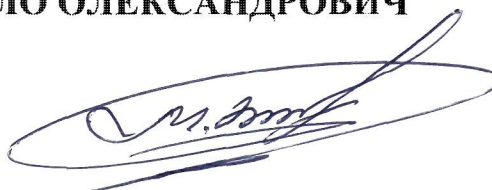


МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ  
НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ  
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ ІМЕНІ ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»

**БЕЗУГЛИЙ МИХАЙЛО ОЛЕКСАНДРОВИЧ**



УДК 535.2:616-71

**ЕЛІПСОЇДАЛЬНІ РЕФЛЕКТОРИ  
ДЛЯ ФОТОМЕТРІЇ БІОЛОГІЧНИХ СЕРЕДОВИЩ**

Спеціальність 05.11.17 – біологічні та медичні прилади і системи

**АВТОРЕФЕРАТ**  
дисертації на здобуття наукового ступеня  
доктора технічних наук

Київ 2020

**Дисертацією є рукопис.**

Робота виконана на кафедрі виробництва приладів Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» Міністерства освіти і науки України.

**Науковий консультант**

доктор технічних наук, професор  
**Тимчик Григорій Семенович,**  
Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»,  
декан приладобудівного факультету.

**Офіційні опоненти:**

доктор технічних наук, професор  
**Аврунін Олег Григорович,**  
Харківський національний університет радіоелектроніки,  
завідувач кафедри біомедичної інженерії

доктор технічних наук, доцент  
**Заболотна Наталія Іванівна,**  
Вінницький національний технічний університет,  
доцент кафедри лазерної та оптоелектронної техніки

доктор біологічних наук  
**Мисюра Анатолій Григорович**  
Інститут прикладних проблем фізики і біофізики НАН України,  
директор

Захист відбудеться «25» лютого 2020 р. о 14<sup>30</sup> годині на засіданні спеціалізованої вченої ради Д 26.002.19 в Національному технічному університеті України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» за адресою 03056, м. Київ, проспект Перемоги, 37, корпус 12, аудиторія 412.

З дисертацією можна ознайомитись у науково-технічній бібліотеці Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» за адресою: 03056, м. Київ, проспект Перемоги, 37.

Автореферат розісланий «22» січня 2020 р.

Учений секретар  
спеціалізованої вченої ради



В. Б. Швайченко

## ЗАГАЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА РОБОТИ

**Актуальність теми дослідження.** Сучасні засоби для фотометрії біологічних середовищ (БС) мають широкий спектр лабораторного та клінічного застосування, а також значну номенклатуру інформаційних та вимірювальних систем, що дозволяють досліджувати специфічний (в залежності від методу дослідження) набір оптичних властивостей біологічних середовищ та тканин. Традиційні, а також за останній час вдосконалені та знайдені нові розв'язки в теорії переносу оптичного, зокрема лазерного, випромінювання в біологічних середовищах, знайшли практичне застосування в новітніх засобах спектроскопії, світлової мікроскопії, молекулярної візуалізації, терапії, оптичних мікроманіпуляцій та при розробці біосенсорів. Найвдалішими з позицій клінічно-підтвердженої достовірності отриманих результатів є розв'язки, що інтегрують моделі поширення оптичного випромінювання в БС з характеристиками фотометричного засобу та дозволяють одночасно врахувати параметри зондуючого випромінювання.

До окремої групи фотометричного аналізу відносять методи оптики світлорозсіяння БС, які дозволяють визначати діагностично значущий набір оптичних властивостей біологічного середовища, зокрема коефіцієнтів розсіяння та поглинання, а також фактору анізотропії розсіяння разом з показником заломлення. Численні дослідження показали прийнятність такої інтерпретації як при ідентифікації БС та біологічних тканин (БТ), так і при виявленні порушень у їх функціональному або фізіологічному стані. Визначені у різний спосіб такі оптичні властивості БС є основою для побудови фізико-математичних та біофізичних моделей роботи діагностичної та терапевтичної апаратури.

Значний внесок в отримання практично корисних результатів при дослідженні оптичних властивостей БС зробили сучасники науковці та клініцисти світових та вітчизняних наукових шкіл, зокрема теорій поширення оптичного випромінювання в БС (S.A. Prahл, S.L. Jacques, G. Zonios, M. Kejzer), розробці нових медико-біологічних технологій з визначення та управління оптичними властивостями БС (В.В. Тучін, І.В. Ярославський, А.Н. Башкатов, А.В. Прієзжев, І.В. Меглинський), розробці та вдосконаленню конструкцій вимірювальних засобів та методології вимірювання оптичних властивостей БС (M.J.C. van Gemert, В.Г. Петрук, С.В. Павлов, Г.С. Тимчик) та інші.

У той же час прилади і системи, призначені для біологічної діагностики та забезпечення клінічних процедур з використанням лазерної техніки, використовують переважну кількість типів, видів та конструкцій оптичних систем. При цьому їх енергетичні, передавальні та проектувальні характеристики в достатній мірі описані та вивчені. Разом з цим, при дослідженні БС, здатних до значеного просторового розсіяння падаючого випромінювання в прямому та/або зворотному напрямках, існує наукова проблема у забезпеченні здатності оптичної системи до реєстрації якомога більшої кількості такого випромінювання в межах повного або половини тілесного кута, якщо розсіяння зосереджене в одному напрямку.

Типові оптичні системи, до яких відносять інтегруючі сфери, лінзові, волоконно-оптичні та більшість дзеркальних систем і використовують для визначення, зокрема коефіцієнтів розсіяння та поглинання, мають обмежену апертуру і не дозволяють зареєструвати слабкі оптичні сигнали, що вийшли з БС під значними зенітними кутами, та напрямок їх поширення. Це призводить до значної варіабельності визначених коефіцієнтів в залежності від характеристик інформаційно-вимірювального засобу. З іншої точки зору, процедура дослідження оптичних властивостей БС потребує використання різноманітної складної та громіздкої апаратури для визначення конкретного коефіцієнта або показника. Так, визначення показника заломлення БС здійснюється за допомогою гоніометричних, інтерференційних, мікроскопічних та інших систем. Величина фактору анізотропії розсіяння в основному визначається гоніометричними методами, а також деякими новітніми технологіями, зокрема когерентної оптичної томографії.

Використання дзеркального еліпсоїда обертання з внутрішньою відбиваючою поверхнею або іншими словами – еліпсоїдального рефлектора (ЕР) позбавлене зазначених недоліків і дозволяє зібрати (за умови вибору належного фокального параметра та використанні бокових поверхонь як робочих) практично все розсіяне випромінювання, що вийшло з досліджуваного БС. Проте, наразі, такий позитивний практичний ефект не має достатнього математичного та аналітичного підґрунтя, а також не підкріплений адекватною апаратно-адаптованою математичною моделлю поширення оптичного випромінювання у системі «джерело випромінювання (ДВ) + біологічне середовище + вимірювальний засіб (ВЗ)».

Таким чином, розробка методу побудови і застосування еліпсоїдальних рефлекторів в системах реєстрації та аналізу розсіяного оптичного випромінювання, а також апробація конструктивних, функціональних та медико-біологічних рішень при дослідженні різних оптичних властивостей БС та БТ у ході єдиного експерименту, є актуальною науково-прикладною проблемою біомедичного приладобудування.

**Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами.** Дисертаційна робота пов'язана з напрямами науково-дослідної роботи кафедри виробництва приладів приладобудівного факультету Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського». Дослідження за дисертацією проводилися в рамках виконання держбюджетних науково-дослідних робіт: 2111-Ф 0108U000442 «Створення фундаментальних засад взаємодії польових структур об'єктів при діагностиці та лікуванні» (01.01.2008 – 31.12.2010), 2409-Ф 0111U000712 «Створення теоретичних засад новітньої інформаційної технології діагностики та дослідження спектрів біотехнічних об'єктів при лікуванні» (01.01.2011 – 31.12.2013), 2703-Ф 0114U001471 «Створення теоретичних засад дії інтегрованої системи ранньої діагностики та прогнозування розвитку вібраційних ознак поширених захворювань» (01.01.2014 – 31.12.2016).

**Мета та задачі дослідження.** Метою дисертаційної роботи є створення теоретичного та експериментального обґрунтування методу побудови і застосування еліпсоїдальних рефлекторів для фотометрії світлорозсіяння

біологічними середовищами при виявленні їх оптичних властивостей та ідентифікації стану.

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

1. Проаналізувати методи та засоби біофотоніки для з'ясування значущих оптичних властивостей та геометричних характеристик при дослідженні фізіологічного та фізичного стану біологічних середовищ.

2. Дослідити типову структуру та класифікаційні ознаки фотометричних систем з еліпсоїдальними рефлекторами, на підставі чого розробити метод застосування дзеркальних еліпсоїдів обертання в оптиці світлорозсіювальних середовищ для аналізу їх оптичних властивостей та ідентифікації стану.

3. Розглянути та вдосконалити технологічні засади формоутворення внутрішньої еліпсоїдальної поверхні рефлекторів та її контролю.

4. Розробити математичний апарат розв'язання основного рівняння теорії переносу випромінювання в системі «джерело випромінювання + біологічне середовище + вимірювальний засіб» одним з чисельних методів.

5. Розробити аналітичні та конструкторські механізми рей-трейсингу оптичного випромінювання в дзеркальному еліпсоїді обертання для аналізу його передавальних властивостей.

6. Дослідити особливості прикладної реалізації методу фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами в розроблених засобах оптичної біомедичної діагностики.

7. Обґрунтувати перспективні напрямки розвитку методу фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами та технічного вдосконалення приладів та систем біомедичного призначення на його основі.

*Об'єкт дослідження* – процеси поширення оптичного випромінювання в біологічних середовищах, апаратні засоби його реєстрації та аналізу.

*Предмет дослідження* – фотометричні системи з еліпсоїдальними рефлекторами для дослідження оптичних властивостей біологічних середовищ.

**Методи дослідження.** У процесі розв'язання поставлених задач використовувались: положення теорії взаємодії оптичного випромінювання з біологічними середовищами – для диференціації БС в залежності від характеру взаємодії та визначення набору оптично значущих властивостей; методи конструювання оптико-механічних та оптико-електронних приладів – для розробки схемотехнічних рішень фотометрів з еліпсоїдальними рефлекторами та створення їх макетів і прототипів; методи розв'язання основного рівняння теорії переносу випромінювання – для розробки математичної моделі поширення оптичного випромінювання в системі «ДВ + БС + ВЗ»; методи статистичного моделювання – для розробки механізму симуляції Монте-Карло для прямої та оберненої задач оптики світлорозсіювання; чисельні методи оптимізації – для дослідження впливу цільових функцій на точність обчислення оптичних властивостей БС; методи апертурної фотометрії – для розробки принципів та схем зонного аналізу фотометричних зображень; теорії оптичних систем – для розробки механізму рей-трейсингу та абераційного аналізу еліпсоїдального рефлектора; методи планування

теорії експерименту – для проведення експериментальних досліджень методів та систем з ЕР для біомедичного аналізу.

**Наукова новизна одержаних результатів.** Наукова новизна полягає в тому, що у ході виконання дисертаційної роботи вирішено важливу науково-прикладну проблему розробки методу побудови і застосування еліпсоїдальних рефлекторів в системах реєстрації та аналізу розсіяного оптичного випромінювання, а також апробації нових конструктивних, функціональних та медико-біологічних рішень, що дало змогу теоретично та експериментально обґрунтувати метод і апаратні засоби застосування еліпсоїдальних рефлекторів для фотометрії світлорозсіяння біологічними середовищами при виявленні їх оптичних властивостей та ідентифікації фізичного та фізіологічного стану.

1. Розроблено метод фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами з використанням бокових поверхонь як робочих, що дозволяє визначати оптичні властивості біологічних середовищ як при прямій, так і при оберненій задачі оптики світлорозсіяння.

2. Вперше розроблено аналітичні засади фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами, прикладне використання яких дозволяє за результатами єдиного експерименту визначати оптичні властивості біологічних середовищ: коефіцієнти розсіяння та поглинання, а також фактор анізотропії розсіяння.

3. Вперше створено математичну модель рей-трейсингу в системі «джерело випромінювання + біологічне середовище + еліпсоїдальний рефлектор + матричний фотоприймач», що дозволяє реалізувати прогностичний аналіз впливу параметрів фотометричної системи та біологічного об'єкту дослідження на просторовий розподіл розсіяного світла в прямому та зворотному напрямку.

4. Розроблено принципи абераційного аналізу еліпсоїдальних рефлекторів біомедичних фотометрів, що дозволило обґрунтувати вибір конструктивних параметрів дзеркального еліпсоїда обертання шляхом оцінки їх впливу на розподіл освітленості фотометричних зображень, отриманих за результатами модельного та реального експериментів.

5. Визначено типи та вдосконалено структуру вимірювальних засобів з еліпсоїдальними рефлекторами, що спрощує структурний синтез фотометричних та спектроскопічних засобів оптичної біомедичної діагностики.

6. Вдосконалено метод анабераційних точок для контролю форми внутрішньої відбиваючої поверхні еліпсоїдальних рефлекторів, що дозволяє врахувати середньо-квадратичне відхилення її профілю в залежності від кута повороту рефлектора навколо осі обертання.

**Практичне значення одержаних результатів** для галузі медичного приладобудування полягає в тому, що розроблені теоретичні засади та новітні методи фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами для оптичного аналізу становлять науково-методологічну основу створення нового класу біомедичних систем для дослідження оптичних властивостей біологічних середовищ і тканин.

Практичні результати, які отримано в дисертації, дозволили:

1. Створити алгоритми та програмне забезпечення «Ellipsoidal Photometry» (захищене свідоцтвом на реєстрацію авторського права № 68440) для вирішення

прямої задачі симуляції поширення оптичного випромінювання в системі «джерело випромінювання + біологічне середовище + еліпсоїдальний рефлектор + матричний фотоприймач», що забезпечує реалізацію розробленого методу та дозволяє розраховувати оптичні коефіцієнти та формувати фотометричні зображення.

2. Створити алгоритм та програмне забезпечення «RTER» (захищене свідоцтвом на реєстрацію авторського права № 67015) трасування променів в еліпсоїдальному рефлекторі, що дозволяє визначати положення центру ваги плями розсіювання в другій фокальній площині, середньо-квадратичне відхилення променів в залежності від координат запуску та направляючих косинусів в першій фокальній площині.

3. Розробити конструкції біомедичних фотометрів з еліпсоїдальними рефлекторами, реалізовані додатковим обладнанням для стереоскопічного мікроскопу, а також у вигляді макету окремого приладу.

4. Розробити схеми зонного аналізу фотометричних зображень та програмне забезпечення «Parse Image», що дозволяють визначати освітленість приймальної площини фотометрів з еліпсоїдальними рефлекторами, що формується внаслідок вісе-симетричного або направленого характеру світлорозсіяння біологічними середовищами.

5. Розробити методику визначення величини фактору анізотропії розсіяння на підставі аналізу освітленості різних зон фотометричних зображень у відбитому та пропущеному світлі.

6. Розробити макети та прототипи оптичних біомедичних засобів з еліпсоїдальними рефлекторами, зокрема для кутової фотометрії біологічних середовищ, оптичної неінвазивної глюкометрії, оптичної ідентифікації типу поверхні в системі оптичного зворотного зв'язку біонічного пальця людини.

**Особистий внесок здобувача.** Усі винесені на захист результати дисертації, що узагальнили результати досліджень і наведені у списку публікацій здобувача, отримано особисто. Серед них: ідея використання методу фотометричного дзеркального еліпсоїда обертання для дослідження шорсткості поверхні; аналіз функціональних особливостей застосування ефекту Доплера в засобах оптичної біомедичної діагностики; розробка методу та особливостей прикладної реалізації фотометрії дзеркальними еліпсоїдами обертання при визначенні оптичних властивостей БС; ідея застосування ЕР для вирішення основного рівняння теорії переносу випромінювання (ТПВ) методами потокових моделей та розробка принципів функціонування вимірювального засобу; ідея використання ЕР для попереднього спектроскопічного аналізу та оцінки кількості перетинів при дослідженні осьової анізотропії розсіяння волокнистих БС; розробка принципів функціонування пристрою з двома ЕР для реєстрації дифузно-розсіяного світла та багатоканальної фото-приймальної системи; ідея реєстрації індикатриси розсіяння зі змінною фотометричною відстанню та тілесним кутом фотореєстрації; ідея розробки просторових фотометричних засобів для реєстрації розсіяного випромінювання в межах повного тілесного кута; розробка схем зонного аналізу фотометричних зображень при фотометрії ЕР; вдосконалення та розробка технологій виготовлення еліпсоїдальних рефлекторів біомедичних фотометрів та

контролю їх форми; розробка математичного апарату рей-трейсингу в EP для задач оптичної ідентифікації БС; обґрунтування вибору функціональних рухів пальців верхньої кінцівки людини для системи контролю біонічним протезом на основі нейронної мережі та принципів оптичного зворотного зв'язку з використанням EP; розробка принципів та моделі розподілу фотонів в центральній поперечній моді лазерного пучка для фотометрії EP; розробка принципів фотометрії EP при різних кутах падіння лазерного випромінювання; розробка принципів раманівської спектроскопії для діагностичних засобів з EP; ідея застосування фотометру з EP для контролю рівня оптичного просвітлення БС; ідея застосування аналітичної моделі зонного аналізу фотометричних зображень для визначення фактору анізотропії БС.

**Апробація результатів дисертації.** Основні наукові та практичні результати, отримані в дисертаційній роботі, були представлені та обговорювались на таких наукових міжнародних та всеукраїнських конференціях: «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів» (м. Кременчук, 2008, 2009, 2011, 2012), «Людина і космос» (м. Дніпропетровськ, 2009), «Приладобудування: стан і перспективи» (м. Київ, 2009, 2011, 2018, 2019), «Ефективність інженерних рішень у приладобудуванні» (м. Київ, 2011), «Современные тенденции развития приборостроения» (м. Луганськ, 2012), «Новые направления развития приборостроения» (г. Минск, Беларусь, 2013, 2014, 2015, 2016), «European Conferences on Biomedical Optics (ECBO)» (Munich, Germany, 2013), «Biophotonics—Riga» (Riga, Latvia, 2013), «Приборостроение» (г. Минск, Беларусь, 2016, 2017, 2018), IEEE International Conference Electronics and Nanotechnology (ELNANO) (Kyiv, 2017), «Лазерні технології в клінічній медицині: сучасні тенденції розвитку в Україні» (м. Черкаси, 2017), «Dynamical systems: theory and applications» (Lodz, Poland, 2017), «IEEE International Scientific Conference Power and Electrical Engineering of Riga Technical University (RTUCON)» (Riga, Latvia, 2018).

**Публікації.** Основні результати дисертаційної роботи викладені у 69 наукових працях, у тому числі 19 статей у наукових фахових виданнях (з них 6 статей у виданнях іноземних держав, 12 у виданнях України, які включені до міжнародних наукометричних баз), 2 патенти на винахід, 9 патентів на корисну модель, 24 тез доповідей в збірниках матеріалів конференцій.

**Структура та обсяг дисертації.** Дисертація складається з анотації двома мовами, вступу, восьми розділів, висновків, списків використаних джерел та додатків. Загальний обсяг дисертації становить 380 сторінок, з яких основний зміст викладено на 287 сторінках, містить 136 рисунків (19 рисунків на окремих сторінках), 14 таблиць (одна таблиця на окремій сторінці). Список використаних джерел сформований опціонально – в кінці кожного розділу основної частини.

## ОСНОВНИЙ ЗМІСТ РОБОТИ

У **вступі** обґрунтована актуальність теми дослідження, вказано на зв'язок роботи з науковими програмами, зазначено мету та задачі, а також об'єкт, предмет та методи дослідження, висвітлено наукову новизну та практичне значення отриманих результатів, зазначено особистий внесок здобувача, представлено відомості про апробацію результатів роботи та публікації, наведено структуру дисертаційної роботи.

У **першому розділі** представлені результати аналітичного огляду та літературного пошуку, що розкривають проблематику порушуваних у дисертації задач. Зокрема, наведені та охарактеризовані області застосування методів біофотоніки, що найчастіше використовують при оптичній біомедичній діагностиці та клінічних процедурах за певною медичною спеціалізацією.

Проаналізовані основні процеси (відбиття від поверхні, заломлення, поглинання та розсіяння), що супроводжують поширення оптичного випромінювання в БС. З'ясовано, що для опису таких процесів доцільно використовувати наступні оптичні властивості: показник заломлення, коефіцієнти розсіяння та поглинання, а також фактор анізотропії розсіяння, що разом або у визначеній комбінації утворюють фотометричний базис БС.

Розглянуто основні принципи теорії переносу оптичного випромінювання (ОВ), що математично та аналітично інтерпретують поширення світла в БС. Проаналізоване основне рівняння теорії переносу ОВ та його складові, а також аналітичні методи його розв'язання, що використовують для дослідження опричних властивостей БС. Порівняння методів дозволило виокремити переваги, властиві симуляції Монте-Карло поширення ОВ в системі «біологічне середовище + вимірювальний засіб» для задач дослідження просторового світлорозсіяння.

Здійснено аналіз оптичних властивостей окремих БС та розглянуті типові фотометричні засоби, що застосовують для їх визначення. Зазначені основні функціональні та конструктивні обмеження лінзових, волоконно-оптичних, більшості дзеркальних оптичних систем та вимірювальних засобів з інтегруючими сферами, що суттєво впливають на корисність діагностичної інформації. У той же час, на підставі порівняльного аналізу розподілу освітленості у фотоприймальній площині оптичних систем різних типів, а також здатності до реєстрації розсіяного випромінювання в межах тілесного кута  $2\pi$ , висловлена гіпотеза про доцільність використання еліпсоїдальних рефлекторів (ЕР) з боковою поверхнею у якості робочої для визначення оптичних властивостей БС. Аналітичний огляд стану сучасної наукової та практичної інформації у цьому напрямку окреслив науково-прикладну проблему та основні завдання дисертаційної роботи.

У **другому розділі** представлено структурні схеми типових фотометрів з ЕР та розглянуті особливості їх функціонування. Технічні рішення (рис. 1) ілюструють застосування ЕР для фотометрії БС у відбитому та/або пропущеному світлі.

