

## **РОЗДІЛ 4**

### **ФОТОМЕТРІЯ ЕЛІПСОЇДАЛЬНИМИ РЕФЛЕКТОРАМИ**

У даному розгляді розглядаються особливості проектування фотометрів з еліпсоїдальними рефлекторами шляхом вдосконалення серійного обладнання для мікроскопії, а також при побудові індивідуальних прототипів. Розглянуті принципи зонного аналізу при обробці фотометричних зображень, отриманих при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами. Обумовлені математичні та аналітичні аспекти вирішення зворотної задачі теорії переносу випромінювання методами потокових моделей Кубелки-Мунка та інверсного Монте-Карло в контексті роботи біомедичних фотометрів з еліпсоїдальними рефлекторами, що працюють у відбитому, а також у відбитому та пропущеному світлі. Розглянуто взаємозв'язок фотометричних зображень та оптичних властивостей досліджуваних біологічних середовищ.

#### **4.1 Проектування фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами**

Двома найпоширенішими шляхами створення вимірювальних засобів та приладів, що призначені для вирішення нових прикладних задач, є вдосконалення існуючих систем або розробка принципово нових зразків техніки. З огляду на це, розглянемо практичні механізми проектування фотометрів з еліпсоїдальними рефлекторами.

##### **4.1.1 Установка для фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами на базі стереоскопічного мікроскопу**

Оптична схема вимірювального ядра, що була покладена в основу установки на базі стереоскопічного мікроскопу, описана в [1 – 3], а оптико-механічна та оптико-електронна реалізація показані на рис. 4.1. Установка зібрана на оптичній лаві типу ОСК-2 за допомогою серійних рейтерів та спеціально-виготовлених кріпильних елементів.

Установка дозволяє здійснювати фотометрію у наступний спосіб. Світловий потік від лазерного джерела випромінювання 5 (на рис. 4.1.6 показаний одномодовий He-Ne лазер безперервної дії ЛГН-208А номінальною потужністю 2 мВт на довжині хвилі  $\lambda = 632.8$  нм та діаметром

пучка 1.4 мм, випромінювання неполяризоване) з використанням узгоджувальної оптично-волоконної системи 6 (для спрощення юстування в реальній установці на рис. 4.1.6 не використовувалась) спрямовується до дзеркального еліпсоїдального модулю 4.

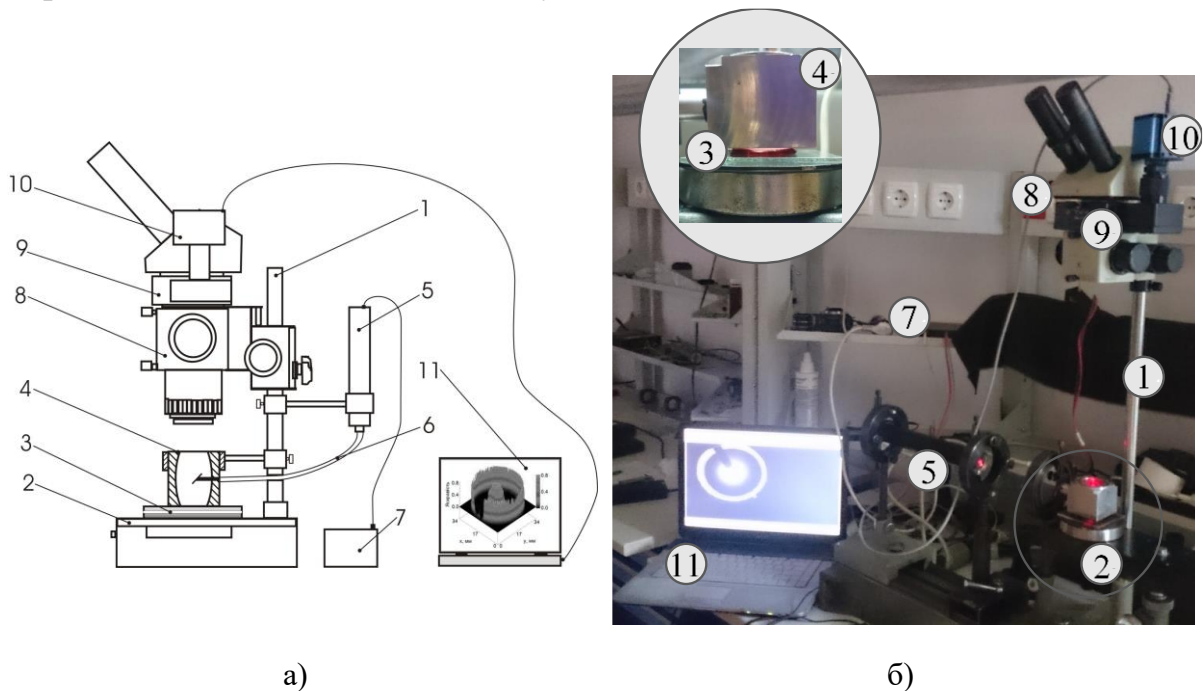


Рис. 4.1 Схематичне зображення (а) та зовнішній вигляд (б)

фотометричної установки на базі стереоскопічного мікроскопа МБС-10:

- 1 – стійка; 2 – предметний столик; 3 – зразок досліджуваного БС; 4 – дзеркальний еліпсоїдальний модуль; 5 – лазер; 6 – узгоджувальна оптично-волоконна система; 7 – блок живлення лазера; 8 – стереоскопічний мікроскоп; 9 – TV адаптер; 10 – ПЗЗ-камера; 11 – комп'ютер

Зазначений модуль містить призму, що забезпечує ортогональний злам падаючого променя, а також тубус для її закріплення у вхідному отворі еліпсоїдального рефлектора. З аналогічних міркувань спрощення юстування еліпсоїдальний модуль 4 закріплений в окремому рейтері (рис. 4.1.б), що дещо відрізняється від запропонованої схеми (рис. 4.1.а). Далі випромінювання нормально падає на зразок 3 досліджуваного БС, який розміщений на предметному столику 2. Конструкція реальної установки (рис. 4.1.б) дозволяє враховувати геометрію досліджуваного зразка 3 і розмістити його так, аби верхня межа опинилась точно у фокальній площині ЕР. Це здійснюється за допомогою горизонтальних та вертикальних мікрометричних переміщень, якими оснащений предметний столик та рейтер, на якому він закріплений. Розсіяне назад випромінювання збирається дзеркальним еліпсоїдом обертання, переноситься у другу його

фокальну площину, яка проектується на матрицю ПЗЗ камери 10 за допомогою оптичної системи стереоскопічного мікроскопу МБС-10 та TV-A адаптера 4. Слід зазначити, що використання адаптера 4 обумовлене типом обраного мікроскопу та дозволяє позбутися стереоскопічного ефекту (проявляється у втраті значної частини розсіяного випромінювання (рис. 4.2) внаслідок невеликого нахилу фотометричного зображення у другій фокальній площині ЕР). При використанні монокуляру застосування проміжних адаптерів не потрібне, проте при аналізі доступних авторам мікроскопів-монокулярів жодного приладу, у якого апертура та поле зору об'єктива задовольняли параметрам використовуваних ЕР, не було виявлено. Також при використанні мікроскопу МБС-10 серійні окуляри призначались для візуального налаштування системи реєстрації. При фотометрії об'єктів мікроскопу не використовувався.

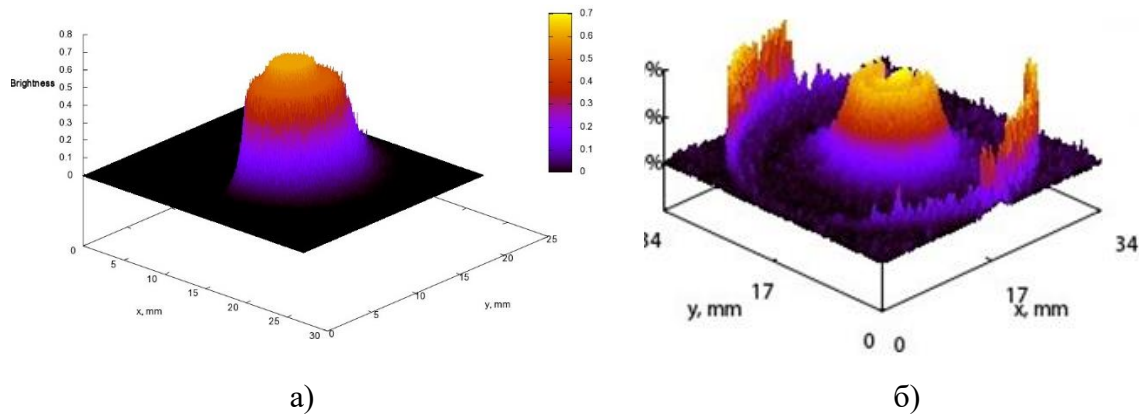
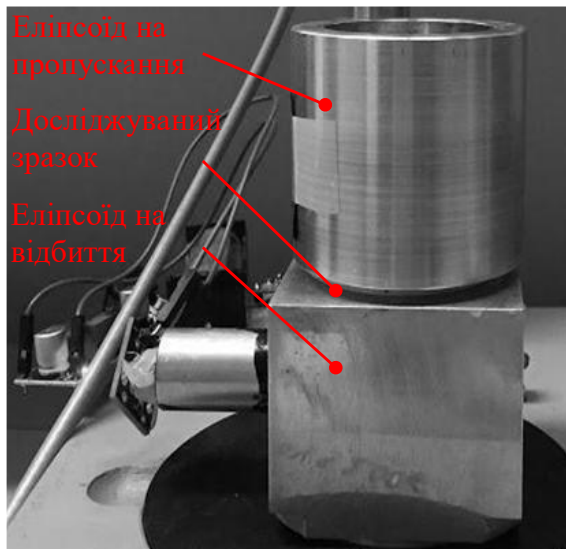
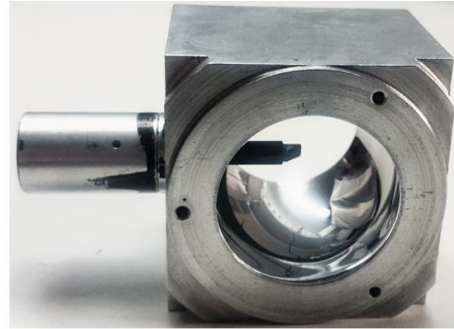


Рис. 4.2 Просторовий розподіл розсіяного назад світла для *porcine* "derma + epidermis", зареєстроване зі стереоскопічним ефектом без використання TV-A адаптеру (а) та з його використанням (б)

Конфігурація установки, зображеної на рис. 4.1 призначена для здійснення фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами на відбиття. При фотометрії на пропускання або на пропускання та відбиття дзеркальний еліпсоїдальний модуль 4 повертають на  $180^0$  відносно осі падаючого променя. Потім розміщують на ньому тримач зі зразком досліджуваного БС на який встановлюють другий еліпсоїдальний рефлектор (рис. 4.3.а) з аналогічними першому параметрами і здійснюють центрування та налаштування установки.



а)



б)

Рис. 4.3 Фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами на відбиття та пропускання (а) і конструкція фотометричної головки для фотометрії на відбиття (б) (позиції відповідають аналогічним на рис. 4.1)

ПЗЗ камера закріплюється на TV-A адаптера за допомогою роз'єму C-Mount. Адаптер 4 має власну систему діоптрійної наводки. Для якісного аналізу використовувалась КМОП камера SCOPETEK DCM-35, а для кількісного – ПЗЗ камера Image Source DMK-21Au04.AS. Програмне забезпечення для фіксації зображень обрано таким, що пакетно поставлялось до відповідної камери (Scope Photo – для КМОП камери та Image Source – для ПЗЗ камери).

#### 4.1.2 Макет фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами

Здійснюючи макетування біомедичного фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами було використано схему вимірювання і на пропускання, і на відбиття (рис. 2.8.а), принципи реалізації якої розглянуто в роботах авторів [1, 3 – 5]. 3-D модель приладу показана на рис. 4.4. Слід зазначити, що макет фотометру є горизонтально-орієнтованим, що дозволяє здійснювати дослідження зразків різноманітних БС, закріплених у відповідності з рис.3.4. Проте структура окремих зразків БС та умови проведення експерименту (п.п. 3.3.1) виключає можливість такого розміщення вимірювального засобу. У такому випадку або доцільно користуватись установкою на базі стереоскопічного мікроскопу, або переорієнтувати біомедичний фотометр у вертикальне положення з розміщенням рухомої частини над зразком БС.

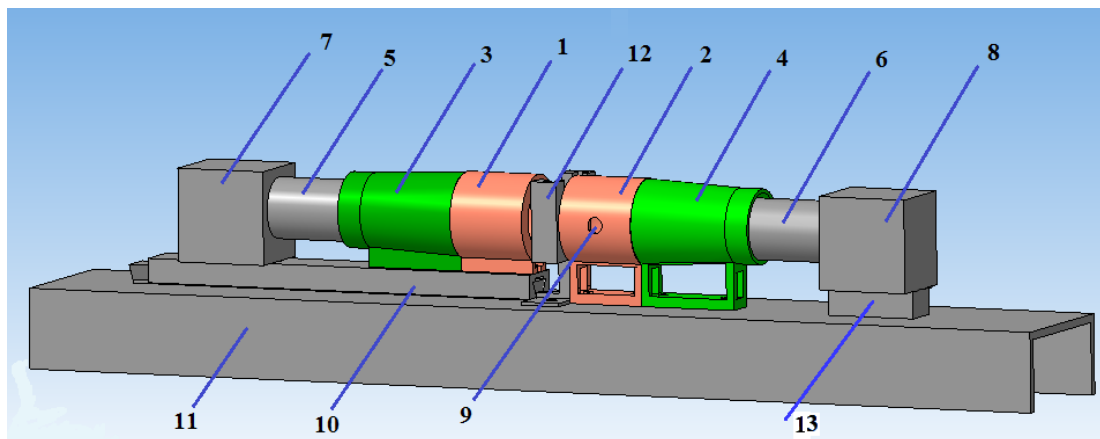


Рис. 4.4 3-D модель фотометру: 1, 2 – еліпсоїдальні рефлектори;  
3, 4 – конусоподібні бленди; 5, 6 – об'єктиви; 7, 8 – ПЗЗ камери; 9 – ввідний отвір;  
10 – рухома частина; 11 – основа; 12 – тримач зразка досліджуваного БС; 13 – проставка

Конструкція розміщена на металевій основі 11 (рис. 4.5), що виготовлена з П-подібного ПАС-1734 150\*50\*5/AS.

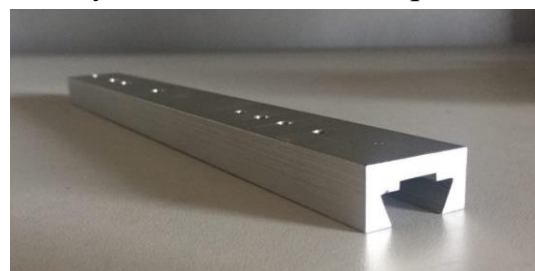


Рис. 4.5 Основа конструкції фотометру

Рухома частина фотометру 10 складається з двох дюралюмінієвих деталей, що утворюють роз'ємне з'єднання типу «ластівчин хвіст» рис. 4.6.



а)



б)



в)

Рис. 4.6 Рухома частина фотометру: нижня (а), верхня (б) деталі та в зборі (в)



Нижня деталь рухомої частини 10 кріпиться гвинтами та гайками до основи 11, а верхня деталь є рухомою відносно нижньої і має отвори для кріплення модулю реєстрації пропущеного світла, що складається з ПЗЗ камери 7, об'єктиву 5, конусоподібної бленди 3 та еліпсоїдального рефлектора 1.

На рис. 4.7 показано еліпсоїдальні рефлектори 1 та 2, виготовлені за допомогою 3-D друку з АБС-пластику та хіміко-гальванічною металізацією внутрішньої відбиваючої поверхні (п.п. 5.4.2) з фокальним параметром  $p = 16.7$  мм та ексцентриситетом  $e = 0.7$ .



