферичної дифузної сфери спеціальної конструкції.

3.3.3 Вимірювальна система сферичного типу

Функціональні обмеження попередніх установок, а саме: значний час проведення досліджень, переміщення об'єкту під час вимірювання та фонові засвічення можуть бути усунені в наступному варіанті реалізації системи для просторової фотометрії, а саме з використанням сфери (рис.3.11).

Експериментальна установка розміщена на оптичній лаві 1, на якій за допомогою рейтерів кріпиться гелій-неоновий лазер 2 та сфера 4, що складається з двох напів-сфер, в спеціальному пристосуванні. У центрі сфери між двома пластинками розміщений досліджуваний зразок 3. Позиція зразку визначає початок сферичної системи координат. На поверхні сфери радіусом 320 мм зроблено 32 отвори за законом меридіанів, в яких розміщують фотодіоди РW-21 8-канальної фотоприймальної системи.

Дана експериментальна установка також працює з ПЗ «ІВСОБ-2» та дає змогу досліджувати індикатрису розсіяння у декількох перетинах одночасно.

Очевидно, що збільшення каналів у вимірювальній системі суттєво спростить вимірювання та мінімізує час дослідження, проте значно збільшить вартісні показники та дещо ускладнить систему обробки даних.

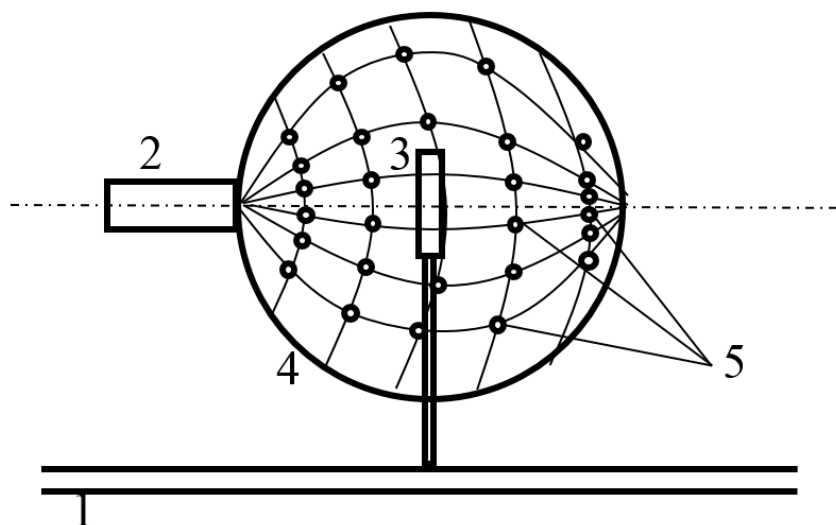


Рис. 3.11. Схема системи для просторової фотометрії біологічних середовищ сферичного типу: 1 – оптична лава; 2 – лазер; 3 – тримач БС; 4 – сфера; 5 – фотоприймачі

Іншим варіантом оптимізації багатоканального вимірювання є розведення за допомогою оптичного волокна по групам елементів матричного фотоприймача. Проте внаслідок невеликих розмірів комерційних ПЗЗ (КМОП) матриць та складності розгалуження різно-довжинних волокон, на даному етапі він вважається прийнятним лише для дослідження фазової функції однократного розсіяння.

3.3.4 Схемо-технічний розвиток систем просторової фотометрії

На підставі загальних принципів просторової фотометрії БС та експериментальних досліджень прототипів інформаційно-вимірювальних систем просторово-фотометричного аналізу (рис.2.9 та рис.2.10) були запропоновані засади побудови засобів інтерференційної просторової фотометрії [74], а також інтегруючих просторово-орієнтованих систем [75] для реєстрації колімованих та розсіяних світлових потоків в прямому і зворотному напрямках. Оскільки практична реалізація запропонованих функціональних схем потребує суттєвого доопрацювання методу просторової фотометрії для чисельного розв'язку рівняння ТПВ для конкретного конструктивного рішення, то в даному дисертаційному дослідженні воно не наведено.

Висновки до розділу 3

1. Запропоновано принципи побудови засобів просторової фотометрії біологічних середовищ для дослідження анізотропії розсіювання в межах повного тілесного кута.
2. Розроблено двох-канальну інформаційно-вимірювальну систему «ІВСОБ» для гоніометричних досліджень біологічних середовищ у відбитому та пропущеному середовищем світлі.
3. Створено восьми-канальну інформаційно-вимірювальну систему «ІВСОБ-2» для просторової фотометрії біологічних середовищ з використанням дуги або системи сферичного типу.
4. Прототипи інформаційно-вимірювальних систем «ІВСОБ» та «ІВСОБ-2» дозволяють проводити дослідження індикатриси розсіювання товщинними зразками за методом перетинів, що дозволяє врахувати залежність анізотропії розсіювання біологічних середовищ не тільки від зенітного, але й від азимутального кута.

РОЗДІЛ 4

ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНА РЕАЛІЗАЦІЯ ПРОСТОРОВОГО ФОТОМЕТРИЧНОГО АНАЛІЗУ БІОЛОГІЧНИХ СЕРЕДОВИЩ

Представлені результати дослідження зразків біологічних середовищ в умовах експерименту *in vitro* за розробленою методикою. Отриманий просторовий розподіл розсіяного випромінювання м'язовою тканинною курки з поперечним та повздовжнім, а також окісту свині з поперечним розміщенням волокон в межах повного тілесного кута. На підставі аналізу даних за методом просторової фотометрії отримані значення фактору анізотропії розсіяння товщинними зразками досліджуваних середовищ за різними перетинами, а також фактору анізотропії однократного розсіяння для конкретної тканини.

4.1 Загальна методика проведення досліджень

Розглянемо загальну методику проведення досліджень із застосуванням системи просторової фотометрії для отримання індикатрисы розсіяння товщинними зразками біологічних середовищ та методу перетинів для визначення фактору анізотропії однократного розсіяння. Процедурний алгоритм запропонованої методики представлено на рис. 4.1.

Спосіб приготування зразку біологічного середовища обумовлене набором оптичних параметрів чи коефіцієнтів, що будуть досліджуватися, а також умовами проведення експерименту. Спосіб приготування, який було використано у даній роботі базується на принципах, запропонованих в [38]. Перш за все, це пов'язано з встановленими критеріями коректного порівняння результатів різних досліджень, що використовують або один метод визначення оптичних параметрів БС і різні типи вимірювальних засобів, або різні методи при споріднених вимірювачах. З іншого боку численні *in vitro* дослідження намагаються наблизити стан досліджуваного БС до нормальних, з оптичної точки зору, умов його перебування і функціонування в умовах *in vivo*.



Рис. 4.1. Процедурний алгоритм просторової фотометрії БС

У загальному випадку, зразки потрібно відділити від біологічного об'єкту (зрізати [38, 39], зішкребти [39] та ін.), прибрати зайві тканини (наприклад з кісткової тканини м'язову) та замочити у фізіологічному розчині NaCl не менше ніж

на 30 хв [38]. Наступним кроком є відділення від зразку БС зрізу необхідної товщини. Для цього переважно використовують гострі медичні інструменти – скальпелі різної форми (для відділення м'яких тканин, наприклад, шкіра, м'язові тканини, сухожилля та ін.), алмазні пилки (для кісткової тканини), а також різнопланове мікротомне обладнання.

Незважаючи на тип ріжучого інструменту (як правило, кожен з них містить механізми встановлення номінальної товщини зрізу), отримати зразок необхідної товщини практично не можливо. Тому для прийнятної точності оптичної біометрії необхідний контроль товщини отриманого зрізу. Найпростішим контролем є механічний мікрометричний пристрій, роль якого може виконати штангенциркуль. Втім, різноманітні, у тому числі оптичні, методи контролю товщини мутного БС можуть мати місце при конкретних лабораторних або клінічних вимірюваннях. Типовими методиками контролю «сандвічної» структури кріплення зразку БС є безпосереднє вимірювання товщини біологічного зразку (наприклад, для кісткової тканини) або товщини «сандвічу» при/без наявності зразку (м'які тканини). Контроль товщини здійснюється по всій площині зразку в декількох точках (якщо інструмент контролю точковий). При обчисленні оптичних параметрів БС товщину або усереднюють, або знаходять функціональні залежності шуканих параметрів для крайніх значень виміряної товщини.

Закріплення зразку в тримачах визначається видом біологічного зразку, експериментальною установкою та необхідними параметрами вимірювання. При дослідженні м'яких тканин (м'язи, шкіра) для закріплення зразків використовують пробні скельця, між якими розміщують тканину (при застосуванні фотометричної системи, яка працює не тільки на пропускання, або на пропускання та відбиття одночасно) при вертикальному розміщенні зразку. При горизонтальному розміщенні – верхнє скельце можна не використовувати.

Вимірювання фонового сигналу здійснюється на кожному кроці просторового сканування розсіяного БС оптичного випромінювання. Воно також є елементом калібрування приймачів випромінювання. Вимірювання фону проводять, звичайно, при екранованому падаючому випромінюванні.

Дослідження індикатрис розсіяння проводиться в залежності від експериментальних систем, запропонованих в пп.3.3.1-3.3.3. При використанні експериментальної установки гоніометричного типу (п.3.3.1) для побудови індикатрис показники знімаються з кожного положення кута по чергову в межах 360° . На експериментальній установці гоніометричного типу з використанням дуги (п.3.3.2) для побудови індикатрис показники знімаються в одній чверті відповідного перетину одночасно. Далі дуга переміщається на кут 180° та знімаються значення в наступній чверті. Вимірювання проводяться в декількох чвертях, у результаті чого отримують індикатрису в одному перетині. Для подальшого визначення просторової анізотропії досліджують необхідну кількість перетинів. При використанні системи сферичного типу отримують одночасно декілька індикатрис розсіяння в необхідній кількості перетинів.

Обробка сигналу включає врахування в отриманому корисному сигналі коефіцієнтів френелівських втрат та втрат, пов'язаних з внутрішнім відбиттям, що відбуваються на межі тканина/скло/повітря [38] на виході випромінювання зі зразка.

За індикатрисою розсіяння, що визначена в одній площині досить легко визначити значення анізотропії розсіяння g товщинного зразку за методикою, описаною в п.2.5.

Визначення оптичних коефіцієнтів здійснюється методом Монте-Карло за типовим алгоритмом, наведеним у [35].

4.2 Особливості підготовки зразків біологічних середовищ

Дана робота містить порівняльний аналіз результатів дослідження з даними, отриманими в інших роботах. Тому для того, щоб отримати адекватні значення для здійснення порівняння, методика підготовки біологічних середовищ наближена до описаних у роботі [38].

Як правило, за виключенням медичного лабораторного клінічного аналізу, біомедичні дослідження в умовах *in vitro* проводяться на зразках, біофізичний та біохімічний стан яких наближений до стану живого організму, тобто *in vivo*. Для

досягнення цього, при підготовці намагаються уникнути впливу хімічних або фізичних чинників, що можуть спричинити зміну оптичних властивостей зразку. З іншого боку, якісні оптичні методи дослідження, наприклад, ново-утворень, не можливі без технології «закріплення» БС у парафіно-вмісних сполуках та подальшого його нарізання. Головною задачею при підготовці БС до оптичної біометрії є витримка або надання зразку необхідного ступеню гідратації, оскільки кількісний вміст води визначає співвідношення у величинах розсіяння назад та вперед.

І хоча, як зазначалося в другому розділі, запропонований метод придатний для дослідження будь-яких БС, у даній роботі, найбільш характерними об'єктами просторової фотометрії були обрані м'язові тканини. Методика підготовки зрізів є типовою і однаковою для даного типу БС, тому надалі будемо використовувати термін «зразок».

Зразки БС були відділені з відповідних груп м'язів (грудини курки-бройлера та окісту свині) не пізніше 12 годин після забиття, та розрізані скальпелем на кілька невеликих шматків з повздовжнім та поперечним напрямком волокон. Поперечні розміри зразків обирались такими, аби заповнити весь робочий отвір еліпсоїдального рефлектора і запобігти виходу розсіяного випромінювання з бокових частин тканини. Товщини зразків для окісту свині становили $1,4 \pm 0,02$ мм, $2,9 \pm 0,02$ мм та $4,3 \pm 0,02$ мм, а для м'язів курки – $0,76 \pm 0,02$ мм, $1,6 \pm 0,02$ мм та $2,14 \pm 0,02$ мм. Кожну частину вимочували у фізіологічному розчині протягом 24 годин, щоб стандартизувати ступінь гідратації. Слід підкреслити, що таке сольове насичення тканини, яке містить близько 85% води, може бути оптично еквівалентне БС, що мають насичення в природних умовах близько 70%. Замочування збільшує зворотне розсіяння назад [38].

4.3 Результати вимірювань, їх обробка та аналіз

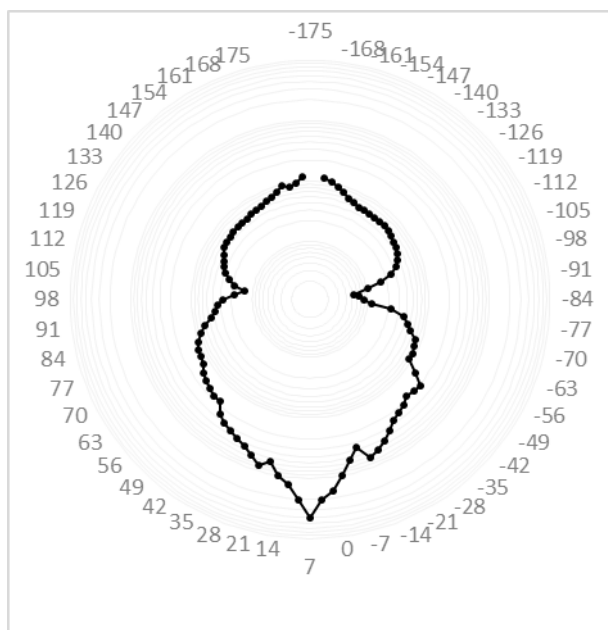
Для підтвердження попередніх тез (п.2.1 та 2.2), які візуально показують асиметрію осьової анізотропії розсіяння біологічним середовищем на прикладі

зразків грудних м'язів курки з поперечним та повздовжнім розміщенням волокон та зразку заднього окісту свині, було використано метод просторової фотометрії. Оскільки, дослідження більш товстих зразків заднього окісту свині ($2,9 \pm 0,02$ мм та $4,3 \pm 0,02$ мм) та грудних м'язів курки ($1,6 \pm 0,02$ мм та $2,14 \pm 0,02$ мм) показали наближення осьової анізотропії до симетричної, то в даному підрозділі було проведено вимірювання просторової інтенсивності для зразків грудних м'язів курки з повздовжнім розміщенням волокон товщиною $0,76 \pm 0,02$ мм на довжинах хвилі 632,8 нм та 405 нм (дані зразки показали найбільш відмінну загальну яскравість в різних перетинах (п.2.2), а також для зразків грудних м'язів курки з поперечним розміщенням волокон товщиною $0,76 \pm 0,02$ мм та заднього окісту свині товщиною $1,4 \pm 0,02$ мм на довжині хвилі 632,8 нм. Вимірювання проводились на експериментальній установці системи просторової фотометрії гоніометричного типу (рис.3.9) з постійним калібруванням установки під час проведення вимірювань та реєстрацією фону для усунення фонових шумів. Калібрування забезпечувалось розділенням падаючого випромінювання на опорний та досліджуваний, з одночасною їх реєстрацією.

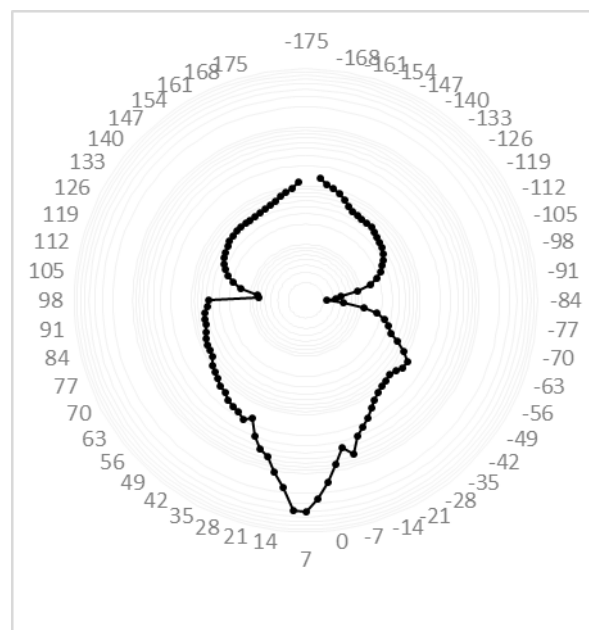
Розглянемо послідовність обробки отриманих результатів на прикладі зразків, які в попередніх дослідженнях показали найбільшу осьову асиметрію анізотропії розсіяння, а саме на прикладі грудних м'язів курки з повздовжнім розміщенням волокон товщиною $0,76 \pm 0,02$ мм на довжині хвилі 632,8 нм.