Розглянута і систематизована типологія інформаційно-вимірювальних пристроїв дозволила виділити характерні риси для задач конструювання фотометрів та спектрофотометрів, а також їх структурного синтезу, незалежно від розмірів та параметрів ЕР. При цьому система обробки зареєстрованої інформації, що несе дані

про розсіювальні та поглинальні властивості досліджуваного БС, а також характеризує структуру поверхні, функціонально може бути реалізована як для систем, що працюють окремо у відбитому або пропущеному світлі, так і для фотометрів, що працюють одночасно у пропущеному та відбитому світлі.

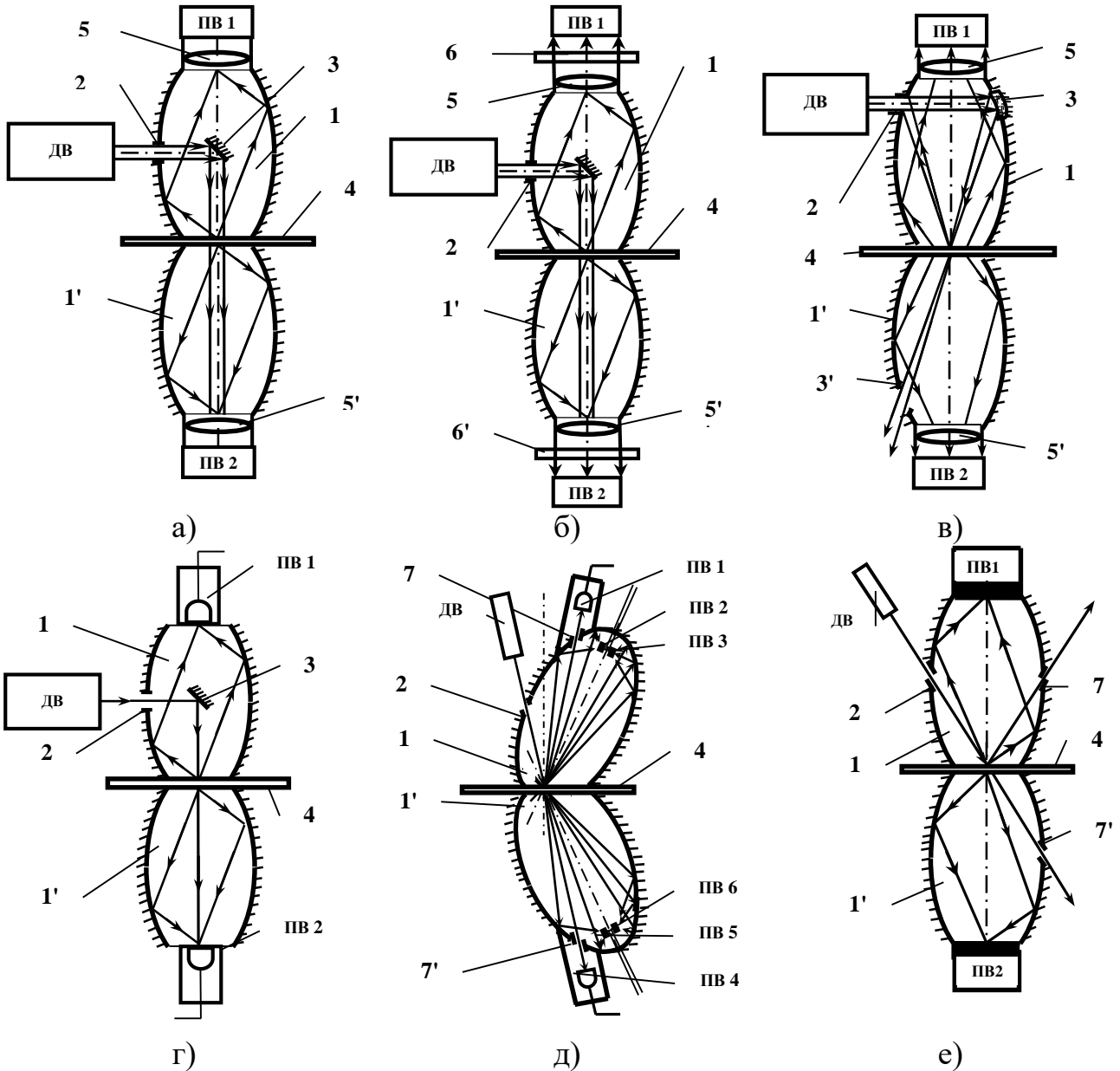


Рисунок 1 – Структурні схеми фотометрів з ЕР: ДВ – джерело випромінювання; ПВ – приймач випромінювання; 1, 1' – еліпсоїдальні рефлектори; 2 – вхідний отвір; 3 – плоске дзеркало; 4 – досліджуване БС; 5, 5' – узгоджувальні оптичні системи; 6, 6' – координатні елементи; 7, 7' – вихідні отвори

Оскільки незалежно від обраної конфігурації фотометру з ЕР для дослідження оптичних властивостей ключовим є вибір параметрів еліпсоїдів, що на пряму визначаються прогнозованим ступенем розсіяння в БС, а також ходом променів в рефлекторі, у дисертаційній роботі розроблений метод дзеркальних еліпсоїдів обертання для задач оптики світлорозсіювальних БС.

Дзеркальний еліпсоїд обертання або еліпсоїдальний рефлектор (рис. 2) отриманий шляхом зрівняння двох малих напів-вісей ( $a$  і  $c$ ) і визначенням у якості осі обертання великої напів-осі ( $b$ ).

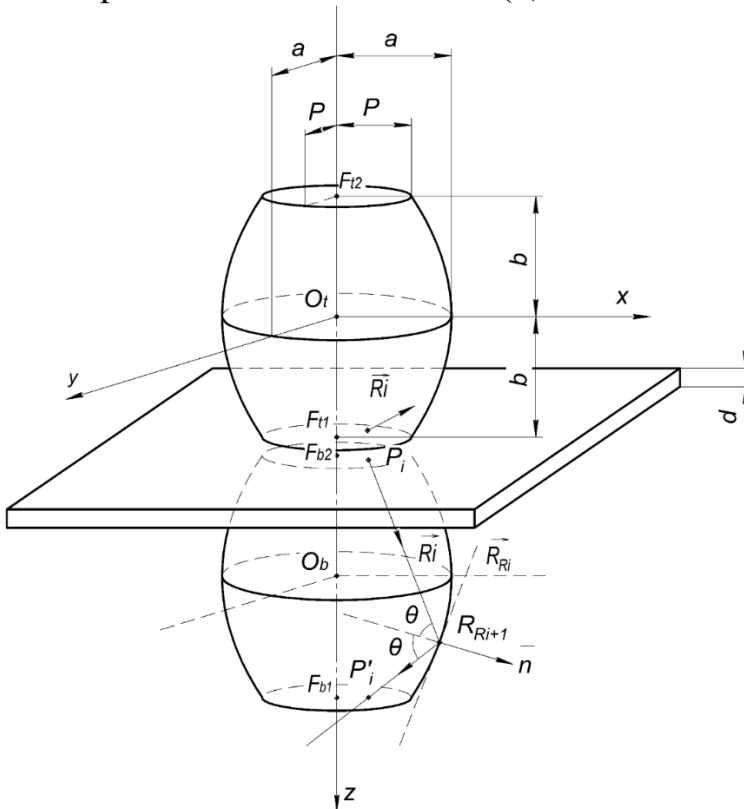


Рисунок 2 – Трасування променів в еліпсоїдальних рефлекторах

При цьому малі напів-вісі утворюють площину, паралельно якій розташовані фокальні площини (перша, що містить фокус  $Ft1$  ( $Fb1$ ), та друга, що містить фокус  $Ft2$  ( $Fb2$ )), вздовж яких відраховують фокальний параметр  $p$ , а вздовж осі  $b$  відраховуєть фокальну відстань  $f$ . Робоча частина ЕР, що використовуються в фотометрах, має вигляд ортогонально (по відношенню до великої напів-осі) усіченого в фокальних площинах еліпсоїда.

Граничними умовами трасування променів в ЕР є: співпадіння осі обертання  $Oz$  еліпсоїдів з віссю променя, що падає на БС; збирання променів з довільними направляючими косинусами, що виходять з одного фокуса і відбиваються боковою

поверхнею еліпсоїда, у другому фокусі; потрапляння променів з довільними направляючими косинусами, що виходять з будь-яких точок першої фокальної площини поза першого фокусу і відбиваються боковою поверхнею еліпсоїда, до другої фокальної площини поза другого фокусу; підпорядкування взаємодії променів зі стінками еліпсоїда законам геометричної оптики.

ОВ після взаємодії з плоским зразком БС виходить з нього в прямому та/або зворотному, по відношенню до падаючого, напрямку у вигляді набору променів з довільними направляючими косинусами. Плоский зразок БС суміщений своїми сторонами з однією з фокальних площин верхнього та/або нижнього еліпсоїду. Пляма розсіяння, утворена на сторонах БС за допомогою ЕР сформується в його іншій фокальній площині та матиме подібний до оригіналу просторовий розподіл та змінену інтенсивність. Для здійснення фотометрії отриманий просторовий розподіл потрапляє на матричний приймач випромінювання, який може розміщуватись безпосередньо в приймальній площині ЕР (його розміри повинні бути не меншими за подвійний фокальний параметр  $p$ ) або бути оптично спряженим з узгоджувальною оптичною системою (об'єктивом ПЗЗ-камери).

Процедуру рей-трейсингу в ЕР здійснюють шляхом алгоритмізації, яка передбачає відстеження траєкторії та фізичних процесів, які відбуваються з окремим променем (фотонем), що вийшов з БС за однією з можливих траєкторій (рис. 2).

Центр верхнього еліпсоїда  $Ot$  знаходиться в початку системи координат, а центр нижнього еліпсоїда  $Ob$  відстає від центру верхнього на величину  $(2f+d)$ , де  $d$  – товщина зразку БС.

Вхідними даними для трасування променів є координати точки виходу з БС  $P(x_p, y_p, z_p)$ , а також направляючі косинуси  $C_i (\cos \alpha_{R_i}, \cos \beta_{R_i}, \cos \gamma_{R_i})$  вектору  $\overline{R_i}$ , котрі отримують симуляцією блукання фотона в модельованому БС методом Монте-Карло. Практична реалізація запропонованого алгоритму полягає у пошуку точки перетину променю  $\overline{R_i}$  з першою фокальною площиною  $Ft1$  верхнього еліпсоїда (якщо  $\cos \gamma < 0$ ) або другою фокальною площиною  $Fb2$  нижнього еліпсоїда (якщо  $\cos \gamma > 0$ ). Фотони, що не потрапили до  $Ft1$  або  $Fb2$  не беруть участі у подальшому рей-трейсингу, а їх статистичну вагу записують в окремий масив, що характеризує ефективність застосування ЕР з обраним фокальним параметром. Далі визначають точку  $P_i$  перетину променю  $\overline{R_i}$ , що має початок в точці  $P$  і міститься всередині еліпсоїда, що описується рівнянням типу  $(x^2 + y^2)b^2 + z^2a^2 = a^2b^2$ . Оскільки координати променю  $\overline{R_i}$  невідомі, рівняння прямої в просторі, якій належить цей вектор, виражають через його направляючі косинуси  $C_i (\cos \alpha_{R_i}, \cos \beta_{R_i}, \cos \gamma_{R_i})$ , здійснюють параметризацію, вирішують систему рівнянь разом з рівнянням еліпсоїда за умови, що  $a \neq b \neq 0$ , і впорядковують його по невідомому параметру  $t$ :

$$\begin{aligned} & t^2 \left[ b^2 (\cos^2 \alpha_{R_i} + \cos^2 \beta_{R_i}) + a^2 \cos^2 \gamma_{R_i} \right] + \\ & + t \left[ 2b^2 (\cos \alpha_{R_i} \cdot x_p + \cos \beta_{R_i} \cdot y_p) + 2a^2 \cos \gamma_{R_i} \cdot z_p \right] + \\ & + \left[ b^2 (x_p^2 + y_p^2) + a^2 (z_p^2 - b^2) \right] = 0 \end{aligned} \quad (1)$$

Розв'язок  $t$  в (1) залежить від напрямку поширення вектору вздовж осі обертання  $Oz$  верхнього або нижнього еліпсоїда, що визначається косинусом кута вектору до цієї осі, тобто  $\cos \gamma_{R_i}$ . Якщо  $\cos \gamma > 0$ , то дискримінант з (1) береться додатній, якщо  $\cos \gamma < 0$  – від'ємний, якщо  $\cos \gamma = 0$ , то вводиться умову паралельності переміщення вектору до осі  $xOy$  з граничним значенням статистичної ваги фотону.

Координати точки  $P_i(x_{P_i}, y_{P_i}, z_{P_i})$  перетину прямої, якій належить вектор  $\overline{R_i}$ , з поверхнею еліпсоїда обертання (відбиття променю від бокової поверхні ЕР) визначаються виходячи з наступної системи:

$$\begin{cases} x_{R_i} = x_{R_i} - \frac{2 \cos \theta}{\|\overline{n}\|} \|\overline{R_i}\| x_n \\ y_{R_i} = y_{R_i} - \frac{2 \cos \theta}{\|\overline{n}\|} \|\overline{R_i}\| y_n, \\ z_{R_i} = z_{R_i} - \frac{2 \cos \theta}{\|\overline{n}\|} \|\overline{R_i}\| z_n \end{cases} \quad (2)$$

де  $\|\bar{n}\|$  – норма вектору нормалі до поверхні еліпсоїда в точці  $P_i$ ,  $\|\bar{R}_i\|$  – норма вектору, що містить промінь, який вийшов з досліджуваного БС, а кут  $\theta$  між нормаллю та падаючим променем  $\bar{R}_i(x_{R_i}, y_{R_i}, z_{R_i})$  визначають як відношення скалярного добутку падаючого вектору і вектору нормалі до норм цих векторів.

Далі розраховують направляючі косинуси відбитого вектору  $C_r(\cos \alpha_{R_r}, \cos \beta_{R_r}, \cos \gamma_{R_r})$  і точку  $P_{oi}(x_{P_{oi}}, y_{P_{oi}}, z_{P_{oi}})$  перетину відбитого променю з поверхнею еліпсоїда. У випадку коли  $z_{P_{oi}}$  знаходиться за фокальною площиною або на ній визначають точку перетину променю з фокальною площиною  $z=2b$  для верхнього еліпсоїда та  $z=-(2f+d)$  – для нижнього еліпсоїда, за наступними виразами:

$$x_{P_o} = \frac{f - z_{P_i}}{\cos \gamma_{R_r}} \cdot \cos \alpha_{R_r} + x_{P_i}; \quad y_{P_o} = \frac{f - z_{P_i}}{\cos \gamma_{R_r}} \cdot \cos \beta_{R_r} + y_{P_i}; \quad z_{P_o} = f. \quad (3)$$

У іншому випадку повторюють попередню процедуру, а початковими даними вважають точку  $P_i(x_{P_i}, y_{P_i}, z_{P_i})$  та направляючі косинуси  $C_r(\cos \alpha_{R_r}, \cos \beta_{R_r}, \cos \gamma_{R_r})$  вектору  $\bar{R}_r$ . Множина розв'язків (3) для множини променів, що характеризують розсіяння вперед та назад для зразка БС, утворює просторовий розподіл у вихідній фокальній площині відповідного ЕР.

На основі граничних умов та (1)-(3) розроблено алгоритм рей-трейсингу та розглянуті особливості його програмної реалізації RTER (рис. 3). Програмне забезпечення дозволяє досліджувати положення центру ваги плями розсіювання в фокальній площині, середньо-квадратичне відхилення кожної з точок, а також зберігати зображення плями розсіювання для подальшого апаратного аналізу.

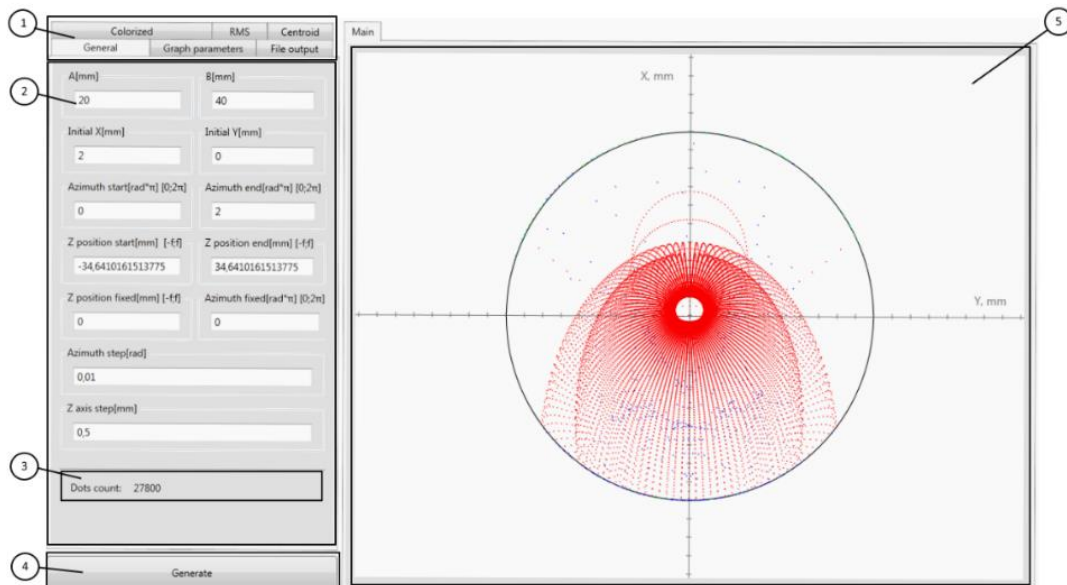


Рисунок 3 – Головне вікно програми RTER: 1 – панель вкладок; 2 – контент вкладки; 3 – кількість запущених точок; 4 – кнопка початку обчислення; 5 – вікно візуалізації

Розроблені механізми рей-трейсингу дозволили з'ясувати основні траєкторії рухів променів в ЕР (рис. 4).

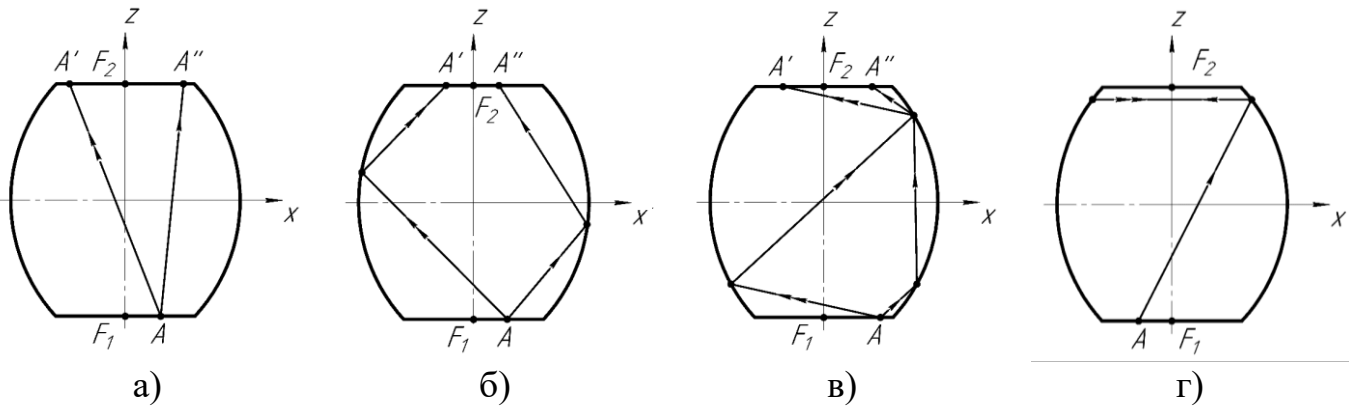


Рисунок 4 – Види взаємодії променів з ЕР: без взаємодії (а); при взаємодії з центральною частиною рефлектора (б); двократне (в) та багатократне (г) відбиття

Після виходу променів (фотонів) з БС частина променів буде мати напрямок, який дозволить їм перетнути другу фокальну площину ЕР без взаємодії з поверхнею еліпсоїда (рис. 4.а). З урахуванням показників ефективності використання ЕР з певними параметрами в застосуванні до конкретного середовища, всі інші промені, що вийшли з БС уловлюватимуться апертурою першої фокальної площини й обов'язково повинні відбитися від бокової поверхні еліпсоїда. При цьому найбільш ймовірним випадком трасування променю є траєкторія взаємодії з середньою частиною рефлектора (рис. 4.б) і однократне відбиття. Петлі великого і малого радіусів будуть описувати фігури типу двох-порожнистих петель, показаних на рис. 5. Форма петель, показаних на рис. 5 суцільною лінією, характерна для середньої частини рефлектора, що лежить вище площини «екватора» еліпсоїда, а форма петель, зображених на рис. 5 перервною лінією – лежить нижче нього.