Рис. 4.7 Дзеркальні еліпсоїди обертання для реєстрації пропущеного (а) та відбитого (б) світла

У еліпсоїдальному рефлекторі 2 (рис. 4.7.б), що призначений для збирання розсіяного назад світла, розміщений ввідний отвір 9 (рис. 4.4), у який вводиться лазерне випромінювання і за допомогою відбиваючої призми направляється на поверхню досліджуваного БС. Призма (рис. 4.8.а), виготовлена з оптичного безкольорового скла К8 з нанесенням дзеркального покриття по ОСТ 3-1901-85, встановлюється в надрукований з АБС-пластику тубус (рис. 4.8.б), юстується та фіксується клеєм до утворення блоку формування падаючого випромінювання (рис. 4.8.в).

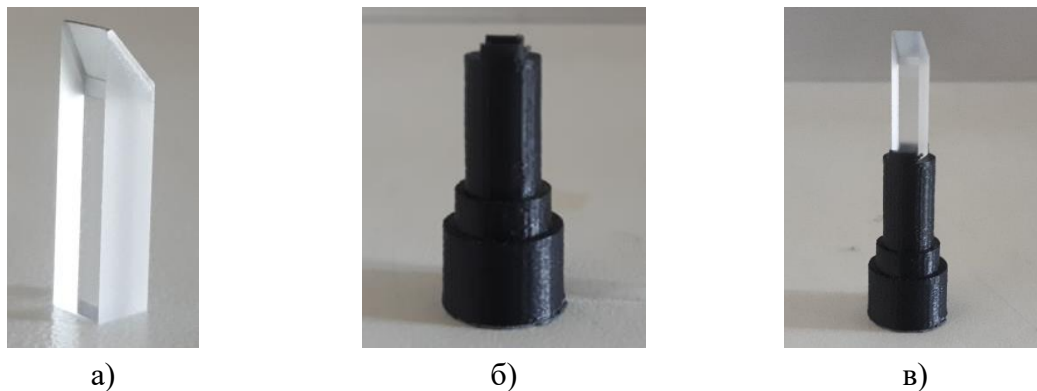


Рис. 4.8 Блок формування падаючого випромінювання: відбиваюча призма (а), тубус (б) та з'єднаний блок (в)

Конусоподібні бленди 3 та 4 (рис. 4.9) призначені для оптичного безвідблискового сполучення еліпсоїдальних рефlectorів з об'єктивами ПЗЗ камер.

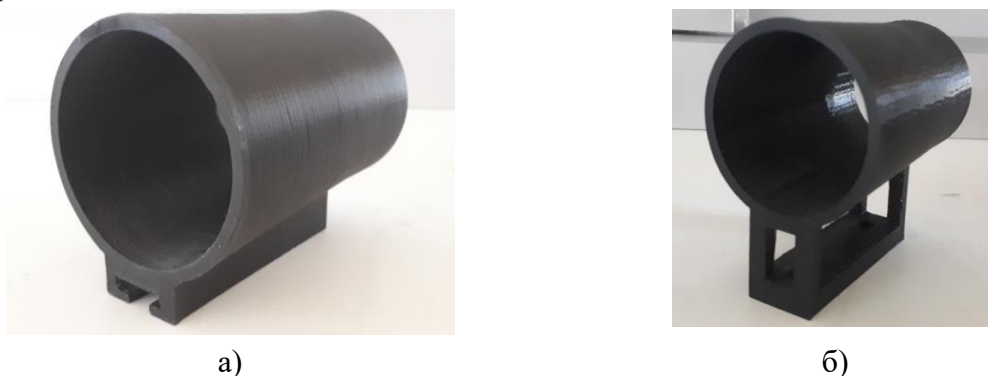


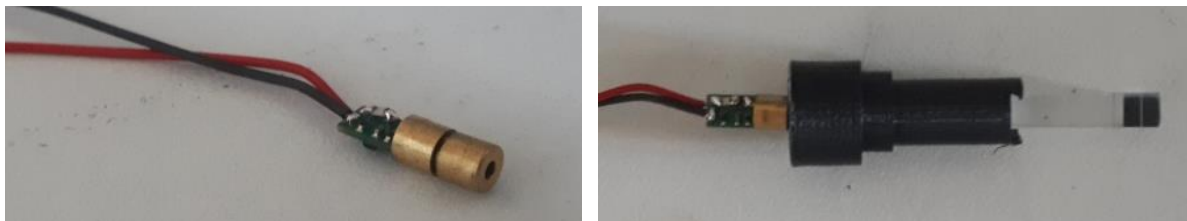
Рис. 4.9 Конусоподібні бленди для модулів реєстрації пропущеного (а) та відбитого (б) світла

Вони не дозволяють розсіяному вперед та назад випромінюванню виходити з системи, а також перешкоджають впливу зовнішнього випромінювання на чутливий ПЗЗ сенсор. Конструкція та розміри бленд визначаються параметрами ЕР та відносним отвором об'єктиву. У якості об'єктивів були використані серійні варіфокали Tamron 13VM2812ASII з ручною діафрагмою (рис. 4.10.а). У якості ПЗЗ камер були обрані моделі з регульованим рівнем підсилення DMK 21AU04.AS (рис. 4.10.б) з сенсором Sony ICX098BL.



Рис. 4.10 Об'єктиви (а) та ПЗЗ камери (б) біомедичного фотометру

У якості джерела оптичного випромінювання може бути використаний будь-який лазер або діод з колімуючою оптичною системою, енергетичні характеристики яких узгодженні з властивостями використаної оптики та ПЗЗ сенсора. У залежності від габаритних розмірів вони можуть бути оптично (аналогічно установці на рис. 4.1) або непорушно (рис. 4.11) сполучені з блоком формування падаючого випромінювання в ЕР 2.



а)

б)

Рис. 4.11 Лазерний діод (а) та його фіксація в блоці падаючого випромінювання (б)

Проставка 13 (рис. 4.12), надрукована з АБС-пластику, а також відповідні стойки елементів 1 – 4 забезпечують співпадіння оптичної та геометричної осі приладу.



Рис. 4.12 Проставка

Таким чином, здійснивши елементний підбір та виготовлення необхідних деталей та модулів створено прототип біомедичного фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами для дослідження ефектів світлорозсіяння в БС (рис. 4.13).

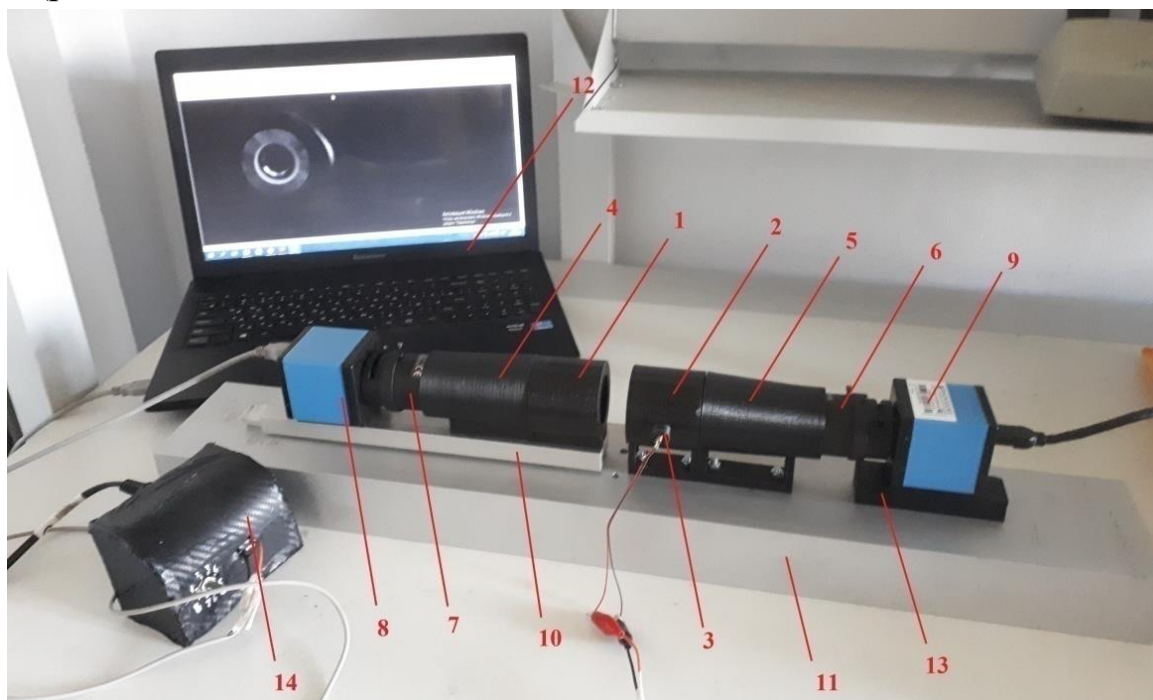


Рис. 4.13 Макет біомедичного фотометру: елементи 1 – 13 відповідають моделі на рис. 4.4; 14 – блок живлення лазерного діоду



Принцип роботи фотометру наступний. Лазерне випромінювання подається від джерела 15 до блоку формування падаючого пучка, за допомогою призми змінює свій напрямок на  $90^0$  і спрямовується на досліджуваний зразок БС. Дифузно розсіяне випромінювання в прямому або зворотному напрямку збирається відповідною фотометричною системою на пропускання (відбиття), що містить ЕР 1 (2), конусоподібну бленду 3 (4), об'єктив 5 (6) та ПЗЗ камеру 7 (8). Фотометрична система на пропускання (елементи 1, 3, 5 та 7) закріплені на рухомій частині 10, що пересувається вздовж оптичної осі відносно основи 11. Зразок досліджуваного БС розміщений у тримачі 12, конструкція і розміри якого підбираються у відповідності до властивостей БС, а рухома частина забезпечує налаштування на зразки різної товщини. ПЗЗ камери 7 та 8, що під'єднані до ПК 13 за допомогою USB-кабелів, передають фотометричні зображення до спеціалізованого комплексу програмного забезпечення, що дозволяє реєструвати та аналізувати отриманий просторовий розподіл розсіяного випромінювання. Блок живлення 14 лазерного діоду має регульовану величину вихідного опору і тому дозволяє змінювати енергетичні характеристики (потужність) падаючого лазерного випромінювання. Цей дозволяє здійснювати налаштування оптико-електронної системи реєстрації під окремий зразок досліджуваного БС.

На рис. 4.14 та рис. 4.15 показані приклади фотометричних зображень зареєстрованих з використанням обох запропонованих конструкцій вимірювальних засобів в різних умовах проведення експерименту. Рис. 4.14 ілюструє світлорозсіяння назад на різноманітних технічних зразках, дослідження яких обумовлене пошуком еталонів для подальшої фотометрії біологічних середовищ.

Аналіз рис. 4.14 показує, що при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами молочне скло (зображення (а) та (б), а також (м) та (н) на рис. 4.14), володіє практично анізотропними розсіювальними властивостями і є найкращим еталоном дифузного середовища, що підтверджується плавною зміною меж між освітленою і неосвітленою частинами фотометричного зображення. Товщина досліджуваного зразка молочного скла становила 1 мм, тому на рис. 4.14.а та рис. 4.14.б не спостерігається повного заповнення в зображенні розсіяного назад світла, так як значна його частина пройшла крізь зразок і розсіялася вперед.

Аналогічна ситуація і для молочного скла товщиною 3 мм (рис. 4.14.м та рис. 4.14.н), проте для даного зразка розподіл по полю зображення більш рівномірний і радіально симетричний.

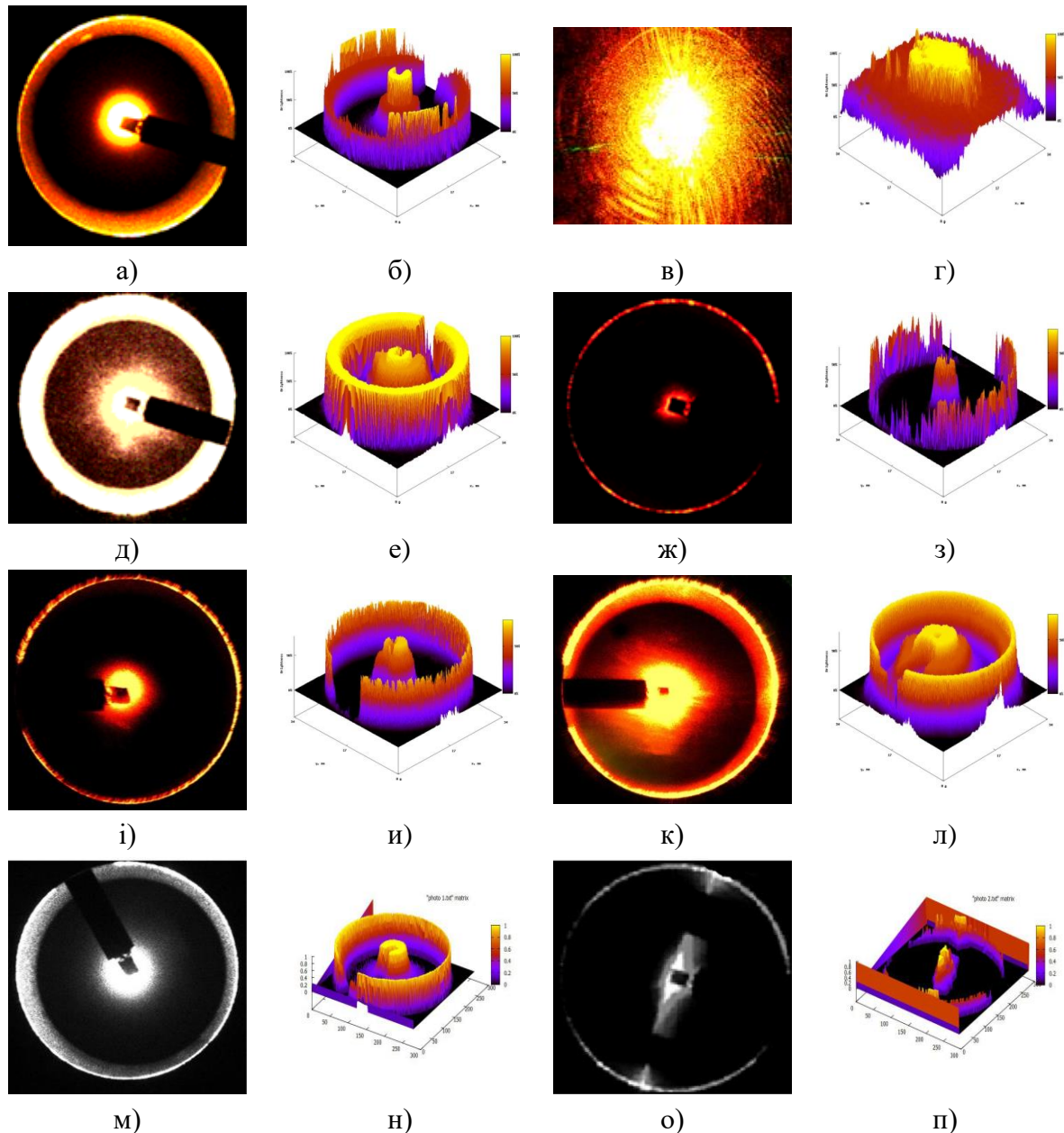


Рис. 4.14 Фотометричні зображення та просторовий розподіл інтенсивності відповідно для технічних зразків: молочного скла МС-20 товщиною 1 мм (а) та (б); дзеркала (в) та (г); білої глянцеві поверхні (д) та (е); чорної матової поверхні (ж) та (з); сталі з шорсткістю Ra 3.2 (и) та (и), а також дюралюмінію з Ra 0.8 (к) та (л), отриманих циліндричним шліфуванням; молочного скла МС-20 товщиною 3 мм (м) та (н); сталльної поверхні з Ra 0.28, отриманою плоским шліфуванням (о) та (п)

Відповідний підбір товщини молочного скла дозволить обрати найбільш раціональний еталон для моделювання абсолютного розсіяння назад для задач рефлектометрії.

Дзеркало (зображення (в) та (г) на рис. 4.14) з внутрішньою відбиваючою поверхнею «засліпило» CCD сенсор камери, що добре видно на центральній частині зображення. Оскільки дзеркало має внутрішнє покриття, то в зображенні добре видно інтерференційні кільця, що пояснюється скоріш за все наявною клиновидністю скляної підкладки.

Біла глянцева поверхня (зображення (д) та (е) на рис. 4.14) у розсіяному назад світлі має чітко виражені межі на краю зображення, що говорить про досить хорошу якість поверхні, але при цьому видно доволі нерівномірний розподіл в центральній частині, що не гарантує адекватної порівняльної здатності.