Згідно методу перетинів (п.2.2) було обрано чотири характерні перетини досліджуваного зразку, графіки розподілу яскравості в яких відрізнялись. У даному випадку вони становлять 0° - 180° , 45° - 225° , 90° - 270° , 135° - 315° . Просторовий розподіл розсіяного випромінювання, отриманий скануванням за допомогою установки гоніометричного типу, склав набір величин зареєстрованої напруги на фотоприймачі, що був попередньо відкалібрований за відомим рівнем падаючого світлового потоку. Далі отримані значення напруги у вольтах були переведені у потужність, обмежену тілесним кутом приймача у ватт на стерadian і представлені в логарифмічній шкалі у вигляді індикатрисы розсіяння (рис.4.2).

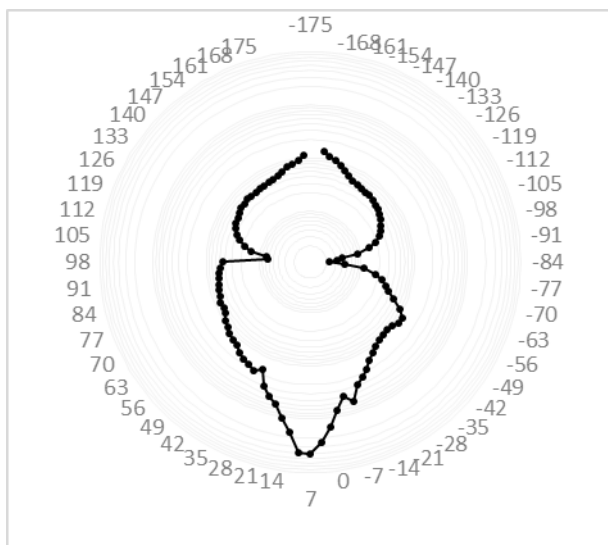
Візуальний аналіз отриманих графіків свідчить про відмінність індикатриси розсіяння в перетині 0° - 180° (рис.4.2, а) від інших індикатрис (рис.4.2, б, в, г).



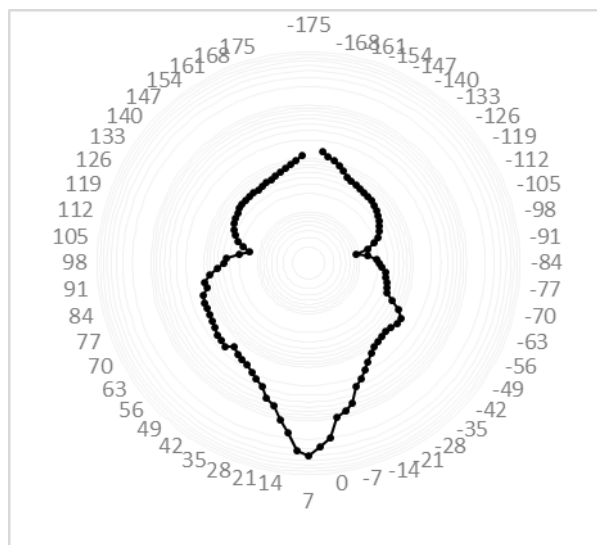
а)



б)



в)



г)

Рис. 4.2. Індикатриса розсіяння для зразку грудних м'язів курки з повздовжнім розміщенням волокон, товщиною $0,76 \pm 0,02$ мм на довжині хвилі 632,8 нм в перетинах: а) 0° - 180° , б) 45° - 225° , в) 90° - 270° , г) 135° - 315°

Аналогічним чином було отримано графіки індикатриси розсіяння для зразків грудних м'язів курки з повздовжнім розміщенням волокон товщиною $0,76 \pm 0,02$ мм

на довжині хвилі 405 нм, а також грудних м'язів курки з поперечним розміщенням волокон товщиною $0,76 \pm 0,02$ мм та заднього окісту свині товщиною $1,4 \pm 0,02$ мм на довжині хвилі 632,8 нм. Які показали найбільшу відмінність індикатрисы розсіяння в перетинах 0° - 180° та 45° - 225° (зразки грудних м'язів курки), а також 0° - 180° та 135° - 315° (зразок окісту свині). У додатку В наведено результати дослідження цих біологічних зразків, а саме перетини, в яких індикатрисы розсіяння найбільш відрізнялась.

Для більш зручного подальшого аналізу отримані індикатрисы розсіяного біологічним середовищем випромінювання було представлено у вигляді просторового розподілу, побудованого у декартовій системі координат, причому кожна величина сигналу була нормованою (віднесеною до величини інтенсивності падаючого світла) і показана у відносних одиницях (рис.4.3).

До такого ж вигляду було приведено графіки індикатрисы розсіяння в характерних перетинах для зразків грудних м'язів курки з повздовжнім розміщенням волокон товщиною $0,76 \pm 0,02$ мм на довжині хвилі 405 нм, а також грудних м'язів курки з поперечним розміщенням волокон товщиною $0,76 \pm 0,02$ мм та заднього окісту свині товщиною $1,4 \pm 0,02$ мм на довжині хвилі 632,8 нм та представлено в додатку В.

Оскільки зразок при дослідженнях знаходився між двома скляними пластинками, то для перетворення потужності в інтенсивність розсіяного випромінювання, необхідно врахувати наступні чинники. По-перше, значення, отримані на кутах близьких до $\pm 90^\circ$, є не досить надійними та малими, що спричинено тим, що зразок розміщений між паралельними пластинками і повне внутрішнє відбиття заважає світлу виходити з тканини, тому сигнал необхідно нормувати значенням $1/|\cos\theta|$. По-друге, випромінювання, яке проходить через межу середовищ тканина/скло/повітря, зазнає втрат на відбиття, що теж необхідно врахувати. І, по-третє, необхідно врахувати френелівські втрати на відбиття.

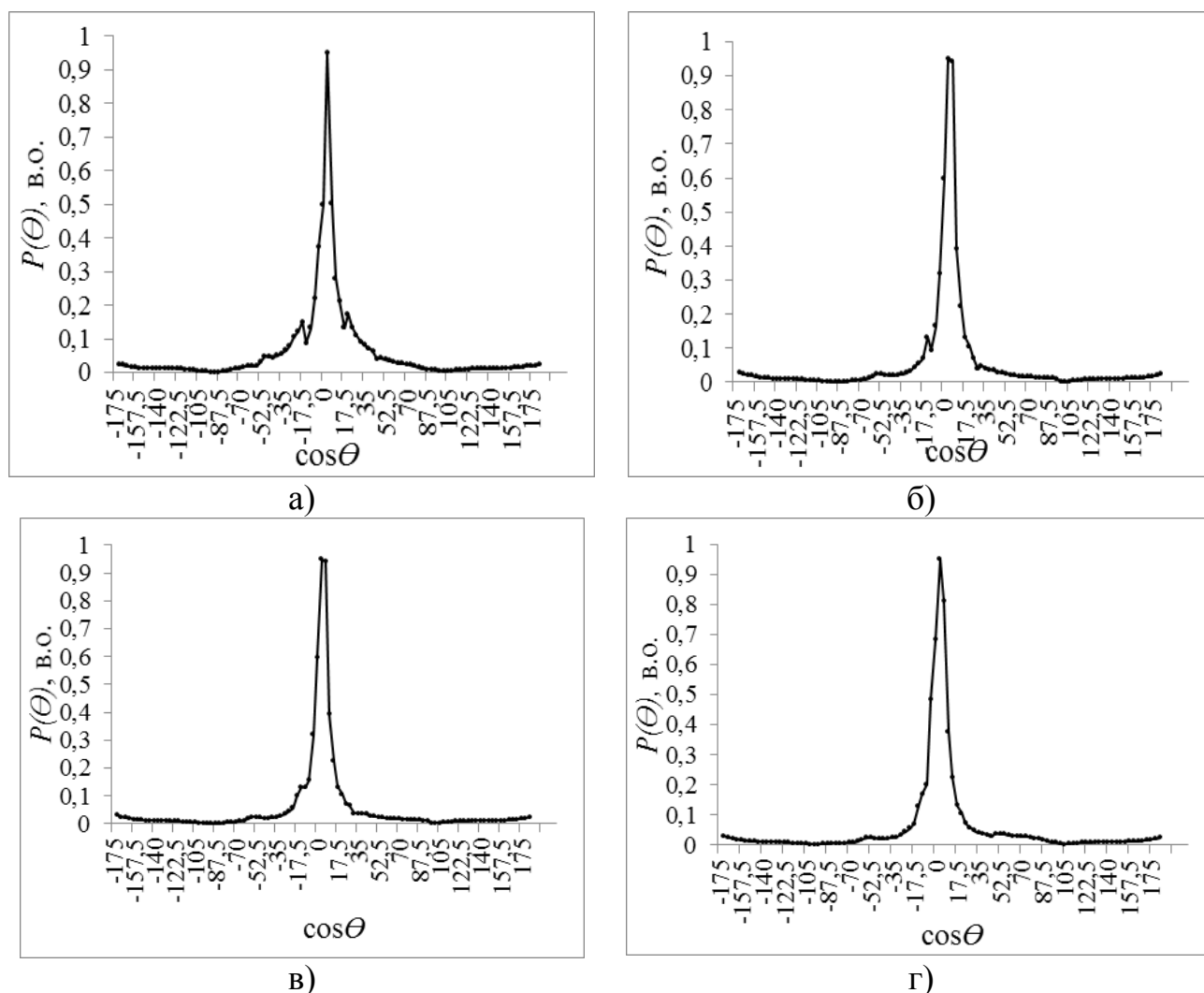


Рис. 4.3. Нормований графік залежності потужності випромінювання $P(\theta)$ на різник кутах спостереження θ для зразку грудних м'язів курки з повздовжнім розміщенням волокон, товщиною $0,76 \pm 0,02$ мм для перетинів:

а) 0° - 180° , б) 45° - 225° , в) 90° - 270° , г) 135° - 315°

Врахувавши всі чинники згідно додатку роботи [38], отримаємо наступні графіки залежності інтенсивності випромінювання, $I(\theta)$ від кута спостереження θ (рис.4.4). До такого ж вигляду було приведено графіки в характерних перетинах для зразків грудних м'язів курки з повздовжнім розміщенням волокон товщиною $0,76 \pm 0,02$ мм на довжині хвилі 405 нм, а також грудних м'язів курки з поперечним розміщенням волокон товщиною $0,76 \pm 0,02$ мм та заднього окісту свині товщиною $1,4 \pm 0,02$ мм на довжині хвилі 632,8 нм.

З рисунку 4.4 видно, що на всіх графіках значення близько 90° відсутні, що спричинено фактором нормування $1/|\cos\theta|$, який виключає ненадійні дані, спричинені повним внутрішнім відбиттям. На ділянках $\pm(125^\circ-154^\circ)$, (рис.4.4, а), $\pm(140^\circ-154^\circ)$ (рис.4.4, б), $\pm(136,5^\circ-154^\circ)$ (рис.4.4, б) та $\pm(133^\circ-154^\circ)$ (рис.4.4, б) спостерігається відносна стабільність даних, що свідчить про присутність ізотропного компонента зворотного розсіяння в цих межах. Невеликі піки біля кутів 4° та 12° вказують на дзеркальне відбиття.

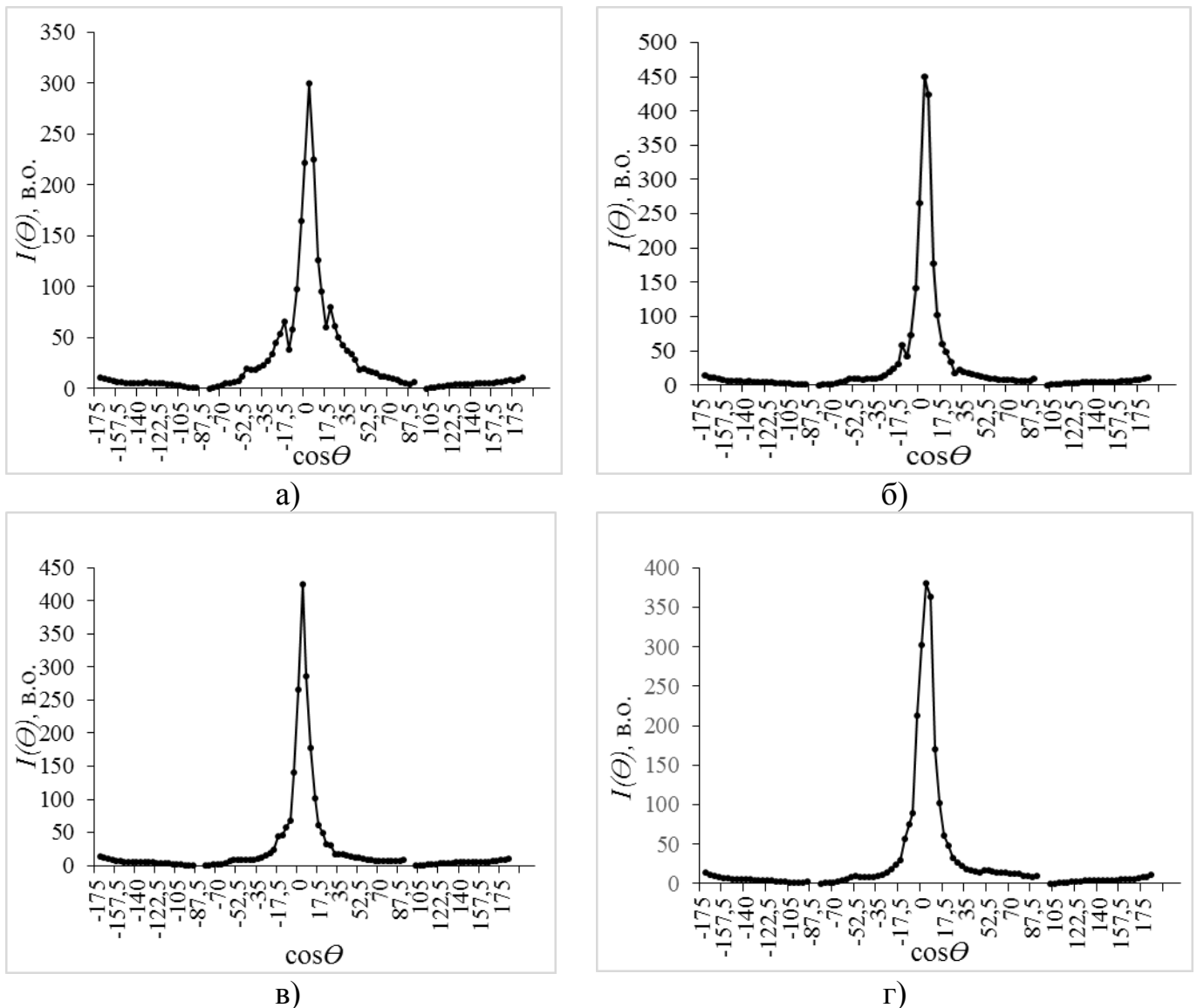


Рис. 4.4. Графік залежності інтенсивності розсіяного випромінювання $I(\theta)$ від кута спостереження θ грудними м'язами курки з повздовжнім розміщенням волокон,

товщиною $0,76 \pm 0,02$ мм для перетинів:

а) $0^\circ-180^\circ$, б) $45^\circ-225^\circ$, в) $90^\circ-270^\circ$, г) $135^\circ-315^\circ$

4.4 Розрахунок фактору анізотропії розсіювання

Розрахунок фактору анізотропії проведено у відповідності до запропонованої методики, описаної в п.2.5, яка встановлює зв'язок отриманої індикатрисы розсіювання товщинним зразком з фактором анізотропії однократного розсіювання Хені-Грінштайна.

У відповідності до алгоритму запропонованого методу (рис.2.16) для початку необхідно задати кількість характерних перетинів M , яка визначається з фотометричних зображень, отриманих методом еліпсоїдальної рефлектометрії [60]. Для більш детального розгляду в роботі обрано чотири перетини для зразку БС з найбільш характерною асиметрією осьової анізотропії розсіювання (грудні м'язи курки з повздовжнім розміщенням волокон товщиною $0,76 \pm 0,02$ мм на довжині хвилі 332,8 нм) – 0° - 180° , 45° - 225° , 90° - 270° та 135° - 315° (рис.2.5), та по два перетини для інших біологічних зразків, які показали найбільші відмінності (рис.2.6 – рис.2.9).