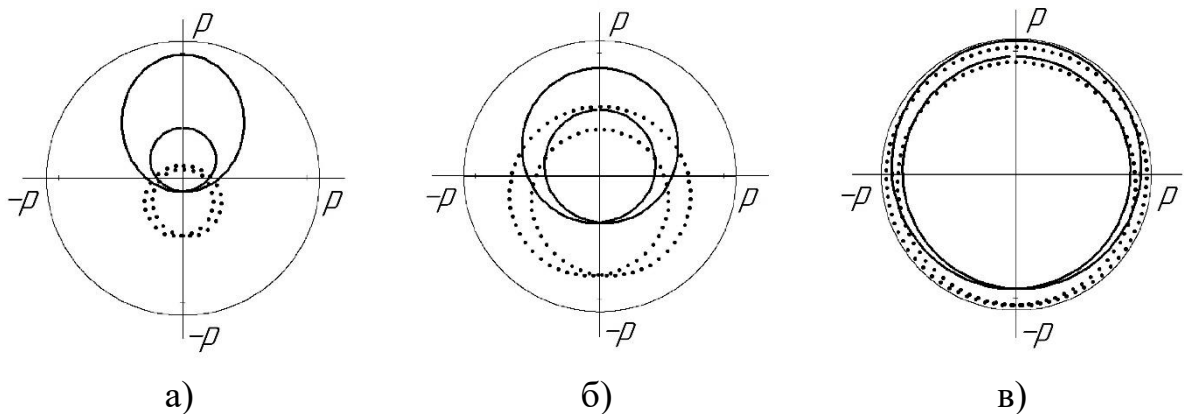


Рисунок 5 – Пляма розсіювання утворена променями, що вийшли з предметної точки  $P(x_p, y_p, z_p)$  з координатами (0;2) (а); (0;6) (б) та (0;10) (в) під zenітним кутом, який визначено висотами  $h=\pm 10,4$ ;  $h=\pm 5$  та  $h=\pm 1$  відповідно, для ЕР з  $p=11$  мм та  $e=0,65$  (суцільна лінія – для додатного значення  $h$ ; перервна лінія – для від'ємного)

При взаємодії з нижньою або верхньою частиною рефлектора, в залежності від координат предметної точки, а також значення азимутального кута можливі траєкторії руху, зображені на рис. 4.в та рис. 4.г. При цьому спостерігаються як однократні відбиття від стінок рефлектора, так і багатократні. Кількість актів відбиття, окрім іншого, визначається величиною zenітного кута кожного наступного

відбиття від стінок еліпсоїда, а також кінцевою точністю представлення чисел. Визначаючи ефективність задіяння окремої частини еліпсоїда обертання на кількість і характер відбиття, співставляють граничні значення направляючих косинусів (переважно вздовж осі  $z$ ) променів, які вийшли з БС.

Виходячи з математичного апарату та, зокрема виразів (1)-(3), для пошуку точки перетину променю з поверхнею рефлектора необхідно вирішити систему рівнянь, яка включає рівняння прямої в просторі та еліпсоїда з однаковими малими напів-осями. За винятком двократного відбиття (рис. 4.в) траєкторія руху променю при багатократному відбитті (рис. 4.г) обумовлена прямуюванням зенітного кута до  $90^\circ$  і, відповідно, його косинуса до нуля на кожній наступній ітерації. При нульовому значенні косинуса зенітного кута виникає математична невизначеність. Геометрично це означає, що координати променю вздовж осі  $z$  практично не змінюються і траєкторія руху променю при подальших актах відбиття буде паралельна площині  $xOy$ , тобто фокальній площині еліпсоїда. Фізично цей процес буде тривати до тих пір, поки, внаслідок багатократності відбиття від дзеркальної стінки еліпсоїда, енергія променю (статистична вага фотона) не зменшиться до нуля.

Розроблені принципи абераційного аналізу еліпсоїдальних рефлекторів біомедичних фотометрів, що полягають: по-перше – в оцінці впливу ексцентриситету еліпсоїда обертання на положення квадратичних  $RMS$  (рис. 6) та рівнозважених  $Centroid$  (рис. 7) відхилень координат у другій фокальній площині при фіксації точки запуску в першій фокальній площині EP; по-друге – в оцінюванні впливу координат точки запуску на значення  $RMS$  (рис. 8) та  $Centroid$  (рис. 9) для осей  $X$  і  $Y$  при фіксованих ексцентриситетах; і по-третє – в розгляді  $Centroid$  і  $RMS$  для загальної кількості актів відбиття та диференційовано – для першого, другого тощо відбиття при радіальному розбитті сітки фокальної площини.

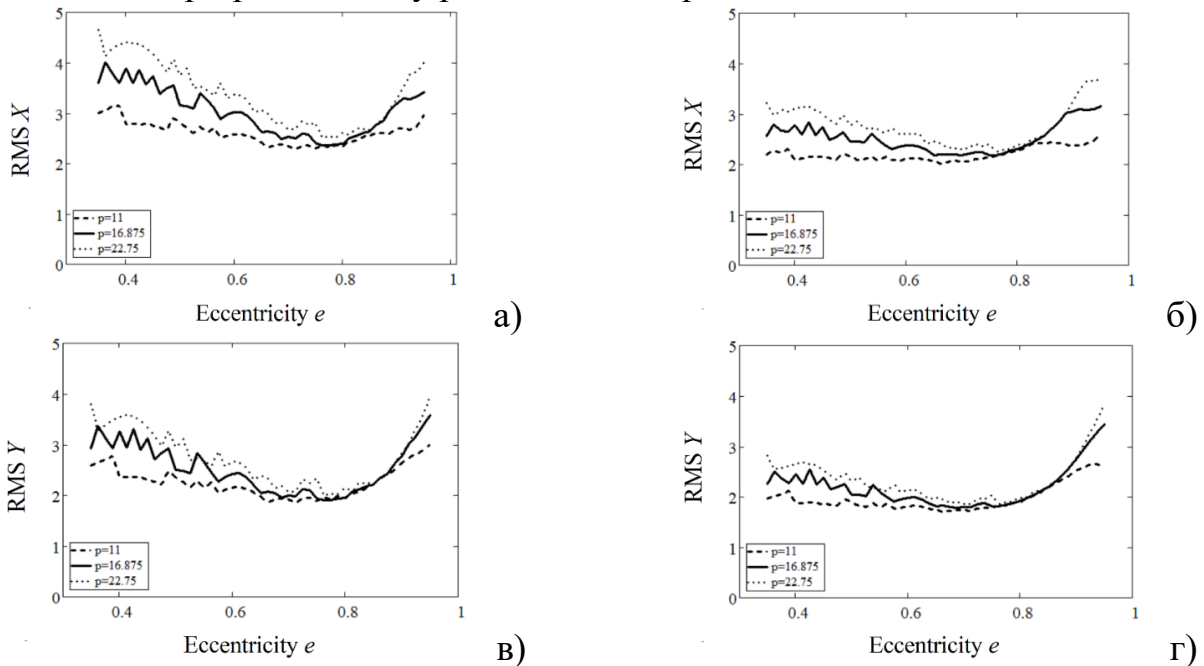


Рисунок 6 – Залежність  $RMS$  загального (а та в) та першого (б та г) відбиття від ексцентриситету EP при  $p=11$  мм,  $p=16,875$  мм та  $p=22,75$  мм для точки  $A(0;2)$

Нижня межа еліптичності при виготовленні еліпсоїда розглянутими у роботі методами складає близько 0,35. Верхню межу еліптичності визначено на рівні п'ятивідсоткового відхилення форми еліпсоїда від сферичної.

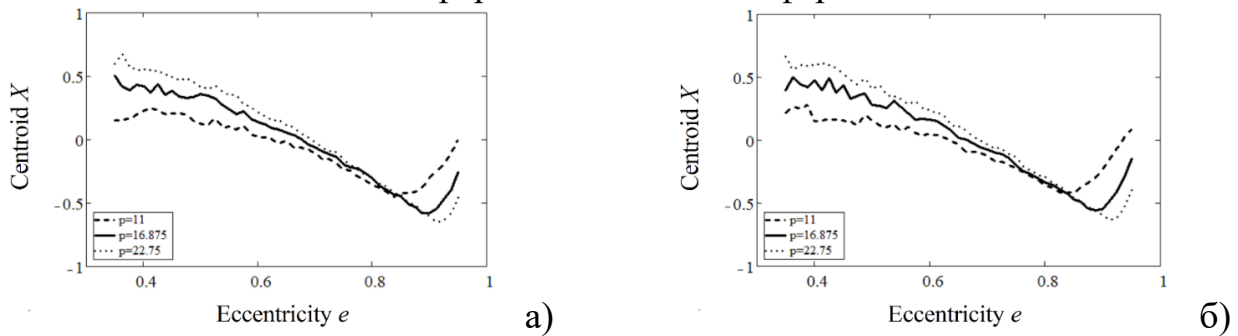


Рисунок 7 – Залежність *Centroid* загального (а) та першого (б) відбиття від ексцентриситету  $EP$  при  $p=11$  мм,  $p=16,875$  мм та  $p=22,75$  мм для точки  $A(0;2)$

Також оцінено вплив координат точки запуску на значення *RMS* (рис. 8) та *Centroid* (рис. 9) для осей  $X$  і  $Y$ . Для цього зафіксовано еліпсоїд з фокальним параметром 11 мм і розглянуто поведінку рівно-зважених і квадратичних відхилень координат  $X$  і  $Y$  при ексцентриситетах 0,5, 0,65 і 0,8.

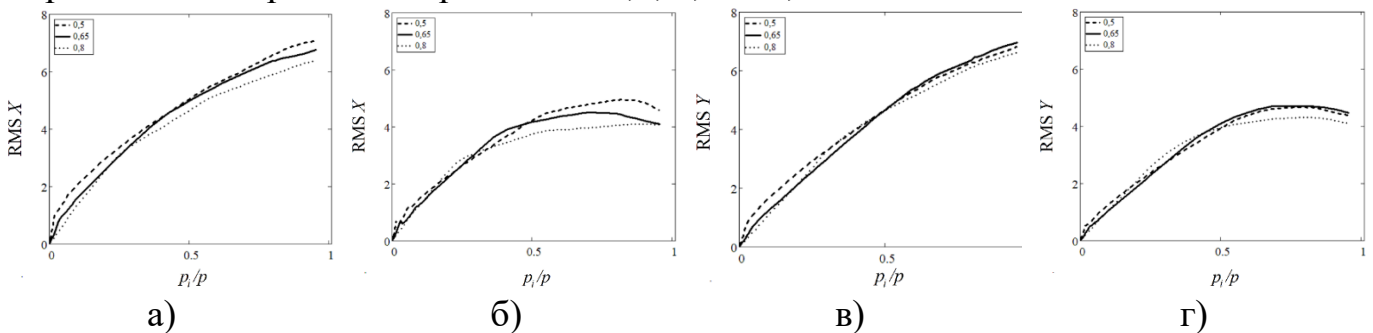


Рисунок 8 – Залежність *RMS* загального (а та в) та першого (б та г) відбиття від координат токи запуску при значеннях ексцентриситету 0,5, 0,65 та 0,8

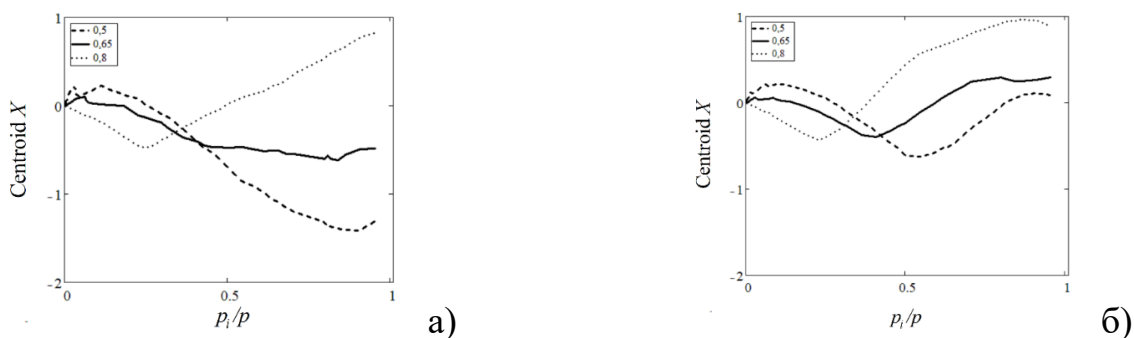


Рисунок 9 – Залежність *Centroid* загального (а) та першого (б) відбиття від координат токи запуску при значеннях ексцентриситету 0,5, 0,65 та 0,8

Оцінюючи рівно-зважені та середньоквадратичні відхилення, екстремуми та характер поведінки їх графіків здійснюють абераційний аналіз роботи рефлектора обраної конфігурації.

У **третьому розділі** запропоновано математичну модель для вирішення основного рівняння теорії переносу випромінювання в системі «джерело

випромінювання + біологічне середовище + вимірвальний засіб» методами прямого та інверсного Монте-Карло.

Математична модель реалізована на теоретичних засадах рей-трейсингу в системі «джерело випромінювання (ДВ) + біологічне середовище + еліпсоїдальний рефлектор + матричний фотоприймач (МФП)» при використанні механізмів Монте-Карло симуляції поширення ОВ в інформаційно-вимірвальній системі біомедичного фотометру з ЕР. Обґрунтовано особливості формування вхідних даних та базового алгоритму симуляції, а також визначено граничні умови моделювання. Основні особливості та обмеження практичної реалізації симуляції Монте-Карло в системі «ДВ + БС + ЕР + МФП» полягають у: нехтуванні хвильовими властивостями світла (інтерференцією, дифракцією та дисперсією); прийнятті того, що розсіяння випромінювання вважається пружним (поглинуте БС світло не перевипромінюється і не змінює довжину хвилі); підпорядкуванні поширення світла між розсіювальними центрами (РЦ) законам геометричної оптики; факті зміни напрямку поширення променя (фотону) при зіткненні з РЦ; втраті інтенсивності ОВ при поширенні між РЦ пропорційно значенню альbedo даного БС; локалізації модельованого БС між однорідними оптично прозорими напів-нескінченними середовищами з відомими показниками заломлення; врахуванні явища заломлення, Френелівського відбиття та повного внутрішнього відбиття при перетині випромінюванням границі розподілу шарів БС; розгляді траєкторії блукання пакету фотонів з початковим значенням статистичної ваги, що зменшується по мірі поширення пакету фотонів у БС; формуванні параметрів ДВ за рахунок просторового розподілу фотонів у пакеті; вісе-симетричності падаючого ОВ і співпадінні його осі з великою напів-віссю ЕР; використанні ЕР у вигляді тіл обертання, що усічені по фокальним площинам ортогонально великій напів-осі еліпсоїда; співпадінні плоских фокальних площин ЕР з плоскими поверхнями БС; ортогональності поверхні БС падаючому ОВ; вираженні меж дотику (перетину) оптичних поверхонь та шарів БС суто математично і одночасному віднесенні до поверхонь дотику (перетину).

Коректне застосування наведених граничних умов залежить від правильності послідовного задіяння різних систем координат, що визначають окремі акти взаємодії фотонів з системою «ДВ + БС + ЕР + МФП». При розробленій симуляції використано чотири типи систем координат: Декартова прямокутна система координат для відстеження траєкторії руху фотонів; циліндрична система координат для запису статистичної ваги поглинутих БС фотонів; полярна система координат для реєстрації пропущених та відбитих фотонів на границі/-ях розподілу БС та оточуючого середовищ; сферична система координат для симуляції траєкторії руху фотону в БС та ЕР.

Представлено аналітичні засади програмної адаптації параметрів ДВ, приймальної системи, а також границь розподілу середовищ, що покладені в основу симуляції. Зокрема, програмно-апаратна адаптація розміщення зразків БС в біомедичному фотометрі з ЕР передбачає такі умови проведення експерименту: *in vivo* – із застосуванням фотометру з одним ЕР і роботу у відбитому світлі, а також *in vitro* дослідження, які проводяться на БС, що було виокремлене з живого

біологічного об'єкту (аналогічно відбуваються і *post mortal* експеримент). У першому випадку БС забезпечують рівномірність поверхні, якій надають властивості площини для контакту з першою фокальною площиною ЕР (рис. 10.а). У випадку неможливості створення плоскої границі у робочому вікні рефлектора внаслідок анатомічних особливостей досліджуваної тканини використовують прозоре предметне скло (ПС) визначеної товщини, верхня межа якого розміщена у першій фокальній площині ЕР (рис. 10.б). У другому випадку доцільно використовувати «сендвічну» структуру закріплення зразка БС 3 (рис. 10.в), що передбачає використання оптично прозорої пластинки 1, прокладки 2, оптично прозорої покривної пластинки 4 та закріплюючих елементів 5.

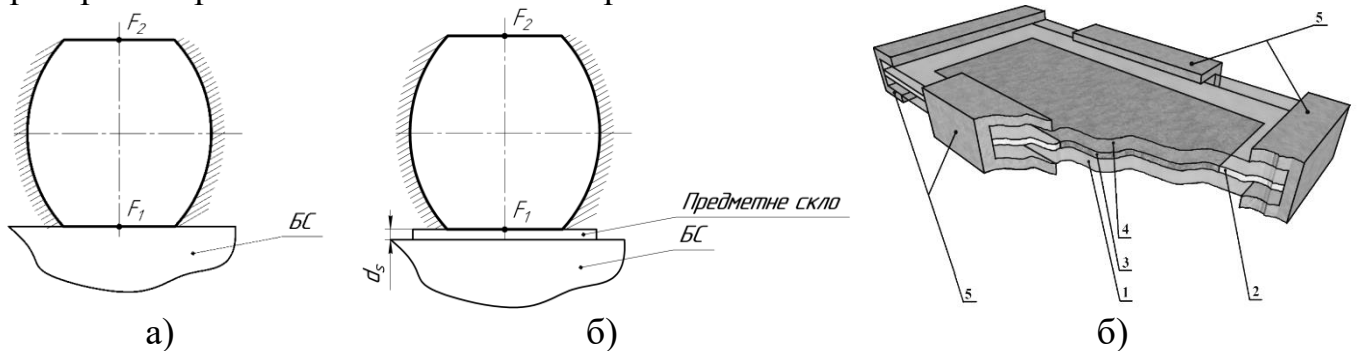


Рисунок 10 – Способи розміщення БС при проведенні експерименту: в умовах *in vivo* без (а) та з (б) використанням ПС, а також *in vitro* (в)

При симуляції Монте-Карло у першому випадку необхідно врахувати умову напів-нескінченності, що задається значенням товщини останнього шару БС, при якому коефіцієнт пропускання  $T \rightarrow 0$ . У випадках, показаних на рис. 10.б та рис. 10.в, вводять додаткові значення товщини та показника заломлення ПС. У програмній реалізації розраховують втрати Френеля на межах «повітря – ПС», а також «ПС – БС».

Адаптація параметрів колімованого ДВ до умов симуляції Монте-Карло (М-К) поширення світла в БС та ЕР здійснена для випадку нескінченного-тонкого пучка променів, а також для рівномірного та гаусового профілю розподілу інтенсивності випромінювання у центральній моді лазерного пучка. З огляду на функціональну необхідність візуалізації другої фокальної площини відповідного рефлектора, як результату симуляції М-К, що обумовлена використанням МФП в реальних фотометрах з ЕР, у роботі також обґрунтоване перетворення просторового розподілу падаючого оптичного випромінювання в просторовий розподіл в отриманому фотометричному зображенні (ФЗ).

Нескінченно-тонкий пучок застосовують або як еталонний модельний експеримент, коли важливими є лише числові значення оптичних властивостей та коефіцієнтів, або ж у випадку коли досліджуваний об'єкт не містить оптичних неоднорідностей. Цьому випадку моделювання властива симетрія відносно зсуву осі джерела ОВ вздовж поверхні досліджуваного БС. У результаті моделювання і формування ФЗ використовують функцію Гріна, як відгук середовища на точковий зовнішній вплив. Усі фотони мають однакові координати, що знаходяться в початку координат  $x = y = 0$ .

Поперечний рівномірний перетин скінченного радіусу математично є розширенням нескінченно-тонкого променя до кола радіусу  $r$ , у якому всі фотони розподілені рівномірно. Для цього використано генератор випадкових чисел з рівномірним розподілом на проміжку  $[0,1]$ , який збільшено радіусу  $r$  та відцентровано:

$$r_j = 2r \cdot \xi - r, \quad (4)$$

де  $r_j$  – випадкова величина, що рівномірно розподілена на проміжку  $[-r, r]$ ;  $\xi$  – випадкове число у проміжку  $[0,1]$ ;  $r$  – радіус падаючого пучка променів.

Генеруючи координати  $x$  та  $y$  з використанням (4) отримують рівномірний розподіл в квадраті зі стороною  $r$ , що не відповідає профілю реального пучка променів. Тому необхідно накласти обмеження на отримані величини щодо не перевищення Евклідовою нормою отриманих координат заданого радіусу пучка променів  $r$ :

$$x = 2r \cdot \xi - r; \quad y = 2r \cdot \xi - r; \quad x^2 + y^2 \leq r. \quad (5)$$

Здійснивши побудову рівномірного та гаусового просторового розподілу інтенсивності падаючого пучка променів діаметром, наприклад, 1,4 мм, отримають графік щільності ймовірності (рис. 11.а та рис. 11.в) та зображення просторового розподілу (рис. 11.б та рис. 11.г) в апертурі круглого перетину з радіусом 0,7 мм.

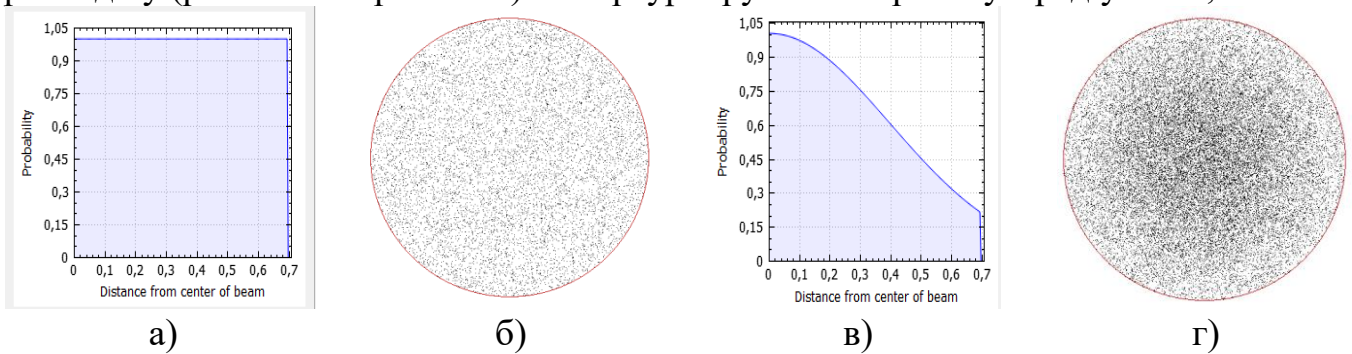


Рисунок 11 – Рівномірний (а та б) та гаусовий (в та г) профіль розподілу інтенсивності падаючого пучка діаметром 1,4 мм: графік щільності ймовірності (а та в); просторовий розподіл при запуску  $10^5$  фотонів (б та г)

Поперечний гаусовий профіль перетину скінченного радіусу найбільш наближений до профілю реального одномодового лазера з поперечною модою  $TEM_{00}$ . Для утворення нормального просторового розподілу в колі радіусом  $r$  використано генератор випадкових чисел з рівномірним розподілом на проміжку  $[0,1]$  і полярне перетворення Марсалаї для отримання нормального розподілу координат з довільним значенням дисперсії  $\sigma$  та математичного очікування  $\mu$ :

$$\begin{cases} x = m_1 \cdot \sigma + \mu \\ y = m_2 \cdot \sigma + \mu \end{cases} \quad (6)$$

де  $m_1$  та  $m_2$  – пара нормально розподілених величин з математичним очікуванням 0 та дисперсією 1.