Чорна поверхня (зображення (ж) та (з) на рис. 4.14) поглинула більшу частину падаючого випромінювання, внаслідок чого і квазі-колімоване відбиття, що спостерігається в центральне області, і дифузне відбиття, що спостерігається в крайовій зоні, мають невелике відносне значення.

Бруски металевої поверхні зі сталі з шорсткістю Ra 3.2 (зображення (і) та (и) на рис. 4.14) та дюралюмінію з Ra 0.8 (зображення (к) та (л) на рис. 4.14), отриманих циліндричним шліфуванням, а також сталі з шорсткістю Ra 0.28 (зображення (о) та (о) на рис. 4.14), отриманої плоским шліфуванням, показують хороший взаємозв'язок між відносним розподілом яскравості в зонах зображення та характером шорсткості й її величиною, але не можуть виступати в якості еталонів середовищ з об'ємним розсіянням.

Зображення (а), (в), (д), (ж), (і), (к) на рис. 4.14 отримані з використанням кольорової КМОП камери DCM-35, а зображення (м) та (о) – за допомогою монохромної ПЗЗ камери DMK 21.

На рис. 4.15 показаний розподіл яскравості у другій фокальній площині еліпсоїдальних рефлекторів, що працюють для реєстрації відбитого та пропущеного світла з фокальним параметром 16.875 мм та ексцентриситетом 0.66. Потужність падаючого випромінювання в 0.5 мВт для He-Ne лазеру на довжині хвилі 632.8 нм досягається шляхом введення в оптичний шлях двох ортогонально поляризованих пластин, кут між якими визначається Законом Малюса.

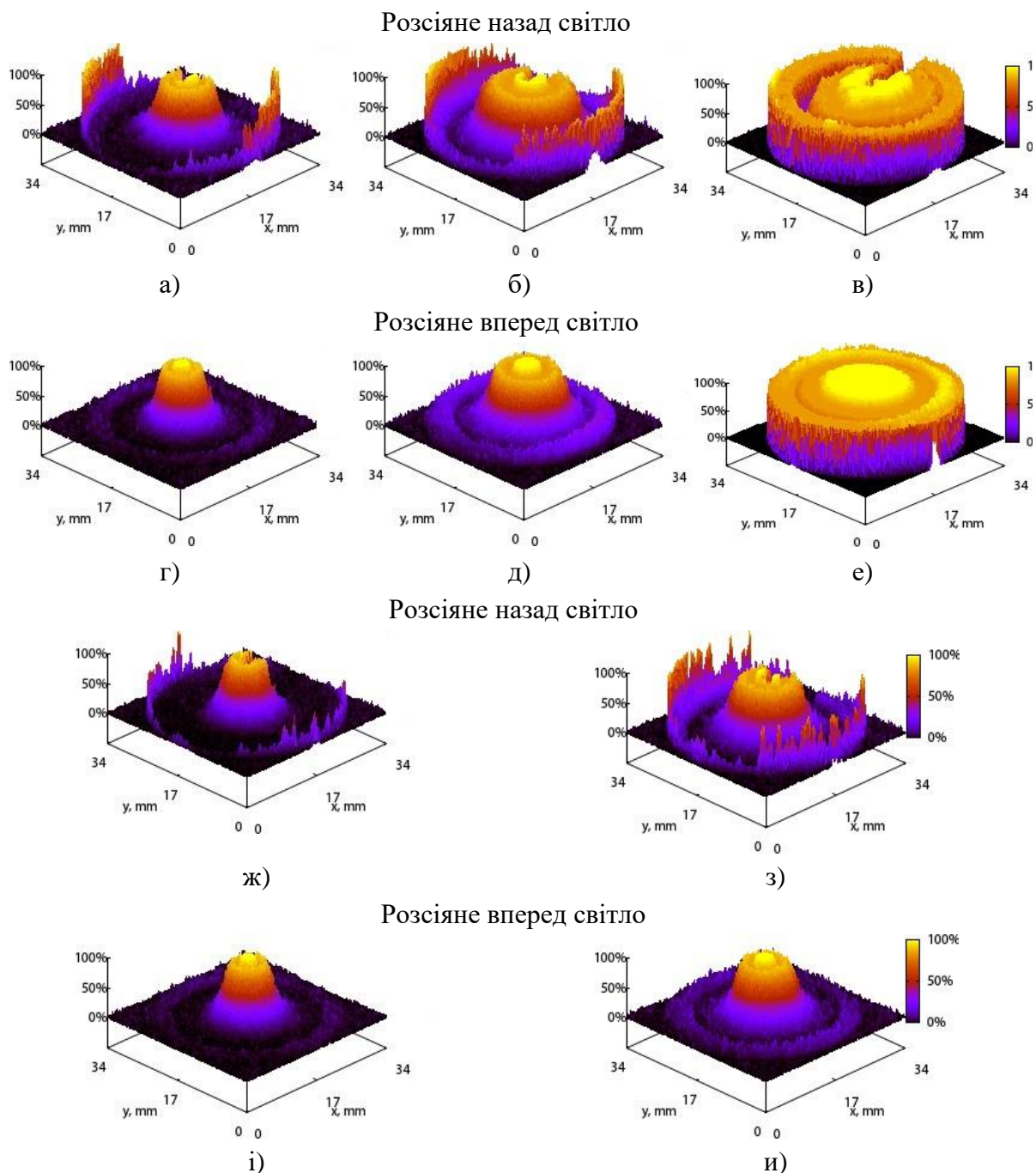


Рис. 4.15 Просторовий розподіл розсіяного назад та вперед світла відповідно для тканин *post mortal* porcine: «дерма + жирова тканина» загальною товщиною  $2.53 \pm 0.04$  мм (а) та (г); жирова тканина товщиною  $2.59 \pm 0.01$  мм (б) та (д); дерма товщиною  $2.00 \pm 0.01$  мм (в) та (е) при потужності He-Ne лазера 2 мВт на довжині хвилі 632.8 нм; (ж), (з), (и), (и) відповідають розподілам (а), (б), (в), (г) при потужності He-Ne лазера 0.5 мВт

Очевидно, що отримані фотометричні зображення окрім інтегральної оцінки, аналогічній численним методам з використанням інтегруючих сфер, підлягають спеціальній обробці, що враховуватиме рівень освітленості в різних їх зонах.

## 4.2 Обробка зображень при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами

Типологія об'єкту дослідження визначає застосування еліпсоїдальної рефлектометрії та фотометрії на пропускання, а також фотометрії і на відбиття, і на пропускання. Очевидно, що при цьому головним чинником визначення виду фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами є прогнозовані здатності досліджуваного об'єкту до пропускання (розсіяння вперед) та/або відбиття (розсіяння назад) випромінювання оптичного діапазону. Типові схеми фотометрів з ЕР, проаналізовані в роботі [4] та Розділі 2, дозволяють виділити конструктивні особливості їх технічного виконання з упором на основний елемент – відбивач з внутрішньою дзеркальною поверхнею у вигляді усіченого по фокальним площинам еліпсоїда обертання. Як було показано вище, при використанні ЕР в схемах світло-інтегруючих фотометрів необхідним є усічення рефлектора хоча б по одній фокальній площині і розміщення чутливої площини фотодатчика в другій фокальній площині (рис. 2.1 – рис. 2.8). Відпрацьований алгоритм координатної та апертурної фотометрії, який використовується переважно в астрономії [6, 7] із застосуванням матричних ПЗЗ приймачів, визначив вибір останніх при побудові інформаційно-вимірювальних систем для еліпсоїдальної фотометрії (рис. 4.1 та 4.13). Рівень яскравості окремих зон зображення, отриманого при реєстрації світлового потоку ПЗЗ приймачем, відповідає за вплив компонент, що характеризують топографію поверхні, властивості межі поділу середовищ і розсіювальні властивості у квазі-однорідному шарі та інш. Топографія, більшою мірою, важлива при дослідженні шорстких поверхонь в рамках еліпсоїдальної рефлектометрії, коли проникнення оптичного випромінювання в зразок незначне і об'єкту властиве дифузне відбиття. Тоді визначення шорсткості проводиться шляхом порівняння з розподілом відбитого випромінювання від еталону відповідно до [8]. Властивості межі поділу відіграють істотну роль при дослідженні зразків БС в умовах *in vitro* експерименту, а також при вивченні властивостей діелектричних і лакофарбових покриттів й інших світлорозсіювальних матеріалів. При цьому, для простоти експерименту і оптимізації процесу моделювання поширення оптичного випромінювання в таких матеріалах, на практиці домагаються плоских меж поділу, а їх властивості враховуються коефіцієнтами Френелівського відбиття. Розсіювальні властивості є визначальними при біофотометрії середовищ і, в основному,



представляються трьома оптичними параметрами: коефіцієнтами поглинання і розсіювання, а також фактором анізотропії розсіювання [9]. Дані параметри можна отримати вирішивши інверсну задачу оптики світлорозсіювання в БС, ґрунтуючись на експериментально визначених величинах коефіцієнтів дифузного, колімованого, а також повного (як сума дифузного і колімованого) відбиття/пропускання. Причому, як свідчать автори робіт [9, 10], необхідно і достатньо для конкретної математичної інтерпретації визначити тільки три з шести зазначених величин. При використанні фотометрів з ЕР переважно мають справу з реєстрацією повного пропускання, дифузного пропускання та відбиття, а також колімованого пропускання. Деякі типи фотометрів (рис. 2.4, рис. 2.5, рис. 2.6, рис. 2.7 та аналогічні схеми на пропускання та відбиття на рис. 2.8) мають конструкцію, що забезпечує можливість реєстрації, крім зазначених, ще й колімованого відбиття, що підтверджує той факт, що даний клас фотометрів дозволяє отримати більш ніж необхідну інформацію для визначення оптичних властивостей БС.

Незважаючи на підвищену інформативність і питому вагу оптичного випромінювання, зареєстрованого фотометром з ЕР, як інтегральний, так і диференційний аналіз зазначених вище компонент просторового розподілу, що спостерігається на фотометричному зображенні, практично утруднений. Це пояснюється використанням принципів приладного (схемо-технічного) відокремлення реєстрації дифузного і колімованого відбиття/пропускання за допомогою застосування відповідних діафрагм [11]. Надалі обґрунтуємо принципи аналізу фотометричних зображень при ПЗЗ фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами.

#### **4.2.1 Схеми зонного аналізу фотометричних зображень**

На початку викладення аналітичного базису ПЗЗ фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами, відзначимо, що варіантами ядра фотометричної головки в розробленому класі фотометрів є ЕР з ортогональним усіченням і усіченням під кутом, що містять один з фокусів еліпсоїда. У якості базової схеми для виготовлення макетів фотометрів (п. 4.1) вибрано технічне рішення з ЕР з ортогонально (по відношенню до великої напів-осі еліпсоїда обертання) усіченими фокальними площинами [3], робота яких була експериментально апробована [1 – 5].

Спектральний діапазон роботи фотометрів з ЕР залежить тільки від параметрів лазерного джерела, чутливості монохромної матриці ПЗЗ камери

та відбиваючих властивостей внутрішньої дзеркальної поверхні еліпсоїда обертання. При роботі з деякими технічними зразками (сталевими, чавунними і алюмінієвими поверхнями) при дослідженні шорсткості щоб уникнути засвічення матриці лазерний потік ослаблявся шляхом введення в хід променів поляризаторів Малюса. Цей же прийом використовувався і при дослідженні біологічних зразків малої товщини. Для врахування можливих флуктуацій падаючого потоку (особливо при використанні лазерних діодів) останній був розділений на два канали, при цьому сигнал з опорного каналу контролювався оптичним ваттметром ОМЗ-98. При дослідженнях використовувалися еліпсоїди обертання, виготовлені методом траєкторного копіювання (п. 5.2), з ексцентриситетом 0.66, фокальним параметром  $p = 16.875$  мм і коефіцієнтом дзеркального відбиття 0.8. У результаті були зареєстровані просторові розподіли інтенсивності на поверхні досліджуваних зразків, типові приклади яких показані на рис. 4.14.м, рис. 4.14.о та рис. 4.16.

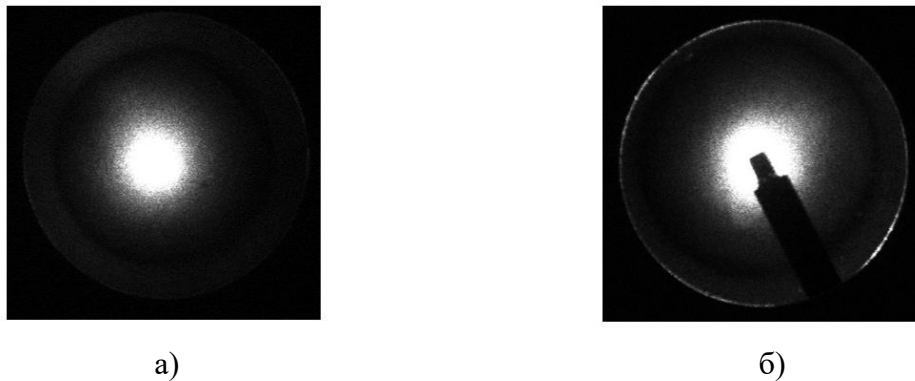


Рис. 4.16 Фотометричні зображення при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами для *muscle porcine tissue* товщиною  $1.3 \pm 0.01$  мм у пропущеному (а) та відбитому (б) світлі при використанні лазеру ЛГН-208А

На підставі численних експериментальних даних, отриманих при дослідженні розсіяння об'єктами різної природи методами дзеркальних еліпсоїдів обертання [1 – 5] як у відбитому, так і в пропущеному світлі, доцільно ввести позначення типів фотометричних зображень з радіально симетричним (рис. 4.14.а – рис. 4.14.н, рис. 4.15 та рис. 4.16) і направленим (рис. 4.14.о – рис. 4.14.п) характером розподілу розсіяного випромінювання. При біофотометрії середовищ можливе отримання зображень обох типів, першого – властивого для більшості біологічних тканин [1, 3 – 5] і другого – спостерігається переважно при дослідженні волокнистих тканин (рис. 4.17) з поздовжнім розміщенням волокон [12 – 14].

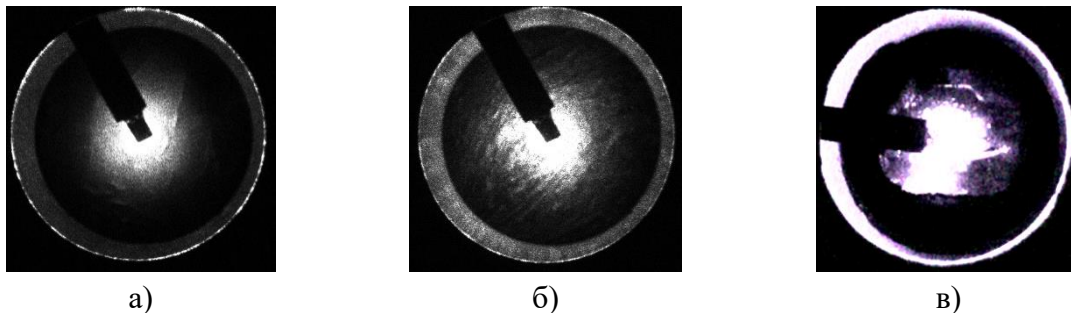


Рис. 4.17 Фотометричні зображення у відбитому світлі зразків м'язової тканини з повздовжнім розміщенням волокон: заднього окісту свині товщиною  $1.4 \pm 0.02$  мм (а) та грудних м'язів курки товщиною  $0.76 \pm 0.02$  мм (б) на довжині хвилі 632.8 нм, а також грудних м'язів курки товщиною  $0.76 \pm 0.02$  мм на довжині хвилі 405 нм (в)

Не зупиняючись на засадах ПЗЗ-фотометрії (відео або апертурної фотометрії) [7, 15] і деяких принципах оптимізації параметрів вимірюваного сигналу [16], що застосовуються для отримання абсолютних і відносних світлових величин в методі дзеркальних еліпсоїдів обертання, обґрунтуємо принципи зонного аналізу отриманих фотометричних зображень. Представлені типи розподілів яскравості з позицій програмного поділу дифузних і колімованих потоків доцільно аналізувати за схемами, наведеними на рис. 4.18.