Наступним кроком є визначення потужності розсіяного випромінювання назад $P_R(\theta)$ та вперед $P_T(\theta)$ у кожному з обраних перетинів, які отримують із експериментально зареєстрованих індикатрис розсіювання. А також їх подальше нормування, врахування френелівських витрат та «мертвих зон». Результати перетворення експериментальної індикатрисы розсіювання в значення нормованої потужності для зразків грудних м'язів курки з повздовжнім розміщенням волокон товщиною $0,76 \pm 0,02$ мм на довжині хвилі 632,8 нм детально наведені в п.4.3, а для зразків грудних м'язів курки з повздовжнім розміщенням волокон товщиною $0,76 \pm 0,02$ мм на довжині хвилі 405 нм, а також грудних м'язів курки з поперечним розміщенням волокон товщиною $0,76 \pm 0,02$ мм та заднього окісту свині товщиною $1,4 \pm 0,02$ мм на довжині хвилі 632,8 нм у додатку В.

Подальшим кроком є визначення масштабованого ізотропного фактору

$$k \cdot \rho = \frac{1}{H} \sum_{h=1}^H P_{Rh}(\theta),$$

який задається як середня потужність випромінювання,

розсіяного назад в кутових інтервалах, де спостерігається дифузне розсіювання. Встановимо ці інтервали з графіків, наведених на рис.4.4 для чотирьох перетинів

зразку грудних м'язів курки з повздовжнім розміщенням волокон для довжини хвилі 632,8 нм: $\pm(125^\circ-154^\circ)$, $\pm(140^\circ-154^\circ)$, $\pm(136,5^\circ-154^\circ)$ та $\pm(133^\circ-154^\circ)$ для $0^\circ-180^\circ$, $45^\circ-225^\circ$, $90^\circ-270^\circ$ та $135^\circ-315^\circ$, відповідно, та визначимо відповідні значення ізотропного компонента - 5.45; 5.01; 5,15 та 5.11. Аналогічно встановлюємо кутові інтервали та визначаємо значення масштабованого ізотропного компонента, для інших біологічних зразків – грудних м'язів курки з повздовжнім розміщенням волокон товщиною $0,76\pm0,02$ мм на довжині хвилі 405 нм: 0,00195; 0,002; 0,0049; 0,00014; грудних м'язів курки з поперечним розміщенням волокон товщиною $0,76\pm0,02$ мм: 0,002; 0,002; 0,003; 0,0033; заднього окісту свині товщиною $1,4\pm0,02$ мм на довжині хвилі 633,8 нм: 15; 18,45; 12,95 та 18,84.

Далі за отриманими експериментальними даними будуюмо лінійний графік залежності потужності розсіяного випромінювання вперед з урахуванням визначеного масштабного ізотропного фактора, $y(\cos \theta) = (P_T(\theta) - \frac{1}{H} \sum_{h=1}^H P_{Rh}(\theta))^{-2/3}$, від косинусу кута спостереження $\cos \theta$, який описується формулою (2.19). Лінійна залежність інтенсивності випромінювання $I(\theta)$, розсіяного вперед спостерігається в межах від 45° до 90° на всіх перетинах.

Для прикладу на рис.4.5. представлені залежності $y(\cos \theta) = (P_T(\theta) - \frac{1}{H} \sum_{h=1}^H P_{Rh}(\theta))^{-2/3}$ від $\cos \theta$ для чотирьох перетинів зразку грудних м'язів курки з повздовжнім розміщенням волокон для довжини хвилі 632,8 нм.

Аналогічні графіки для найбільш відмінних перетинів зразків грудних м'язів курки з повздовжнім розміщенням волокон товщиною $0,76\pm0,02$ мм на довжині хвилі 405 нм, а також грудних м'язів курки з поперечним розміщенням волокон товщиною $0,76\pm0,02$ мм та заднього окісту свині товщиною $1,4\pm0,02$ мм на довжині хвилі 632, 8 нм наведені в додатку В.

На графіках 4.5 ліва і права лінійні частини просторового розподілу представлені в одній додатній площині координат. Це дасть змогу за допомогою програми MS Excel апроксимувати експериментальні дані та отримати усереднену лінійну криву, представлену суцільною лінією, а також рівняння цієї кривої.

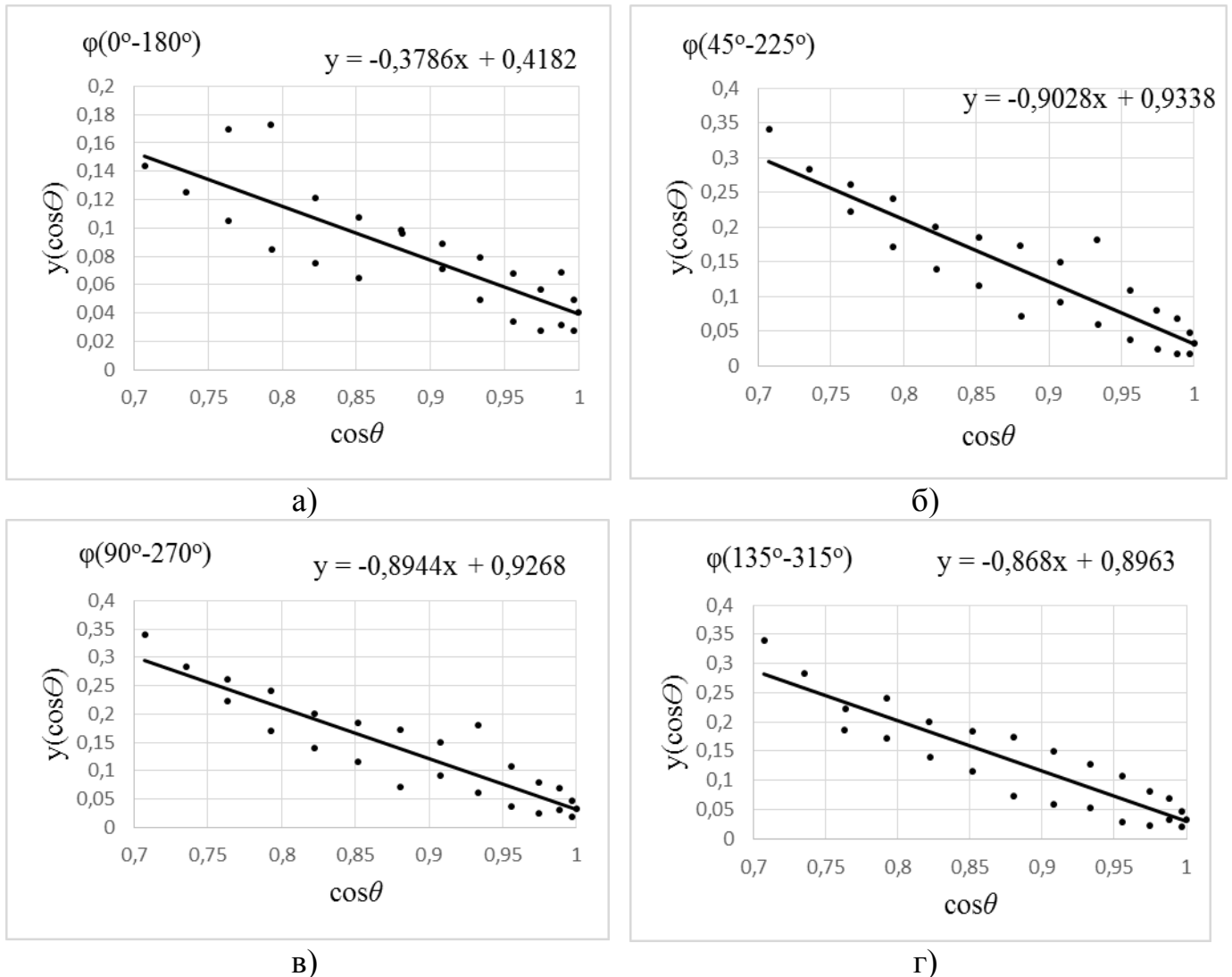


Рис. 4.5. Залежність потужності випромінювання, яке пройшло вперед з

урахуванням ізотропного фактору, $y(\cos\theta) = (P_T(\theta) - \frac{1}{H} \sum_{h=1}^H P_{Rh}(\theta))^{-2/3}$ відносно $\cos(\theta)$,

де θ – кут спостереження для зразку грудних м'язів курки з повздовжнім

розміщенням волокон на довжині хвилі 632,8 нм

а) $0^\circ-180^\circ$, б) $45^\circ-225^\circ$, в) $90^\circ-270^\circ$, г) $135^\circ-315^\circ$.

Крапками вказано експериментальні значення, суцільна лінія – апроксимовані значення, які описуються рівнянням, що приведене на графіку

З отриманих рівнянь отримуємо необхідні коефіцієнти для визначення фактору анізотропії в різних перетинах, а саме знаходимо a та b . Значення a визначається як точка на осі y , а значення b – кут нахилу лінійної кривої, відповідно.

Значення підставляємо у формулу 2.20 та визначаємо значення g_{HG} для кожного з перетинів.

Результати вище описаних розрахунків для розглянутих у роботі біологічних середовищ представлені в таблицях 4.1 – 4.4.

Таблиця 4.1. Розрахункові значення при визначенні фактору анізотропії за перетинами для грудних м'язів курки з повздовжнім розміщенням волокон на довжині хвилі 632,8 нм

	a	b	g	k	b
0°-180°	-0,3786	0,4182	0,6354	15,31408	0,496003
45°-225°	-0,9028	0,9338	0,7700	10,47378	0,355882
90°-270°	-0,8944	0,9268	0,7646	10,38299	0,465348
135°-315°	-0,868	0,8963	0,7751	10,98102	0,478337

Таблиця 4.2. Розрахункові значення при визначенні фактору анізотропії за перетинами для грудних м'язів курки з повздовжнім розміщенням волокон на довжині хвилі 405 нм

	a	b	g	k	b
0°-180°	-12,797	17,267	0,4434	5,022709	0,000398
45°-225°	-16,75	19,5	0,5680	5,026085	0,000398
90°-270°	-14,25	17,6	0,5102	5,025906	0,000398
135°-315°	-10,395	13,549	0,4674	5,034509	0,000397

Таблиця 4.3. Розрахункові значення при визначенні фактору анізотропії за перетинами для грудних м'язів курки з поперечним розміщенням волокон на довжині хвилі 632,8 нм

	a	b	g	k	b
0°-180°	-162,94	163,94	0,8951	5,007407	0,000459
45°-225°	-105,65	107,05	0,8509	5,007407	0,000459
90°-270°	-123,3	124,51	0,8750	5,007212	0,000659
135°-315°	-154,35	155,41	0,8895	5,005925	0,000659

Таблиця 4.4. Розрахункові значення при визначенні фактору анізотропії за перетинами для заднього окісту свині товщиною $1,4 \pm 0,02$ мм на довжині хвилі 632,8 нм

	a	b	g	k	b
0°-180°	-0,2278	0,2573	0,6043	24,25574	0,61841
45°-225°	-0,2358	0,2617	0,6284	25,339	0,728127
90°-270°	-0,2535	0,2792	0,6398	24,20201	0,53508
135°-315°	-0,2845	0,3036	0,6946	25,84976	0,728827

У вище приведених таблицях a та b відображають кут нахилу та точку перетину усередненої кривої з вісю y ; $g_{HG} \equiv g$ – фактор анізотропії однократного розсіювання, який використовується у фазовій функції Хені-Грінштайна, k – коефіцієнт масштабування, ρ – ізотропний фактор, який визначає величину дифузного розсіювання.

З отриманих даних можна зробити висновок, що значення фактору анізотропії однократного розсіювання, визначені за індикатрисами просторового розсіювання товщинними зразками в різних перетинах суттєво відрізняються один від одного, а це підтверджує необхідність просторового аналізу для отримання точного значення фактору g зразка.

Знайдемо відхилення середніх значень отриманих факторів анізотропії розсіювання від значень найменшого та найбільшого показників. Для зразку грудних м'язів курки з повздовжнім розміщенням волокон товщиною $0,76 \pm 0,02$ мм при дослідженні на довжині хвилі 632,8 нм середнє значення анізотропії розсіювання становить $\langle g \rangle = 0,7363$, а найбільше відхилення змінюється в межах 5,26% – 13,7%; для грудних м'язів курки з повздовжнім розміщенням волокон товщиною $0,76 \pm 0,02$ мм на довжині хвилі 405 нм середнє значення анізотропії розсіювання становить $\langle g \rangle = 0,4972$, відповідні відхилення – 10,5% – 14,7%; для грудних м'язів курки з поперечним розміщенням волокон товщиною $0,76 \pm 0,02$ мм для довжини хвилі 632,8 нм середнє значення анізотропії розсіювання становить $\langle g \rangle = 0,8762$, відповідні відхилення – 0,13 % – 2,17%; для заднього окісту свині товщиною

$1,4 \pm 0,02$ мм на довжині хвилі 632,8 нм середнє значення анізотропії розсіяння становить $\langle g \rangle = 0,6418$, відповідні відхилення – 5,8 % – 8,2 %. Отримані результати відхилень підтверджують попередні гіпотези.

Перевіримо, чи достатньо здійснити арифметичне усереднення величин g по чотирьом перетинам для порівняння оптичних коефіцієнтів, отриманих методом прямого МК, та результатів експерименту на зазначених зразках, отриманих методом еліпсоїдальної рефлектометрії [64].

4.5 Визначення оптичних коефіцієнтів методом Монте-Карло при різних значеннях фактору анізотропії розсіяння

Визначення оптичних характеристик, а саме коефіцієнту повного пропускання T та дифузного відбиття R , проводилось прямим методом Монте Карло. Вхідними параметрами при моделюванні методом МК є оптичні параметри та розміри біологічного середовища: показник заломлення n , коефіцієнт розсіяння μ_s , коефіцієнт поглинання μ_a , фактор анізотропії g та товщина зразку d . При проведенні експериментальних досліджень біологічний зразок розміщувався між двома скляними пластинками. Тому для наближення даних, отриманих моделюванням, до експериментальних задаємо трьох-шарову структуру: «пластина/середовище/пластина». Пластина виготовлена зі скла К8 і має наступні характеристики: $n=1,52$, $\mu_s=0$, $\mu_a=0$, $d=0,02$ см. Моделювання складалося з 10 чисельних експериментів, під час кожного з яких за результатами моделювання прямим методом Монте-Карло траєкторій блукання 10^6 пакетів фотонів отримано значення дифузного відбиття R та повного пропускання T .

Для визначення коефіцієнтів повного пропускання T та дифузного відбиття R , пропорційно яким зменшилось падаюче випромінювання при взаємодії зі зразком БС, для моделювання скористаємось оптичними параметри, отриманими при еліпсоїдальній рефлектометрії [64]:

- 1) для грудних м'язів курки: $n=1,37$, $\mu_s=299,9 \text{ см}^{-1}$, $\mu_a=0,9 \text{ см}^{-1}$ (632,8 нм);

- 2) для грудних м'язів курки: $n=1,41$, $\mu_s=13,03 \text{ см}^{-1}$, $\mu_a=1,41 \text{ см}^{-1}$ (405 нм);
 3) для окісту свині: $n=1,4$, $\mu_s=45,5 \text{ см}^{-1}$, $\mu_a=1,68 \text{ см}^{-1}$ (632,8 нм).

Більш детально розглянемо вплив асиметрії осрової анізотропії на визначення оптичних коефіцієнтів на прикладі зразку грудних м'язів курки з повздовжнім розміщенням волокон товщиною $0,76 \pm 0,02$ мм для довжини хвилі 632,8 нм. Значення фактору анізотропії g , отримані за допомогою методу просторової фотометрії для цього зразку в чотирьох перетинах фотометричного розподілу, становлять 0,6354; 0,7700; 0,7646; 0,7751, а середнє значення – $\langle g \rangle = 0,7363$. Оскільки товщина зразку коливалась в межах $\pm 0,02$ мм, то моделювання було здійснене для трьох товщин. Результати моделювання для представлені в таблиці 4.5.

Таблиця 4.5. Результати моделювання методом Монте Карло для зразку грудних м'язів курки з повздовжнім розміщенням волокон товщиною $0,76 \pm 0,02$ мм на довжині хвилі 632,8 нм.