Побудову просторового розподілу в апертурі падаючого променя та фото-приймальній площині здійснюють у відповідності з заданими параметрами ДВ в однакових системах координат.

Поряд з аналітичною моделлю визначення оптичних коефіцієнтів та врахування розсіювально-поглинальних властивостей БС, розроблено та представлено алгоритм і засади програмної реалізації симуляції Монте-Карло в системі «ДВ + БС + ВЗ» (рис. 12).

Базовий алгоритм та принципи симуляції (рис. 2), особливості рей-трейсингу в ЕР (1)-(3), а також аналітичні засади адаптації параметрів джерела випромінювання (4)-(6) в математичну модель рей-трейсингу в системі «ДВ + БС + ЕР + МФП» були покладені в основу розробленого програмного забезпечення «Ellipsoidal Photometry», що є прикладною реалізацією симуляції поширення ОВ в фотометрі з ЕР та методу стохастично-статистичного моделювання Монте-Карло.

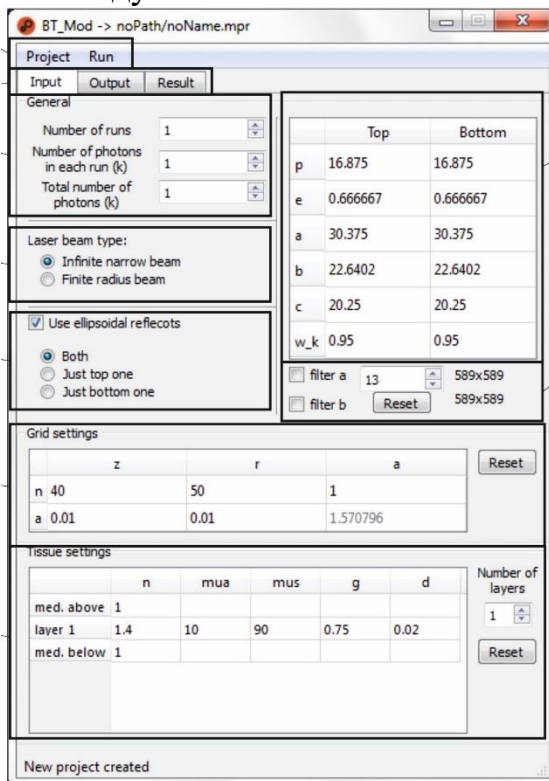


Рисунок 12 – Головне вікно програми «Ellipsoidal Photometry»

Програма «Ellipsoidal Photometry» дозволяє варіювати параметрами падаючого променя: починаючи від нескінченно-тонкого, продовжуючи з гаусовим профілем розподілу енергії в центральній моді і закінчуючи колімованим з рівномірним розподілом на заданому радіусі. Зазначене програмне забезпечення придатне для застосування з різноманітними конфігураціями вимірювальних засобів і дозволяє вирішувати задачі фотометрії на пропускання, відбиття, а також на відбиття та пропускання одночасно. Конфігурацію вимірювальної системи задають параметрами фотометричної головки з ЕР як перетворюючого ядра. Вихідними даними є фотометричні зображення, графіки, таблиці та масиви числових даних.

Таким чином розроблено метод фотометрії ЕР з використанням бокових поверхонь як робочих, що дозволяє вирішувати основне рівняння теорії переносу ОВ в системі «ДВ + БС + ВЗ» методом Монте-Карло і визначати при цьому оптичні властивості БС та здійснювати візуалізацію другої фокальної площини ЕР біомедичних фотометрів.

У четвертому розділі представлені результати проектування фотометрів з ЕР шляхом вдосконалення серійного обладнання для мікроскопії (рис. 13.а), а також при побудові індивідуальних прототипів (рис. 13.б).

Спектральний діапазон роботи фотометрів з ЕР залежить від параметрів ДВ, чутливості монохромної матриці ПЗЗ камери та відбиваючих властивостей внутрішньої поверхні еліпсоїда. При роботі з деякими зразками БС щоб уникнути

засвічення матриці лазерний потік ослаблюють введенням в хід променів поляризаторів Малюса. Для врахування можливих флуктуацій падаючий потік розділяють на два канали, а сигнал з опорного каналу контролюють оптичним ваттметром. При дослідженнях (рис. 14) використовували ЕР з  $e=0,66$ ,  $p=16,875$  мм і коефіцієнтом відбиття бокових поверхонь 0,8.

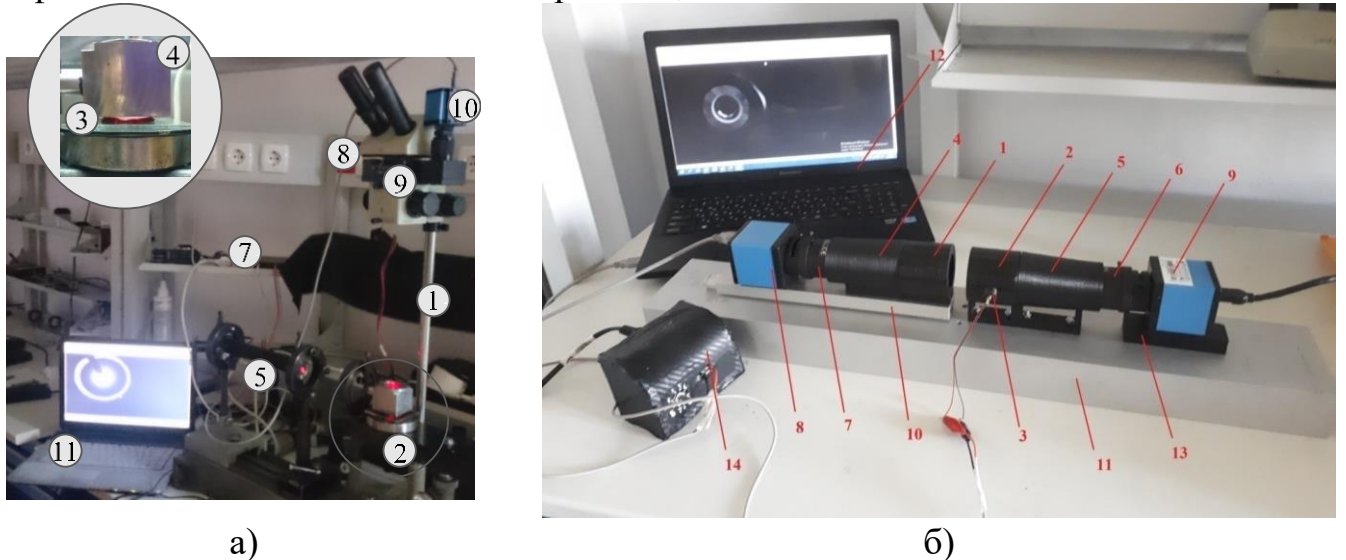


Рисунок 13 – Фотометрична установка на базі мікроскопа МБС-10 (а): 1 – стійка; 2 – предметний столик; 3 – БС; 4 – фотометрична головка з ЕР; 5 – лазер; 7 – блок живлення лазера; 8 – мікроскоп; 9 – TV адаптер; 10 – ПЗЗ-камера; 11 – комп'ютер та макет біомедичного фотометру (б): 1, 2 – ЕР; 3, 4 – конусоподібні бленди; 5, 6 - об'єктиви; 7, 8 – ПЗЗ камери; 9 – ввідний отвір; 10 – рухома частина; 11 – основа; 12 – тримач зразка БС; 13 – проставка; 14 – блок живлення ДВ

На підставі експериментальних даних, отриманих при дослідженні розсіяння різними БС методом фотометрії ЕР як у відбитому, так і в пропущеному світлі, введено позначення типів ФЗ з радіально симетричним (рис. 14.а та рис. 14.б) і направленим (рис. 14.в та рис. 14.г) характером розподілу розсіяного ОВ. При фотометрії БС можливе отримання зображень обох типів, першого – властивого для більшості БС, і другого – спостерігається переважно при дослідженні тканин волокнистої або фіброзної структури в зразках з поздовжнім розміщенням волокон.

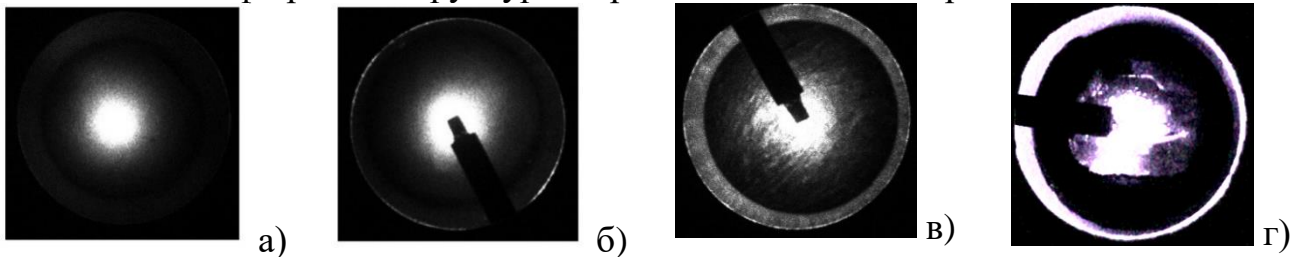


Рисунок 14 – ФЗ при фотометрії ЕР для *muscle porcine tissue* товщиною  $1,3\pm 0,01$  мм у пропущеному (а) та відбитому (б) світлі на  $\lambda=632,8$  нм, а також *muscle chicken tissue* товщиною  $0,76\pm 0,02$  мм у відбитому світлі на  $\lambda=632,8$  нм (в) та  $\lambda=405$  нм (г)

Обґрунтовано принципи зонного аналізу отриманих ФЗ, розподіл яскравості в яких з позицій програмного поділу дифузних і колімованих потоків аналізують за схемами, наведеними на рис. 15.

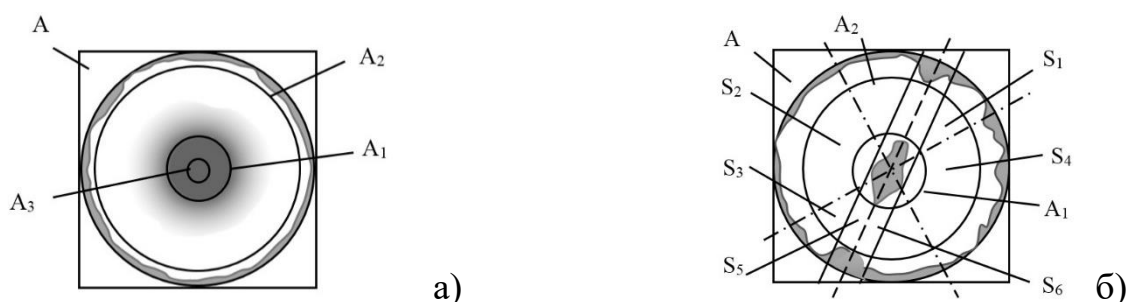


Рисунок 15 – Схеми обробки ФЗ при фотометрії ЕР з радіально-симетричним (а) та направленим (б) характером розподілу яскравості: А – зона інтересу (квадрат); А1, А2 – малий та великий внутрішні кола; А3 – коло колімованого потоку; S1, S2, S3, S4 – сектори; S5, S6 – смуги, паралельні осі направленості розсіяння

Першим принципом при фотометричному аналізі є визначення області інтересу, тобто частини ФЗ, яка містить необхідну інформацію для подальшої обробки. Другим принципом є врахування шумової компоненти, яка проявилася у вигляді окремих яскравих пікселів (груп пікселів) поза області діаметру робочого отвору ЕР. Постулати третього принципу зведено до окремого зонного аналізу ФЗ з симетричним та направленим характером розсіяння. Усі радіально-симетричні ФЗ мають загальний поділ на кругові зони (рис. 15.а): внутрішні мале та велике кола площею А1 і А2 відповідно, внутрішнє та середнє кільце площею (А1-А3) та (А2-А1) відповідно, а також зовнішнє кільце площею  $(\pi r^2 - A_2)$ , обмежене великим внутрішнім колом та колом, вписаним в область інтересу. У разі направленого характеру розсіяння (рис. 15.б) область інтересу розбивають на квадрати малого розміру, кількість яких задають параметром сегментації з метою виявлення дзеркальної (направленої) симетрії. Після цього будують вісь дзеркальної симетрії і розбивають зображення на чотири сектори S1, S2, S3, S4 рівної площі, два з яких (S1 і S3) «співпадають» з направленістю розсіяння. Додатково будують смуги S5 і S6, паралельні осі дзеркальної симетрії і формують загальну смугу з максимумом яскравості при мінімальній ширині. Зазначене покладене в основу побудови алгоритмів роботи спеціалізованого програмного забезпечення (рис. 16), призначеного для індивідуальної і пакетної обробки й аналізу зображень при ПЗЗ фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами.

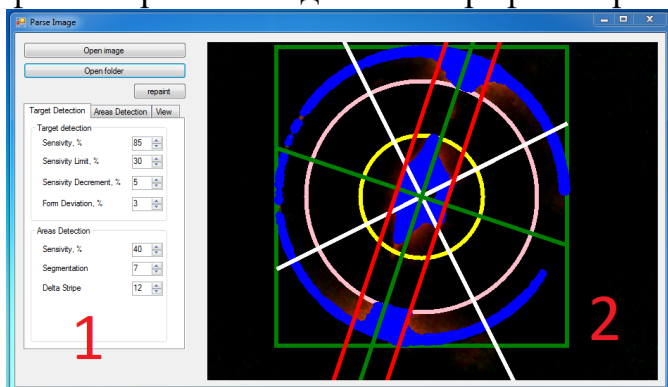


Рисунок 16 – Інтерфейс програмного забезпечення «Parse Image»: 1 – область інструментів; 2 – область результатів

При фотометрії ЕР, коли діапазон зміни оптичних властивостей одних і тих же БС досить широкий, можуть спостерігатися просторові розподіли яскравості, трактування яких не є однозначним. Тому для визначення особливостей впливу оптичних властивостей БС на розподіл яскравості в ФЗ, отриманих при фотометрії на пропускання та відбиття, проведено модельний і реальний експеримент на зразках *porcine* та *chicken muscle tissue*.

Залежність коефіцієнтів повного пропускання, поглинання і дифузного відбиття зразків *porcine muscle tissue* показані на рис. 17.а та рис. 17.б. На рис. 17.в та рис. 17.г показана залежність зміни освітленості середнього  $E_{mt}$  ( $E_{mr}$ ) і зовнішнього  $E_{et}$  ( $E_{er}$ ) кільця ФЗ в пропущеному (відбитому) відповідно світлі від товщини БС. На рис. 17.в та рис. 17.г також позначені відповідні величини освітленості середнього  $E_{m\text{exp}}$  ( $E_{m\text{rexp}}$ ) і зовнішнього  $E_{e\text{exp}}$  ( $E_{e\text{rexp}}$ ) кільця для зразків реального експерименту. І модельний, і реальний експерименти на пропускання (рис. 17.в) і на відбиття (рис. 17.г) мають характерні максимуми, після яких освітленість середнього і зовнішнього кільця ФЗ спадає до нуля у разі повного пропускання, і виходить на сталий рівень у разі дифузного відбиття. Аналізуючи рис. 17 можна помітити повну кореляцію отриманих розподілів у ФЗ 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 А1, і дозволяє виділити діапазон товщини БС з найбільш «яскравим» розподілом у ФЗ і на пропускання, і на відбиття, який для *porcine muscle tissue* 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 БС 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 М-К і визначено діапазон оптимальних товщини для фотометрії ЕР.

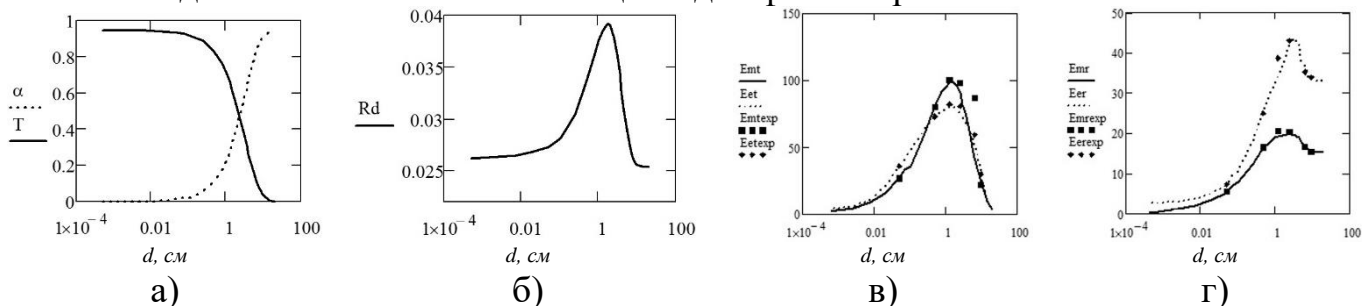


Рисунок 17 – Оптичні коефіцієнти для *porcine muscle tissue*: повного пропускання  $T$ , поглинання  $\alpha$  (а) і дифузного відбиття  $R_d$  (б) та освітленість середнього та зовнішнього кільця в пропущеному (в) та відбитому (г) ОВ для різних товщин  $d$  БС

Графіки залежності оптичних коефіцієнтів та освітленості різних зон ФЗ (рис. 17.а) від товщини зразка були отримані для *chicken muscle tissue* аналогічно як і для *porcine muscle tissue*.

І модельний, і реальний експерименти на пропускання (рис. 18.б) мають характерні максимуми, після яких освітленість середнього і зовнішнього кільця в ФЗ спадає до нуля. Порівнюючи рис. 18.а та рис. 18.б можна помітити кореляцію отриманих розподілів в ФЗ з характером наростання коефіцієнта поглинання  $\alpha$  (А - на рис. 18.а) і спадання коефіцієнта повного пропускання  $T$ , причому більшу для освітленості зовнішнього кільця. Як видно з рис. 17 та рис. 18, результати чисельного та реального експериментів досить добре узгоджені, що підтверджує

достовірність прогностичного впливу параметрів фотометричної системи та БС на просторовий розподіл розсіяного світла в прямому та зворотному напрямку.

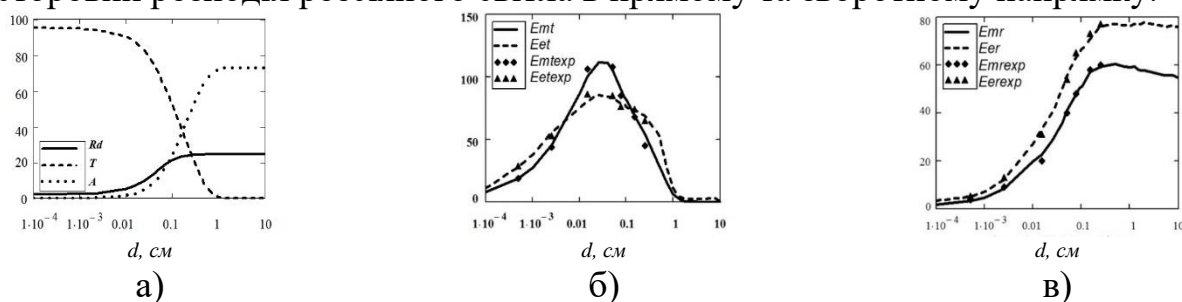


Рисунок 18 - Залежність оптичних коефіцієнтів для *chicken muscle tissue* (а) та освітленості середнього та зовнішнього кільця реального та модельного експериментів у пропущеному (б) та відбитому (в) світлі від товщини зразка  $d$ , см

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, а завдання їх розрахунку є задачею оптимізації, яка полягає в мінімізації деякої цільової функції (критерію оптимізації) шляхом підбору відповідних значень  $\mu_a, \mu_s, g$ . Зворотне завдання теорії переносу випромінювання (ТПВ) зведено до задачі двомірної оптимізації, у даній роботі реалізованої за методом по-координатного спуску і полягає в пошуку оптимальних значень альbedo і фактору анізотропії розсіяння. У якості цільової функції досліджено використання модульної, логарифмічної та декількох різновидів квадратичної функцій. На підставі отриманих результатів на прикладі *porcine derma* розроблена методика аналізу впливу цільової функції мінімізації в інверсному Монте-Карло для фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами.

У п'ятому розділі представлено обґрунтування вибору матеріалів еліпсоїдів для різних методів формоутворення асферичної поверхні. Розглянуті технологічні засади виготовлення ЕР методом траєкторного копіювання, який запропоновано вдосконалити шляхом застосування вертикально-розточувальної технології. Виготовлення ЕР з необхідною формою твірної, що змінюється за заданим законом, забезпечується шляхом узгодження переміщення по повздовжній осі з врізанням у матеріал заготовки з циліндричним наскрізним отвором. За схемою визначення поперечної подачі запропонованого технологічного процесу (рис. 19) поперечна подача реалізована при переміщенні проекції вершини обробляючого інструменту відносно горизонтальної осі при переміщенні штовхача.

Передавальна функція приводу поперечної подачі, що обчислюють за значеннями параметрів конкретного верстату і деталі, визначають як:

$$k = \frac{P}{h - 2X_i \left( \frac{R_\alpha}{R_0} \right)}, \quad (7)$$

де:  $k$  – передаточний коефіцієнт приводу поперечної подачі;  $P$  – крок ходового гвинта повздовжньої подачі, мм;  $h$  – висота еліпсоїдального рефлектора, мм.