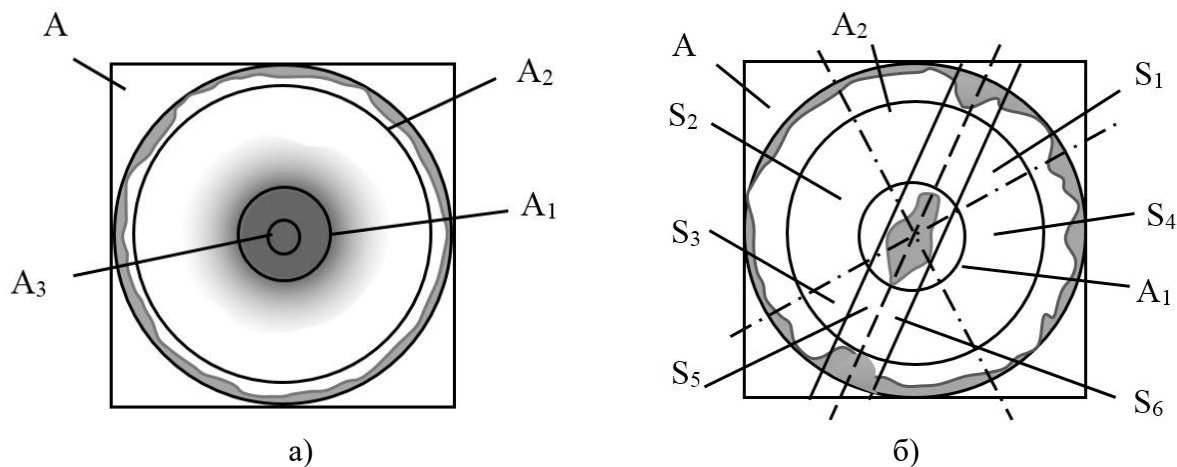


Рис. 4.18 Схеми обробки фотометричних зображень при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами з радіально-симетричним (а) та направленим (б) характером розподілу яскравості: А – зона інтересу (квадрат); А<sub>1</sub>, А<sub>2</sub> – малий та великий внутрішні кола; А<sub>3</sub> – коло колімованого потоку; S<sub>1</sub>, S<sub>2</sub>, S<sub>3</sub>, S<sub>4</sub> – сектори; S<sub>5</sub>, S<sub>6</sub> – полоси, паралельні осі направленості розсіяння

Першим етапом при фотометричному аналізі є визначення області інтересу, тобто частини фотометричного зображення, яка містить необхідну інформацію для подальшої обробки. Конфігурація вимірювальної установки та конструкція еліпсоїдальної головки є аксіально симетричною,

тому область зображення обмежується робочим отвором ЕР, радіус якого дорівнює фокальному параметру еліпсоїда обертання. При цьому чутлива площадка ПЗЗ камери є прямокутником і програмні засоби реєстрації зображень дозволяють формувати кадри прямокутної форми. Це стало першим фактором, що вплинув на вибір області інтересу у вигляді квадрата, у який вписано коло діаметром  $2r$ . Другою особливістю є необхідність врахування шумової компоненти, яка проявилася у вигляді окремих яскравих пікселів (груп пікселів) поза області діаметру робочого отвору еліпсоїда обертання. Причиною їх появи є те, що при переносі на приймальну поверхню ПЗЗ матриці різних за структурою розподілів яскравості з другої фокальної площини еліпсоїда в апертуру об'єктиву камери можуть потрапляти потоки третього порядку малості, дифраговані поверхнею блоку формування падаючого випромінювання (на рис. 4.16.б та рис. 4.17 блок видно у вигляді двох затемнених прямокутників) і краями робочого отвору ЕР. Переважно це властиво зображенням, отриманим при еліпсоїдальній рефлектометрії. Процедура виявлення області інтересу зводиться до наступного. Спочатку здійснюємо піксельний по-рядковий аналіз фотометричного зображення і визначаємо межі яскравої області за координатами пікселів. Далі перевіряємо умову відповідності цільової функції форми, у якості якої виступає співвідношення сторін квадрата, в який вписана яскрава область. Якщо значення цільової функції не відповідає встановленим межам, необхідно знизити поріг чутливості, у якості якого обрано величину відношення яскравості поточного і максимально яскравого пікселів, і повторити по-рядковий аналіз. Маніпулювання цільовою функцією форми і порогом чутливості дозволяє успішно визначати область інтересу для більшості зображень. При цьому не виключені варіанти неможливості її визначення, що пов'язано з досягненням порогом чутливості обумовленого мінімуму.

Визначена на попередньому етапі область інтересу використовується при підрахунку рівня яскравості окремих зон зображення. Усі фотометричні зображення мають загальний поділ на кругові зони (рис. 4.18): внутрішні мале та велике кола площею  $A_1$  і  $A_2$  відповідно, внутрішнє кільце площею  $(A_1 - A_3)$ , середнє кільце площею  $(A_2 - A_1)$  і зовнішнє кільце площею  $(\pi r^2 - A_2)$ , обмежене великим внутрішнім колом та колом, вписаним в область інтересу. Радіуси кіл з урахуванням порогу чутливості вибираємо таким чином, щоб мале коло і зовнішнє кільце мали найбільшу яскравість

при найменшій площі. Для визначення яскравості у зображенні, яке відповідає колімованому потоку, необхідно в межах кола  $A_1$  вибрати коло  $A_3$ , радіус якого дорівнює радіусу падаючого лазерного пучка.

У разі направленого характеру розсіяння (рис. 4.18.б) область інтересу доцільно розбити на квадрати малого розміру, кількість яких задається параметром сегментації. Для кожного такого квадрату розраховуємо сумарну яскравість пікселів, які йому належать, і обираємо три «найяскравіших» квадрати. Умовою дзеркальної симетрії (направленості) є можливість з'єднання обраних квадратів прямою. Це досить просте рішення виявилось цілком надійним при розпізнаванні направлених фотометричних зображень і швидким з позицій реалізації програмного коду. При практичній реалізації прийнятними параметрами сегментації був діапазон чисел 6 – 8, що дозволяло формувати 36 – 64 квадратні зони в межах області інтересу. Коли дзеркальна симетрія виявлена, будуємо вісь дзеркальної симетрії і розбиваємо зображення на чотири сектори  $S_1, S_2, S_3, S_4$  рівної площі, два з яких ( $S_1$  і  $S_3$ ) «співпадають» з направленістю розсіяння. Додатково будуємо смуги  $S_5$  і  $S_6$ , паралельні осі дзеркальної симетрії і формуємо загальну смугу з максимумом яскравості при мінімальній ширині. Роль порогу чутливості у цьому випадку відіграє параметр, що задає мінімальну різницю кількості яскравих точок на кожній, зміщеній від осі симетрії, межі смуги  $S_5$  і  $S_6$  в порівнянні з попередньою.

Окреслені особливості лягли в основу побудови алгоритмів роботи спеціалізованого програмного забезпечення, призначеного для індивідуальної і пакетної обробки й аналізу зображень при ПЗЗ фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами.

На рис. 4.19 показаний інтерфейс програмного забезпечення авторської розробки "Parse Image" для обробки фотометричних зображень з радіально-симетричним та направленим профілем розсіяння при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами, у роботу якого покладені принципи, описані вище.



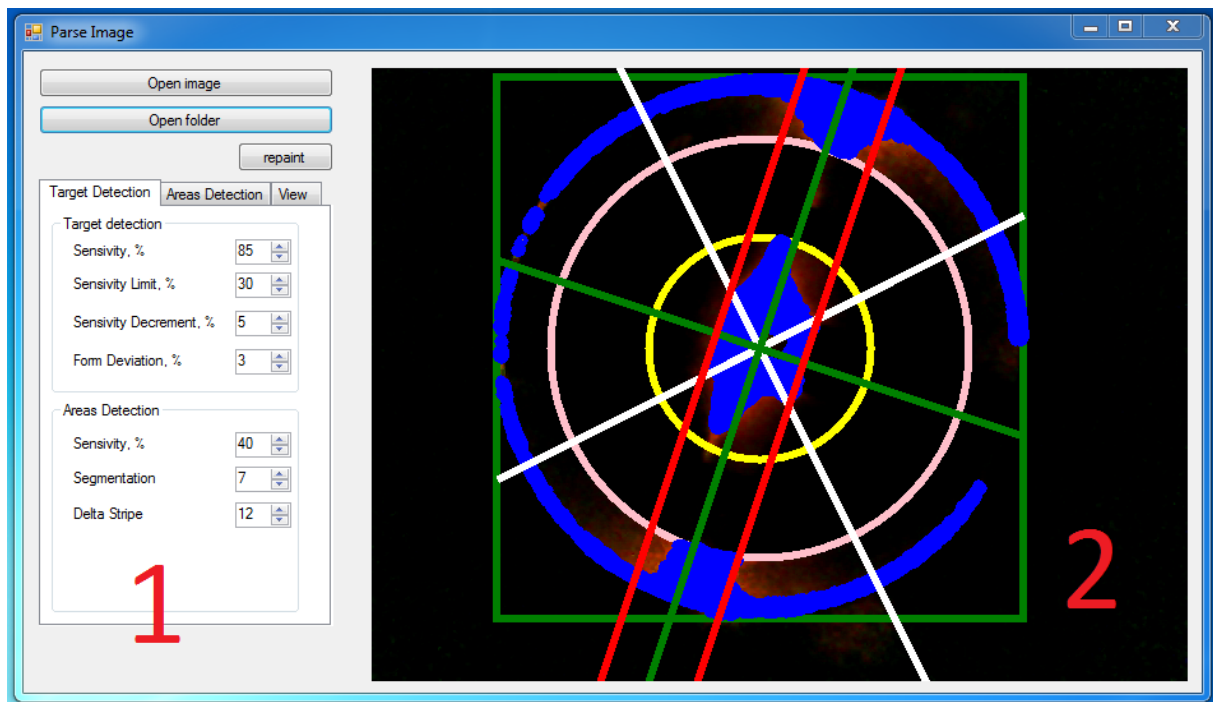


Рис. 4.19 Інтерфейс програмного забезпечення "Parse Image":  
1 – область інструментів; 2 – область відображення результатів

Область інструментів 1 містить органи керування роботою програмного забезпечення, кнопки завантаження файлів, поля завдання робочих коефіцієнтів. Область відображення 2 містить завантажене з файлу зображення з нанесеною на нього графікою для візуалізації процесу розпізнавання його зон.

#### **4.2.2 Взаємозв'язок фотометричних зображень з оптичними властивостями біологічних середовищ**

Зауважимо, що при еліпсоїдальній ПЗЗ фотометрії технічних зразків достатньо користуватися схемами зонного аналізу (рис.4.18) для порівняння отриманого просторового розподілу з еталонним для досліджуваного матеріалу. Тому наступний механізм технічного фотометричного аналізу зводиться до отримання широкої номенклатури фотометричних зображень для об'єктів з різною шорсткістю (еліпсоїдальна рефлектومتрія) і різним ступенем оптичної мутності (фотометрія на пропускання, а також на пропускання та відбиття).

У разі фотометрії біологічних середовищ еліпсоїдальними рефлекторами, коли діапазон зміни оптичних властивостей одних і тих же біологічних рідин і тканин досить широкий, можуть спостерігатися просторові розподіли яскравості, однозначне трактування яких є сумнівним.

Тому для визначення особливостей впливу оптичних властивостей БС на розподіл яскравості в фотометричних зображеннях, отриманих при фотометрії на пропускання та відбиття, було проведено модельний і реальний експеримент на зразках *porcine* та *chicken muscle tissue* різної товщини.

Спосіб приготування експериментальних зразків з поперечним напрямком розташування волокон *porcine muscle tissue* аналогічний [12]. Коефіцієнт поглинання, коефіцієнт пропускання, а також фактор анізотропії розсіяння при цьому складають  $\mu_a = 1.68 \text{ cm}^{-1}$ ,  $\mu_s = 54.4 \text{ cm}^{-1}$ ,  $g = 0.97$  відповідно, і добре узгоджуються з результатами інших досліджень [11, 17]. Чисельний експеримент був здійснений за допомогою розробленого методу Монте-Карло симуляції поширення оптичного випромінювання в системі «БС + ЕР» при гаусовому профілі падаючого пучка діаметром 1.4 мм, що еквівалентно діаметру реального джерела. Результати були усереднені за підсумками 10 запусків 20 млн фотонів для кожної товщини зразка БС. Оскільки в реальному експерименті зразок тканини розміщувався на предметному склі товщиною 1.8 мм, при моделюванні враховувався цей шар скла з показником заломлення 1.52. У результаті були отримані просторові розподіли у верхній фокальній площині верхнього еліпсоїда і в нижній фокальній площині нижнього еліпсоїда (рис. 2.10), що відповідають зареєстрованим фотометричним зображенням на відбиття та пропускання.

З урахуванням того, що колімоване пропускання є біометрично значущим при визначенні альbedo на зразках малої товщини, коли число актів розсіяння становить 1 – 2, діапазон модельованих товщини при даному фотометричному аналізі починався від 5 мкм і досягав 20 мм, що відповідає пороговому коефіцієнту повного пропускання зразка БС на рівні 0,1 %.

Залежність коефіцієнтів повного пропускання, поглинання і дифузного відбиття зразків м'язової тканини свині (рис. 4.20) різної товщини є типовою для оптики біологічних середовищ [9 – 11] і підтверджує правильність програмної реалізації методу Монте-Карло в застосуванні фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами.

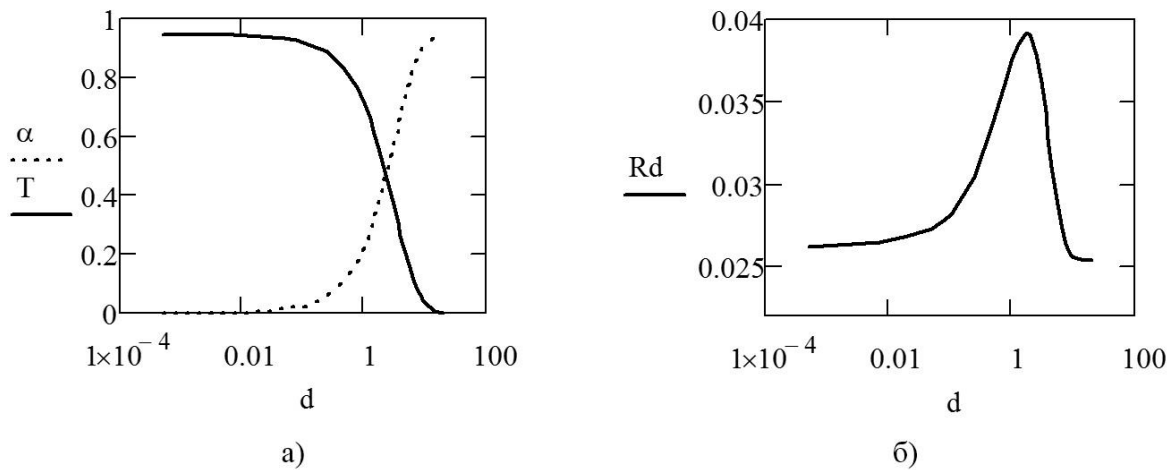


Рис. 4.20 Оптичні коефіцієнти для м'язової тканини свині: повного пропускання  $T$  та поглинання  $\alpha$  (а), а також дифузного відбиття  $R_d$  (б) в залежності від товщини зразка  $d$ , см

На рис. 4.21 показана залежність зміни освітленості середнього  $E_{mt}$  ( $E_{mr}$ ) і зовнішнього  $E_{et}$  ( $E_{er}$ ) кільця фотометричних зображень в пропущеному (відбитому) світлі від товщини досліджуваного зразка при порозі чутливості 0.95. Відносне відхилення освітленості в колі  $A_1$  для кожної модельної товщини не перевищувало  $\pm 0.63\%$  і надалі було враховано при коригуванні освітленості в середньому кільці. При визначенні рівня освітленості зовнішнього кільця спостерігалось сталість його площі ( $\pi r^2 - A_2$ ) як у випадку модельних зображень на відбиття, так і зображень на пропускання; тому надалі розглядалась його освітленість (розподілена по кільцю яскравість). При аналізі розподілу яскравості по краю зображень реального експерименту зберігалась пропорція у визначенні відповідних площ.