Товщина см	g	R	$R(сер)$	$R(exp)$	T	$T(сер)$	$T(exp)$
d=0,074	0,6354	0,5704 $\pm$ 0,0002	0,5136	0,5117	0,1922 $\pm$ 0,00016	0,2397	0,2438
	0,7700	0,4893 $\pm$ 0,0007			0,2699 $\pm$ 0,0004		
	0,7646	0,4929 $\pm$ 0,0004			0,2662 $\pm$ 0,0003		
	0,7751	0,4933 $\pm$ 0,0009			0,2659 $\pm$ 0,0008		
	$g_c=0,7363$	0,5132$\pm$0,00076			0,2461$\pm$0,0008		
d=0,076	0,6354	0,5718 $\pm$ 0,00079			0,1865 $\pm$ 0,00054		
	0,7700	0,4912 $\pm$ 0,001			0,2634 $\pm$ 0,001		
	0,7646	0,4963 $\pm$ 0,00059			0,2586 $\pm$ 0,00046		
	0,7751	0,4875 $\pm$ 0,0007			0,2668 $\pm$ 0,00058		
	$g_c=0,7363$	0,5157$\pm$0,0008			0,2397$\pm$0,0005		
d=0,078	0,6354	0,574 $\pm$ 0,001			0,1801 $\pm$ 0,0008		
	0,7700	0,4939 $\pm$ 0,0007			0,2563 $\pm$ 0,0007		
	0,7646	0,498 $\pm$ 0,0005			0,2522 $\pm$ 0,0005		
	0,7751	0,4907 $\pm$ 0,0005			0,2594 $\pm$ 0,0005		
	$g_c=0,7363$	0,5180$\pm$0,00096			0,2333$\pm$0,0007		

У таблиці 4.5 наведено результати моделювання методом Монте Карло поширення оптичного випромінювання в зразку грудних м'язів курки з повздовжнім розміщенням волокон товщиною $0,76 \pm 0,02$ мм на довжині хвилі 632,8 нм, де визначено такі коефіцієнти як: дифузне відбиття R та повне пропускання T , а також визначенні експериментально методом дзеркальних еліпсоїдів обертання

коефіцієнти дифузного відбиття $R(exp)$ та повного пропускання $T(exp)$. Середні значення оптичних коефіцієнтів в чотирьох перетинах, отримані моделюванням, майже співпадають з отриманими експериментальними. Діапазон відхилень експериментально отриманих значень коефіцієнту відбиття від найменшого та найбільшого значення в різних перетинах складає від 5,08 до 11,8 %, аналогічно для повного пропускання – від 12,6 до 22,2 %.

Наведемо результати моделювання, отримані для інших біологічних середовищ в таблицях 4.6 – 4.9. Попередні результати показали незначну залежність оптичних коефіцієнтів від товщини зразку, яка змінювалась в межах $\pm 0,02$ мм, а саме відхилення дифузного відбиття становить 1,3%, а пропускання – 4,3%. Тому наступні процеси моделювання були проведені лише для середньої товщини.

Таблиця 4.6. Результати моделювання методом Монте Карло для зразку грудних м'язів курки з повздовжнім розміщенням волокон товщиною $0,76 \pm 0,02$ мм на довжині хвилі 405 нм

Товщина, см	g	R	$R(exp)$	T	$T(exp)$
d=0,076	0,4434	$0,1404 \pm 0,0014$	0,1275	$0,5878 \pm 0,0002$	0,5941
	0,5680	$0,1146 \pm 0,0007$		$0,6268 \pm 0,0015$	
	0,5102	$0,1274 \pm 0,0004$		$0,6078 \pm 0,0001$	
	0,4674	$0,1349 \pm 0,0051$		$0,5963 \pm 0,0002$	
	$g_c = 0,4972$	$0,1308 \pm 0,0001$		$0,6009 \pm 0,0017$	

Результати, наведені в таблиці 4.6, свідчать про діапазон відхилень експериментально отриманих значень коефіцієнту дифузного відбиття від найменшого та найбільшого значень в різних перетинах, що складає від 7,33 до 12,4%, аналогічно для повного пропускання – від 2,18 до 4,3 %.

Результати, наведені в таблиці 4.7, свідчать про діапазон відхилень експериментально отриманих значень коефіцієнту дифузного відбиття від найменшого та найбільшого значень в різних перетинах, що складає від 4,79 до 9,16%, аналогічно для повного пропускання – від 5,3 до 10 %.

Результати, приведені в таблиці 4.8, свідчать про діапазон відхилень експериментально отриманих значень коефіцієнту дифузного відбиття від

найменшого та найбільшого значень в різних перетинах, що складає від 6,2 до 8,74%, аналогічно для повного пропускання – від 5,23 до 8,5 %.

Таблиця 4.7. Результати моделювання методом Монте Карло для зразку грудних м'язів курки з поперечним розміщенням волокон товщиною $0,76 \pm 0,02$ мм на довжині хвилі 632,8 нм

Товщина, см	g	R	$R(exp)$	T	$T(exp)$
d=0,076	0,8951	$0,3579 \pm 0,0001$	0,3817	$0,4027 \pm 0,0002$	0,3701
	0,8509	$0,4129 \pm 0,0012$		$0,3455 \pm 0,0003$	
	0,8750	$0,3872 \pm 0,0004$		$0,3718 \pm 0,0001$	
	0,8895	$0,3644 \pm 0,0074$		$0,3969 \pm 0,0004$	
	$g_c = 0,8762$	$0,3940 \pm 0,0001$		$0,3649 \pm 0,0014$	

Таблиця 4.8. Результати моделювання методом Монте Карло для зразку окісту свині, товщиною $1,4 \pm 0,02$ мм на довжині хвилі 632,8 нм

Товщина, см	g	R	$R(exp)$	T	$T(exp)$
d=0,14	0,6043	$0,2502 \pm 0,0005$	0,2367	$0,2683 \pm 0,0003$	0,2838
	0,6284	$0,2419 \pm 0,0007$		$0,2778 \pm 0,00068$	
	0,6398	$0,2378 \pm 0,0004$		$0,2817 \pm 0,0003$	
	0,6946	$0,2168 \pm 0,0008$		$0,3073 \pm 0,0009$	
	$g_c = 0,6418$	$0,2368 \pm 0,0003$		$0,2832 \pm 0,0005$	

Очевидно, що усереднені по всіх перетинах значення дозволяють отримати розрахункові величини повного пропускання та дифузного відбиття, котрі практично співпадають з експериментально отриманими величинами. Навіть, якщо допущена неточність при заданні товщини досліджуваного зразка в місці падіння лазерного променя, що видно з даних моделювання Монте Карло для центрального та крайніх значень товщини, що була визначена мікрометром, усереднене значення фактору анізотропії однократного розсіяння призводить до невеликих похибок у порівнянні з найбільшим відхиленням, отриманим лише в одному з перетині для однієї товщини. Таким чином, можна стверджувати, що гіпотеза про важливість врахування осьової асиметрії анізотропії розсіяння для окремих класів БС, зокрема волокнистих, тканин була вірною.

Висновки до розділу 4

1. Запропонована методика апаратно-програмної просторової фотометрії біологічних середовищ, що дозволяє визначити значення фактору анізотропії однократного розсіяння.
2. Експериментально та аналітично встановлені величини, що підтверджують осьову асиметрію анізотропії розсіяння оптичного випромінювання волокнистими середовищами.
3. За допомогою методу Монте Карло встановлені граничні відхилення розрахункових та експериментально визначених оптичних коефіцієнтів повного пропускання та дифузного відбиття для величин фактору анізотропії розсіяння, визначених у різних перетинах, котрі вказують на помилковість одно-площинної оптичної біометрії волокнистих середовищ.

ОСНОВНІ РЕЗУЛЬТАТИ РОБОТИ

У дисертаційній роботі обґрунтовано, теоретично проаналізовано і експериментально доведено необхідність розробки методу фотометричного аналізу БС шляхом розширення простору визначення їх оптичних властивостей, що дозволило одночасно врахувати характеристики відбитого та пропущеного середовищем оптичного випромінювання в межах повного тілесного кута та підвищило інформативність фотометрії. При цьому отримані такі наукові та практичні результати:

1. Розроблено новий метод фотометрії біологічних середовищ в межах повного тілесного кута, який дозволяє визначати фактор анізотропії однократного розсіяння на підставі експериментально-вимірюваного по перетинам фактору анізотропії багатократного розсіяння товщинними зразками, що суттєво розширило простір визначення їх оптичних властивостей.

2. На основі розробленого алгоритму реалізації методу просторової фотометрії створено інформаційно-вимірювальну систему дослідження по перетинам, яка забезпечує отримання просторової індикатриси розсіяння товщинними зразками та дозволяє врахувати осьову асиметрію анізотропії розсіяння, властиву, зокрема, для біологічних середовищ з волокнистою структурою.

3. Досліджено засобами просторової оптичної біометрії осьову асиметрію анізотропії розсіяння та оцінено її вплив на точність обчислення оптичних властивостей методом Монте-Карло на прикладі зразків м'язів курки (товщиною $0,76 \pm 0,02$ мм) та окісту свині (товщиною $1,4 \pm 0,02$ мм) *in vitro* на довжині хвилі оптичного випромінювання 632,8 нм.

4. Досліджено параметри відбитого та пропущеного випромінювання на прикладі зразків грудини курки товщиною $0,76 \pm 0,02$ мм та окісту свині товщиною $1,4 \pm 0,02$ мм, які свідчать про те, що оптичні коефіцієнти дифузного відбиття та повного пропускання, визначені як середні величини по перетинам, відрізняються від експериментально-вимірюваних коефіцієнтів на 0,4 %, та 1,6 % для м'язів курки й

0,26 % та 0,38 % для окісту свині відповідно. У той же час, відхилення аналогічних величин для крайніх значень, отриманих в окремих перетинах складає 11 % та 21,2%, а також 8,7 % та 7,4% відповідно.

5. Розроблено класифікацію методів та засобів просторової фотометрії БС, що дозволяє оптимізувати параметричний синтез інформаційно-вимірювальної техніки для оптичної біометрії для різних класів БС та умов проведення експерименту.

6. Основні теоретичні та практичні результати використовуються в навчальному процесі кафедри виробництва приладів НТУУ «КПІ» (курси «Біофотоніка», «Оптичні медичні прилади» та «Лазерні технології в біомедичному приладобудуванні»), а також впроваджені в дослідницьку та виробничу діяльність «ТОВ Науково-методичний центр «Медінтех».

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Тучин В. В. Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях / В. В. Тучин. – Саратов: Сарат. универ., 1998. – 384 с.
2. Тучин В. В. «Оптическая биомедицинская диагностика» В 2 томах / В. В. Тучин. – Москва: Физмалит, 2007. – 560 с.
3. Шифрин К. С. Рассеяние света в мутной среде / К. С. Шифрин. – Л.: Государственное издательство технико-теоретической литературы, 1951. – 288 с.
4. Иссимару А. Распространение и рассеяние волн в случайно неоднородных средах в 2-х томах / А. Иссимару. – Москва: Мир, 1981.
5. Чандрасекар С. Перенос лучистой энергии / С. Чандрасекар. – М.: Изд. иностр. лит., 1953. – 431 с.
6. Тучин В. В. Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях / В. В. Тучин. – М: Физматлит, 2010. – 501 с.
7. Alterations of the extracellular matrix in ovarian cancer studied by Second Harmonic Generation imaging microscopy [Електронний ресурс] / O.Nadiarnykh, R. B. LaComb, M. A. Brewer, P. J. Campagnola // BMC Cancer. – 2010. – Режим доступа до ресурсу: <http://www.biomedcentral.com/1471-2407/10/94>.
8. LaComb R. B. Quantitative Second Harmonic Generation Imaging of the Diseased State Osteogenesis Imperfecta: Experiment and Simulation / R. B. LaComb, O. Nadiarnykh, P. J. Campagnola // Biophysical Journal. – 2008. – vol. 94. – Pp. 4504–4514.
9. Optical attenuation characteristics of breast tissues at visible and near-infrared wavelengths / H.Key, E. R. Davies, P. C. Jackson, P. N. Wells. // Phys Med Biol. – 1991. Vol. 36. – №5. – Pp. 579–590.
10. Барабаненков Ю. Н. Многократное рассеяние волн на ансамбле частиц и теория переноса излучения / Ю. Н. Барабаненков. // Успехи физических наук. – 1975. – №1. – С. 49–77.
11. Воробьева Е. А. Модели распространения и рассеяния оптического излучения в случайно неоднородных средах / Е. А. Воробьева, И. П. Гуров //

Проблемы когерентной и нелинейной оптики / Е. А. Воробьева, И. П. Гуров. – СПб.: СПбГУ ИТМО, 2006. – С. 82–98.

12. Рогаткин Д. А. Об особенностях в определении оптических свойств мутных биологических тканей и сред в расчетных задачах медицинской неинвазивной спектrophотометрии / Д. А. Рогаткин. // Медицинская техника. – 2007. – №2. – С. 10–16.

13. Тучин В.В. Исследование биотканей методами светорассеяния / В.В. Тучин // Успехи физических наук. – 1997. – том 167. – С.517 – 539.

14. Методы светорассеяния в анализе дисперсных биологических сред / [В. Н. Лопатин, А. В. Приезжев, А. Д. Апонасенко и др.]. – Москва: Физмалит, 2004. – 384 с.

15. Duck F. S. Physical Properties of Tissues: A Comprehensive Reference Book [Электронный ресурс] / F. S. Duck // The university press, Cambridge. – 1990. – Режим доступа до ресурсу: <https://books.google.com.ua/books?id=UaXpAgAAQBAJ&printsec=frontcover&hl=ru#v=onepage&q&f=false>

16. Березов Т. Т. Биологическая химия: Учебник / Т. Т. Березов, Б. Ф. Коровкин. – Москва: Медицина, 1998. – 704 с. – (3).

17. Bashkatov A. N. Optical Properties of Skin and Subcutaneous Tissues: a review / A. N. Bashkatov, E. A. Genina, V. V. Tuchin. // Journal of Innovative Optical Health Sciences. – 2011. – №1. – С. 9–38.

18. Jacques S. L. Optical properties of biological tissues: a review / S. L. Jacques // Phys. Med. Biol.. – 2013. – №58. – Pp. R37–R61.

19. Приезжев А. В. Лазерная диагностика в биологии и медицине / А. В. Приезжев, В. В. Тучин, В. П. Шубочкин. – Москва: Наука, 1989. – 240 с.

20. Баранов С. М. О применении спектроскопии светорассеивающих сред в физико-химических исследованиях / С. М. Баранов, Н. М. Бажин // Успехи химии. – 1977. – №7. – С. 1153–1182.

21. Кочубей В. И. Спектроскопия рассеивающих сред: учеб. пособие / В. И. Кочубей, А. Н. Башкатов. – Саратов: Новый ветер, 2014. – 87 с.

22. Гираев К. М. Оптические исследования биотканей: определение показателей поглощения и рассеяния / К. М. Гираев, Н. А. Ашурбеков, О. В. Кобзев // Журнал технической физики. – 2003. – №21. – С. 48–54.
23. Башкатов А. С. Управление оптическими биотканей при воздействии на осмотически активными иммерсионными жидкостями : дисс. канд. физ.-мат. наук : 03.02.02 / Башкатов А. С. – Саратов, 2002. – 198 с.
24. Построение и применение лазерной системы для диагностики состояния суставного хряща [Электронный ресурс] / Ю. В. Ларцев, С. А. Гусев, В. И. Мордасов, Н. А. Сазонникова // Компьютерная оптика. – 2001. – Режим доступа до ресурсу: <http://www.computeroptics.smr.ru/>.
25. Безугла Н. В. Особливості анізотропії світлорозсіяння волокнистими біологічними тканинами / Н. В. Безугла, М. О. Безуглий, Г. С. Тимчик. // Вісник НТУУ «КПІ» серія приладобудування. – 2015. – №50.
26. Cheong W. F. A Review of the Optical Properties of Biological Tissues / W. F. Cheong, S. A. Prahl, A. J. Welch. // IEEE J. Quantum Electronics. – 1990. – №12. – С. 2166–2185.
27. In vitro double-integrating-sphere optical properties of tissues between 630 and 1064 nm / [J. F. Beek, P. Blokland, P. Posthumus et al.]. // Phys. Med. Biol.. – 1997. – №11. – P. 2255–2261.
28. Flock S. T. Total attenuation coefficients and scattering phase functions of tissues and phantom materials at 633 nm / S. T. Flock, B. S. Wilson, M. S. Patterson // Medical Physics. – 1987. – vol.14. – №5. – Pp. 835–841.
29. Analysis of tissue optical coefficients using an approximate equation valid for comparable absorption and scattering / M. R. Arnfield, R. P. Mathew, J. Tulip, M. S. McPhee. // Phys. Med. Bio.. – 1992. – №37. – С. 1219–1230.
30. Фізичні основи біомедичної оптики: монографія / [С. В. Павлов, В. П. Кожем'яко, П. Ф. Колісник та ін.]. – Вінниця: ВНТУ, 2010. – 152 с.
31. Павлов С. В. Аналіз методів розповсюдження випромінювання в біологічних середовищах на основі застосування методу Монте-Карло / С. В.

Павлов, В. П. Думенко, Т. І. Козловська // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2008. – № 2(16). – С. 139–144.