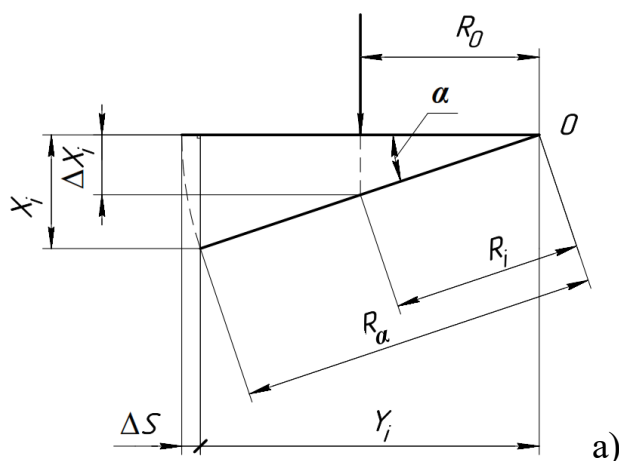
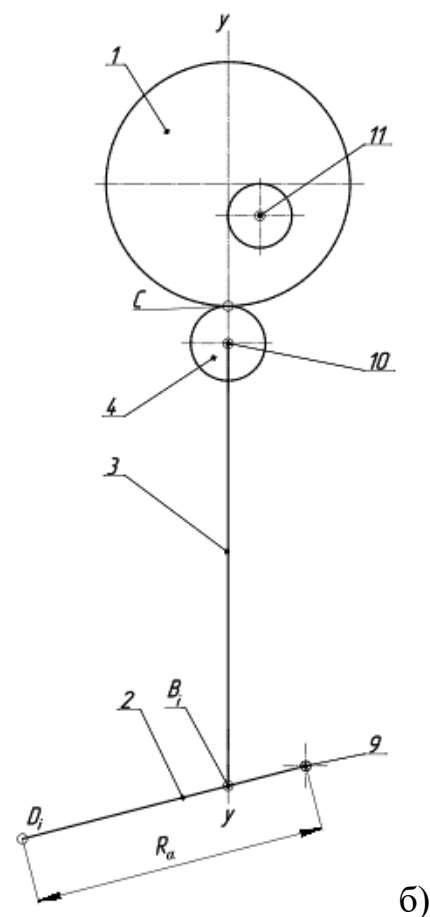


Рисунок 19 – Схема розрахунку поперечної подачі (а):  
 $O$  – вісь обертання;  $R_0$  – зміщення штовхача відносно осі обертання;  $R_\alpha$  – виліт вершини обробляючого інструменту відносно осі обертання;  $R_i$  – зміщення штовхача відносно осі обертання після переміщення;  $\alpha$  – кут повороту інструменту;  $Y_i$  – поперечна проекція різальної крайки інструменту після переміщення штовхача;  $\Delta X_i$  – переміщення штовхача;  $X_i$  – переміщення вершини обробляючого інструменту;  $\Delta S$  – величина поперечної подачі, а також схема ексцентрикового механізму (б)



Принципи реалізації ексцентрикового механізму (ЕМ) (рис. 19.б), що містить ексцентрик 1 та дві ланки: різець 2 та штовхач 3, полягає у наступному. Ексцентрик 1 обертається навколо осі 11, штовхач 2 переміщується поступально відносно вертикальної направляючої «у-у», при цьому ролик 4 може вільно обертатись навколо незалежної осі 10, не впливаючи на характер руху всього механізму. Використовують ЕМ для перетворення обертального руху ланки 1 в поступальний рух ланки 2 для точіння внутрішньої форми ЕР залежно від розміщення ексцентрика щодо ланок механізму. Ексцентрик 1 з'єднано зі шпинделем верстату, тому швидкість  $t$ .  $C$  на ексцентрику є рівномірною. Штовхач взаємодіє з робочою поверхнею ексцентрика наконечником визначеної форми, і здійснює поступальний або обертальний рух. Залежно від зміщення осі штовхача відносно осі ексцентрика, збільшується радіус ЕР. Для забезпечення надійного підводу та врізання обробляючого інструменту в поверхню деталі 8 і збереження необхідної точності виготовлення робочої частини поверхні ЕР, початком руху вважається точка  $D_0 = D_{12}$  (рис. 20.а), яка знаходиться вище площини, що містить точку другого фокусу  $F_2$ . Діаграма переміщення (рис. 20.б) побудована в системі координат  $(\Delta S, t)$ , де  $\Delta S$  визначено для положення поточних точок вершини різця  $D_i$  та наконечника штовхача  $B_i$ ,  $t$  – час.

Представлена діаграма переміщення вершини різця та наконечника штовхача побудована при рівному масштабі для виготовлення ЕР з ексцентриситетом 0,66 та фокальним параметром 16.875 мм. З рис. 20.б видно, що рух різця складено з двох частин: робочої, внаслідок якої відбувається безпосередньо процес точіння і

зворотно-обертальної, що повертає різець у вихідне положення. Залежність форми ЕР обумовлена формою та розмірами ексцентрика і розміщенням штовхача відносно осі обертання тримача різця (рис. 19.б), і тому, задаючи параметри ЕМ, обчислюють і вичочують ЕР з необхідними  $e$  та  $r$ .

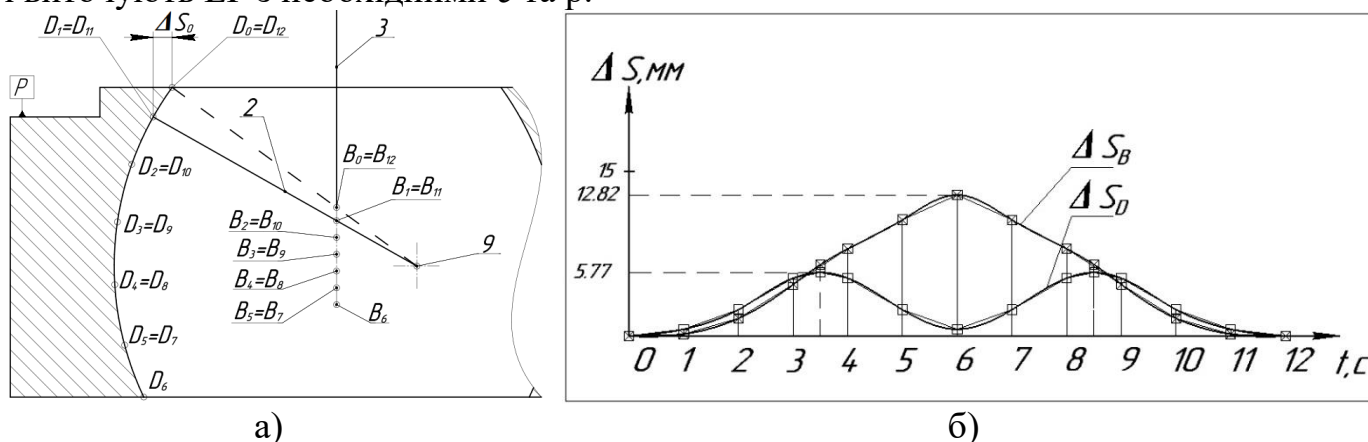


Рисунок 20 – Переміщення робочої ланки ЕМ: елементи кінематичної схеми (а); діаграми переміщення різця  $\Delta S_D$  та штовхача  $\Delta S_B$  (б, в)

У роботі також обґрунтовано вибір матеріалу для виготовлення ЕР, у тому числі за технологіями 3D друку. З позицій ефективної фотометрії, яка можлива при адаптації параметрів ЕР до типу досліджуваного БС, а тому потребує широкої номенклатури рефлекторів з довільною конфігурацією, у роботі наведено вдосконалені технологічні процеси отримання твердотільної заготовки ЕР шляхом 3D друку з непрозорих полімерів. Дзеркальне покриття отримують металізацією робочої поверхні ЕР, виготовленого з АБС-пластику, з подальшим поліруванням. Загальний вигляд деталі до і після нанесення покриття наведено на рис. 21.б та рис. 21.в, відповідно. Рис. 21.а ілюструє ЕР, виготовлений з дюралюмінію Д16Т методом траєкторного копіювання.



Рисунок 21 – ЕР: металевий (а); пластиковий до (б) та після (в) металізації

Для надання ЕР здатності до електропровідності та можливості електролітичного нанесення на них функціональних покриттів хіміко-гальванічну металізацію виробу «еліпсоїдальний рефлектор» реалізовано у два способи для різних зразків ЕР. Перший спосіб передбачав, що початковий електропровідний шар наносять за допомогою порошкового графіту. Проте, металізація серії з ЕР виявилась занадто трудомісткою внаслідок необхідності багаторазового нанесення, викликаного неоднорідністю покриття та змиття графіту в електроліт. Тому у якості

більш промислово придатного способу металізації використано метод хімічного нанесення електропровідного металічного шару з наступним дорошуванням необхідних функціональних шарів (сенсibiliзуючого шару, шару хімічного срібла, шару захисного нікелевого покриття, основного покриття з електроліту міднення) та полірування до дзеркального блиску і нанесення функціонального дзеркального покриття зі срібла.

Як у випадку металевих ЕР) з полірованою внутрішньою поверхнею, так і виготовлених за допомогою технологій 3D друку з нанесеним дзеркальним покриттям, контроль форми готового виробу має складності в технічній реалізації, що пов'язані з відсутністю придатних засобів контролю. З огляду на це, запропоновано метод та пристрій (рис. 22) контролю, розроблений на основі методу анабераційних точок.

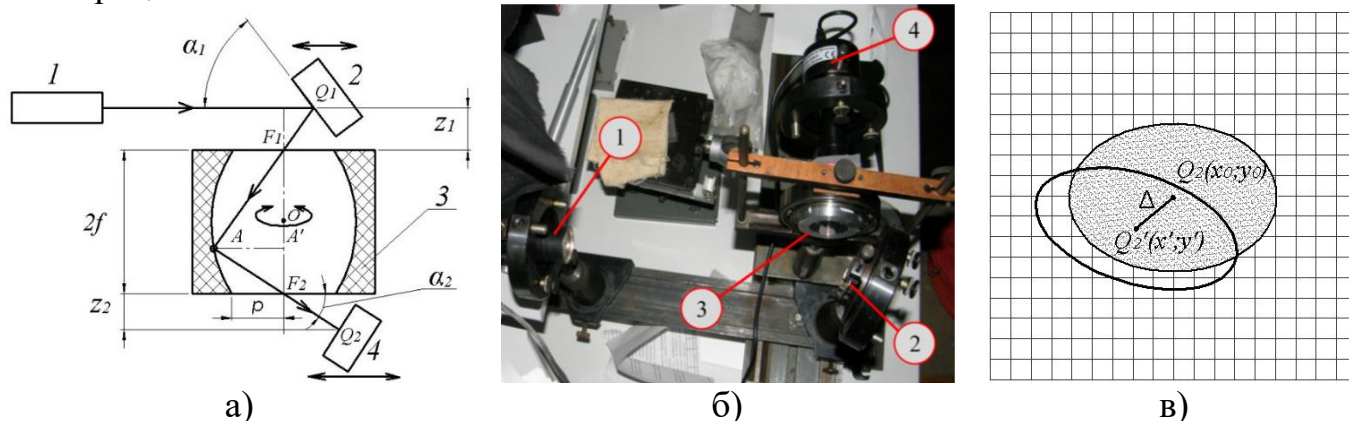


Рисунок 22 – Схема пристрою (а), установка (б) та схема розміщення фотометричних плям для методу контролю параметрів робочої поверхні ЕР:

1 – ДВ; 2 – формуюча оптична система; 3 – ЕР; 4 – МФП

Функціонування методу базується на властивості ЕР направляти ОВ, що виходить з одного з фокусів  $F_1$  і відбивається від внутрішньої поверхні, у другий фокус  $F_2$ . Формуючу оптичну систему 2 та МФП 4 (рис. 22) розташовують таким чином аби падаючий та відбитий промінь проходили через відповідні фокуси ЕР. Цього досягають взаємною орієнтацією оптичної системи 2 та фотоприймача 4 шляхом зміни кутів  $\alpha_1$  та  $\alpha_2$ . При цьому відстані  $z_1$  та  $z_2$  є фіксованими, а елементи 2 та 4 переміщуються у площинах, перпендикулярних осі обертання еліпсоїда. Визначення координат точки контролю  $A$  здійснюють за виразами (1)-(3), а з урахуванням реалізації методу контролю в одній площині, відрізок, на який необхідно встановити МФП, визначають виходячи з обчисленого кута  $\alpha_2$ :

$$\operatorname{tg} \alpha_2 = -\frac{A'F_2 \cdot \operatorname{tg} 2\alpha_1}{(2f - A'F_2)} \quad (8)$$

Відхилення  $\Delta$  форми еліпсоїдальної поверхні в точці контролю характеризується середньоквадратичним відхиленням (СКВ) координат пікселів (рис. 22.в), що формують зображення фотометричної плями, від номінального значення, що характеризує геометрію оптичної осі вздовж променю з урахуванням кута падаючого променю  $\alpha_1$  та вираз (8):

$$\Delta = \sqrt{(x' - x_0)^2 + (y' - y_0)^2} = \sqrt{\frac{1}{N} \left( \sum_{i=1}^N (x_i - x_0)^2 + \sum_{i=1}^N (y_i - y_0)^2 \right)}, \quad (9)$$

де  $x_i, y_i$  - координати яскравих пікселів, що формують фотометричну пляму,  $x_0, y_0$  - координати геометричного центру номінальної плями;  $x', y'$  - координати геометричного центру реальної плями.

Практична реалізація методу за схемами (рис. 22) та формулами (8)-(9) дозволила порівняти (рис. 23) ЕР з однаковими параметрами, виготовленими за технологією траєкторного копіювання та хіміко-гальванічною металізацією деталі, надрукованої на 3D принтері.

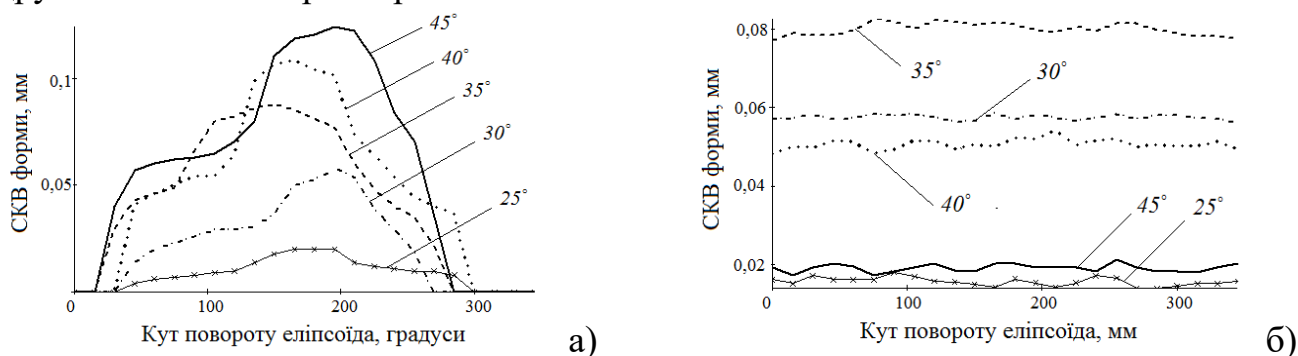


Рисунок 23 – СКВ форми поверхні еліпсоїду обертання: для металевий (а) та металізованого пластиковий (б) рефлекторів при різних кутах падіння  $\alpha_1$

Аналізуючи графіки на рис. 23.а, можна побачити, що контрольований металевий ЕР має перекид робочої дзеркальної поверхні відносно оптичної осі. Це могло бути спричинене неточним встановленням його під час виготовлення. Металізований пластиковий ЕР, як видно з рис. 23.б, має суттєво менші відхилення СКВ, що свідчить як про точне базування при 3D друці, так і про рівномірність нанесених металевих шарів. Проте зміщення відхилення для різних кутів падіння  $\alpha_1$ , котрі визначають висоту положення точки контролю, свідчать про те, що внутрішня поверхня ЕР була недостатньо добре підготовлена шляхом механічного очищення. З урахуванням точності використаного 3-D друку (100 мкм) більше очищення практично неможливе, оскільки суттєво спотворює форму еліпсоїдальної поверхні. Результати вдосконаленого методу контролю ЕР дозволили виправити зазначені недоліки при виготовленні наступних виробів за обома технологіями.

**У шостому розділі** представлено результати оцінки впливу на світлорозсіяння при фотометрії ЕР профілю розподілу енергії в поперечному перетині лазерного пучка на прикладі шарів шкіри людини. Такими профілями є гаусів, а також випадки нескінченно тонкого пучка та пучка кінцевого діаметру з рівномірним розподілом. У модельному експерименті ОВ, що падає на досліджуваний зразок, вважається однаковим для трьох розглянутих випадків поперечного профілю його розподілу. Для даного дослідження шкіру представлено у вигляді структури з чотирьох шарів, діапазон анатомічних товщин та значення коефіцієнтів розсіяння та поглинання яких дозволяє віднести роговий шар та епідерміс до сильно розсіювальних шарів, а дерму та жирову тканину – до слабо розсіювальних.

Моделювання здійснено за математичним апаратом розробленого методу та програмного забезпечення «Ellipsoidal Photometry» (рис. 12). У результаті моделювання поширення 20 млн фотонів у системі «ДВ + БС + ЕР + МФП» була отримана серія фотометричних зображень другої фокальної площини верхнього та нижнього ЕР для окремих шарів шкіри людини різних товщин при розглянутих профілях падаючого лазерного пучка. На основі принципів зонного аналізу вісесиметричних зображень при фотометрії ЕР (рис. 15.а) отримані графіки залежності освітленості [відн.од./мм<sup>2</sup>] для середнього та зовнішнього кільця ФЗ (рис. 24 – рис. 26) від товщини зразка [мм]. Пунктирною лінією показано освітленість нескінченно тонкого пучка, суцільною – пучка гаусового перетину, а штрих-пунктирною – пучка рівномірного перетину.

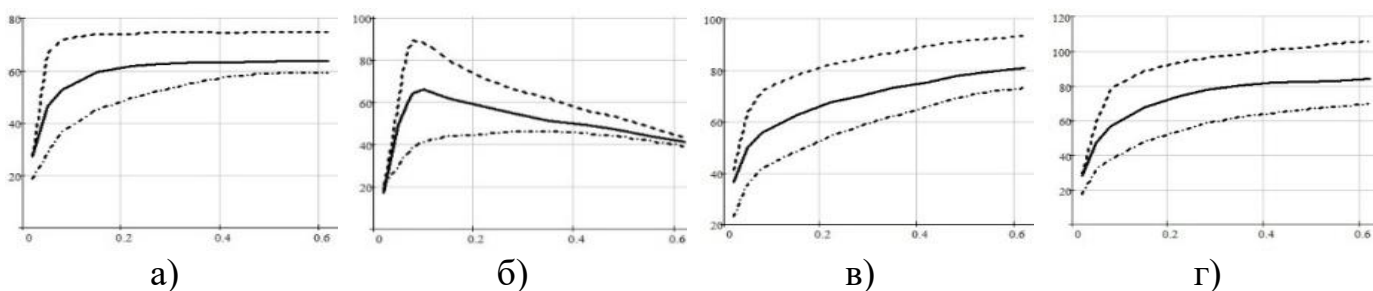


Рисунок 24 – Освітленість зовнішнього та центрального кільця ФЗ рогового шару різної товщини у розсіяному вперед (а, б) та назад світлі (в, г) відповідно

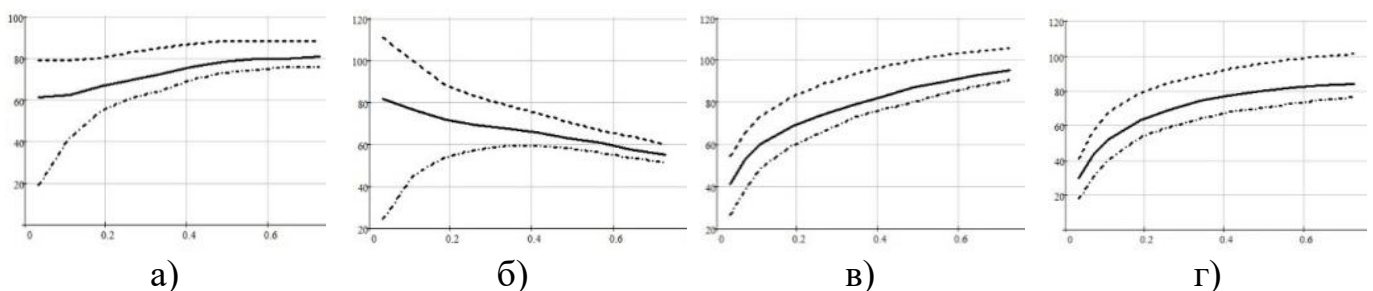


Рисунок 25 – Освітленість зовнішнього та центрального кільця ФЗ епідермісу різної товщини у розсіяному вперед (а, б) та назад (в, г) світлі відповідно

З рис. 24 та рис. 25 видно, що профіль падаючого пучка для рогового шару та епідермісу матиме вирішальний вплив на світлорозсіяння багатшарової структури шкіри людини незалежно від товщини зазначених шарів. У той же час, аналогічний модельний експеримент показав, що для жирової тканини вплив профілю лазерного пучка в прикладних задачах біомедичної фотометрії ЕР не матиме суттєвого впливу на світлорозсіяння. А це значить, що вклад просторового розподілу розсіяного світла жировою тканиною при розгляді багатшарової структури шкіри може бути представлений постійною складовою при визначеній товщині. Нетиповим виявилось світлорозсіяння дермою (рис. 26). Причому залежність для освітленості у розсіяному вперед світлі від профілю падаючого пучка незначна практично для всіх розглянутих товщин. Це також дозволяє при побудові аналітичної моделі світлорозсіяння вперед врахувати ефекти поширення ОВ в дермі постійною складовою. У той же час вплив профілю лазера на світлорозсіяння дерми в напрямку

назад більш схожий з характером розсіяння в епідермісі та роговому шарі. Причому вплив профілю на світлорозсіяння вперед для рогового шару занадто великий для малих товщин даного БС, що особливо впливатиме при дослідженні зразків шкіри людини губ, чола, носа, грудей, статевих органів, живота, спини, плеча, передпліччя та стегна.