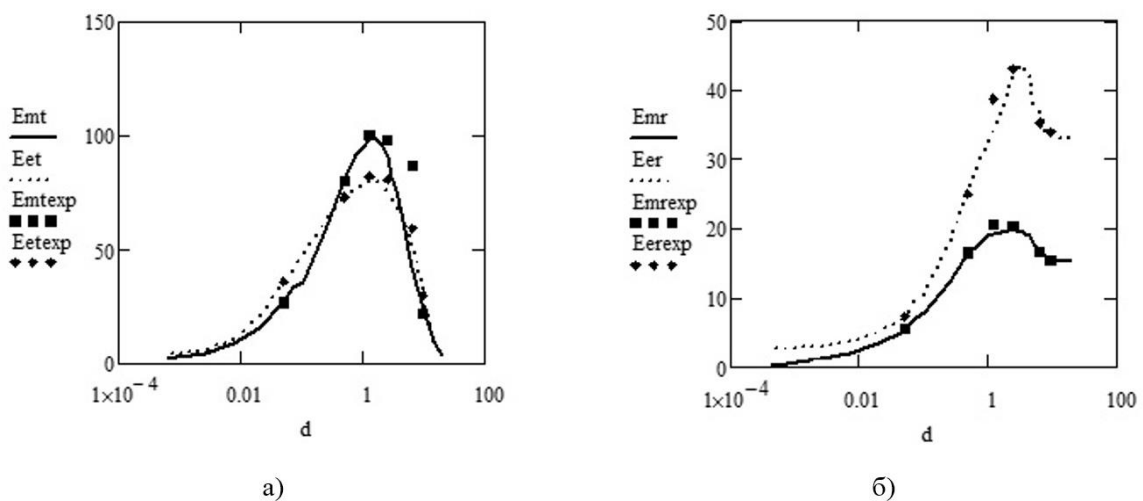


Рис. 4.21 Освітленість середнього та зовнішнього кільця м'язової тканини окісту свині: в пропущеному (а) та відбитому (б) світлі в залежності від товщини зразка  $d$ , см

На рис. 4.21 також позначені відповідні величини освітленості середнього *E<sub>mtexp</sub>* (*E<sub>mrexp</sub>*) і зовнішнього *E<sub>etexp</sub>* (*E<sub>erexp</sub>*) кільця для зразків реального експерименту. І модельний, і реальний експерименти на пропускання (рис. 4.21.а) та відбиття (рис. 4.21.б) мають характерні максимуми, після яких освітленість середнього і зовнішнього кільця фотометричних зображень спадає до нуля у разі повного пропускання, і виходить на сталий рівень у разі дифузного відбиття. Порівнюючи рис. 4.20 та рис. 4.21 можна помітити повну кореляцію отриманих розподілів у фотометричних зображеннях з характером наростання коефіцієнта поглинання і спадання коефіцієнта пропускання, а також з видом зміни коефіцієнту дифузного відбиття. Ця закономірність простежується також в розмірах плями розсіяння, вписаної в колі A1, і дозволяє виділити діапазон товщини БС з найбільш «яскравим» розподілом у фотометричних зображеннях і на пропускання, і на відбиття, який для м'язової тканини свині з позначеними вище оптичними властивостями перебуває в межах 0.75 – 2.5 мм. Дослідження зразків таких товщин з точки зору приготування зрізів досить простий і не вимагає специфічного інструментарію для їх отримання. У той же час, для зразків інших біологічних тканин зі своїм набором оптичних параметрів, практичний інтерес до вивчення яких високий в рамках оптичної біопсії, може бути отриманий набір характеристичних залежностей освітленості середнього і зовнішнього кільця шляхом чисельного експерименту методом прямого Монте-Карло і визначено діапазон оптимальних товщини фотометрії в рамках методів дзеркальних еліпсоїдів обертання.

При модельному та реальному експериментах при дослідженні *chicken muscle tissue* були отримані набори фотометричних зображень, приклади яких показані на рис. 4.22.

Коефіцієнт поглинання, коефіцієнт розсіяння, а також фактор анізотропії розсіяння при цьому складають  $\mu_a = 0.9 \text{ cm}^{-1}$ ,  $\mu_s = 229.9 \text{ cm}^{-1}$ ,  $g = 0.965$  відповідно для довжини хвилі 632.8 нм. Параметри запуску аналогічні попередньому експерименту на м'язових тканинах свині. При цьому пороговою вважалася товщина зразка в 1.75 см, що відповідає коефіцієнту повного пропускання 0.018 %.

Графіки залежності оптичних коефіцієнтів та освітленості різних зон фотометричного зображення (рис. 4.23) від товщини зразка були отримані для *chicken muscle tissue* аналогічно як і для *porcine muscle tissue*.

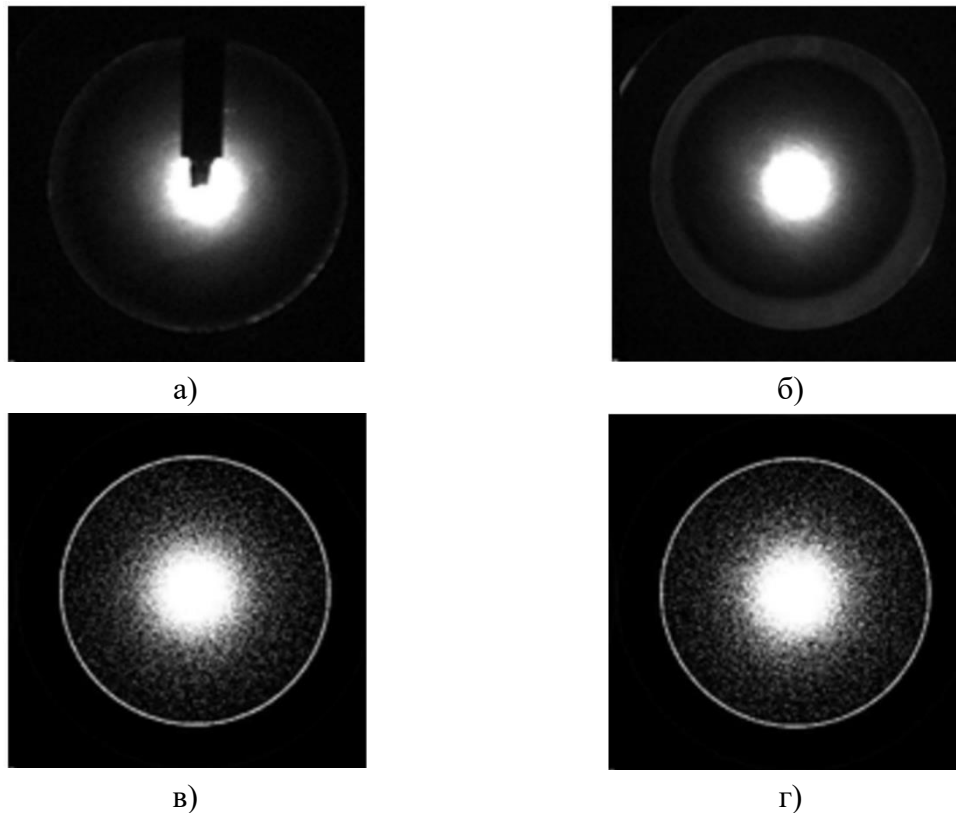


Рис. 4.22 Фотометричні зображення розсіяного світла, отримані за допомогою фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами для зразка м'язової тканини курки товщиною  $1.6 \pm 0.02$  мм у реальному експерименті та товщиною 1.6 мм при симуляції для відбитого (а) і (б) та пропущеного (в) і (г) світла відповідно

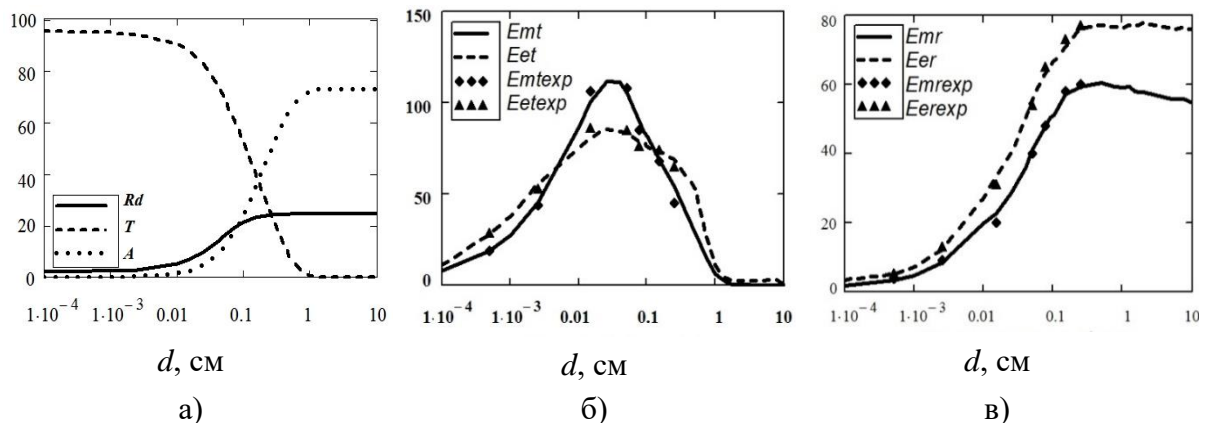


Рис. 4.23 Залежність оптичних коефіцієнтів для м'язової тканини курки (а) та освітленості середнього та зовнішнього кільця реального та модельного експериментів у пропущеному (б) та відбитому (в) світлі від товщини зразка  $d$ , см [38]

І модельний, і реальний експерименти на пропускання (рис. 4.23.б) мають характерні максимуми, після яких освітленість середнього і зовнішнього кільця в фотометричних зображеннях спадає до нуля. Порівнюючи рис. 4.23.а та рис. 4.23.б можна помітити кореляцію отриманих розподілів в фотометричних зображеннях з характером



наростання коефіцієнта поглинання  $A$  і спадання коефіцієнта повного пропускання  $T$ , причому більшу для освітленості зовнішнього кільця. Порівняємо отримані результати для м'язової тканини курки з подібними результатами для м'язової тканини свині (рис. 4.20 та рис. 4.21), для яких окрім незначних відмінностей в показнику заломлення, факторі анізотропії розсіювання і коефіцієнті поглинання, співвідношення між коефіцієнтами розсіювання складає більш як 4 до 1. Така відмінність призводить до істотного розширення (практично на два порядки) інтервалів наростання і спадання функції освітленості зовнішнього і середнього кільця для пропущеного світла. Для товщини 0.001 – 0.05 см наростання освітленості середнього і зовнішнього кільця визначається характером наростання коефіцієнтів поглинання  $A$  і дифузного відбиття  $Rd$ . При цьому в інтервалі 0.05 – 0.1 см вплив коефіцієнту повного пропускання  $T$  на освітленість зовнішнього кільця менш сильний, ніж на освітленість середнього кільця. В інтервалі товщин 0.1 – 1 см на освітленість середнього кільця продовжує впливати коефіцієнт  $T$ , а освітленість зовнішнього кільця, особливо в інтервалі 0.1 – 0.75 см, спадає незначно, перебуваючи під впливом коефіцієнта  $Rd$ .

У свою чергу, в експериментах на відбиття (рис. 4.23.в) освітленість відповідних зон виходить на сталий рівень при досягненні товщини приблизно 1 см. При цьому спостерігається незначний екстремум на товщині 0.25 см, що добре узгоджено з результатами для м'язової тканини свині (рис. 4.21.б) і відповідає точці перетину коефіцієнтів  $T$  і  $A$  (рис. 4.23.а). При практично однаковому інтервалі (не більше трьох порядків) наростання функцій освітленості середнього і зовнішнього кільця дифузно відбитого світла для зразків м'язової тканини свині (рис. 4.21) і курки (рис. 4.23) різної товщини, абсолютні величини освітленості фотометричних зображень для зразків останньої майже в два рази перевищують аналогічні величини для м'язової тканини свині. Це свідчить про більший внесок коефіцієнту розсіювання в освітленість середнього і зовнішнього кільця фотометричних зображень при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами, створюваної на виході з зразка БС в напрямку зворотного розсіювання. При цьому функція розподілу освітленості від товщини зразка БС цілком корелюється з характером зміни коефіцієнту  $Rd$ .

Як видно з рис. 4.21, рис. 4.23.а та рис. 4.23.б, результати чисельного та реального експериментів досить добре узгоджені. А їх неповна відповідність може бути пояснена неточністю визначення товщини

реальних БС, внаслідок деякого відхилення від площинності верхньої, непокритої склом, поверхні зразка. З іншого боку, використання покривного скла, як показала практика, призводить до появи інтерференційної картини і вимагає або вирівнювання товщини шарів, що призводить до постійного стискання зразка БС і, як наслідок, невірності визначення оптичних коефіцієнтів, або використання більш складної методики обробки отриманих зображень.

Видиму дискретність модельних кривих скоріш за все пов'язана з досить великим кроком при визначенні радіусів внутрішніх кіл при обраному порозі чутливості. Очевидно, що отримані результати свідчать про необхідність оптимізації процесу вибору відповідних зон фотометрії, яка дозволить не тільки «згладити» характеристичну залежність, а й згодом підвищить точність аналізу зображень.

### **4.3 Еліпсоїдальна рефлектометрія та потокові моделі Кубелки-Мунка**

Технічні та технологічні засади вимірювання, що реалізовані в численних спектроскопічних методах дослідження прозорих середовищ, неприйнятні в застосуванні оптично мутних середовищ, якими в більшості випадків є біологічні тканини, рідини та субстрати. Це обумовлене по-перше, складністю математичного опису процесів поширення світла в мутному середовищі (так в спектроскопії прозорих середовищ використовують три значущі параметри – коефіцієнт поглинання, показник заломлення та товщина шару, у той час як світлорозсіювальний шар характеризується додатково коефіцієнтом розсіяння та кутовим розподілом розсіяного світла), а по-друге, відсутністю простих, надійних і загальноприйнятих експериментальних методик. Теорія переносу випромінювання (ТПВ), що найбільш широко використовується при описі поширення світла в біологічних середовищах, в прикладному застосуванні ґрунтується на вирішенні основного рівняння ТПВ чисельними методами [18], зокрема потоковим моделями. Для отримання прийняттого, стабільного математичного наближення вимірюваних фотометричних величин та розрахованих оптичних параметрів БС використовують різноманітні потокові моделі. Двох-потокова модель [19] зіставляє світлові потоки у відповідності до методу дискретних ординат з двома дифузними компонентами, напрямок яких співвісний з напрямком падаючого пучка. Трьох-потокова модель включає два дифузних потоки в прямому та

зворотному напрямку, а також колімований потік в прямому напрямку. Чотирьох-потоків модель [18] розглядає два колімованих та два дифузних потоки в прямому та зворотному напрямках. Семи-потоків модель [20] складається із шести дифузних потоків у трьох вимірному просторі і колімованого потоку, вона є найпростішим просторовим представленням розсіяного випромінювання і падаючого лазерного пучка в напів-нескінченному середовищі. До переваг поточкових моделей відносять простоту і можливість швидкого розрахунку оптичних параметрів біологічного середовища, а відтак і дозу опромінення при терапевтичному застосуванні. Таким чином, з огляду на «поточковість» обраної моделі, технічні засоби повинні забезпечити точну реєстрацію відповідних світлових потоків [21].

Надалі з'ясуємо можливість, а також доцільність застосування фотометрії дзеркальними еліпсоїдами обертання при вирішенні основного рівняння ТПВ різними чисельними методами для визначення оптичних властивостей БС. Порівняння результатів використання різних математичних методів дозволить розробити критерії точності та достовірності біофотометрії еліпсоїдальними рефлекторами. Апробації фотометрів з ЕР в рамках поточкових моделей присвячено даний пункт.

З огляду на принципи функціонування запропонованого фотометру, а також конструктивні особливості використаних еліпсоїдальних рефлекторів при проведенні вимірювань у відбитому світлі (рис. 4.3.б), найбільш прийнятною для математичної інтерпретації отриманих світлових величин є чотирьох-потоків модель поширення оптичного випромінювання в БС.

Застосування дифузного або колімованого потоку пояснює принципові відмінності використання конкретної поточної моделі. Більшість вимірювальних засобів, що поєднані функціональними та математичними принципами аналізу поточкових параметрів, використовують дифузне освітлення. У той же час, запропонована фотометрична система розроблена для роботи з колімованим світлом, тому авторами запропонований процедурний алгоритм визначення оптичних властивостей БС для чотирьох-поточної моделі поширення оптичного випромінювання в рамках методу еліпсоїдальних рефлекторів у відбитому світлі для направленого освітлення (рис. 4.24) [21].

Розглянемо особливості реалізації запропонованого алгоритму в контексті проведення реального експерименту.