32. Павлов С. П. Оптико-електронні засоби діагностування патологій людини, пов'язаних із периферичним кровообігом: монографія / С. П. Павлов, Т. І. Козловська, В. Б. Василенко. – Вінниця: ВНТУ, 2014. – 140 с.

33. Vo-Dinh T. Biomedical Photonics Handbook II Vol. / Tuan Vo-Dinh. – USA: CRC Press LLC, 2003.

34. Prahl S. A. A Monte Carlo Model of Light Propagation in Tissue / S. A. Prahl, M. Keijzer, S. L. Jacques, A. J. Welch // Dosimetry of Laser Radiation in Medicine and Biology, SPIE Institute Series. – 1989. – vol. 5, – Pp. 102–111.

35. Hall G. Goniometric measurements of thick tissue using Monte Carlo simulations to obtain the single scattering anisotropy coefficient / G. Hall, S. L. Jacques. // Biomedical optics express. – 2007. – no.11. – Pp. 2707–2719.

36. Sardar D. K. Optical Properties of Whole Blood / D. K. Sardar, L. V. Levy. // Lasers in Medical Science. – 1998. – vol.13. – №2. – Pp. 106–111.

37. Безугла Н.В. Структурно-алгоритмічна реалізація процесу визначення оптичних характеристик біологічних тканин з використанням методу та системи комплексного спостереження за станом БТО / Н.В. Безугла, Т.Р. Ключко, М.О. Безуглий, Г.С. Тимчик // Вісник НТУУ «КПІ» серія приладобудування. – 2006. – №32. – С.152 – 157.

38. Jacques S. L. Angular Dependence of He Ne Laser Light Scattering by Human Dermis / S. L. Jacques, C. A. Alter, S. A. Prahl // Lasers in the Life Sciences. – 1987, vol. 1, №4. – Pp. 309 – 334.

39. Zee P. Measurement and modeling of the optical properties of human tissue in the near infrared: thesis submitted for the degree of Ph.D. / P. van der Zee – University of London, 1992. – 302 p.

40. Handbook of biomedical optics [Електронний ресурс]. – 2011. – Режим доступу до ресурсу: http://optics.sgu.ru/_media/optics/staff/bashkatov/bashkatov_handbook_of_biomedical_optics_chapter-5.pdf.

41. Influence of the scattering phase function approximation on the optical properties of blood determined from the integrating sphere measurements journal of biomedical optics / A. N.Yaroslavsky, I. V. Yaroslavsky, T. Goldbach, H. –J. Schwarzmaier. // Biomed. Opt. – 1999. – №4. – Pp. 47–53.
42. Bezuglaya N.V. Spatial photometry of scattered radiation by biological objects / N.V.Bezuglaya, M.A. Bezuglyi // in Proc. SPIE. – 2013. – Vol. 9032. – Pp.Q1 – Q5.
43. Forward scattering measurement device with a high angular resolution / D.Robkamp, F. Truffer, S. Bolay, M. Geiser. // Optics express. – 2007. – №5. – Pp. 2683–2690.
44. Passos D. Tissue phantom for optical diagnostics based on a suspension of microspheres with a fractal size distribution / D. Passos, J. C. Hebden, P. N. Pinto, R. Guerra // Biomed. Opt. – 2005. – №10. – Pp.1-11.
45. MacCallum I. The measurement and modelling of light scattering by phytoplankton cells at narrow forward angles / I. MacCallum, A. Cunningham, D. McKee. // Opt. A: Pure Appl. Opt.. – 2004. – №6. – C. 698–702.
46. Elastic Light Scattering from Single Cells: Orientational Dynamics in Optical Trap / [D. Watson, N. Hagen, J. Diver et al.]. // Biophys. J. – 2004. – №87. – Pp. 1298–1306.
47. Пасечникова Н. В. Изменение оптических свойств склеры и конъюнктивы при трансклеральной контактно-компрессионной передаче лазерного излучения / Н. В. Пасечникова, Г. О. Ключев, А. П. Привалов. // Офтальмологический журнал. – 2008. – №3. – С. 83–88.
48. Image-based bidirectional reflectance distribution function measurement / [S. R. Marschner, S. H. Westin, E. P. Lafortune et al.]. // Appl. Opt. – 2000. – №6. – C. 2592–2600.
49. Lun Ke. A Method of Light Reflectance Measurement: a thesis submitted in partial fulfillment of the requirements for the degree of master of science / Lun Ke. – The University of British Columbia, 1999. – 76 p.

50. Sandmeier S. R. BRDF Laboratory Measurements / S. R. Sandmeier, A. H. Strahler // Remote Sensing Reviews. – 2000. – vol.18. – Pp. 481–502.
51. Krishnaswamy A. Improving the Reliability/Cost Ratio of Goniophotometric Comparisons / A. Krishnaswamy, V. G. Baranoski, J. Rokne. // Journal of Graphics Tools. – 2004. – №3. – С. 1–20.
52. Krishnaswamy A. Virtual goniophotometric measurements protocol / A. Krishnaswamy, V. G. Baranoski, J. Rokne // Technical Report. – 2002. – №21. – Pp. 1–11.
53. Ward G. J. Measuring and Modeling Anisotropic Reflection / G. J. Ward. // Computer Graphics. – 1992. – №2. – Pp. 265–272.
54. Apian-Bennewitz P. Enhancing and calibrating a goniophotometer / P. Apian-Bennewitz, J. Hardt. // Solar Energy Materials and Solar Cells. – 1998. – vol. 54. – Pp. 309–322.
55. Phase function measurements on nonspherical scatterers using a two-axis goniometer / F. K. Forster, A. Kienle, R. Michels, R. Hibst. // J Biomed Opt. – 2006. – №2.
56. Time-resolved optical mammography using a liquid coupled interface / [T. D. Yates, J. Hebden, A. Gibson et al.] // Journal of Biomedical Optics. – 2005. – №5. – P. 054011
57. Пьянов И. В. Диагностика злокачественных опухолей женской молочной железы методом трансмиссионной оптической томографии / И. В. Пьянов // Опухоли женской репродуктивной системы. – 2012. – №3-4. – С. 34–41.
58. Optical tomography of the breast using a multi-channel time-resolved imager / [T. D. Yates, J. Hebden, A. Gibson et al.] // Phys. Med. Biol. – 2005. – №11. – Pp. 2503–2517.
59. Evaluation of Spherical Particle Sizes With an Asymmetric Illumination Microscope / J. C. Ramella-Roman, P. R. Bargo, S. A. Prahl, S. L. Jacques. // IEEE J. Quantum Electron. – 2003. – №9. – С. 301–306.
60. Безугла Н.В. Вплив осьової анізотропії розсіяння біологічних середовищ на точність визначення оптичних коефіцієнтів методом Монте-Карло / Н.В. Безугла,

М.О. Безуглий, Г.С. Тимчик, К.П. Вонсевич // Наукові вісті НТУУ «КПІ». – 2015. – №1 (99). – С.85–91.

61. Bezuglyi M.A. On the possibility of applying a mirror ellipsoid of revolution to determining optical properties of biological tissues / M.A. Bezuglyi, A.V. Yarych, D.V. Botvinovskii // Optics and Spectroscopy. –2012. – vol. 113. – №1. – Pp. 101–107.

62. Bezuglyi M. A. Optical biometry of biological tissues by ellipsoidal reflectors / M. A. Bezuglyi, N.V. Pavlovets // Proc. OSA-SPIE . –2013. – vol. 8798.

63. Безугла Н.В. Осьова анізотропія розсіювання біологічних середовищ / Н.В. Безугла // «Приладобудування: стан і перспективи»: тези доповіді. – К.: Політехніка, 2015. – С.156-157.

64. Безугла Н.В. Просторова потокова біометрія середовищ еліпсоїдальними рефлекторами / Н.В. Безугла, М.О. Безуглий, Ю.В. Чмир // Електроніка і зв'язок. – 2014. – том 19. – №6 (83). – С. 87 – 93.

65. Безуглая Н.В. Аппаратная реализация системы биомедицинского фотометрирования / Н.В. Безуглая, Е.Ю Надточий // «Новые направления развития приборостроения»: тезисы докл. – Минск: БНТУ, 2013. – С.295.

66. Пат. на корисну модель № 75382 МПК(51) G01N 21/00, G01N 21/01. Спосіб визначення фазової функції біологічних середовищ. Безугла Н.В., Чмир Ю.В., Кузьменко О.В., Безуглий М.О. – № u201206915; заявл. 06.06.2012; опубл. 26.11.2012, Бюл. № 22.

67. Безуглая Н.В. Система для определения расстояния фотометрирования биологических объектов / Н.В. Безуглая, В.А. Шаргородский // «Новые направления развития приборостроения»: тезисы докл. – Минск: БНТУ, 2013. – С.311.

68. Безуглая Н.В. Система пространственного фотометрирования рассеянного биологическими объектами излучения / Н.В. Безуглая, К.П. Вонсевич // Международный молодежный научный форум «ЛОМОНОСОВ-2013»: тезисы докл. – М.: МГУ, 2013. – С. 229.

69. Якушенков Ю. Г. Теория и расчёт оптико-электронных приборов / Ю. Г. Якушенков. – М: Логос, 1999. – 500 с. – (4).

70. Источники и приемники излучения: учебное пособие для студентов оптических специальностей вузов / Г. Г.Ишанин, Э. Д. Панков, А. Л. Андреев, Г. В. Польщиков. – Сб.: Политехника, 1991. – 240 с.
71. Авторське свідоцтво №44754 України Комп'ютерна програма «ІВСОБ» / Н.В. Безугла, М.О. Безуглий, О.В. Кузьменко. – дата реєстрації 18.07.2012.
72. Авторське свідоцтво України №57856 Комп'ютерна програма «ІВСОБ 2» / К.П. Вонсевич, Н.В. Безугла. – дата реєстрації 26.12.2014.
73. Безуглая Н.В. Определение фактора анизотропии рассеяния биологических тканей методом пространственных сечений / Н.В. Безуглая // 8-я Международная научно-техническая конференция «Приборостроение – 2015»: тезисы докл. – Минск: БНТУ, 2015. – С.204 – 205.
74. Пат. на корисну модель №10194 України, МПК(51) А61В 5/04. Спосіб неінвазивної комплексної діагностики. Безугла Н.В., Безуглий М.О., Клочко Т.Р., Тимчик Г.С. – № u20050198; заявл.03.03.2005; опубл. 15.11.2005, Бюл.№11.
75. Патент України на винахід №110073, МПК(51) G01N 21/47, G01N 21/55. Пристрій для визначення оптичних характеристик об'єктів / Безугла Н.В., Безуглий М.О., Венцурик А.В. – №a201406606; заявл. 12.06.2014; опубл.10.11.2015, Бюл.№19.

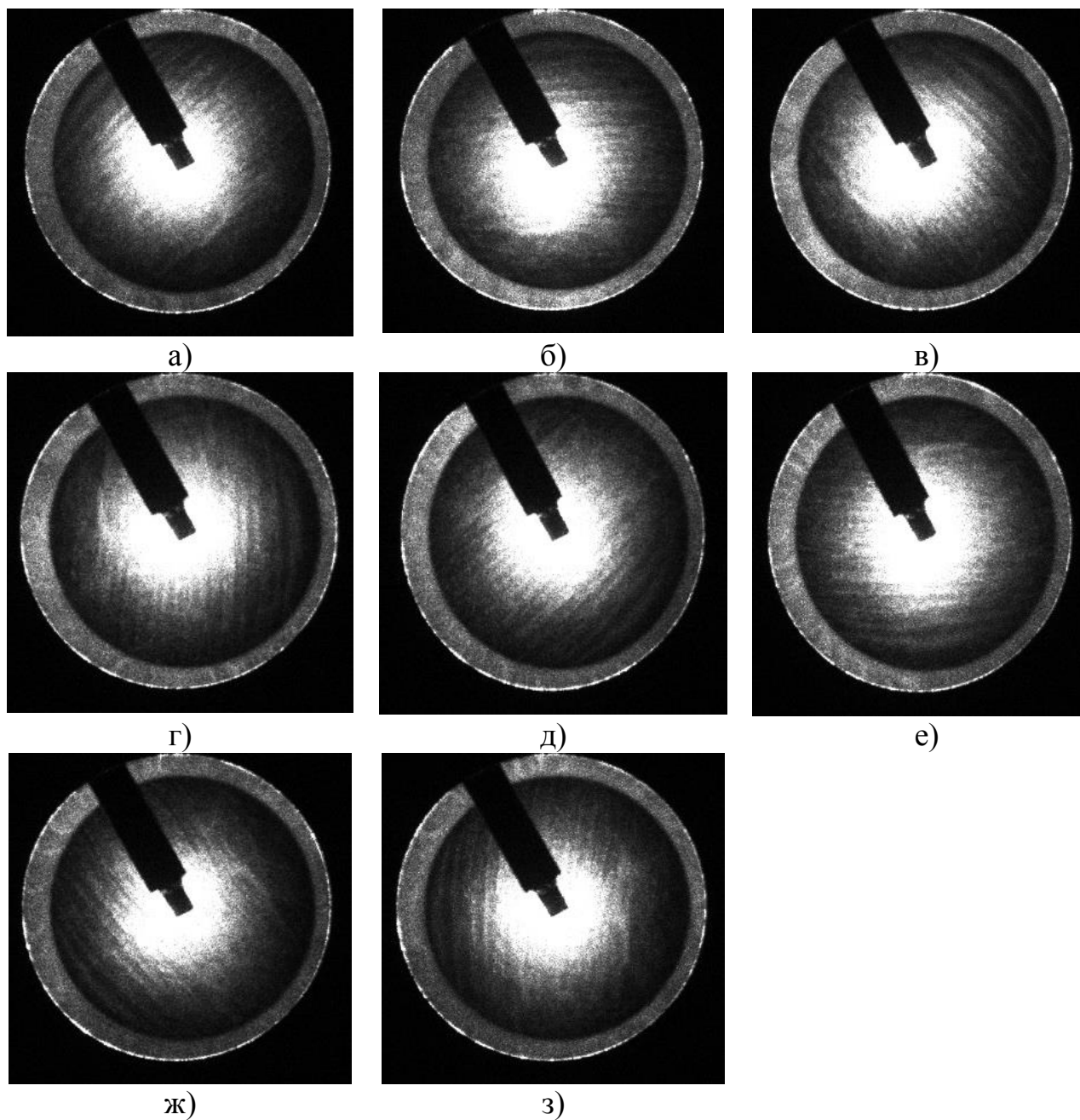
ДОДАТОК А.**Аналіз анізотропії розсіяння товщинних біологічних середовищ
методом перетинів**

Рис. А.1. Фотометричні зображення розсіяного назад світла, отримані методом еліпсоїдальної рефлектметрії, зразком грудних м'язів курки товщиною $1,6 \pm 0,02$ мм (а) і при повороті зразка на: 45° (б); 90° (в); 135° (г); 180° (д); 225° (е); 270° (ж) та 315° (з)