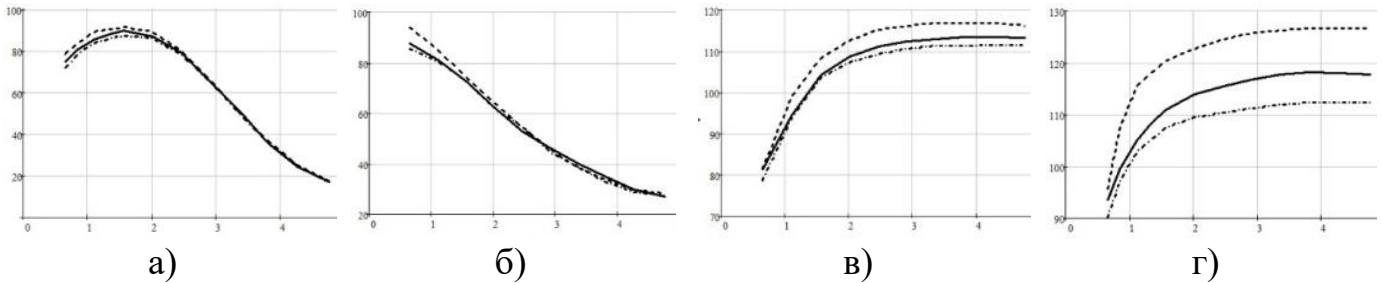


Рисунок 26 – Освітленість зовнішнього та центрального кільця ФЗ дерми різної товщини у розсіяному вперед (а, б) та назад світлі (в, г) світлі відповідно

Правильний вибір конструктивних параметрів ЕР (ексцентриситет  $e$  та фокальний параметр  $p$ ) пов'язаний з питомою вагою ОВ, що реєструється фотоприймачем, і є одним з істотних факторів, що впливають на точність визначення оптичних властивостей БС. Визначення оптимального в застосовності до конкретного БС фокального параметра ЕР проведено з урахуванням показника ефективності його роботи, під яким розуміють питому вагу фотонів, що вийшли з БС в прямому або зворотному напрямку з координатами, вписаними в коло радіусом  $p$ , за виразами:

$$K_T = \frac{W_T}{T \cdot N_0}, \quad (10)$$

$$K_R = \frac{W_R}{R_d \cdot N_0}, \quad (11)$$

де  $N_0$  – загальна кількість фотонів запущених в БС;  $W_T$ ,  $W_R$  – сумарна вага фотонів, які вийшли з середовища в прямому і зворотному напрямку відповідно, з координатами, що знаходяться в межах вхідного вікна ЕР з діаметром  $2p$ .

На рис. 27 наведені графіки залежності коефіцієнтів ефективності роботи ЕР в прямому  $K_T$  і зворотному напрямках  $K_R$  для тканини *cerebellum* головного мозку людини. Як видно з рис. 27 для всіх досліджуваних тканин головного мозку простежується тенденція до збільшення величини фокального параметру  $p$ , що забезпечує досягнення максимальних значень коефіцієнтів ефективності ЕР у відбитому  $K_R$  та пропущеному  $K_T$  світлі, при збільшенні товщини зразка БТ.

З огляду на експоненціальний характер графіків, показаних на рис. 27.а та рис. 27.б, залежність ефективності роботи ЕР оцінено показниками максимальної ефективності застосування ЕР у відбитому та пропущеному світлі  $Q_R$  та  $Q_T$ , що означає наближення коефіцієнтів  $K_R$  та  $K_T$  до одиниці з певною точністю.

$$Q_T = \left. \frac{r_0}{r_i} \right|_{K_T \rightarrow 1}, \quad (12)$$

$$Q_R = \frac{r_0}{r_i} \Big|_{K_R \rightarrow 1} . \quad (13)$$

Очевидно, що крива  $Q_R$  зі збільшенням товщини не буде зазнавати подальших змін, оскільки коефіцієнт дифузного відбиття досягаючи певного значення, залишається сталим (рис. 17.б та рис. 18.а) при скільки-завгодно подальшому збільшенні товщини  $d$  досліджуваного зразка БС. При цьому показник  $Q_T$  при досягненні певної критичної товщини, при якій коефіцієнт пропускання наблизиться до нуля, почне стрімке зростання (на рис. 27.в не показане). Оскільки пропускання буде відсутнє, то і радіус  $r_i$  фотонів, які залишили БС у прямому напрямку буде відсутнім як фізично значуща величина.

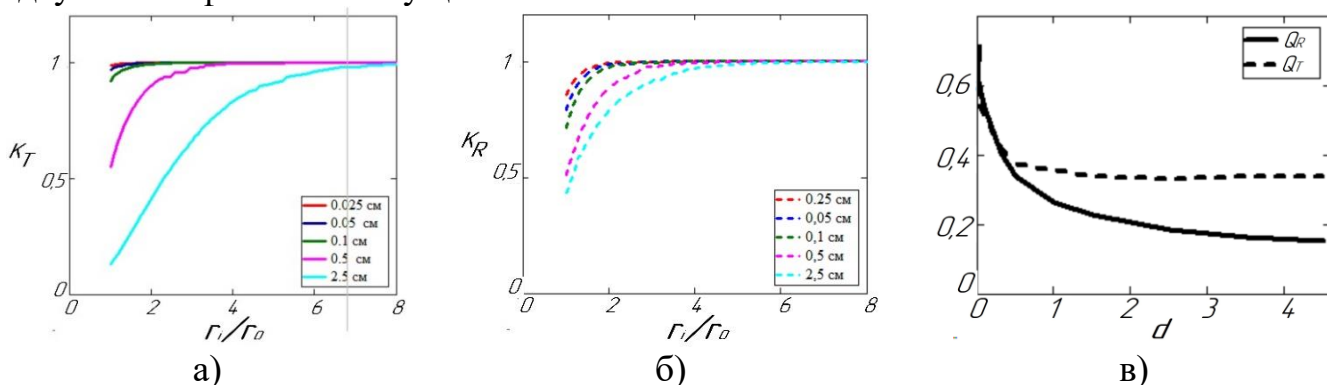


Рисунок 27 – Показники ефективності функціонування ЕР у пропущеному (а) та відбитому (б) світлі для тканин *cerebellum* головного мозку людини для довжини хвилі 650 нм, а також показники максимальної ефективності функціонування ЕР (в) у пропущеному  $Q_T$  (пунктирна крива) та відбитому  $Q_R$  (суцільна крива) світлі залежно від товщини зразка

Таким чином, обираючи еліпсоїдальні рефлектори для реєстрації пропущеного і відбитого зразком БС світла з однаковими конструктивними параметрами, що забезпечують максимальну ефективність роботи ЕР, уніфікують обчислювальний алгоритм та процес визначення оптичних властивостей досліджуваних середовищ на підставі зареєстрованого максимального сигналу. Оскільки фокальні параметри ЕР, виготовлення яких описане в розділі 5, перевищують діаметр лазерного пучка, що використовують при фотометрії ЕР, більш ніж у 10 разів, то їх практичне застосування при фотометрії тканин мозку людини у видимому діапазоні є можливим і доцільним.

Вплив величини коефіцієнту стискування (величина є оберненою до значення ексцентриситету  $e$ ) ЕР на формування ФЗ та освітленості їх зон оцyinено на прикладі зразку тканини печінки свині на довжині хвилі 405 нм. Здійснивши симуляцію за допомогою програми «Ellipsoidal Photometry» (рис. 12) при сталих параметрах падаючого ОВ та оптичних властивостях досліджуваного БС і змінюючи коефіцієнт стискування (ексцентриситет) ЕР отримана серія ФЗ, аналогічних рис. 14.а та рис. 14.б, зонний аналіз яких забезпечив отримання графіків, показаних на рис. 28.

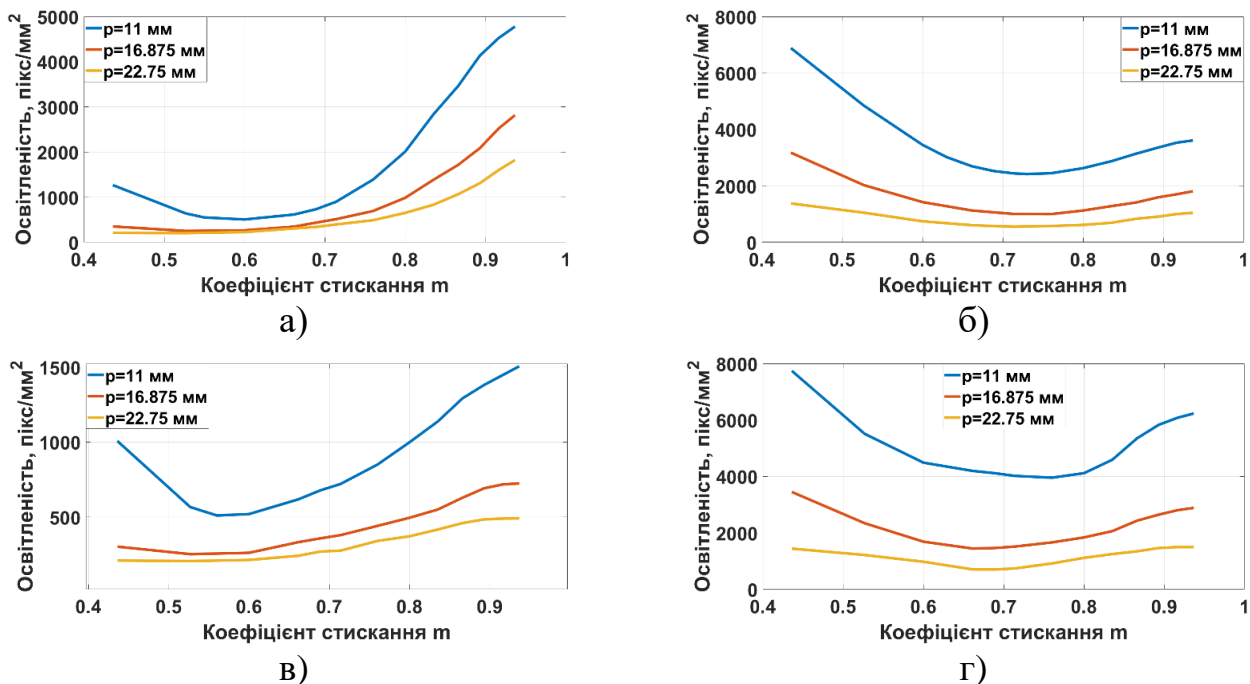


Рисунок 28 – Освітленість зовнішнього (а, в) і середнього (б, г) кільця ФЗ розсіяного назад (а, б) та вперед (в, г) світла відповідно на довжині хвилі 405 нм для зразків тканини печінки свині товщиною 1 мм при значеннях фокального параметру  $EP$  11 мм, 16.875 мм та 22.75 мм

Графіки на рис. 28 мають однотипну залежність освітленості зони зовнішнього і середнього кільця ФЗ від коефіцієнту стисання  $EP$  і спадають приблизно до значення коефіцієнту стисання 0.6, а далі досить стрімко зростають. При цьому спостерігається великі значення рівня освітленості для  $EP$  з меншим значенням фокального параметра для всього діапазону розглянутих коефіцієнтів стисання. Таким чином зменшення робочого отвору  $EP$  дозволяє сконцентрувати зібране  $OB$  на площині з меншою площею, що може мати сенс, наприклад, при обмежених розмірах МФП, які розташовують в другій фокальній площині  $EP$  біомедичних фотометрів. Зменшуючи величину фокального параметра слід пам'ятати про властивості досліджуваного об'єкта і враховувати ефективність роботи  $EP$  в відбитому та пропущеному світлі (рис. 27). Слід зазначити, що вид графіків освітленості схожий із залежністю  $RMS$  (рис. 6) від ексцентриситету як для координати  $X$ , так і для координати  $Y$ . Відмінність становить положення кривих для різних фокальних параметрів. Освітленість фотометричних зображень вище для  $EP$  з меншим фокальним параметром, в той час як  $RMS$  більше для  $EP$  з великим значенням  $p$ . Це може бути використано при підборі оптимальних параметрів  $EP$  для фотометрії БС.

У цьому розділі наведено особливості прикладного застосування фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами для створення та вдосконалення засобів біологічної та медичної діагностики і контролю. Зокрема оцінено вплив фактору анізотропії розсіяння на освітленість ФЗ при фотометрії  $EP$  та її можливості для просторового аналізу БС. З'ясовано, що методи фотометрії  $EP$  можуть бути використані для просторового аналізу БС як попередня процедура для визначення

ступеню вісе-симетричності розсіяного світла, а також кількості та напрямку перетинів для подальшої гоніофотометрії. З іншого боку, важливим технічним рішенням при дослідженні функціональних та математичних можливостей фотометрії ЕР виявилася здатність визначати величину фактору анізотропії розсіяння за рівнем освітленості різних зон ФЗ, отриманих у результаті реального експерименту, шляхом співвідношення з освітленістю ФЗ, отриманих при симуляції за даними цього ж реального експерименту (рис. 29). Дослідження проведені для *chicken* та *porcine muscle tissue*. Параметри, використані при симуляції були адаптовані до характеристик роботи реального фотометру з ЕР (рис. 13.б), а оптичні властивості досліджуваних БС визначені шляхом застосування інверсного методу М-К для фотометрії ЕР. Змінною величиною при симуляції був діапазон зміни фактору анізотропії. Прямі лінії на рис. 29 відповідають освітленості різних зон ФЗ для зразків досліджуваних БС за результатами симуляції, а фігурами – дані реальних експериментів.

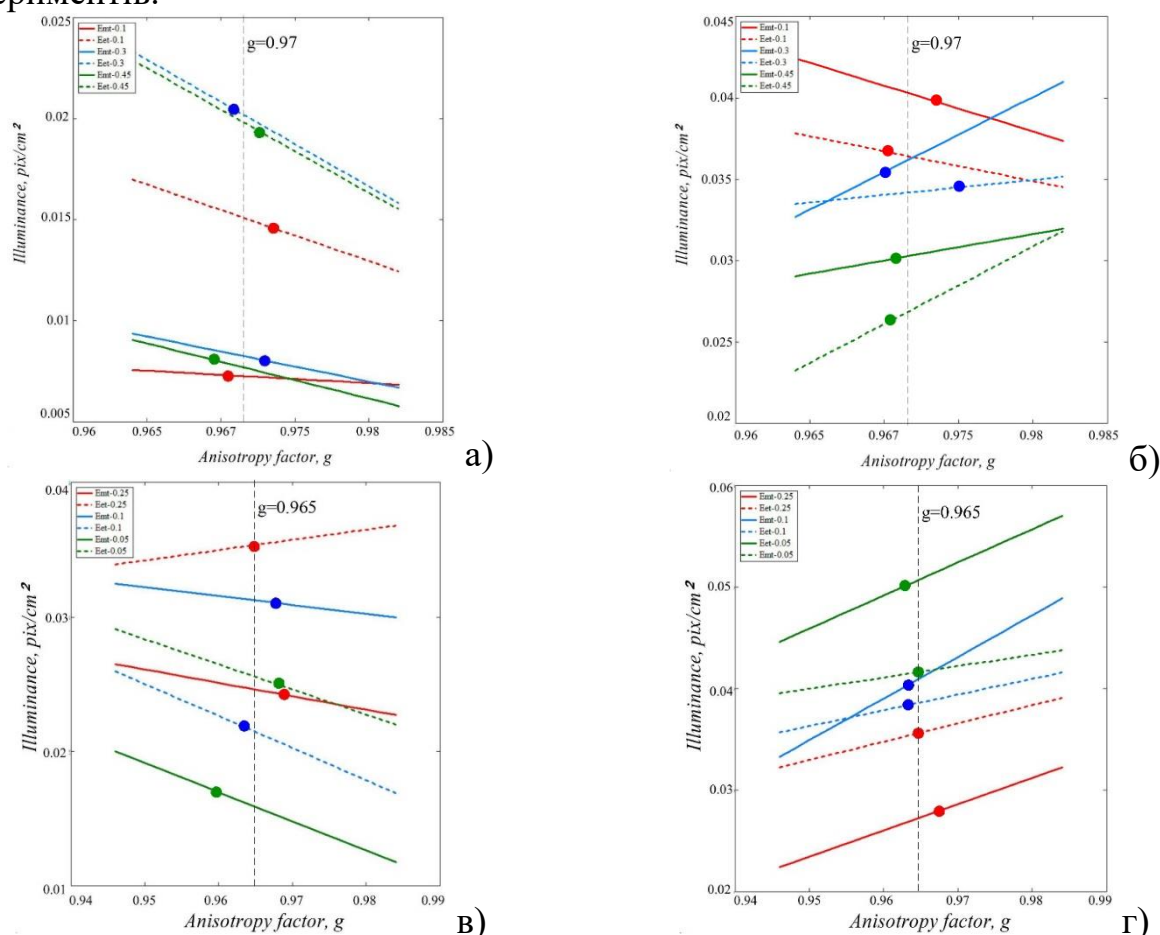


Рисунок 29 – Освітленість *Illuminance* зовнішнього (пунктирна лінія) та середнього (суцільна лінія) кільця ФЗ зразків *porcine* (а, б) та *chicken* (в, г) *muscle tissue* різної товщини у відбитому (а, в) та пропущеному (б, г) світлі

Методику визначення величини фактору анізотропії розсіяння БС за допомогою фотометрії ЕР зведено до наступного. Перед отриманням ФЗ з використанням фотометру з ЕР, що працює і на відбиття, і на пропускання, визначають товщину досліджуваного зразка БС у форматі  $d \pm \Delta d$ . Далі здійснюють фотометрію ЕР і визначають освітленість зовнішнього та середнього кільця ФЗ.

Потім за допомогою інверсного методу М-К визначають оптичні властивості досліджуваного БС і здійснюють симуляцію прямим методом М-К поширення ОВ в системі «ДВ + БС + ЕР + МФП» для трьох товщин досліджуваного БС ( $d; d + \Delta d; d - \Delta d$ ) в значущому діапазоні змін фактору анізотропії з метою отримання ФЗ у приймальній площині ПЗЗ камери. На підставі зонного аналізу (рис. 15) будують залежність освітленості зовнішнього та середнього кільця ФЗ в значущому діапазоні змін фактору анізотропії для розсіяного вперед та розсіяного назад світла для зазначених товщин досліджуваного БС. Величини освітленості, отримані в ході реального експерименту наносять на графіки прямих, побудованих за результатами симуляції, і визначають середні значення фактору анізотропії розсіяння, за серією проведених вимірювань. При дослідженні низки зразків одного і того самого БС різної товщини, будують відповідну кількість графіків з нанесеними результатами реального експерименту, а величину фактору анізотропії розсіяння усереднюють по результатам всіх товщин досліджуваних зразків.

Застосування такої методики, як видно з рис. 29, має високу відтворюваність результатів на прикладі м'язової тканини тварин і забезпечує визначення оптичних властивостей БС (коефіцієнту розсіяння і поглинання, а також фактору анізотропії розсіяння) за результатами єдиного експерименту.

Рис. 30 – рис. 32 ілюструють окремі приклади розроблених макетів та прототипів оптичних біомедичних засобів з ЕР, зокрема для кутової фотометрії БС (рис.30), оптичної неінвазивної глюкометрії (рис. 31), а також модельні передумови використання фотометрів з ЕР для контролю ступеню оптичного просвітлення шкіри людини (рис. 32).

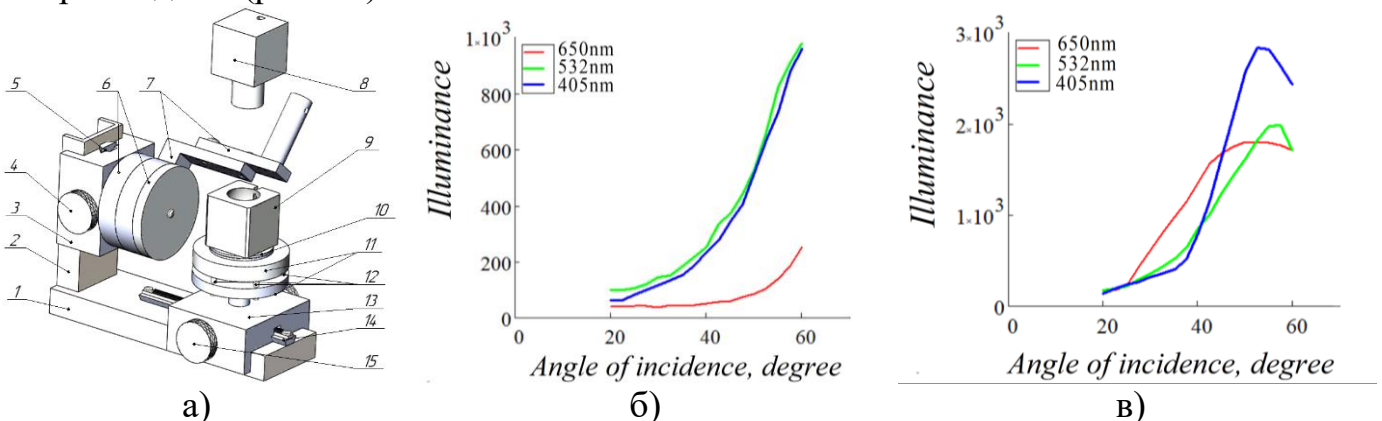


Рисунок 30 – Схема установки для кутової фотометрії ЕР (а):

1 – основа; 2 – стійка; 3 – механізм регулювання висоти; 4 – маховик та 5 – «ластівковий хвіст» черв'ячної передачі; 6 – кришка; 7 - лазерний модуль; 8 – ПЗЗ камера; 9 – ЕР; 10 – тримач БС; 11 – предметний стіл; 12 - юстувальні гвинти; 13 – блок поздовжнього регулювання; 14 – «ластівковий хвіст» та 15 – маховик черв'ячної передачі; а також освітленість зони колімованого відбиття для зразків *porcine* (б) та *chicken* (в) *muscle tissue* для довжин хвиль 405 нм (синя лінія), 532 нм (зелена лінія) та 650 нм (червона лінія)

З рис. 30.б випливає, що колімоване відбиття на довжині хвилі 650 нм створює меншу освітленість відповідної зони для *porcine muscle tissue* при всіх

досліджуваних кутах падіння. Натомість, освітленість цієї ж зони у зразку *chicken muscle tissue* (рис. 30.в) суттєво більша у порівнянні з освітленістю на довжинах хвиль 405 нм та 532 нм в діапазоні кутів падіння  $20^{\circ}$ - $40^{\circ}$ . Характеристичний вигляд графіків для обох тканин підтвердив відносний взаємозв'язок між оптичними властивостями м'язових тканин на обраних довжинах хвиль. Результати кутової фотометрії для товщинних зразків м'язової тканини виявили ефективність застосування ЕР в частині максимального збирання відбитого колімованого потоку, проте експерименти на зразках товщиною менше 1 мм засвідчили, що інформативною може бути і складова зовнішнього кільця ФЗ.