В експериментальній установці (рис. 4.1) використаний He-Ne лазер ЛГН-208А номінальною потужністю 2 мВт на довжині хвилі 632.8 мкм, еліпсоїдальний рефлектор з фокальним параметром 16.875 мм та ексцентриситетом 0.66, узгоджувальна оптична система на базі стереоскопічного мікроскопу МБС-10 та TV-A адаптера, а також монохромна ПЗЗ камери DMK-21Au04.AS.



Рис. 4.24 Блок-схема алгоритму визначення оптичних властивостей БС для чотирьох-потокової моделі [21]

Для дослідження оптичних властивостей БС в якості зразків були використані умовно світло-поглинальне (свиняча печінка особини чоловічого роду, віком 8 місяців, взята через 12 годин після забиття; зразок був заморожений протягом 5 годин при температурі  $-18^{\circ}\text{C}$ , від якого взято п'ять зрізів товщиною  $3.4 \pm 0.02$  мм; відмороження зрізів відбувалось при

кімнатній температурі протягом 30 хвилин) та умовно світлорозсіювальне (стегнові м'язи курки-бройлера особини жіночого роду віком 43 дні, взяті через 12 годин після забиття, охолоджені при температурі 5<sup>0</sup> С; було відділено п'ять зразків товщиною  $4.9 \pm 0.03$  мм) середовища для червоної довжини хвилі зонduючого випромінювання. Зразки були отримані у комерційних м'ясників [21].

Для визначення оптичних властивостей при колімованому освітленні необхідно аби коефіцієнти поглинання  $K$  та розсіяння  $S$  при дифузному освітленні були розраховані попередньо [22]. Зазначений етап можна реалізувати двома способами. Перший – прямий – полягає в обчисленні коефіцієнтів  $K$  та  $S$  за результатами вимірювань оптичних потоків в рамках чотирьох-поточної моделі при дифузному освітленні. Але, з огляду на конструктивні особливості еліпсоїдальної фотометричної системи, це здійснити не можливо. Тому, можна скористатись непрямим способом, і розрахувати  $K$  та  $S$  за відомими оптичними параметрами поглинання  $\mu_{adif}$ , розсіювання  $\mu_{sdif}$  та фактору анізотропії розсіювання  $g$  БС при дифузному освітленні, отриманими іншими авторами [17]:

$$K = 2\mu_{adif}, \quad (4.1)$$

$$S = \frac{3}{4}\mu_{sdif}(1-g) - \frac{1}{4}\mu_{adif}. \quad (4.2)$$

При цьому треба зважити на товщину досліджуваного зразка БС, що вносить суттєвий вклад в значення фактору анізотропії розсіювання  $g$  і визначається шляхом додаткових вимірювань, аналогічних гоніофотометричним [12 – 14, 23]. З іншого боку, при біометричних дослідженнях товщина шару БС для забезпечення максимальної оптичної однорідності складає від декількох сотень мікрометрів до декількох міліметрів, і тому значна частина падаючого випромінювання може пройти крізь зразок. Тому, використання технічного засобу, що забезпечує вимірювання у відбитому світлі, доцільне лише при використанні світлорозсіювальних та світло-поглинальних підкладок з відомими відбиваючими властивостями. Це пояснює застосування математичного апарату чотирьох-поточної моделі на відбиття від підкладки [21, 22] (рис. 4.25).

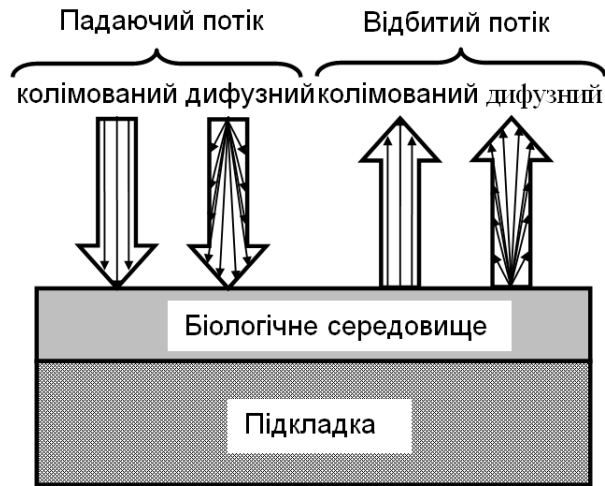


Рис. 4.25 Зображення чотирьох-потокової моделі на відбиття від підкладки [21]

Окрім інших, значущими величинами, що будуть використані при обчисленні поточкових параметрів для направленого освітлення, є:

$R_{\infty}$  - коефіцієнт відбиття шару біологічного середовища «нескінченної товщини» (поняття нескінченної товщини характеризує таку товщину БС, при якій частка пропущеного світла прямує до 0);

$R_B$  - коефіцієнт відбиття шару БС, що розміщений на чорній (світло поглинальній) підкладці;

$R_W$  - коефіцієнт відбиття шару БС, що розміщений на білій підкладці з коефіцієнтом відбиття  $R_{0W}$  [21].

У якості білої підкладки було обрано картон з нефлуоресцентного білого матеріалу щільністю 225 – 350 г/м з плоскою матовою поверхнею. Чорна підкладка являє собою чорний оксамит (100 % поліестр) з коефіцієнтом відбиття не більше 1 %. У відповідності до [24] товщина підкладок забезпечувала відсутність помітної частки пропущеного світла, що досягалось багат шаровістю зазначених матеріалів [21].

Отримані в ході експерименту значення  $R_{\infty}$ ,  $R_B$ ,  $R_W$  та  $R_{0W}$  у відповідності з методикою, запропонованою в [22], та з урахуванням того, що  $R_{0Wdif}$  – коефіцієнт відбиття білої підкладки при дифузному освітленні, для визначення коефіцієнту пропускання зразка підставляємо в наступний вираз [21]:

$$T = \frac{q_1 [R_W - R_B + q_2 q_3 (R_{\infty} - R_W)] - q_3 (R_{\infty} - R_B)}{\tau (q_1 R_{0W} - q_3 R_{\infty})}, \quad (4.3)$$

де  $q_1$ ,  $q_2$ ,  $q_3$  та  $\tau$  допоміжні величини, що визначаються як:



$$\tau = \frac{b}{A}, \quad (4.4)$$

$$q_1 = a - b, \quad (4.5)$$

$$q_2 = \frac{\sinh(x)}{A}, \quad (4.6)$$

$$q_3 = R_{0Wdif}. \quad (4.7)$$

Значення невідомих змінних  $a$ ,  $b$ ,  $x$  та  $A$ , що входять до складу (4.4) – (4.7), можна отримати з наступних співвідношень:

$$\begin{aligned} a &= 1 + \frac{K}{S}, \\ b &= \sqrt{a^2 - 1}, \\ x &= bSd, \\ A &= a \sinh(x) + b \cosh(x). \end{aligned}$$

Тоді коефіцієнти розсіювання вперед  $s^+$  і назад  $s^-$  при колімованому освітленні відповідно:

$$s^+ = p(\mu - aS) + qS, \quad (4.8)$$

$$s^- = pS - q(\mu + aS), \quad (4.9)$$

де  $p$  і  $q$  допоміжні змінні:

$$\begin{aligned} p &= \frac{R_\infty(1 - \tau T) - R_B}{q_1(1 - \tau T) - q_2}, \\ q &= q_1 p - R_\infty, \end{aligned}$$

а величину  $\mu$  можна отримати з закону Бугера-Бера, і з урахуванням (4.3) та френелівських втрат  $R_\Phi$ :

$$\mu = -\frac{1}{d} \ln \frac{T}{1 - R_\Phi}. \quad (4.10)$$

Скориставшись виразами (4.8) – (4.10), отримуємо коефіцієнт поглинання шару БС для колімованого освітлення:

$$k' = \mu - (s^+ + s^-). \quad (4.11)$$

Коефіцієнт поглинання (4.11), а також коефіцієнти розсіяння вперед (4.8) і назад (4.9) при колімованому освітленні в рамках-чотирьох потокової моделі обчислюються для одержання сталого наближення оптичних параметрів і для отримання оптичних коефіцієнтів  $\mu_a$ ,  $\mu_s$ , які згідно з [22] визначаються як:

$$\mu_a = k', \quad (4.12)$$

$$\mu_s = s^+ + s^-. \quad (4.13)$$

При дослідженнях як з кожного зразка біологічного середовища, так і з кожної використаної підкладки, записувалась серія з 10 знімків у форматі "\*.fit", фотометричні значення з яких були усереднені. На рис. 4.26 наведено по одному зі знімків кожної серії для окремого середовища.

Визначивши попередньо коефіцієнт пропускання оптичного тракту еліпсоїдальної фотометричної системи, були розраховані коефіцієнти  $R_\infty$ ,  $R_B$ ,  $R_W$  для двох зразків біологічного середовища, а також коефіцієнт  $R_{0W}$  для білої підкладки.

На підставі отриманих експериментальних даних та за допомогою математичного апарату (4.1) – (4.13) були обчислені коефіцієнти поглинання та розсіяння печінки свині та м'язів курки при колімованому освітленні, що наведені у таблиці 4.1.

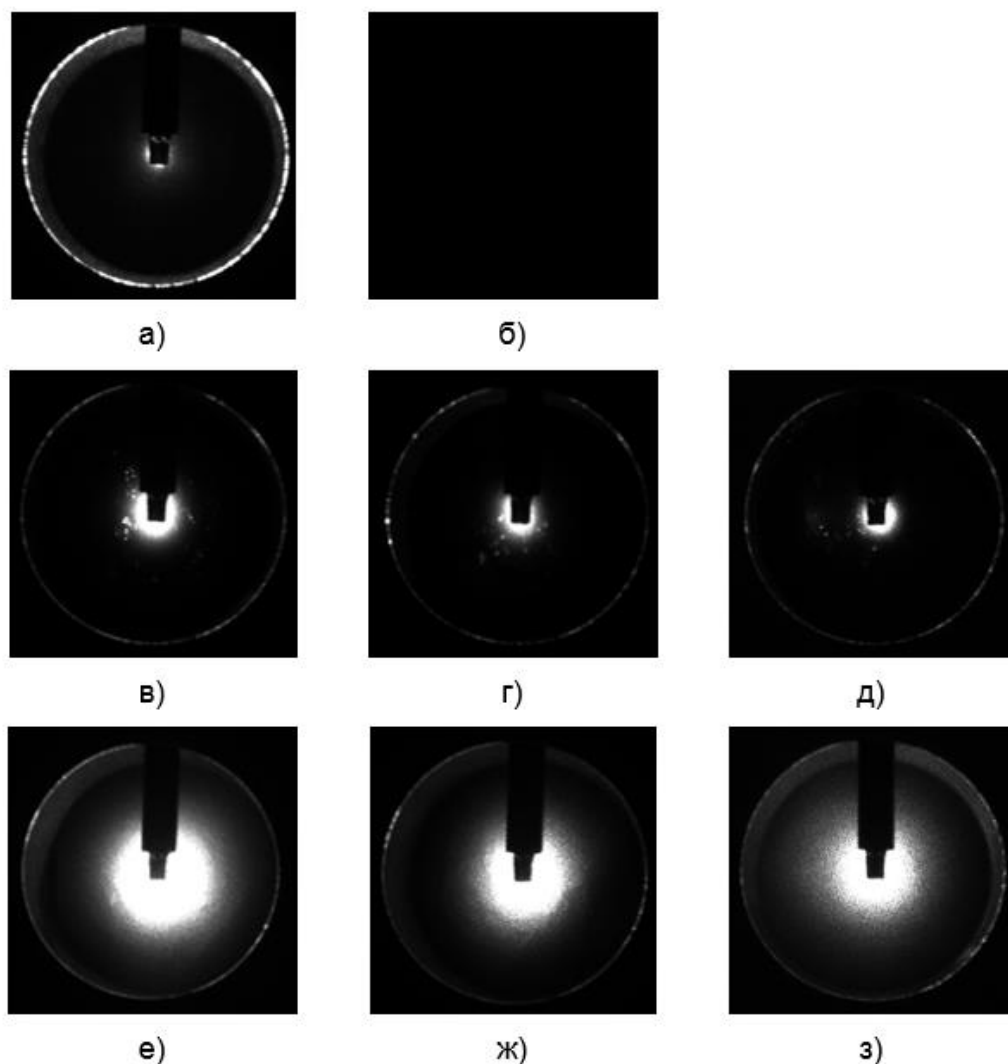


Рис. 4.26 Фотометричні зображення плями розсіювання на: білій (а) та чорній (б) підкладках; печінці свині (в, г, д) та м'язах курки (е, ж, з) на білій, чорній підкладці та як БС нескінченної товщини, відповідно [21]

Таблиця 4.1

### Оптичні властивості досліджуваних БС

$\lambda$ , нм	Тканина	Тварина	$\mu_a$ , см-1	$\mu_s$ , см-1	Метод
632.8	Печінка	Свиня	$6.21 \pm 0,52$	$68.95 \pm 4,18$	4-х потокова модель для фотометричної системи з ЕР
600			6.56	75.96	Інверсний метод Монте-Карло [11] для методу інтегруючих сфер
632.8	М'язи	Курка	$0.83 \pm 0,22$	$7.63 \pm 0,7$	4-х потокова модель для фотометричної системи з ЕР
633			0.17	4.1	Наближення Помранінг-Еддінгтона [25]

Аналіз отриманих результатів показує адекватність використаного математичного апарату чотирьох-поточної моделі в контексті функціонування еліпсоїдальної біометричної системи, що працює у відбитому світлі, для світло поглинаючих середовищ, яким є печінка свині. Для даного середовища відхилення від результатів авторів [11] складає близько 5 – 11 %, що є прийнятним, з огляду на різні математичні апарати та технічні вимірювальні засоби, що були використанні при обох дослідженнях [21].

До того ж, така відмінність є допустимою при визначенні оптичних параметрів біологічних тканин, оскільки суттєвими є відмінності і в способі приготування зразків, і в індивідуальних анатомо-фізіологічних показниках досліджуваних особин. У той же час, менш прийнятними виявились результати досліджень для світло розсіювального середовища, яким є м'язова тканина курки. Так, порівнявши оптичні параметри, отримані в рамках даного дослідження з оптичними параметрами, отриманими в [26], видно, що вони відрізняються в середньому на 70 – 90 %. Це підтверджує обмеженість застосування поточних моделей для дослідження світлорозсіювальних біологічних середовищ та свідчить про необхідність врахування уточнених значень оптичних параметрів для реальної геометрії досліджуваного зразка [21].

#### **4.4 Інверсний метод Монте-Карло для фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами**

З урахуванням того, що при вирішенні прямої задачі теорії переносу випромінювання у фотометричній системі «БС + ЕР» був використаний метод Монте-Карло (Розділ 3), абсолютно природним для вирішення оберненої задачі скористатись інверсним методом Монте-Карло (ІМК). Розробка ІМК хоча й ведеться для багатошарових БС, і в окремих джерелах згадується про таку можливість застосування, проте доступного алгоритму в доступних автору роботах знайдено не було. Тому для простоти реалізації інформаційно-вимірювальної системи з огляду на її конструктивну та програмну складність, у даному дослідженні була розроблена теорія ІМК для методу еліпсоїдальних рефлекторів для однорідного одношарового середовища товщиною  $d$  (рис. 2.10).

Запропонований метод ІМК, як і подібні методи [27, 28], полягає у послідовному перегляді гіпотез про відповідність певних значень оптичних

параметрів досліджуваного БС, що отримуються при вирішенні прямої задачі ТПВ методом МК. Ітераційна процедура повторюється до моменту, поки не будуть підібрані такі значення оптичних параметрів, при яких, у результаті розв'язання прямої задачі ТПВ, відгук досліджуваного мутного БС буде максимально наближений до експериментальних даних, отриманих при вимірюванні певного набору коефіцієнтів відбиття і пропускання.

Експериментально визначені коефіцієнти дифузного відбиття  $R_{d(\text{exp})}$ , повного пропускання  $T_{t(\text{exp})}$  і колімованого  $T_{c(\text{exp})}$  пропускання є вихідними даними для визначення оптичних властивостей БС [9]. А завдання їх розрахунку може бути сформульована як задача оптимізації, яка складається в мінімізації деякої цільової функції (критерію оптимізації) шляхом підбору відповідних значень  $\mu_a, \mu_s, g$ .