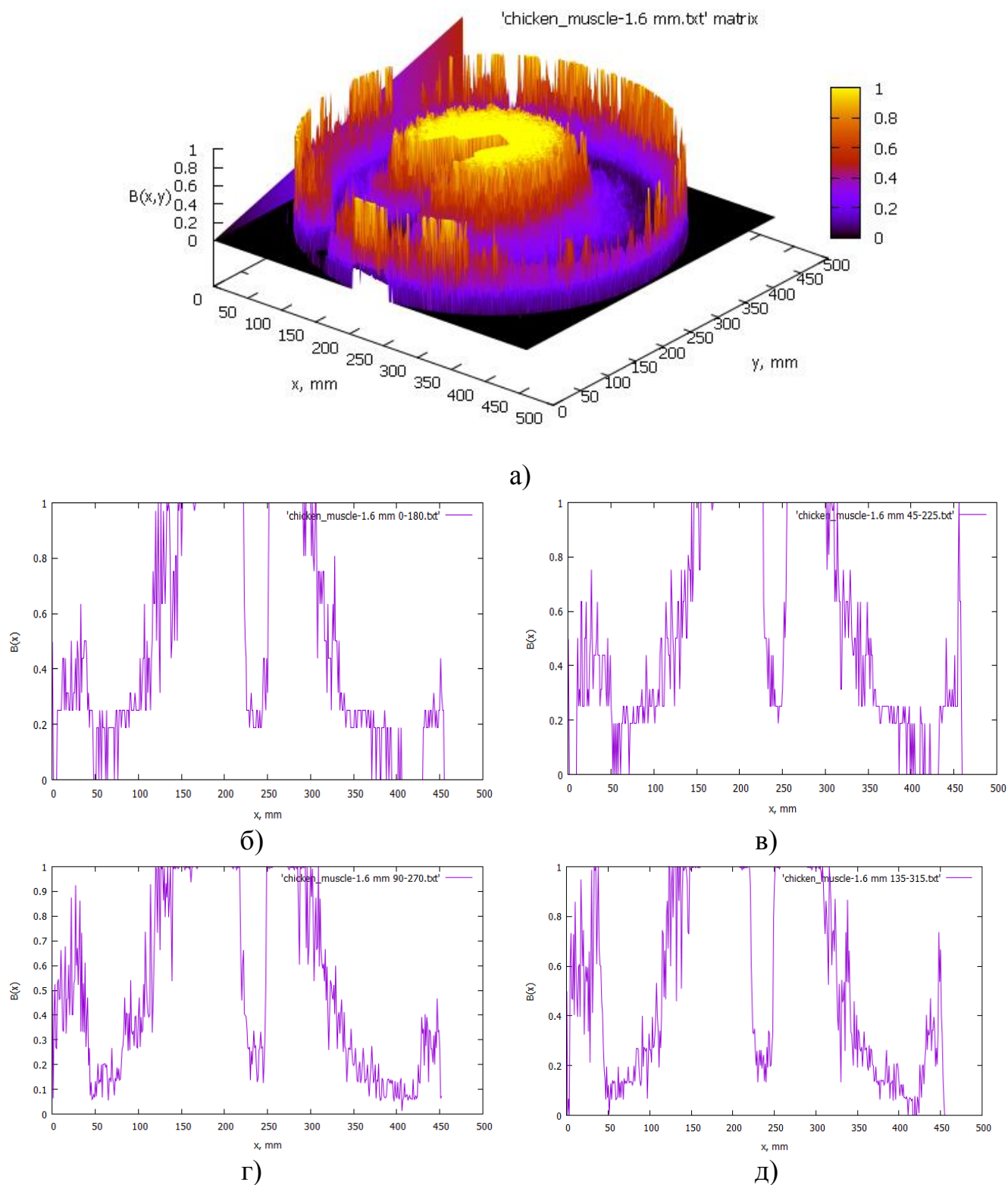


Рис.А.2. Розподіл яскравості розсіяного назад світла зразком грудних м'язів курки з повздовжнім розміщенням волокон товщиною $1,6 \pm 0,02$ мм на довжині хвилі 632,8 нм: загальний розподіл яскравості (а); яскравість за перетинами: 0° - 180° (б), 45° - 225° (в), 90° - 270° (г), 135° - 315° (д) відповідно

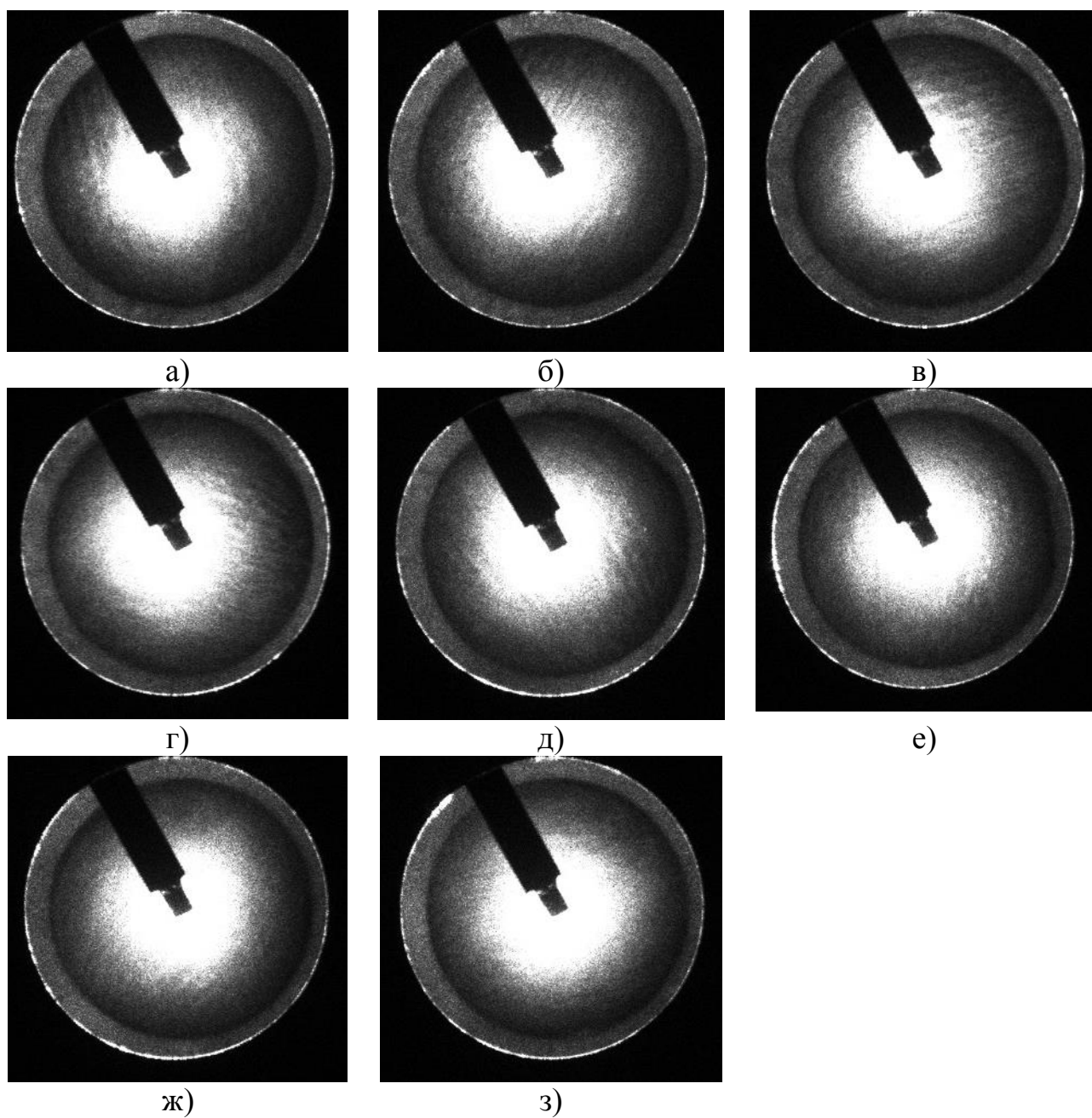


Рис. А.4 Фотометричні зображення розсіяного назад світла, отримані методом еліпсоїдальної рефлектометрії, зразком грудних м'язів курки товщиною $2,14 \pm 0,02$ мм (а) і при повороті зразка на: 45° (б); 90° (в); 135° (г); 180° (д); 225° (е); 270° (ж) та 315° (з)

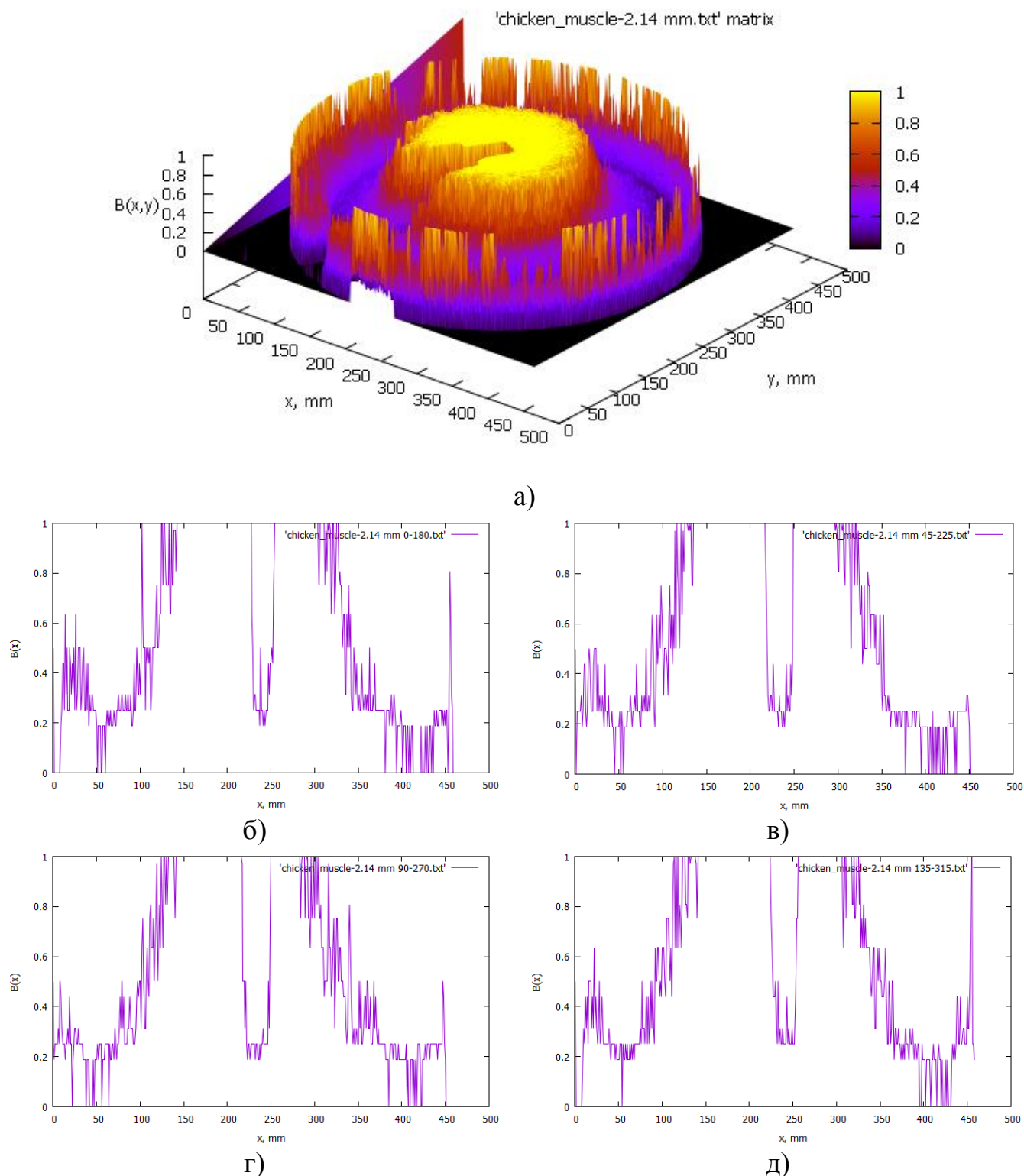


Рис.А.4. Розподіл яскравості розсіяного назад світла зразком грудних м'язів курки з повздовжнім розміщенням волокон товщиною $2,14 \pm 0,02$ мм на довжині хвилі $632,8$ нм: загальний розподіл яскравості (а); яскравість за перетинами: 0° - 180° (б), 45° - 225° (в), 90° - 270° (г), 135° - 315° (д) відповідно

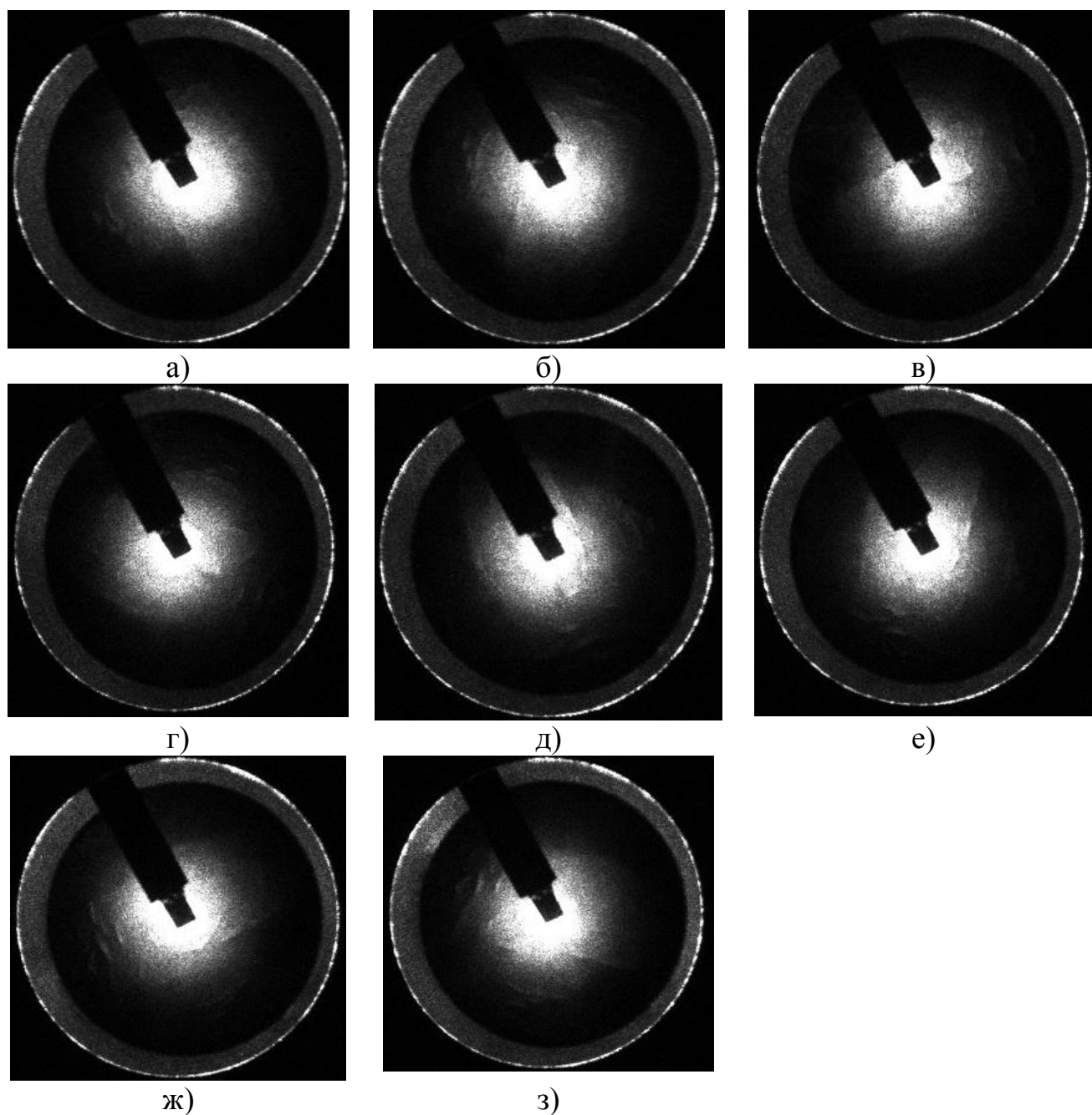


Рис. А.5. Фотометричні зображення розсіяного назад світла, отримані методом еліпсоїдальної рефлектометрії, зразком окісту свині товщиною $2,9 \pm 0,02$ мм (а) і при повороті зразка на: 45° (б); 90° (в); 135° (г); 180° (д); 225° (е); 270° (ж) та 315° (з)