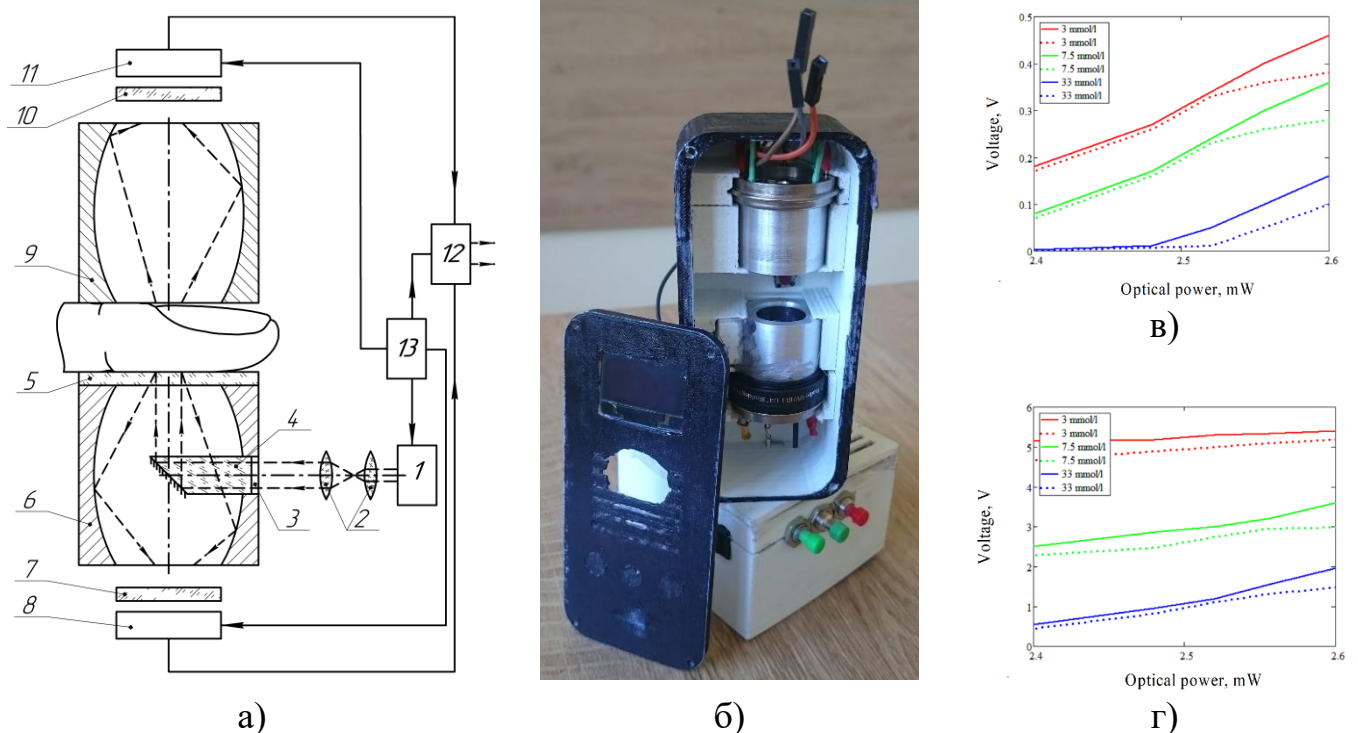


Рисунок 31 – Схема оптичного глюкометра з ЕР (а): 1 – лазер; 2 – телескопічна система; 3 – входне вікно; 4 – призма; 5 – предметне скло; 6 – нижній ЕР; 7, 10 – раманівський фільтр; 8, 11 – фотодіоди; 9 – верхній ЕР; 12 – система обробки; 13 – блок живлення, а також зовнішній вигляд прототипу (б) та залежність вихідної напруги фотодіодів від потужності падаючого ОВ у системі оптичного глюкометра з (суцільна лінія) / без (точкова лінія) ЕР у розсіяному вперед (в) та назад (г) світлі

Як видно з рис. 31.в та рис. 31.г сигнал раманівського розсіяння є на порядок вищий для розсіяного назад світла у порівнянні з розсіяним вперед. Це дозволяє припустити, що подальша оптимізація параметрів та функціоналу оптичного глюкометра може вестись, зокрема, лише у відбитому світлі. У той же час у пропущеному світлі залежність сигналу раманівського розсіяння від потужності ОВ при використанні ЕР є більш лінійною, що також може суттєво спростити розробку математичної моделі функціонування прототипу. При цьому напруга фотодіодів при використанні у вимірювальних каналах ЕР і у випадку пропущеного світла, і у випадку відбитого має більші абсолютні значення, а відносна різниця між рівнями сигналів з та без використання ЕР є невеликою.

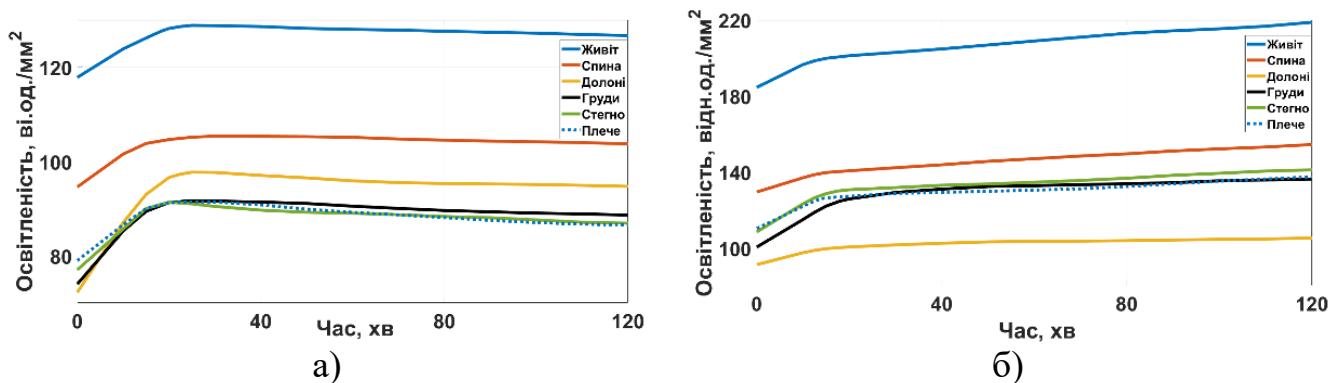


Рисунок 32 – Освітленість середнього (а) та зовнішнього (б) кільця ФЗ залежно від часу просвітлення поліетиленгліколем шкіри людини різних ділянок тіла

Оптичне просвітлення з використанням поліетиленгліколю, що призводить до зміни оптичних властивостей відповідних шарів, здійснює подібний вплив на шкіру людини на різних ділянках тіла. При використанні оптичного просвітлення з метою доставки лазерного випромінювання через шкіру людини необхідно врахувати локалізацію органу або захворювання для підбору відповідних параметрів випромінювання та режимів фізичного впливу. Це також може бути реалізоване з використанням фотометрів з ЕР на етапі попередньої діагностики до введення хімічного агента. З огляду на розподіл освітленості середнього та зовнішнього кільця ФЗ у перші 20-25 хв. після введення поліетиленгліколю, раніше розпочинати процедуру доставки лазерного випромінювання недоцільно. Цей час є аналогом «перехідного процесу», коли вплив просвітлюючого агента є найменш стабільним і може призвести до небажаних діагностичних артефактів та похибок терапевтичного дозування.

У **восьмому розділі** розглядаються перспективи застосування методу фотометрії ЕР для різноманітних задач оптичної біомедичної діагностики. Розглянуті схематичні та функціональні схеми лазерного доплерівського флоуметру, пристрою для визначення показника заломлення БС, спектрофотометру з ЕР для дослідження оптичних властивостей БС у відбитому та пропущеному світлі, а також оптичного дерматоскопу. Представлені схематичні рішення на засадах єдиного фотометричного ядра з ЕР забезпечують широку номенклатуру діагностичних систем.

У **висновках** викладено основні результати дисертаційної роботи, розкрито їх наукову новизну та практичну цінність. Підтверджено досягнення поставленої мети, розкрита практична цінність вирішених задач.

У **додатках** наведені акти використання результатів дисертаційної роботи та список опублікованих праць за темою дисертації.

## ВИСНОВКИ

У дисертаційній роботі вирішено актуальну науково-прикладну проблему створення теоретичних засад, методів та інформаційно-вимірювальних систем з еліпсоїдальними рефлекторами для фотометрії біологічних середовищ, які забезпечують реєстрацію та аналіз розсіяного оптичного випромінювання в межах

тілесного кута  $2\pi$  у відбитому та пропущеному світлі, що дозволило розробити та апробувати компактні оптико-електронні засоби для реєстрації слабких оптичних сигналів, які характеризують оптичні властивості біологічних середовищ, а також напрямку їх поширення.

1. За результатами порівняльного аналізу методів та засобів біофотоніки обґрунтовано системний набір значущих оптичних властивостей та геометричних характеристик біологічних середовищ, що використаний при дослідженні та ідентифікації їх фізичного та фізіологічного стану.

2. На підставі аналізу та вдосконалення типології інформаційно-вимірювальних систем з еліпсоїдальними рефлекторами, розроблено метод застосування дзеркальних еліпсоїдів обертання для розв'язання прямої та оберненої задачі в оптиці світлорозсіювальних біологічних середовищ, що забезпечило визначення їх оптичних властивостей у ході єдиного експерименту.

3. Вдосконалено технологічні процеси формоутворення внутрішньої відбиваючої еліпсоїдальної поверхні при траєкторному копіюванні та металізації поверхні деталі, виготовленої за технологією 3D друку, а також метод анабераційних точок для контролю форми виготовлених рефлекторів, що дозволило оцінити та порівняти якість рефлекторів з формою еліпсоїдів обертання, усічених по фокальним площинам ортогонально великій напів-осі.

4. Розроблено математичну модель для вирішення основного рівняння теорії переносу випромінювання в системі «джерело випромінювання + біологічне середовище + вимірювальний засіб» методами прямого та інверсного Монте-Карло при дослідженні впливу її характеристик на результати фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами, що забезпечило підбір конструктивних, енергетичних та інформаційних параметрів системи.

5. На підставі розроблених механізмів рей-трейсингу оптичного випромінювання в дзеркальному еліпсоїді обертання проведений абераційний аналіз передавальних властивостей рефлектора в залежності від його конструктивних параметрів, що дозволив підвищити ефективність структурного синтезу засобів з еліпсоїдальними рефлекторами для фотометричного аналізу біологічних середовищ.

6. Розроблено прототипи та макети засобів оптичної біомедичної діагностики, зокрема: для кутової фотометрії біологічних середовищ, оптичної неінвазивної глюкометрії, оптичної ідентифікації типу поверхні в системі оптичного зворотного зв'язку біонічного пальця людини, а також методику визначення фактору анізотропії розсіяння та модельні передумови контролю рівня оптичного просвітлення біологічних тканин, що дозволило здійснити технічну апробацію теоретичних методів.

7. Результати експериментальних досліджень розподілу освітленості в зонах зовнішнього і середнього кільця фотометричних зображень дозволили розрізнити діапазон товщин біологічних середовищ з найбільш «яскравим» розподілом розсіяного випромінювання, що для зразків м'язової тканини *porcine* та *chicken* складає 0,01-1 см при відтворюваності результатів симуляції поширення оптичного випромінювання в системі «ДВ + БС + ВЗ» за даними реальних

експериментів не гірше 95%. При цьому підготовка зразків зазначеної товщини не викликала особливих гістологічних ускладнень.

8. Розроблені моделі зонного аналізу фотометричних зображень дозволили оцінити вплив розподілу енергії в центральній поперечній моді лазерного пучка на світлорозсіяння при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами в прямому та зворотному напрямках. При модельному дослідженні зразків анатомічної товщини сильно розсіювальних шарів шкіри людини (рогового шару та епідермісу) виявлена відмінність в освітленості різних зон фотометричних зображень досягає понад 50% в розсіяному вперед світлі і 30% – у розсіяному назад світлі. У той же час, для порівняно слабо розсіювальних шарів шкіри людини (дерми та жирової тканини) вплив профілю падаючого променя помітний лише для дерми у відбитому світлі і не перевищує 15%. Ці результати можуть бути використані при побудові фотометрів з еліпсоїдальними рефлекторами для дослідження шкіри людини як багатошарового середовища в умовах *in vitro* або *in vivo* експериментів.

9. Обґрунтовано перспективні напрямки технічного вдосконалення функціональної реалізації приладів та систем біомедичного призначення на основі розробленого методу фотометрії біологічних середовищ еліпсоїдальними рефлекторами, зокрема: для дослідження параметрів кровотоку, визначення показника заломлення мутних біологічних середовищ, багатофункціонального спектрофотометру та дерматоскопу, що дозволять забезпечити широку номенклатуру діагностичних систем на засадах єдиного фотометричного ядра з еліпсоїдальними рефлекторами

10. Результати дисертаційної роботи були використані при технічному супроводі, обслуговуванні, комплексному модульному калібруванні оптичних діагностичних систем та терапевтичних апаратів з метою адаптації їх режимів роботи у ТОВ «Медхолдінг» (м. Київ) та ПП «Фотоніка плюс» (м. Черкаси), при розробці конструкторських засад створення нових оптичних систем та вимірювальних засобів з еліпсоїдальними рефлекторами ТОВ «Оптек» (м. Київ) та ТОВ «НМЦ Медінтех» (м. Київ), а також впроваджені в навчальний процес КПІ ім. Ігоря Сікорського при підготовці магістрів за освітньо-науковими та освітньо-професійними програмами «Комп'ютерно-інтегровані технології виробництва приладів» та «Біомедичні прилади та інформаційні системи».

## СПИСОК ОПУБЛІКОВАНИХ ПРАЦЬ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

1. М.А. Bezuglyi, A.V. Yarych, and D.V. Botvinovskii, "On the possibility of applying a mirror ellipsoid of revolution to determining optical properties of biological tissues", *Optics and Spectroscopy*, no. 113, pp.101–107, 2012.

*Здобувачем розроблено метод дзеркального еліпсоїда обертання та математична модель визначення оптичних властивостей біологічних тканин.*

2. М.А. Безуглый, Н.В. Безуглая, и А.Б. Самияк, "Обработка изображений при эллипсоидальной фотометрии", *Приборы и методы измерений*, т. 7, №1, с. 67–76, 2016.

*Здобувач розробив схеми зонного аналізу фотометричних зображень та аналітичної моделі їх обробки для методу фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами.*

3. M.A. Bezuglyi, N.V. Bezuglaya, and I.V. Helich, "Ray tracing in ellipsoidal reflectors for optical biometry of media», *Applied Optics*, no. 56 (30), pp. 8520–8526, 2017.

*Здобувачем здійснено розробку математичної моделі рей-трейсингу в еліпсоїдальному рефлекторі.*

4. M.A. Bezuglyi, N.V. Bezuglaya, and S.A. Kostuk, "Influence of laser beam profile on light scattering by human skin during photometry by ellipsoidal reflectors", *Devices and Methods of Measurements*, vol.9, №1, pp. 56-65.

*Здобувачу належить розробка та імплементація в обчислювальний алгоритм профілю розподілу потужності оптичного випромінювання в нульовій поперечній моді лазерного пучка при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами.*

5. M.A. Bezuglyi, N.V. Bezuglaya, A.V. Ventsuryk, and K.P. Vonsevych, "Angular Photometry of Biological Tissue by Ellipsoidal Reflector Method", *Devices and Methods of Measurements*, vol.10, no. 2, pp. 160–168, 2019.

*Здобувачем розроблено схеми зонного аналізу фотометричних зображень та аналітичної моделі їх обробки при кутовій фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами.*

6. M. Bezuglyi, and N. Bezuglaya, "Raman spectroscopy principles for in vivo diagnostic by ellipsoidal reflectors", *Electrical, Control and Communication Engineering*, vol. 15, no.1, pp. 39 – 46, 2019.

*Здобувачем обґрунтовані принципи раманівської спектроскопії для неінвазивної діагностики біологічних тканин методом фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами.*

7. K. Vonsevych, M.F. Goethel, J. Mrozowski, J. Awrejcewicz, and M. Bezuglyi, "Fingers movements control system based on artificial neural network model", *Radioelectronics and Communications System*, vol.62, no.1, pp. 23–33, 2019.

*Здобувачу належить розробка аналітичної моделі роботи нейронної мережі для задач біомедичного застосування.*

8. М.О. Безуглий, та Д.В. Ботвиновський, В.В. Зубарєв, та Я.О. Коцур, "Метод фотометричного дзеркального еліпсоїда обертання для дослідження шорсткості поверхні", *Методи та прилади контролю якості*, №27, с.77-83. 2011.

*Здобувачем розроблено метод дзеркального еліпсоїда обертання та досліджені особливості його реалізації при контролі шорсткої поверхні.*

9. М.А. Безуглий, и Я.А. Коцур, "Применение эффекта Допплера в оптической биомедицинской диагностике", *Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування*, вип. 42, с. 177–184, 2011.

*Здобувачу належить аналіз методів та засобів оптичної біомедичної діагностики, заснованих на практичній реалізації ефекту Допплера у вимірюваннях.*

10. 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.

*Здобувачу належить ідея та розробка умов використання еліпсоїдальних рефлекторів для просторового потокового аналізу біологічних середовищ.*

11. Н.В. Безугла, М.О. Безуглий, Г.С. Тимчик, та К.П. Вонсевич, "Вплив осьової анізотропії розсіяння біологічних середовищ на точність визначення оптичних коефіцієнтів методом Монте-Карло", *Наукові вісті НТУУ "КПІ"*, том 99, №1, с.85 – 91, 2015.

*Здобувачу належить ідея використання методу фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами для попереднього просторового аналізу світлорозсіяння біологічними середовищами та визначення кількості перетинів при гоніофотометрії.*

12. Н.В. Безугла, М.О. Безуглий, та Г.С. Тимчик, "Особливості анізотропії світлорозсіяння волокнистими біологічними тканинами", *Вісник НТУУ «КПІ». Серія Приладобудування*, №50, с.169 – 175, 2015.

*Здобувачу належить ідея спектроскопічного аналізу волокнистих тканин в рамках методу еліпсоїдальних рефлекторів.*

13. М.О. Безуглий, І.І. Синявський, Н.В. Безугла, та А.Г. Козловський, "Особливості виготовлення еліпсоїдальних рефлекторів фотометрів", *Вісник НТУУ «КПІ». Серія Приладобудування*, том 52, №2, с.76-81, 2016.

*Здобувачем вдосконалено метод траєкторного копіювання при впровадженні вертикально-розточувальної технології виготовлення внутрішньої еліпсоїдальної поверхні рефлекторів.*

14. М.О. Безуглий, О.В. Лінючева, Н.В. Безугла, М.В. Бик, та С.А Костюк, "Контроль форми еліпсоїдальних рефлекторів біомедичних фотометрів", *Вісник НТУУ «КПІ». Серія Приладобудування*, том.53, №1, с.62-69, 2017.

*Здобувачу належить ідея розробки технології металізації внутрішньої еліпсоїдальної поверхні деталі, надрукованої з пластика на 3D принтері, та вдосконалення методу анабераційних точок для її контролю.*

15. К.П. Вонсевич, М.О. Безуглий, та А.О. Гапонюк, "Оцінювання часових характеристик електроміограми функціональних рухів кисті руки для інтуїтивного керування біонічним протезом", *Наукові вісті НТУУ «КПІ»*, №1, с. 45 – 53, 2018.

*Здобувачем обґрунтовано вибір функціональних рухів пальців верхньої кінцівки людини для міографічно-оптичної системи контролю біонічним протезом на основі нейронної мережі.*

16. К.Р. Vonsevych, М.А. Bezuglyi, and О.А. Prytula, "Optical feedback based on photometry by ellipsoidal reflector in bionic fingers application", *KPI Science News*, no. 3, pp. 63 – 72, 2019.

*Здобувачу належить ідея використання еліпсоїдального рефлектора у якості концентратора розсіяного випромінювання для системи оптичного зворотного зв'язку біонічної кінцівки.*

17. М.А. Bezuglyi, N.V. Bezuglaya, and A.I. Nagorni, "Control of optical clearing of biological tissue by ellipsoidal reflectors method", *Microsystems. Electronics and Acoustics*, vol.24, no.2, pp. 6 – 13, 2019.

*Здобувачем обґрунтовано метод фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами для контролю рівня оптичного просвітлення біологічних тканин.*

18. М.А. Bezuglyi, N.V. Bezuglaya, and D.V. Horban, "Determination the tissue anisotropy factor during the photometry by ellipsoidal reflectors", *KPI Science News*, no.4, pp. 62 – 70, 2019.

*Здобувачу належить ідея використання методу фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами для визначення величини фактору анізотропії розсіяння товщинних біологічних тканин.*

19. Н.В. Безугла, М.О. Безуглий, Г.С. Тимчик, та В.А. Шаргородський, "Просторова фотометрія біологічних середовищ", *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, т.30, №2, с. 40 – 49, 2016.

*Здобувачем обґрунтовано принципи просторового аналізу біологічних середовищ в межах повного тілесного кута.*

20. М.О. Безуглий, А.В. Венцурик, та Н.В. Безугла, "Пристрій для визначення оптичних характеристик об'єктів", патент України на винахід, *МПК51 G01N 21/47, G01N 21/55 №110073*, 10.11.2015.

*Здобувачу належить ідея використанню еліпсоїдальних рефлекторів для кутової фотометрії біологічних середовищ.*

21. М.О. Безуглий, Н.В. Безугла, І.В. Максимчук, та А.В. Шаргородський, "Біомедичний гоніофотометр", патент України на винахід, *МПК51 G01J 1/04, G01J 1/42, A61B 5/1455, G01N 33/48 № 112374*, 25.08.2016.

*Здобувачу належить ідея розробки пристрою для дослідження індикатриси розсіяного випромінювання біологічних середовищ.*

22. Д.В. Ботвиновський, А.В. Ярич, та М.О. Безуглий, "Пристрій для визначення оптичних властивостей об'єктів", патент України на корисну модель, *МПК51 G01N 21/47 G01N 21/55 № 45893*, 25.11.2009 р.