При вимірюванні коефіцієнта колімованого пропускання до уваги беруться лише ті фотони, що не були розсіяні або розсіялись один-два рази і суттєво не відхилились від початкової траєкторії. У цьому випадку, виходячи з [29], коефіцієнт екстинкції визначається:

$$\mu_t = \mu_s + \mu_a = - \frac{\ln \left( \frac{T_{c(\text{exp})}}{1 - \frac{(n-1)^2}{(n+1)^2}} \right)}{z}. \quad (4.14)$$

Узявши до уваги, що альбеда визначається, як:

$$\Lambda = \frac{\mu_s}{\mu_s + \mu_a}, \quad (4.15)$$

тоді зворотне завдання ТПВ зведеться до задачі двомірної оптимізації, у даній роботі реалізованої за методом по-координатного спуску [30, 31] і полягає в пошуку оптимальних значень альбеда і фактору анізотропії розсіювання. У якості цільової функції доцільно використовувати суму відносних похибок визначення коефіцієнтів дифузного відбиття і повного пропускання, які отримуються при вирішенні прямої задачі ТПВ на кожній ітерації алгоритму:

$$f_j = \frac{|R_{dj} - R_{d(\text{exp})}|}{R_{d(\text{exp})}} + \frac{|T_{tj} - T_{t(\text{exp})}|}{T_{t(\text{exp})}}, \quad (4.16)$$

де  $R_{dj}, T_{tj}$ , - коефіцієнти дифузного відбиття та повного пропускання відповідно, отримані у результаті розв'язання прямої задачі ТПВ методом прямого МК на  $j$ -му кроці алгоритму.

Функція (4.16) є нерозривною в області визначення та має єдиний екстремум, положення якого відповідає оптимальному вирішенню поставленої задачі. Нові значення альbedo і фактору анізотропії розсіяння на кожному кроці пошуку оптимального вирішення визначаються методом «золотого перетину». При програмній реалізації, щоб уникнути невизначеності в знаменниках формула (4.16) набуло вигляду:

$$f_j = \frac{|\Delta R_{dj}|}{R_{d(\text{exp})} + 10^{-6}} + \frac{|\Delta T_{tj}|}{T_{t(\text{exp})} + 10^{-6}}, \quad (4.17)$$

де  $\Delta R_{dj} = R_{dj} - R_{d(\text{exp})}$  та  $\Delta T_{tj} = T_{tj} - T_{t(\text{exp})}$ .

Таким чином, ітераційний процес визначення оптичних властивостей БС методом ІМК складається з послідовності наступних дій, що показані в алгоритмі методу на рис. 4.27.

За результатами експериментів визначають значення коефіцієнтів дифузного відбиття, повного пропускання і колімованого пропускання. Далі, виходячи з (4.14), розраховують значення коефіцієнта екстинкції та задають початкові значення альbedo і фактору анізотропії. На підставі отриманих значень вирішують пряму задачу ТПВ і отримують значення цільової функції. Якщо цільова функція не досягнула свого мінімального значення, то переходять до наступної ітерації, що полягає в генеруванні нових значень, і повторному вирішенню прямої задачі ТПВ. Ітераційний процес продовжується до моменту досягнення цільовою функцією мінімального значення. Далі, на підставі отриманих значень коефіцієнту екстинкції і альbedo, за допомогою (4.14) та (4.15) розраховують значення коефіцієнтів розсіяння та поглинання.

У якості прикладу для перевірки коректності розробленого ІМК для методу дзеркальних еліпсоїдів обертання при визначенні оптичних



властивостей були використані зразки епідермісу свині, взяті протягом 30 хв після забою. Досліджувані тканини були відібрані у тварин, що вирощувались при промисловому тваринництві. Для визначення коефіцієнтів  $R_{d(\text{exp})}$  та  $T_{t(\text{exp})}$  були підготовлені зразки незамороженої тканини, отримані за допомогою ультрамікротому з кроком подачі 0.2 мм, для коефіцієнту  $T_{c(\text{exp})}$  – з кроком подачі 0.005 мм. За необхідністю зразки шкіри були поголені. Для визначення  $T_{c(\text{exp})}$  було підготовлено тільки п'ять зразків: по одній від п'яти різних особин, що пояснюється труднощами їх отримання без використання заморожування.

Зразків товщиною 0.2 мм було підготовлено по п'ять від кожної особини. Одразу після відділення зразки товщиною 0.2 мм були поміщені між скляними пластинами, по периметру яких, для запобігання можливого здавлювання, помістили смужки покривного скла товщиною 0.2 мм. Для запобігання ковзання приготувані «сендвічні» структури були закріплені металевими скобами у відповідності до схеми на рис. 3.4. Зразки товщиною 0.005 мм поміщалися між двома скляними пластинами, які також фіксувалися скобами. Вимірювання проводились не більш ніж протягом 30 хвилин після приготування зразка. Інтерференційна картина не спостерігалась, що пояснюється рівномірністю отриманих зрізів.

Фотометрична установка (рис. 4.1) з розміщенням еліпсоїдів на відбиття та пропускання (рис. 4.3.а) використовувалася при потужності He-Ne лазера 2 мВт на довжині хвилі 632.8 нм, діаметрі пучка 1.4 мм, ексцентриситеті еліпсоїдів обертання 0.66, фокальному параметрі еліпсоїдів 16.875 мм. Величина відносного показника заломлення прийнята 1.4 [17]. З кожного зразка проводилось по три вимірювання. Усереднення вимірянних і розрахованих величин здійснювалися по окремим особам.

При проведеному розрахунку з використанням розробленого авторами алгоритму і програми ІМК при десяти запусках програми для кожної пари  $R_{d(\text{exp})}$  та  $T_{t(\text{exp})}$  отримані наступні значення оптичних параметрів епідермісу свині при середній помилці суми абсолютних відхилень  $(\Delta R_{dj} + \Delta T_{ij}) = 1.33\%$  :

- коефіцієнт поглинання  $\mu_a = 1.19 \pm 0.01 \text{ (см}^{-1}\text{)}$ ;
- коефіцієнт розсіювання  $\mu_s = 518.8 \pm 0.1 \text{ (см}^{-1}\text{)}$ ;
- фактор анізотропії розсіювання  $g = 0.954$ .

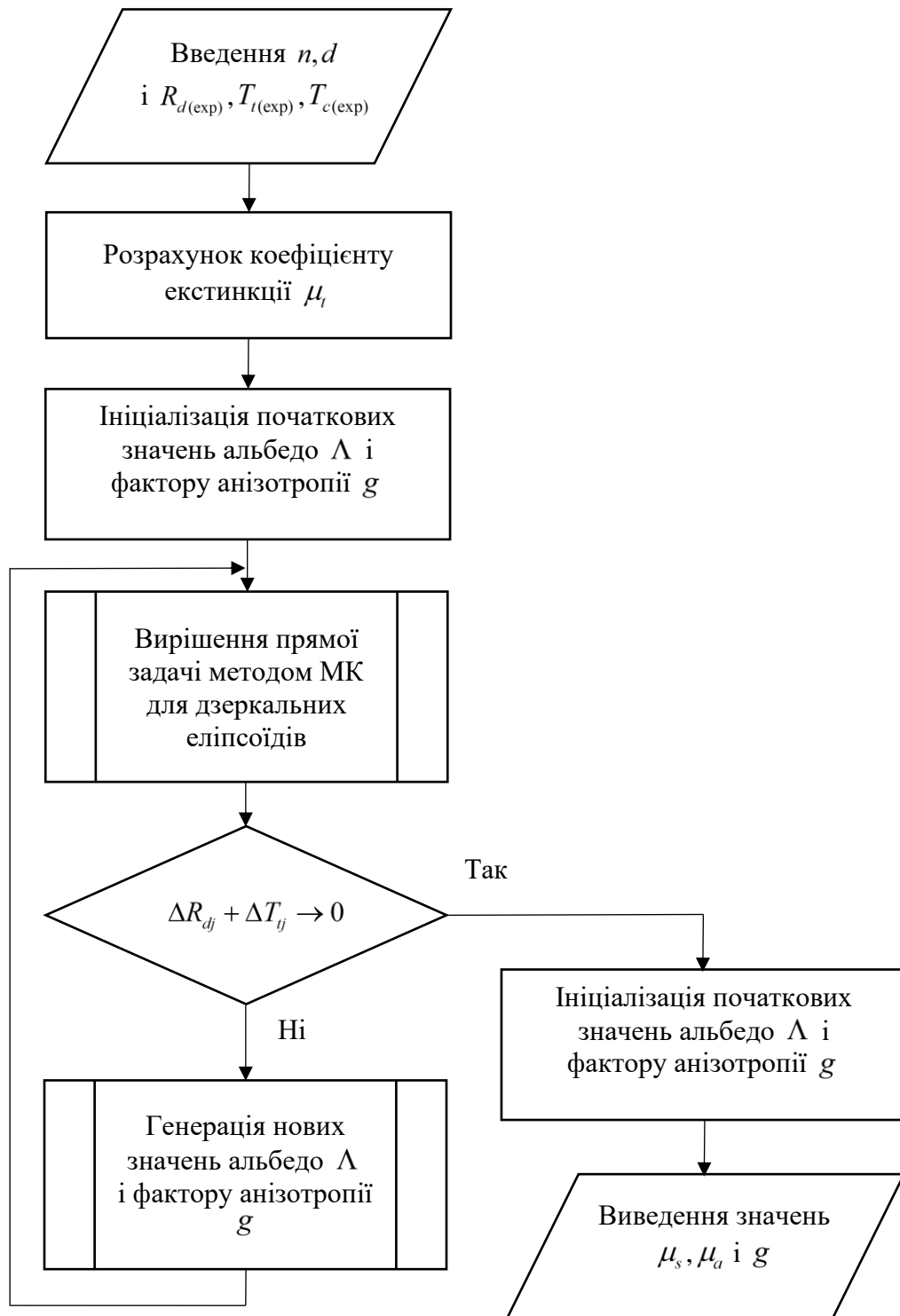


Рис. 4.27 Алгоритм інверсного методу Монте-Карло для дослідження оптичних властивостей БС за допомогою фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами

Досить малі величини відхилень розрахованих значень, скоріш за все, пов'язані з високою якістю приготованих зразків, а також тим, що зразки бралися від особин однакової статі (чоловічої), віку ( $8 \pm 0,2$  місяця), ваги ( $103 \pm 3$  кг), які під час життя отримували однаковий корм і були здорові.

Порівнюючи ці результати з даними роботи [32], отриманими методом інтегруючих сфер в рамках теорії інверсного додавання-подвоєння [33], можна в цілому вказати на відповідність оптичних параметрів, отриманих методом фотометричних дзеркальних еліпсоїдів в рамках теорії ІМК.

Невідповідність отриманих результатів в порівнянні з даними, отриманими, наприклад, в [34] з використанням спектрометра, інтегруючої сфери і обчислень за допомогою ІМК, викликані, перш за все, відмінністю в об'єктах спостереження, зокрема епідермісі нормальної і ураженої раком шкіри людини. Крім того, методика підготовки зразків (ополіскування в фосфатовмісному сольовому розчині і заморожування при відділенні) істотно відрізнялись від методики, наведеної в даному дослідженні.

Дослідження з використанням інтегруючої сфери з одним отвором для визначення оптичних параметрів епідермісу товщиною  $73 \pm 24$  мкм *in vitro* і двома отворами для визначення оптичних параметрів шкіри *in vivo* в рамках теорії МК, наведені в [35], підтверджують можливість часткової апроксимації результатів дослідження у відбитому світлі для визначення оптичних властивостей БС. У контексті методу фотометричних дзеркальних еліпсоїдів обертання це легко може бути реалізовано для варіанту установки у відбитому світлі. Чисельні значення величин відбиття і повного пропускання під час проведення експерименту *in vitro* на довжині хвилі 632.8 нм, отримані за результатами експериментальних вимірювань для епідермісу людини, і отримані за результатами викладених досліджень для епідермісу свині відмінні, що пов'язане з різними товщинами досліджуваних шарів епідермісу і, безперечно, різною технікою проведення експерименту.

Разом з цим, застосування фотометричних засобів з використанням еліпсоїдальними рефлекторами для дослідження розсіювальних властивостей біологічних тканин в відбитому, а також у відбитому і пропущеному світлі є можливим і доцільним в застосуванні оптичної біомедичної діагностики. Це пояснюється простотою конструкції, відсутністю необхідності складного юстування, що особливо важливо при використанні клініцистами в умовах *in vivo*. А також високою достовірністю вихідних даних для вирішення оберненої задачі теорії переносу випромінювання, пов'язаною з підвищеною питомою величиною зареєстрованого вимірювальною системою розсіяного світла.

## 4.5 Оцінка точності інверсного Монте-Карло при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами

Функція мінімізації виду (4.16) найбільш часто використовується для вирішення інверсних задач ТПВ в оптиці біологічних середовищ як методом ІМК [36], так і іншими методами, зокрема інверсним даванням-подвоєнням [33]. Проте, як зазначено в роботі [37, 39 – 40], при вирішенні зворотної задачі може використовуватись і квадратична функція мінімізації. Тому є сенс проаналізувати як впливає обрана функція мінімізації на точність визначення оптичних властивостей БС при фотометрії ЕР. Для цього, окрім модульної функції (4.16), використаємо логарифмічну (4.18) та різновиди квадратичної (4.19), (4.20) та (4.21):

$$f_i = \ln\left(\frac{R_{dj} - R_{d(\text{exp})}}{R_{d(\text{exp})}}\right) + \ln\left(\frac{T_{tj} - T_{t(\text{exp})}}{T_{t(\text{exp})}}\right), \quad (4.18)$$

$$f_i = \frac{(R_{dj} - R_{d(\text{exp})})^2}{R_{d(\text{exp})}} + \frac{(T_{tj} - T_{t(\text{exp})})^2}{T_{t(\text{exp})}}, \quad (4.19)$$

$$f_i = \left(\frac{R_{dj} - R_{d(\text{exp})}}{R_{d(\text{exp})}} + \frac{T_{tj} - T_{t(\text{exp})}}{T_{t(\text{exp})}}\right)^2, \quad (4.20)$$

$$f_i = \left(\frac{R_{dj} - R_{d(\text{exp})}}{R_{d(\text{exp})}}\right)^2 + \left(\frac{T_{tj} - T_{t(\text{exp})}}{T_{t(\text{exp})}}\right)^2 \quad (4.21)$$

У якості досліджуваного об'єкту були використаний зразок *porcine derma* товщиною  $d = 0.285$  см. Експеримент проводився в умовах *in vitro* для зразків від тих самих особин тварин, що буди задіяні при аналогічних дослідженнях тканин епідермісу (п. 4.4). Діапазон значень коефіцієнту екстинкції для 5 зразків товщиною 0.01 мм становив  $\mu_t = 224.1 - 256.3 \text{ см}^{-1}$ . Фактор анізотропії, визначений для товщинного зразку з урахуванням [13, 14] складав  $g = 0.732 \pm 0.013$ . Коефіцієнт дифузного відбиття та пропускання становлять  $R_d = 49.27\%$  та  $T_r = 0.81\%$ , відповідно. Фотометричні зображення товщинного зразку показані на рис. 4.28.