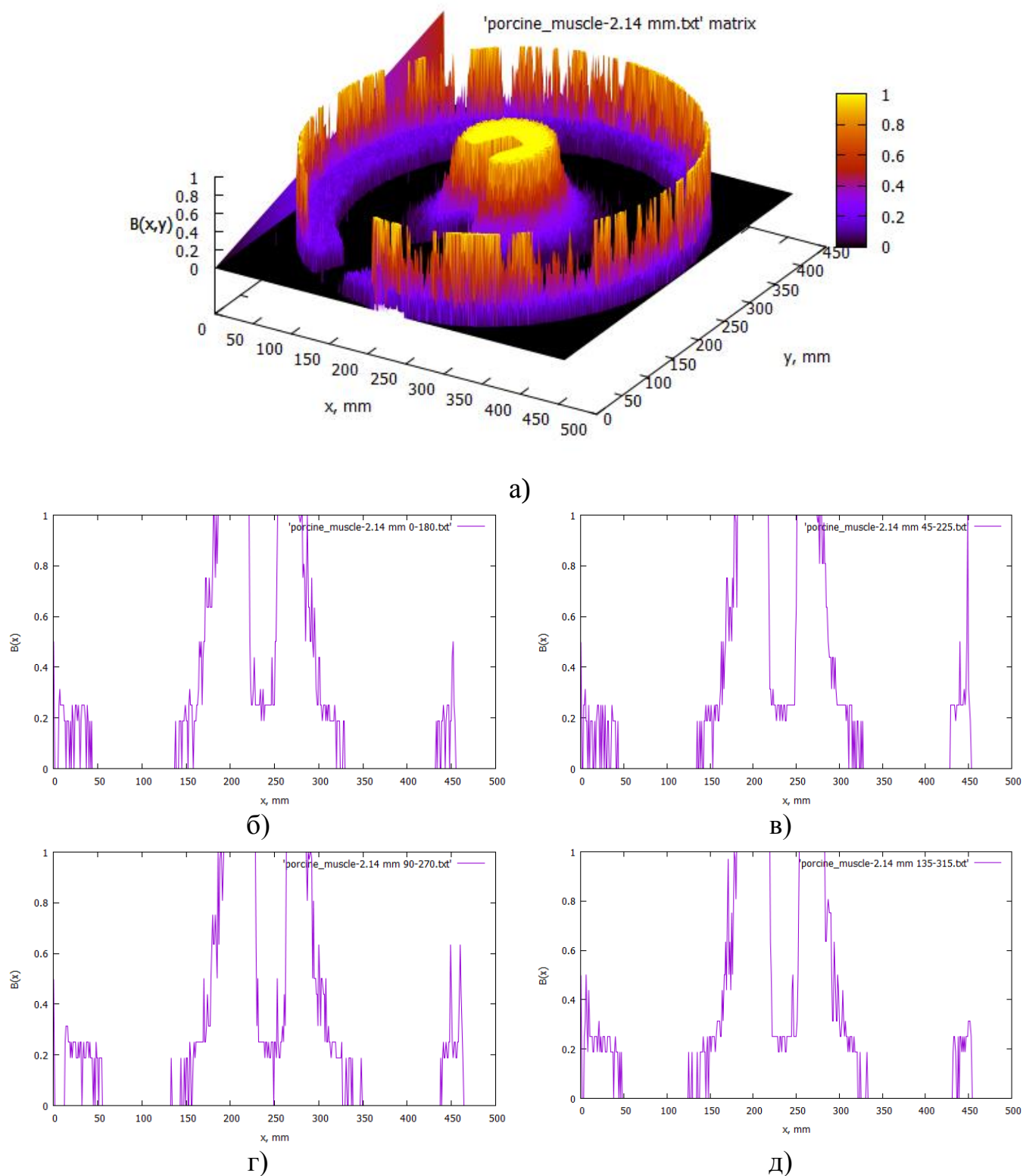


Рис.А.6. Розподіл яскравості розсіяного назад світла зразком окісту свині товщиною $2,9 \pm 0,02$ мм на довжині хвилі 632,8 нм: загальний розподіл яскравості (а); яскравість за перетинами: 0° - 180° (б), 45° - 225° (в), 90° - 270° (г), 135° - 315° (д) відповідно

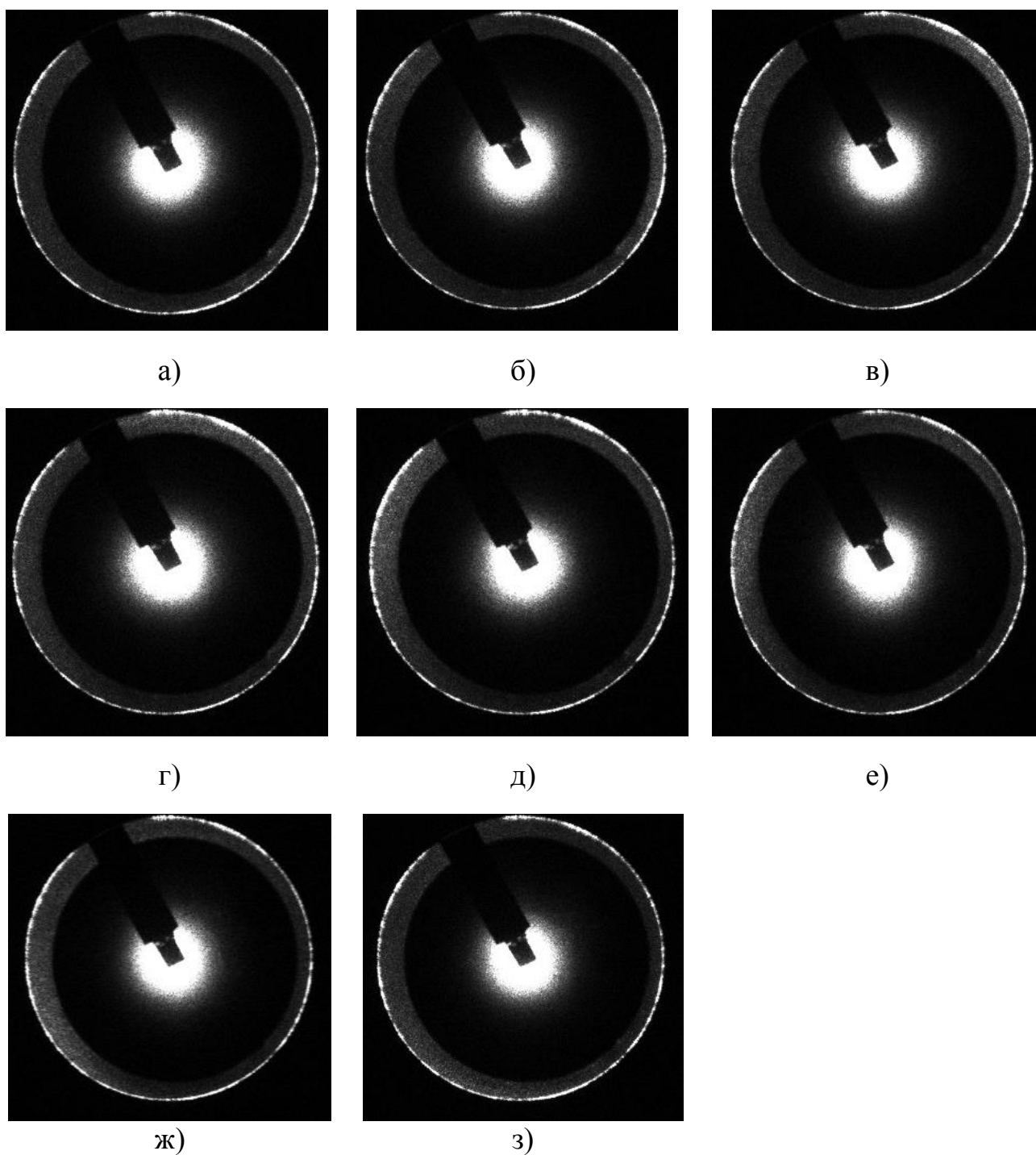


Рис. А.7. Фотометричні зображення розсіяного назад світла, отримані методом еліпсоїдальної рефлектометрії, зразком окісту свині товщиною $4,3 \pm 0,02$ мм (а) і при повороті зразка на: 45^0 (б); 90^0 (в); 135^0 (г); 180^0 (д); 225^0 (е); 270^0 (ж) та 315^0 (з)

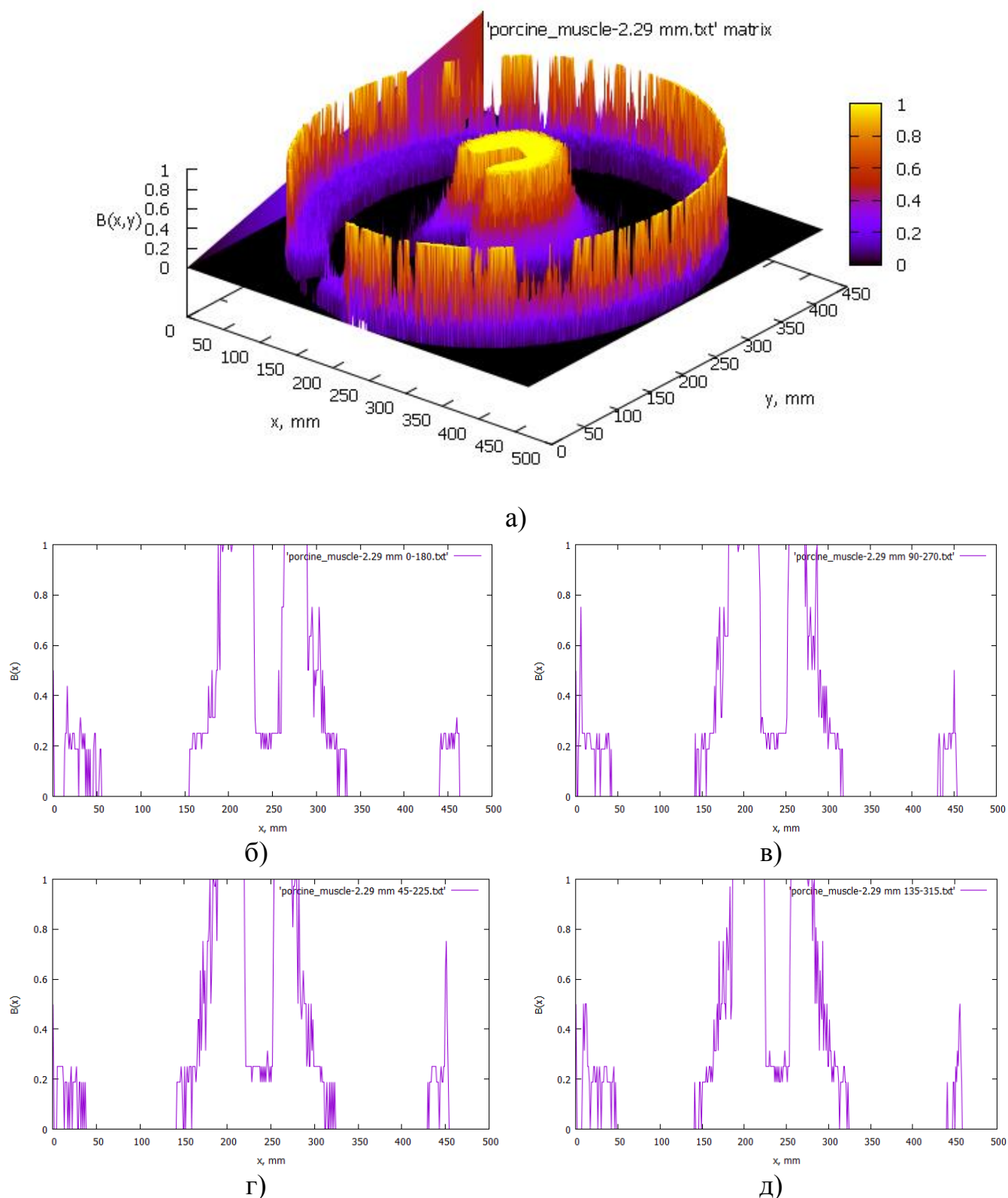
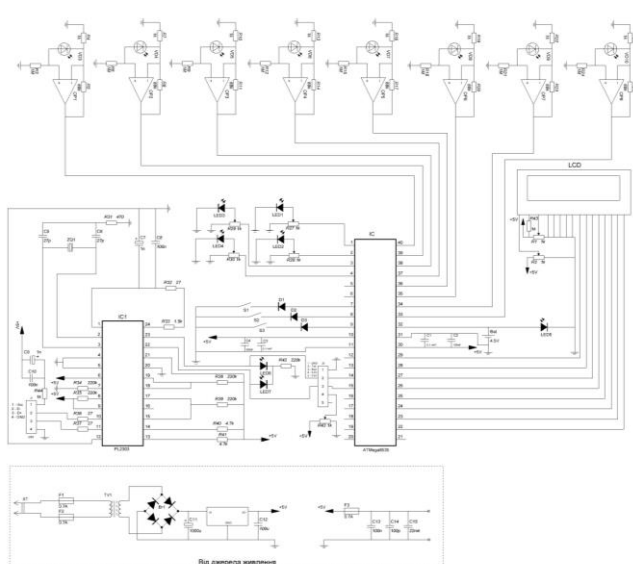


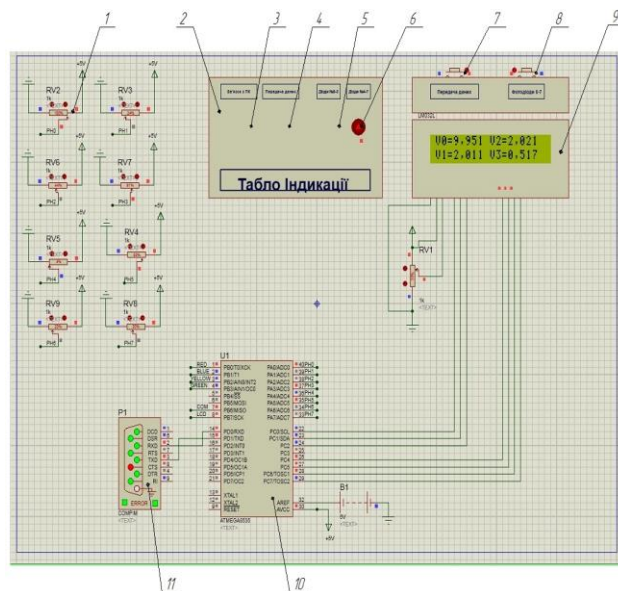
Рис.А.6. Розподіл яскравості розсіяного назад світла зразком окісту свині товщиною $4,3 \pm 0,02$ мм на довжині хвилі 632,8 нм: загальний розподіл яскравості (а); яскравість за перетинами: 0° - 180° (в), 45° - 225° (г), 90° - 270° (д), 135° - 315° (е) відповідно

ДОДАТОК Б.

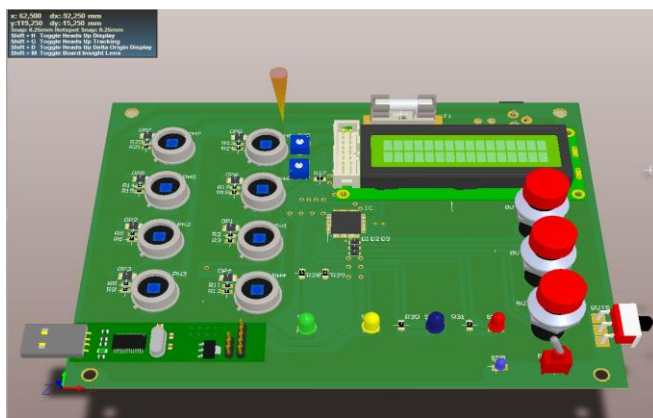
Етапи розробки восьми-канальної вимірювальної системи



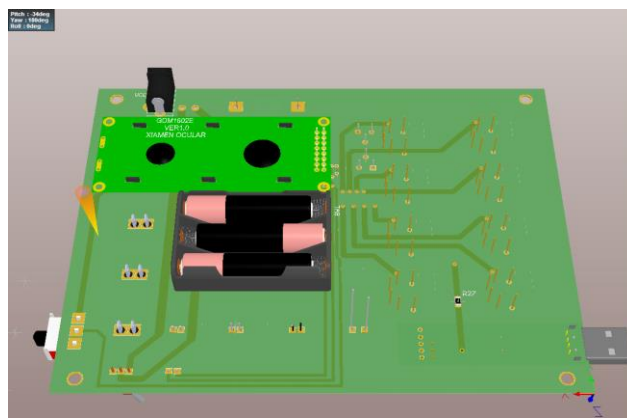
а)



б)



в)



г)

Рис. Б.1. Восьми-канальна вимірювальна система:

схема електрична (а); моделювання роботи в програмному середовищі Proteus (б):

1 – блок імітації фотодіодів; 2 – табло індикації; 3,4,5,6 – сигнальні світлодіоди;

7,8 – кнопки керування; 9 – рідко-кристалічний індикатор; 10 – мікроконтроллер

ATMega8535; 11 – COM порт; 3D-модель друкованої плати приладу: верхня сторона плати (г), нижня сторона плати (д)

ДОДАТОК В.