Рис. 4.28 Фотометричні зображення зразку *porcine derma* товщиною  $d = 0.285$  см у відбитому (а) та пропущеному (б) світлі

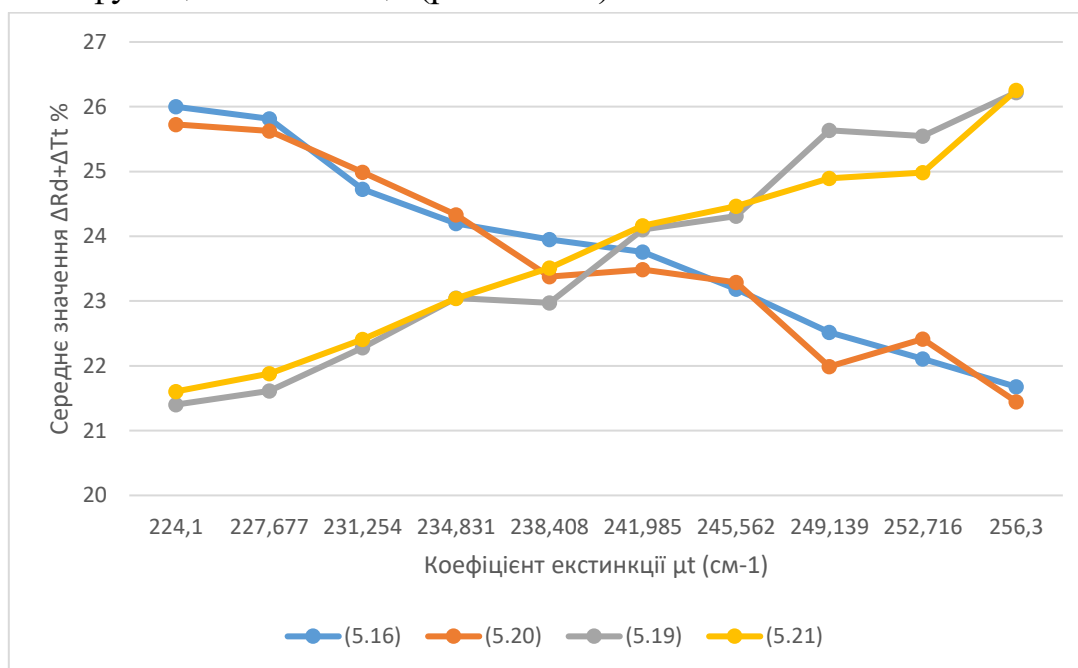
При десятикратному запуску ІМК для кожної з функцій (4.16) та (4.18) – (4.21) при значенні коефіцієнту екстинкції  $\mu_t = 224.1 \text{ см}^{-1}$  були отримані наступні значення  $\Delta R_{dj} + \Delta T_{tj}$  (табл. 4.2).

Таблиця 4.2

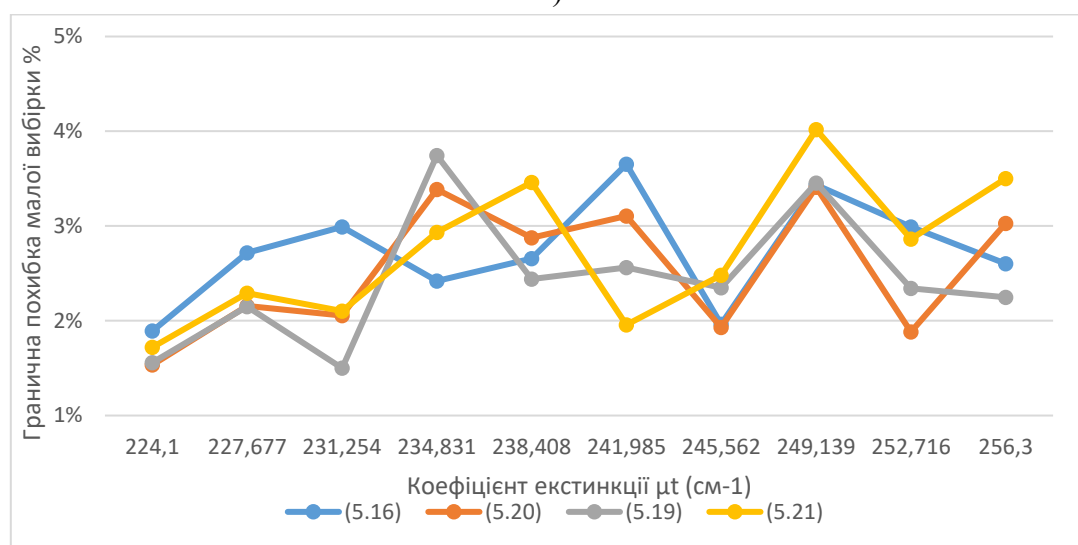
**Сумарне абсолютне відхилення величин повного пропускання та дифузного відбиття для модельного та реального експериментів**

Номер запуску /функція мінімізації	$\Delta R_{dj} + \Delta T_{tj}$ для (4.16)	$\Delta R_{dj} + \Delta T_{tj}$ для (4.19)	$\Delta R_{dj} + \Delta T_{tj}$ для (4.20)	$\Delta R_{dj} + \Delta T_{tj}$ для (4.21)
1	25.01851	26.17576	25.24836	25.77481
2	25.20148	25.98824	25.13627	26.49534
3	26.20079	26.71628	26.26169	27.21973
4	25.3868	25.72933	26.02711	25.88986
5	25.60096	27.25802	25.96972	26.23692
6	26.8042	26.85854	25.32942	27.16844
7	26.46996	25.58263	25.44203	25.76316
8	26.66821	25.92995	26.03201	26.48951
9	26.58438	26.10608	26.63974	26.10224
10	26.06264	25.87119	25.18545	25.40317
Середнє значення	25.999793	26.2216	25.72718	26.25432
Дисперсія	0.42622762	0.294771	0.274624	0.359214
Стандартне відхилення	0.6528611	0.542928	0.524046	0.599344

На рис. 4.29 показаний вплив зміни коефіцієнту екстинкції  $\mu_t$  (4.14) на середнє значення суми відхилень (рис. 4.29.а) та гранична похибка для обраних функцій оптимізації (рис. 4.29.б).



а)



б)

Рис. 4.29 Середнє значення (а) та гранична похибка (б) для функцій мінімізації в залежності від коефіцієнта екстинкції

Слід зазначити, що логарифмічна функція показала незадовільні результати по величині суми відносних похибок коефіцієнтів дифузного відбиття  $R_d$  та повного пропускання  $T_t$ , яка варіювалась в межах 300 %, і була виключена з подальшого розгляду для даного БС.



Очевидно, що отримані результати справедливі для зразка досліджуваного БС (*porcine derma*), проте чи простежується ця тенденція для більшості біологічних тканин, рідин та середовищ необхідно з'ясувати у кожному конкретному випадку. З огляду на це обґрунтуємо наступну методику аналізу впливу цільової функції мінімізації в інверсному Монте-Карло для методу дзеркальних еліпсоїдів обертання. Застосування такої методики покликане необхідністю мінімізувати загальну похибку визначення оптичних коефіцієнтів повного пропускання та дифузного відбиття при реальному та модельному експериментах при прямому М-К.

Методика включає наступні етапи:

- 1) визначення коефіцієнтів дифузного відбиття, повного та колімованого пропускання для досліджуваних зразків БС у ході реального експерименту та з'ясування діапазону їх зміни;
- 2) вибір параметрів оптимізації для інверсного М-К, які будуть мінімізуватися для конкретної задачі і досліджуваного БС;
- 3) вибір функцій мінімізації, наприклад з ряду (4.16) – (4.21), у якості цільових функцій оптимізації задачі визначення оптичних властивостей БС методами М-К для фотометрії ЕР;
- 4) моделювання методом ІМК з вибраними цільовими функціями для фіксованого коефіцієнту екстинкції  $\mu_t$ , та змінному числі запусків (як правило достатньо десяти для кожної із функцій);
- 5) оцінка точності результатів, отриманих з кожної множини даних для обраного ряду функцій;
- 6) моделювання методом ІМК для обраних цільових функцій при змінному значенні коефіцієнту екстинкції  $\mu_t$ ;
- 7) оцінка граничної похибки (або іншого критерію) і вибір оптимальної функції мінімізації.

У наведеному прикладі було використано п'ять функцій оптимізації: модульна, логарифмічна та різновиди квадратичної. Основним параметром оптимізації була обрана сума відносних похибок коефіцієнтів дифузного відбиття  $R_d$  та повного пропускання  $T_t$ . Як видно з графіку на рис. 4.29.а характерна залежність простежується для середнього значення суми відносних похибок. Так для функцій мінімізації (4.16) та (4.20) спостерігається зменшення середнього значення зі збільшенням коефіцієнту екстинкції, у той час як для функцій (4.19) та (4.21) середнє значення

практично з такою ж швидкістю зростає. У той же час гранична похибка для всіх розглянутих функцій не показала тенденційної залежності, що свідчить відсутність впливу коефіцієнту екстинкції на точність обчислення. Таким чином, для даного БС при фотометрії ЕР з використанням ІМК при різних параметрах середовища функції оптимізації ведуть себе практично однаково.

#### **Список використаних джерел до розділу 4**

1. Bezuglyi M.A., Yarych A.V., Botvinovskii D.V. On the possibility of applying a mirror ellipsoid of revolution to determining optical properties of biological tissues. *Optics and Spectroscopy*. 2012. №113. Pp.101–107.
2. Безуглий М.О., Ботвиновський Д.В., Зубарєв В.В., Коцур Я.О. Метод фотометричного дзеркального еліпсоїда обертання для дослідження шорсткості поверхні. *Методи та прилади контролю якості*. 2011, вип. №27, с.77-83.
3. Bezuglyi M. A., Pavlovets N. V. Optical biometry of biological tissues by ellipsoidal reflectors, *Proc. OSA-SPIE*, 2013. 8798.
4. Bezuglyi M.A., Bezuglaya N.V. Ellipsoidal reflectors in biomedical diagnostic. *Biophotonics—Riga 2013* : proc. SPIE, 2013. 90320V.
5. Bezuglyi M.A., Bezuglaya N.V., Helich I.V. Ray tracing in ellipsoidal reflectors for optical biometry of media. *Appl Opt.* 2017. №56 (30). Pp. 8520–8526
6. Romanishin W. An Introduction to Astronomical Photometry Using CCDs. University of Oklahoma, 2006, 175 p.
7. Warner B. D. A Practical Guide to Lightcurve Photometry and Analysis. New York: Springer-Verlag, 2006. 298 p.
8. Топорец А. С. Оптика шероховатой поверхности. Ленинград: Машиностроение, 1988. 191 с.
9. Тучин В.В. Исследование биотканей методами светорассеяния. *Успехи физических наук*. 1997. том 167. С.517 – 539.
10. Bashkatov A.N., Genina E.A., Tuchin V.V. Optical Properties of Skin and Subcutaneous Tissues: a review. *Journal of Innovative Optical Health Sciences*. 2011. №1. Pp. 9–38.
11. Bashkatov A.N., Genina E.A., Tuchin V.V. Tissue Optical Properties. *Handbook of biomedical optics* / edited by D.A. Boas, C. Pitris, N. Ramanujam. New York: CRC Press, 2011. P.67 – 100.

12. Безугла Н. В., Безуглий М.О., Тимчик Г.С. Особливості анізотропії світлорозсіювання волокнистими біологічними тканинами. *Вісник НТУУ «КПІ» серія приладобудування*. 2015. №50. С.169 – 175.
13. Безугла Н.В., Безуглий М.О., Тимчик Г.С., Вонсевич К.П. Вплив осрової анізотропії розсіювання біологічних середовищ на точність визначення оптичних коефіцієнтів методом Монте-Карло. *Наукові вісті НТУУ «КПІ»*. 2015. №1 (99). С.85 – 91.
14. Безугла Н.В., Безуглий М.О., Тимчик Г.С., Шаргородський В.А. Просторова фотометрія біологічних середовищ. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2016. Т.30, №2. С. 40 – 49.
15. Laher R. R., Gorjian V., Rebull L. M., Masci F. J., Fowler J. W., Helou G., Law N. M. Aperture Photometry Tool. *Publications of the Astronomical Society of the Pacific*. 2012. №124(917). P.737 – 763.
16. Кривошлыков А.Ю., Сахно С.П., Смирнов В.О., Тымчик Г.С. Цифровая коррекция искаженного видеосигнала ПЗС-приемника. *Вестник КПИ: Серия приборостроение*. 1986. № 16. С.59–62.
17. Cheong W.F., Prah S.A., Welch A.J. A review of optical properties of biological tissues. *Journal of quantum electronics*. 1990. № 12. P. 2166–2239.
18. Ishimaru A. Wave Propagation and Scattering in Random Media. In 2 vol. Vol.1. New York: Academic, 1978. 339 p.
19. Kubelka P., Munk F. Ein Beitrag zur Optik der Farbanstriche. *Tech. Phys.* 1931. Vol. 12. P. 593-601.
20. Hongying Y., Sukang Z., Kejing LI, Ning P. Modelling Fabric's Optical Behaviors. *Materials Science Forum*. 2008. Vol. 575-578. P.1266-1271.
21. Н.В. Безугла, М.О. Безуглий, та Ю.В. Чмир, Просторова потокова біометрія середовищ еліпсоїдальними рефлекторами. *Електроніка і зв'язок*, том 83, №6, с. 87 – 93, 2014.
22. Hans G.Volz. Industrial Color Testing: Fundamentals and Techniques. *Wiley-VCH*. 2002. 78-96 pp.
23. Jacques S. L., Alter C. A., Prah S. A. Angular Dependence of HeNe Laser Light Scattering by Human Dermis. *Lasers in the Life Sciences*. 1987. Vol. 1. № 4. Pp. 309-334.
24. СТБ ISO 22891-2014. Бумага. Определение коэффициента пропускания путем измерения фактора коэффициента отражения при диффузном освещении [действительный от 01.07.2015]. Минск, 2015. 16 с. (Государственный комитет по стандартизации Республики Беларусь).

25. Van der Zee P. Measurement and Modelling of the Optical Properties of Human Tissue in the Near Infrared : thesis for degree of Ph. D. / Department of Medical Physics and Bioengineering. University of London. 1992. 302p.
26. El-Depsy A., Shawky A.M. Calculation of reflectance and transmittance of coating with optical rough surfaces. *Nuclear and Particle Physics* : proc. of the 8th Conference, 2011. P. 271-280.
27. Palmer G.M., Ramanujam N. Monte Carlo-based inverse model for calculating tissue optical properties. Part I: Theory and validation on synthetic phantoms. *Applied optics*. 2006. Vol. 45, №5. P.1062 – 1071.
28. Palmer G.M., Zhu C., Breslin T.M., Xu F., Gilchrist K.W., Ramanujam N. Monte Carlo-based inverse model for calculating tissue optical properties. Part II: Application to breast cancer diagnosis. *Applied optics*. 2006. Vol. 45, №5. P.1072 - 1078.
29. Branco G. The development and evaluation of Head probes for Optical imaging of the infant head : thesis for degree of Ph. D. / Department of Medical Physics and Bioengineering. University of London. 2007. 181 p.
30. Пантелеев А.В., Летова Т.А. Методы оптимизации в примерах и задачах: учебное пособие. Москва: Высш. шк, 2005. 544с.
31. Васильев Ф.П. Численные методы решения экстремальных задач: учебное пособие для вузов. Москва : Наука, 1988. 552 с.
32. Beek J.F., Staveren H.J., Posthumus P., Sterenborg J.J.C.M., van Gemert M.J.C. Medical Optical Tomography: Functional Imaging and Monitoring. Bellingham: SPIE Opt. Eng. Press, 1993. Vol. IS11, P. 193.
33. Prahl S.A., van Gemert M.J.C., Welch A.J. Determining the optical properties of turbid media by using the adding–doubling method. *Applied Optics*. 1993. Vol. 32, №4. P.559 – 568.
34. Solomatina E.V., Jiang, B., Novak, J. and Yaroslavsky, A. N. Optical properties of normal and cancerous human skin in the visible and near-infrared spectral range. *J. Biomed. Opt.* 2006. №11(6), 064026-1-9.
35. Marchesini R., Clementeb C., Pignoli E., Brambilla M. Optical properties of in vitro epidermis and their possible relationship with optical properties of in viva skin. *J. Photochem. Photobiol. B: Biol.* 1992. Vol.16. P.127 - 140.
36. Башкатов А.Н., Генина Э.А., Кочубей В.И., Тучин В.В. Оптические свойства склеры глаза человека в спектральном диапазоне 370–2500 нм. *Оптика и спектроскопия*. 2010. Т. 109, № 2. С.226–234.

37. Du1 Y., Hu1 X.H., Cariveau M., Ma1 X., Kalmus G.W., Lu1 J.Q. Optical properties of porcine skin dermis between 900 and 1500 nm. *Phys. Med. Biol.* 2011. №46. P.167–181.
38. М.А. Безуглый, Н.В. Безуглая, и А.Б. Самиляк, Обработка изображений при эллипсоидальной фотометрии. *Приборы и методы измерений*, т. 7, №1, с. 67–76, 2016.
39. С.А. Костюк, М.А. Безуглый, «Конструирование биомедицинского фотометра», на 10-ой Международной научно-технической конференции молодых ученых и студентов «Новые направления развития приборостроения», Минск, 2016, с. 139.
40. Р.А. Молодыко, М.А. Безуглый, «Повышение эффективности инверсного Монте-Карло для эллипсоидальной рефлектометрии биологических сред», на 8-ой Международной научно-технической конференции молодых ученых и студентов «Новые направления развития приборостроения», Минск, 2015, с.203.