Результати досліджень фактору анізотропії розсіяння біологічних середовищ

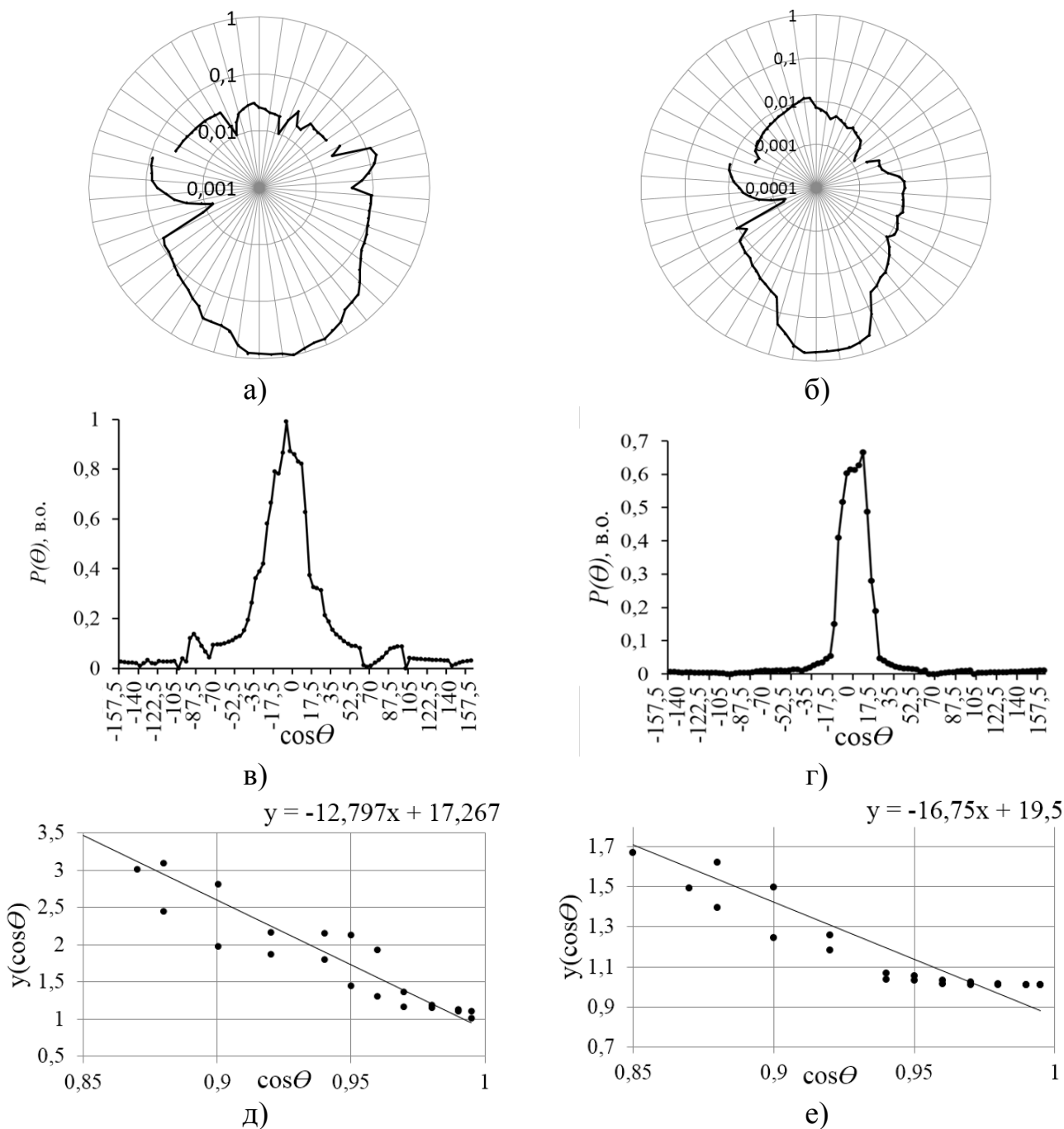


Рис. В1. Етапи просторової фотометрії зразку грудних м'язів курки з повздовжнім розміщенням волокон товщиною $0,76 \pm 0,02$ мм на довжині хвилі 405 нм: індикатриса розсіяння в перетинах 0° - 180° (а) та 45° - 225° (б); нормовані графіки потужності розсіяного випромінювання в залежності від $\cos \theta$ (в) та (г); залежність потужності випромінювання, яке пройшло вперед з урахуванням ізотропного фактору, $y(\cos \theta)$ відносно $\cos(\theta)$ для відповідних перетинів

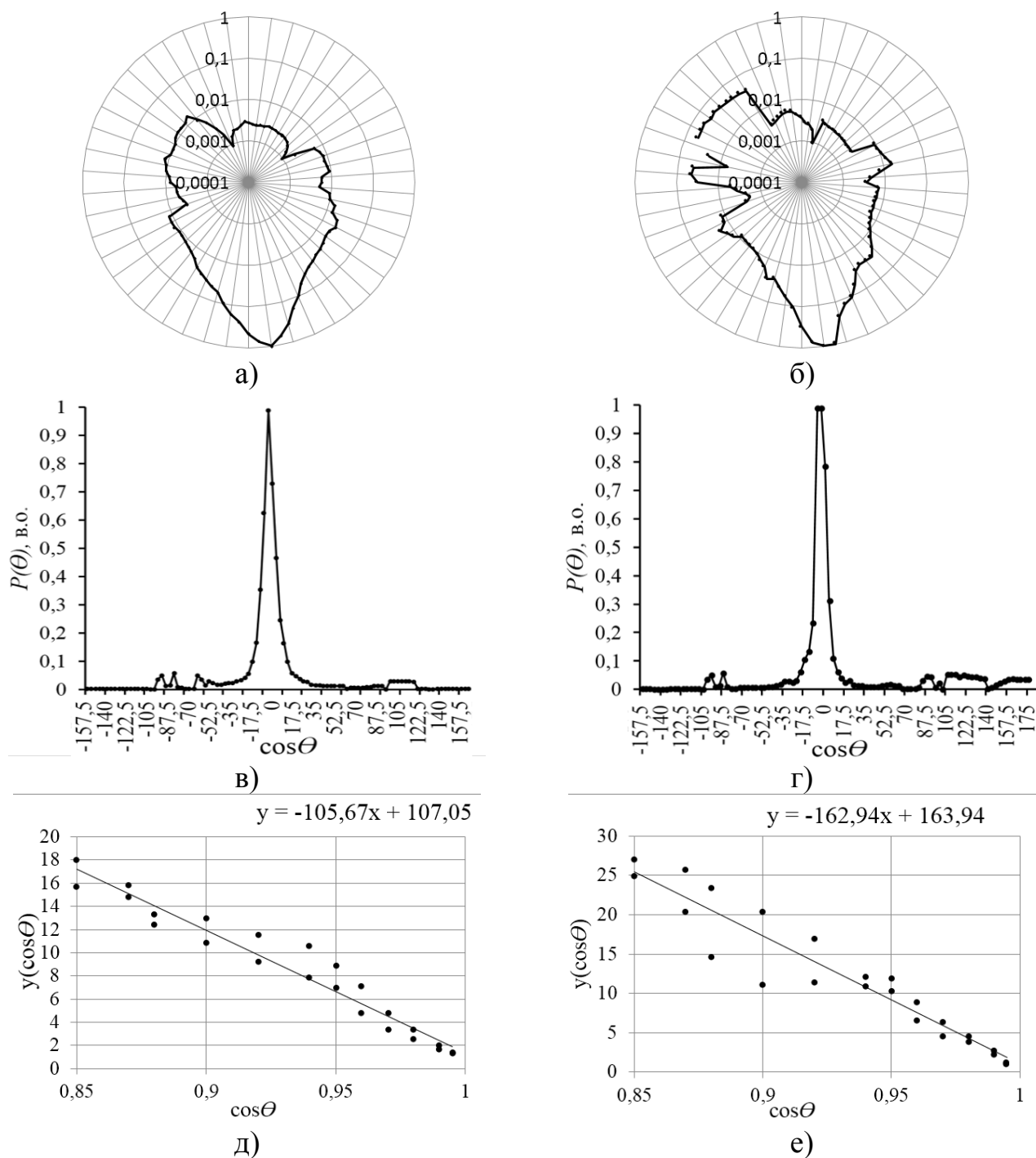


Рис. В2. Етапи просторової фотометрії зразку грудних м'язів курки з поперечним розміщенням волокон товщиною $0,76 \pm 0,02$ мм на довжині хвилі 632,8 нм: індикатриса розсіяння в перетинах 0° - 180° (а) та 45° - 225° (б); нормовані графіки потужності розсіяного випромінювання в залежності від $\cos\theta$ (в) та (г); залежність потужності випромінювання, яке пройшло вперед з урахуванням ізотропного фактору, $y(\cos\theta)$ відносно $\cos\theta$ для відповідних перетинів

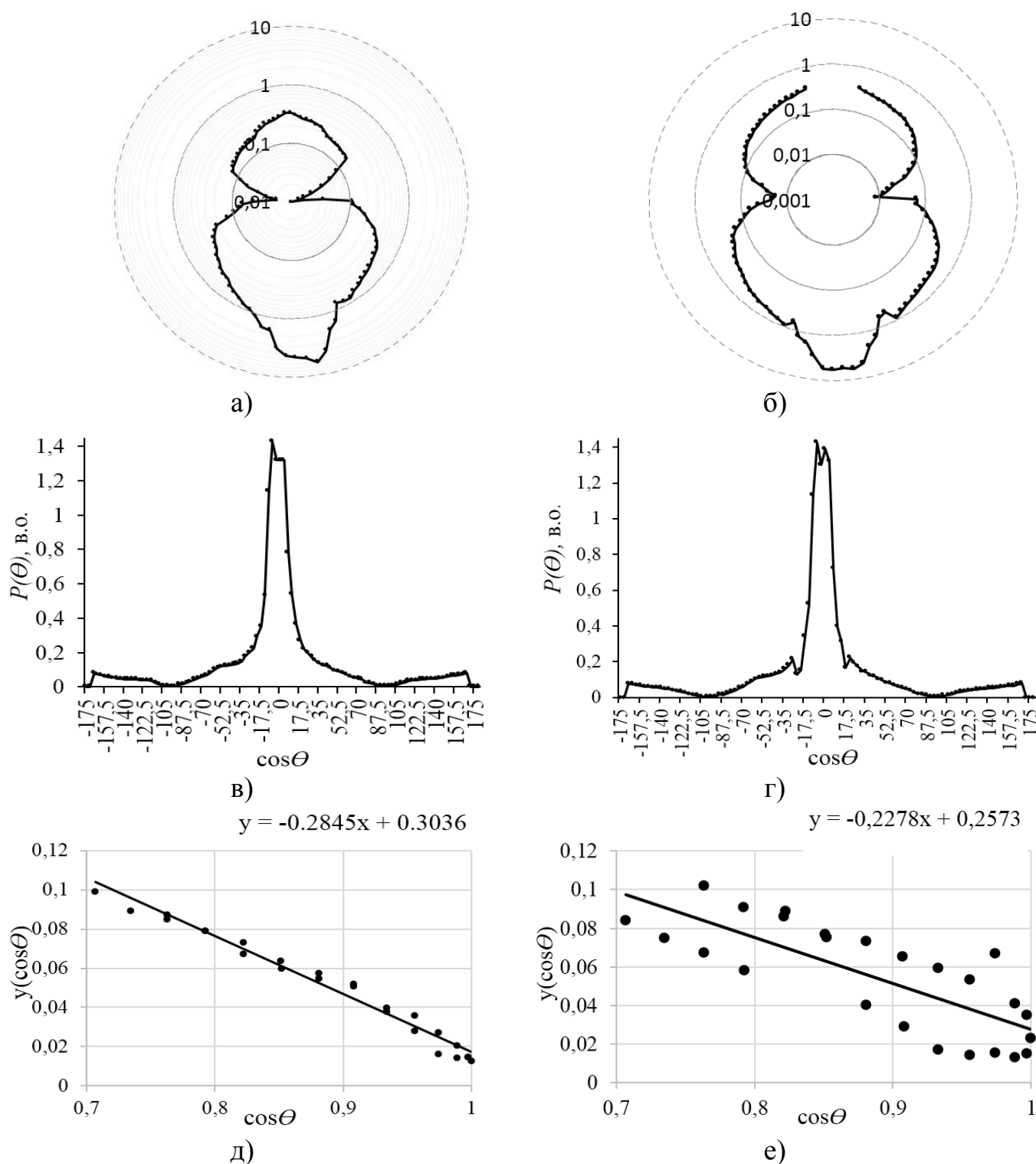


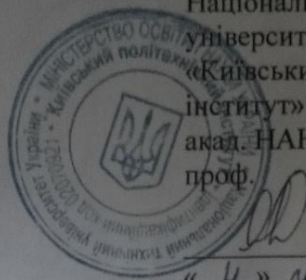
Рис. В3. Етапи просторової фотометрії зразку заднього окісту свині товщиною $1,4 \pm 0,02$ мм для довжини хвилі 632,8 нм: індикатриса розсіяння в перетинах 0° - 180° (а) та 135° - 315° (б); нормовані графіки потужності розсіяного випромінювання в залежності від $\cos\theta$ (в) та (г); залежність потужності випромінювання, яке пройшло вперед з урахуванням ізотропного фактору, $y(\cos\theta)$ відносно $\cos(\theta)$ для відповідних перетинів

ДОДАТОК Д.

Акти впровадження результатів роботи в навчальний процес та дослідницьку діяльність

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Перший проректор
Національного технічного
університету України
«Київський політехнічний
інститут»
акад. НАН України, д.т.н.,
проф.



Ю.І. Якименко

« 4 » грудня 2016 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

результатів дисертаційної роботи науково-педагогічного працівника кафедри виробництва приладів Безуглої Н.В. у навчальний процес НТУУ «КПІ»

Ми, що нижче підписалися, заступник декана з наукової роботи ПБФ В.І. Микитенко, голова методичної комісії ПБФ М.В. Філіппова, в.о. завідувача кафедри виробництва приладів В.В. Шевченко склали цей акт про те, що результати наукових досліджень за темою кандидатської дисертаційної роботи Безуглої Наталі Василівни «Просторова фотометрія біологічних середовищ» використовуються у навчальному процесі приладобудівного факультету НТУУ «КПІ» на кафедрі виробництва приладів

Найменування впровадженого результату	Форма впровадження та досягнутий фактичний ефект
1. Розроблена математична модель, що використовується для визначення фактор анізотропії однократного розсіяння на підставі зареєстрованої індикатрисі розсіяння товщинних зразків в заданих перетинах.	Матеріали дисертаційної роботи впроваджені у вигляді лекційних занять та лабораторних робіт для дисциплін: 1. «Біофотоніка». Впровадження отриманих результатів дасть змогу підвищити інформативність визначення показника анізотропії, який впливає на характер розсіювання випромінювання біологічними середовищами.
2. Розроблена експериментальна установка для просторового аналізу розсіяного випромінювання в межах повного тілесного кута..	2. «Оптичні медичні прилади». Впровадження отриманих результатів роботи дасть змогу проводити дослідження спектральних характеристик біологічних речовин. 3. «Лазерні технології в біомедичному приладобудуванні». Впровадження отриманих результатів роботи дасть змогу проводити дослідження параметрів розходження лазерного випромінювання.

Заступник декана ПБФ з
наукової роботи,
к.т.н., доцент

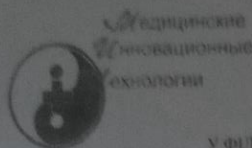
В.І. Микитенко

Голова методичної
комісії ПБФ,
к.т.н., доцент

М.В.Філіппова

В.о. завідувача кафедри
виробництва приладів, к.т.н, доцент

В.В. Шевченко



ТОВАРИСТВО З ОБМЕЖЕНОЮ ВІДПОВІДАЛЬНІСТЮ
«НАУКОВО-МЕТОДИЧНИЙ ЦЕНТР «МЕДІТЕХ»

Р/р 26003060835594

У ФІЛІІ «РОЗРАХУНКОВИЙ ЦЕНТР ПАТ КБ „ПРИВАТБАНК“, ВІДДІЛЕННЯ №49 м. Києва
Код ЄДРОПУ 37960831 МФО

ЮРИДИЧНА АДРЕСА: 02099, м. Київ, вул. Бориспільська, 9

тел/факс: (+38-044) 425-91-22(23), 369-53-28

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

В.о. зав. кафедри
Виробництва приладів

В.В. Шевченко

“15” грудня 2015 р.

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Директор
ТОВ Науково-методичний
центр «Медітех»
М.В. Чухрас

“15” грудня 2015 р.

А К Т

про впровадження результатів
дисертаційної роботи
Безуглої Наталі Василівни

Комісія у складі:

голова комісії:

Антонюк Віктор Степанович, д.т.н., професор

члени комісії:

Терещенко Микола Федорович, к.т.н., доцент

склали даний акт про те, що результати дисертаційної роботи
«Просторова фотометрія біологічних середовищ», представленої на здобуття наукового
ступеня «кандидат технічних наук», використані у дослідницькій та виробничій діяльності
ТОВ Науково-методичний «Медітех», зокрема:

1. Вдосконалений метод просторового фотометричного аналізу розсіяного біологічною тканиною випромінювання за перетинами – при розробці алгоритмів оптимізації параметрів оптичного випромінювання для впливу при проведенні комплексної лазерної терапії.
2. Розроблену одно-канальну систему просторової фотометрії та програмне забезпечення «ІВСОБ» – для дослідження параметрів відбитого від біологічної тканини випромінювання і подальшого з'ясування стану тканини та встановлення режимів фізіотерапевтичного впливу.
3. Розроблену восьми-канальну систему просторової фотометрії та програмне забезпечення «ІВСОБ-2» – для дослідження параметрів відбитого від біологічної тканини випромінювання при створенні адаптивних лазерних терапевтичних засобів.

Голова комісії:

Члени комісії:

Член комісії:

В.С. Антонюк

М.Ф. Терещенко

А.П. Терещенко