*Здобувачу належить ідея розробки пристрою з еліпсоїдальними рефлекторами для визначення оптичних властивостей об'єктів.*

23. Д.В. Ботвиновський, А.В. Ярич, та М.О. Безуглий, "Дозиметр оптичного випромінювання", патент України на корисну модель, *МПК51 G01N 21/47 G01N 21/55 № 45894*, 25.11.2009 р.

*Здобувачу належить ідея створення дозиметру оптичного випромінювання з еліпсоїдальним рефлектором.*

24. Н.В. Безугла, Ю.В. Чмир, О.В. Кузьменко, та М.О. Безуглий, "Спосіб визначення фазової функції біологічних середовищ", патент України на корисну модель, *МПК51 G01N 21/00 G01N 21/01 G01N 21/17 № 75382*, 26.11.2012 р.

*Здобувачем розроблено схемотехнічне рішення для реалізації способу дослідження фазової функції розсіяння біологічних середовищ.*

25. Н.В. Безугла, М.О. Безуглий, та О.В. Кузьменко, "Комп'ютерна програма «ІВСОБ»", *Свідоцтво про реєстрацію авторського права на твір № 44754*, 18.07.2012.

*Здобувачем розроблено алгоритм комп'ютерної програми.*

26. М.О. Безуглий, І.І. Синявський, та М.Г. Барінов, "Спосіб контролю форми дзеркального еліпсоїда обертання", патент України на корисну модель, *МПК51 G01M 11/00 № 78518*, 25.03.2013 р.

*Здобувачу належить ідея розробки способу та пристрою для контролю форми внутрішньої відбиваючої поверхні еліпсоїдального рефлектора.*

27. М.О. Безуглий, М.В. Павловець, "Пристрій для визначення оптичних характеристик об'єктів", патент України на корисну модель, МПК51 G01N 21/47 G01N 21/55 № 98811, 12.05.2015 р.

*Здобувачу належить ідея розробки пристрою з еліпсоїдальними рефлекторами для визначення оптичних характеристик об'єктів.*

28. М.О. Безуглий, П.С. Переходько, "Пристрій для визначення оптичних характеристик світлорозсіювальних середовищ", патент України на корисну модель МПК51 G01N 21/17 № 109237, 25.08.2016 р.

*Здобувачу належить ідея пристрою з еліпсоїдальними рефлекторами для визначення оптичних характеристик світлорозсіювальних середовищ.*

29. М.О. Безуглий, Р.О. Молодик, "Комп'ютерна програма «Трасування променів в еліпсоїдальному рефлекторі»" (Ray Tracing in Ellipsoidal Reflector) ("RTER"), Свідоцтво про реєстрацію авторського права на твір № 67015, 04.08.2016.

*Здобувачем розроблена математична модель та алгоритм роботи програмного забезпечення.*

30. М.В. Павловець, М.О. Безуглий, "Комп'ютерна програма «Еліпсоїдальна фотометрія» (Ellipsoidal Photometry) ("BT Mod")", Свідоцтво про реєстрацію авторського права на твір № 68440, 02.11.2016.

*Здобувачу належить ідея розробки програмного забезпечення та математична модель, покладена в його основу.*

31. М.О. Безуглий, К.Б. Чавченко, "Пристрій для визначення оптичних властивостей", патент України на корисну модель, МПК51 G01N 21/47 G01N 21/55 № 122690, 04.07.2017 р.

*Здобувачу належить ідея пристрою з еліпсоїдальними рефлекторами для визначення оптичних властивостей біологічних об'єктів.*

32. М.О. Безуглий, А.Г. Козловський, та Н.В. Безугла, "Пристрій для точіння деталі з внутрішньою еліпсоїдальною поверхнею", патент України на корисну модель, МПК51 B23B 5/40 № 125285, 10.05.2018 р.

*Здобувачу належить ідея вдосконаленої вертикально-розточувальної технології для виготовлення внутрішньої еліпсоїдальної відбиваючої поверхні та пристрою на його основі.*

33. Д.Ю. Маляренко, Н.В. Безугла, та М.О. Безуглий "Пристрій для вимірювання показника заломлення біологічних середовищ", патент України на корисну модель, МПК51 G01N 21/43 № 134322, 10.05.2018 р.

*Здобувачу належить ідея створення пристрою з еліпсоїдальними рефлекторами для вимірювання показника заломлення біологічних середовищ.*

34. М.О. Безуглий, А.В. Ярич, "Моделювання процесу поширення оптичного випромінювання в біологічній тканині", на Науковій-технічній конференції «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів», Кременчук, 2008, с.56.

*Здобувачем розроблено математична модель поширення оптичного випромінювання в біологічній тканині.*

35. М.О. Безуглий, Д.В. Ботвиновський, "Дослідження еліпсоїдального дзеркала фотометричної установки", на XI Міжнародній науково-практичній конференції «Людина і космос», Дніпропетровськ, 2009, с. 273.

*Здобувачем розроблені та обґрунтовані принципи секторного аналізу роботи еліпсоїдального рефлектора.*

36. М.О. Безуглий, А.В. Ярич, "Застосування конденсованого методу Монте-Карло для вирішення задач переносу випромінювання в оптиці біологічних тканин", на XI Міжнародній науково-практичній конференції «Людина і космос», Дніпропетровськ, 2009, с. 314.

*Здобувач обґрунтував можливості використання конденсованого методу Монте-Карло для методу дзеркальних еліпсоїдів обертання.*

37. М.О. Безуглий, А.В. Ярич, "Метод визначення оптичних характеристик біологічних тканин", на Науковій-технічній конференції «Приладобудування: стан і перспективи», Київ, 2009, с.173.

*Здобувачем розроблено метод фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами.*

38. А.В. Ярич, Д.В. Ботвиновський, та М.О. Безуглий, "Фотометрична система для дослідження оптичних властивостей біологічних тканин", на Науковій-технічній конференції «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів», Кременчук, 2009, с. 85-87.

*Здобувач розробив функціональну схему біомедичного фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами.*

39. Н.В. Безугла, М.О. Безуглий, "Метод просторової спектрофотометрії біологічних тканин", на Науковій-технічній конференції «Приладобудування: стан і перспективи», Київ, 2011, с. 181-182.

*Здобувачем обґрунтовані принципи просторового спектроскопічного аналізу біологічних тканин.*

40. О.В. Кузьменко, Н.В. Безугла, та М.О. Безуглий, "Ефективність застосування інформаційних технологій в оптичній біомедичній діагностиці", на Науково-практичній конференції «Ефективність інженерних рішень у приладобудуванні», Київ, 2011, с. 122.

*Здобувачу належить аналітичне обґрунтування методів оптики світлорозсіяння в задачах оптичної біомедичної діагностики.*

41. А.С. Кондратюк, М.О. Безуглий, "ИК спектроскопия в медицинском приложении", на 10 Науковій-технічній конференції «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів», Кременчук, 2011, с.89 – 90.

*Здобувачу належить аналіз методів інфрачервоної спектроскопії та особливостей їх застосування для клінічної діагностики.*

42. Д.С. Бойко, М.О. Безуглий, "Технічні особливості реалізації методу додавання-подвоєння в оптиці біологічних тканин", на 1-ой науково-технічній конференції «Современные тенденции развития приборостроения», Луганськ, 2012, с.54-55.

*Здобувачем обґрунтовано функціональні можливості методу додавання-подвоєння при фотометрії біологічних тканин.*

43. Р.Я. Попов, Р.А. Молодыко, та М.О. Безуглий, "Биомедицинское фотометрирование с использованием ПЗС-камер", на 1-ой научно-технической конференции «Современные тенденции развития приборостроения», Луганськ, 2012, с.230 – 231.

*Здобувачу належить обґрунтування ПЗС-фотометрії для задач оптичної біомедичної діагностики.*

44. М.В. Павловець, М.О. Безуглий, "Моделювання процесу поширення випромінювання при оптичній біометрії середовищ еліпсоїдальними рефлекторами", на 11-ій науково-технічній конференції «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів», 2012, с.12.

*Здобувачем розроблено математичну модель поширення випромінювання при фотометрії біологічних середовищ еліпсоїдальними рефлекторами.*

45. П.С. Переходько, М.О. Безуглий, "Система для оптичної діагностики шорсткої поверхні", на 11-ій науково-технічній конференції «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів», 2012, с.13 – 14.

*Здобувач розробив функціональну схему фотометричної системи для дослідження шорсткої поверхні.*

46. Д.С. Бойко, М.А. Безуглий, "Технические особенности реализации метода «добавления-удвоения» в оптике биологических сред", на 6-ой Научно-технической конференции «Новые направления развития приборостроения», Минск, 2013, с.179.

*Здобувачем обґрунтовано доцільність використання методу додавання-подвоєння при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами біологічних тканин.*

47. Р.А. Молодыко, М.А. Безуглий, "Математическая обработка видеофотометрических изображений", на 6-ой Научно-технической конференции «Новые направления развития приборостроения», Минск, 2013, с.196.

*Здобувачем розроблено математична модель та принципи обробки відео-фотометричних зображень.*

48. М.А. Bezuglyi, M.V. Pavlovets, "Optical biometry of biological tissues by ellipsoidal reflectors", in *Proc. OSA-SPIE*, Munhin, 2013, 8798.

*Здобувачем розроблено теоретичні та технічні особливостей реалізації методу оптичної біометрії біологічних тканин еліпсоїдальними рефлекторами.*

49. М.А. Bezuglyi, N.V. Bezuglaya, "Ellipsoidal reflectors in biomedical diagnostic", in *Proc. SPIE Biophotonics—Riga 2013*, Riga, 2013.

*Здобувачем здійснено класифікацію фотометричних систем з еліпсоїдальними рефлекторами для задач біомедичної діагностики.*

50. N.V. Bezuglaya, M.A. Bezuglyi, "Spatial photometry of scattered radiation by biological objects", in *Proc. SPIE Biophotonics—Riga 2013*, Riga, 2013, 90320J.

*Здобувачу належить розробка аналітичних засад класифікації засобів просторової фотометрії.*

51. N.V. Pavlovets, M.A. Bezuglyi, "Visualization of Monte-Carlo simulation for the ellipsoidal biometric system", на 7-ой Научно-технической конференции «Новые направления развития приборостроения», Минск, 2014, с.234.

*Здобувачем розроблено математична модель та теоретичні засади біомедичної візуалізації методом Монте-Карло при симуляції поширення світла у фотометричній системі з еліпсоїдальними рефлекторами.*

52. P. Perekhodko, M.A. Bezuglyi, "Spatial distribution of laser radiation reflected by rough surface", на 7-ой Научно-технической конференции «Новые направления развития приборостроения», Минск, 2014, с.235.

*Здобувачем обґрунтовано принципи аналізу просторового розподілу розсіяного випромінювання шорсткою поверхнею.*

53. С.А. Костюк, М.А. Безуглый, "Прибор для измерения внутричерепного давления у младенцев", на 8-ой Международной научно-технической конференции молодых ученых и студентов «Новые направления развития приборостроения», Минск, 2015, с. 84.

*Здобувачу належить ідея розробки приладу з фотометричним контролем внутрішньочерепного тиску у немовлят.*

54. Р.Я. Попов, М.А. Безуглый "Особенности ПЗС-фотометрии в приложении эллипсоидальной рефлектометрии биологических сред", на 8-ой Международной научно-технической конференции молодых ученых и студентов «Новые направления развития приборостроения», Минск, 2015, с.202.

*Здобувачем обґрунтовано застосування основ методу апертурної ПЗС-фотометрії при оцінці фотометричних зображень.*

55. 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.

*Здобувачем вдосконалено інверсний метод Монте-Карло для фотометрії біологічних середовищ еліпсоїдальним рефлектором.*

56. А.В. Венцурик, М.А. Безуглый, "Угловая эллипсоидальная отражательная фотометрия", на 9-ой Международной научно-технической конференции «Приборостроение-2016», Минск, 2016, с. 29 – 31.

*Здобувачем розроблено метод кутової фотометрії еліпсоїдальним рефлектором у відбитому світлі.*

57. К.П. Вонсевич, М.А. Безуглый, "Особенности бионического протезирования верхних конечностей", на 9-ой Международной научно-технической конференции «Приборостроение-2016», Минск, 2016, с.36 – 37.

*Здобувачем обґрунтовано доцільність використання засобів зворотного, зокрема оптичного, зв'язку для системи біонічного протезу верхньої кінцівки.*

58. 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.

*Здобувачем розроблені принципи конструювання макету біомедичного фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами.*

59. К.П. Вонсевич, М.А. Безуглий, "Бионическое протезирование пальцев рук", на *10-ой Международной научно-технической конференции молодых ученых и студентов «Новые направления развития приборостроения»*, Минск, 2016, с. 214.

*Здобувачем обґрунтовано функціонування системи контролю біонічним протезом пальців рук з модулем оптичного зворотного зв'язку.*

60. M. Bezuglyi, N. Bezuglaya, and A. Viruchenko, "On the possibility of ellipsoidal photometry and Monte Carlo simulation to spatial analysis of biological media", in *Proc. IEEE 37th International Conference Electronics and Nanotechnology*, Kyiv, 2017, p. 321 – 324.

*Здобувачу належить ідея використання методу еліпсоїдальних рефлекторів для просторового аналізу світлорозсіяння біологічними середовищами.*

61. Д.В. Бондарев, М.О. Безуглий, "Конструювання дерматоскопу на засадах фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами", на *Науково-практичній конференції «Лазерні технології в клінічній медицині: сучасні тенденції розвитку в Україні»*, Черкаси, 2017, с. 263-264.

*Здобувачем розроблена конструкція дерматоскопу з еліпсоїдальним рефлектором.*

62. K. Vonsevych, M. Bezuglyi, J. Mrozowski, and J. Awrejcewicz, "Biomechatronic solution for human fingers replacement", in *Proc. 14-th international conference «Dynamical systems: theory and applications»*, Lodz, 2017, p. p.567-578.

*Здобувачем запропонована типологія функціональних рухів руки для міографічної системи контролю з оптичним зворотним зв'язком.*

63. А.И. Куприй, М.А. Безуглий, "Неинвазивный оптический глюкометр с эллипсоидальными рефлекторами", на *10-й Международной научно-технической конференции «Приборостроение–2017»*; Минск, 2017, с. 383-385.

*Здобувач розробив функціональну схему оптичного неінвазивного глюкометру на засадах методу фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами.*

64. К.П. Вонсевич, М.А. Безуглий "Модель классификации движений пальцев рук для протезного применения», на *10-й Международной научно-технической конференции «Приборостроение–2017»*; Минск, 2017, с. 225-226.

*Здобувачем запропоновано алгоритмічні засади класифікації рухової активності за допомогою нейронної мережі.*

65. М.О. Безуглий, Н.В. Безугла, "Особенности неинвазивной глюкометрии эллипсоидальными рефлекторами", на *XVII Міжнародній науково-технічній конференції «Приладобудування: стан і перспективи»*; Київ, 2018, с.136 – 137.

*Здобувачем розроблено метод оцінки рівня глюкози в крові при неінвазивній фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами.*

66. Р.О. Воронков, М.А. Безуглий, "Оптическая идентификация патологически измененных тканей методом зеркальных эллипсоидов вращения", на *11-й Международной научно-технической конференции «Приборостроение–2018»*; Минск, 2018, с 216-218.

*Здобувачем сформульовані принципи оцінювання освітленості фотометричних зображень при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами біологічних тканин у нормі та патологічно змінених.*

67. А.Б. Самиляк, М.А. Безуглий, "Фотометрия эллипсоидальными рефлекторами светорассеянья кожей человека при просветлении", на 11-й Международной научно-технической конференции «Приборостроение–2018»; Минск, 2018,

*Здобувачу належить ідея контролю оптичного просвітлення шкіри людини поліетиленгліколем методом фотометрії еліпсоїдальним рефлектором.*

68. M. Bezuglyi, N. Bezuglaya, O. Kuprii, and I. Yakovenko, "The non-invasive optical glucometer prototype with ellipsoidal reflectors", in *Proc. IEEE 59th International Scientific Conference Power and Electrical Engineering of Riga Technical University (RTUCON)*, Riga, 2018, p. 1-4.

*Здобувачем обґрунтовано передумови створення та розроблена структурна схема прототипу неінвазивного оптичного глюкометра з еліпсоїдальними рефлекторами.*

69. А.І. Нагорний, М.О. Безуглий, "Методика контролю ступеню просвітлення біологічних тканин фотометром з еліпсоїдальними рефлекторами", на XVIII Міжнародній науково-технічній конференції «Приладобудування: стан і перспективи»; Київ, 2019, с.135 – 136.

*Здобувачем розроблена методика контролю ступеню просвітлення біологічних тканин фотометром з еліпсоїдальними рефлекторами.*

## АНОТАЦІЯ

**Безуглий М.О. Еліпсоїдальні рефлектори для фотометрії біологічних середовищ.** – На правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня доктора технічних наук за спеціальністю 05.11.17 – біологічні та медичні прилади і системи. Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» – Київ, 2020.

У роботі вирішено комплекс задач, що дозволило вирішити важливу науково-прикладну проблему розробки методу побудови і застосування еліпсоїдальних рефлекторів в системах реєстрації та аналізу розсіяного оптичного випромінювання, а також апробації нових конструктивних, функціональних та медико-біологічних рішень. Це дало змогу теоретично та експериментально обґрунтувати метод і апаратні засоби застосування еліпсоїдальних рефлекторів для фотометрії світлорозсіяння біологічними середовищами при виявленні їх оптичних властивостей та ідентифікації фізичного та фізіологічного стану.

Запропоновано фундаментальну основу вирішення вказаної проблеми завдяки вперше розробленого механізму рей-трейсингу, що взаємо пов’язує параметри джерела випромінювання, біологічного середовища, еліпсоїдального дзеркала та матричного приймача випромінювання в інформаційно-вимірювальній системі

біомедичного фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами, і який дозволяє вирішувати пряму та інверсну задачі поширення оптичного випромінювання методом статистичного моделювання Монте-Карло.

*Ключові слова:* біологічна тканина, біологічне середовище, біомедичний фотометр, еліпсоїд обертання, еліпсоїдальний рефлектор, Монте-Карло симуляція, оптичні властивості, фотометрія, фотометричне зображення.

## АННОТАЦИЯ

**Безуглый М.А. Эллипсоидальные рефлекторы для фотометрии биологических сред.** - На правах рукописи.

Диссертация на соискание ученой степени доктора технических наук по специальности 05.11.17 - биологические и медицинские приборы и системы. Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского» - Киев, 2020.

В работе решен комплекс задач, позволивший решить важную научно-прикладную проблему разработки метода построения и применения эллипсоидальных рефлекторов в системах регистрации и анализа рассеянного оптического излучения, а также апробации новых конструктивных, функциональных и медико-биологических решений. Это позволило теоретически и экспериментально обосновать метод и аппаратные средства применения эллипсоидальные рефлекторы для фотометрии светорассеяния биологическими средами при обнаружении их оптических свойств и идентификации физического и физиологического состояния.

Предложено фундаментальную основу решения указанной проблемы за счет впервые разработанного механизма рей-трейсинга, что взаимно связывает параметры источника излучения, биологической среды, эллипсоидального зеркала и матричного приемника излучения в информационно-измерительной системе биомедицинского фотометра с эллипсоидальными рефлекторами, и который позволяет решать прямую и инверсную задачи распространения оптического излучения методом статистического моделирования Монте-Карло.

*Ключевые слова:* биологическая ткань, биологическая среда, биомедицинский фотометр, Монте-Карло симуляция, оптические свойства, фотометрия, фотометрическое изображение, эллипсоид вращения, эллипсоидальный рефлектор.

## ABSTRACT

**Bezuglyi M.A. Ellipsoidal reflectors for biological media photometry.** - Manuscript.

Doctor of Technical Science thesis in the specialty 05.11.17 – Biological and Medical Devices and Systems. – National Technical University of Ukraine «Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute», Kyiv, 2020.

The thesis is devoted to the solution of the important scientifically applied problem of development the construction and application method of ellipsoidal reflectors in the registration and analysis systems of scattered optical radiation, as well as approbation of new structural, functional and biomedical solutions. This made it possible to theoretically and experimentally substantiate the method and hardware of the use the ellipsoidal reflectors for photometry of light scattering by biological media in the detection of their optical properties and identification of physical and physiological state. A fundamental basis for solving this problem is the first-time developed mechanism of ray-tracing, which colligate the parameters of the radiation source, biological media, ellipsoidal reflector and matrix photodetector in the information-measuring system of biomedical photometer, which allows to solve the direct and inverse problems of light propagation by the Monte Carlo statistical simulation.

The main content of the thesis is outlined in eight chapters, which present and substantiate the goal and results of the work. The first chapter presents the results of analytical review and literary search, which reveal the tasks raised in the doctorate thesis. In particular, the methods of biophotonics that are most commonly used in the study of different biological media are given. The features of optical radiation propagation in biological media are analyzed, as well as the basic principles of the transfer radiative theory, which mathematically and analytically interpret this process. Typical photometric tools used for the study of biological media, boundary conditions of their use, and functional limitations are analyzed. The second chapter is devoted to the development a method of investigation the biological media optical properties. Structural schemes of basic photometers with ellipsoidal reflectors and features of their functioning are presented. The mathematical apparatus for calculating the ray tracing in a reflector with an internal ellipsoidal reflecting surface is presented, and the main types of ray trajectories are considered. The algorithm of the proposed mechanism of ray tracing and the features of its software are presented. The results of aberration analysis of ellipsoidal reflector are shown. The third chapter is devoted to the development of Monte Carlo models of light propagation in the information-measuring system of biomedical photometer with ellipsoidal reflectors. The features of the input data formation and the basic simulation algorithm are substantiated, as well as the boundary conditions of simulation. The analytical models of software adaptation of radiation source parameters, the receiving system, as well as the boundaries and scattering-absorption properties of the biological media that underlie the simulation are presented. The principles of determination the optical coefficients, algorithm and grounds of software implementation of Monte Carlo simulation in the system "radiation source + biological media + measuring tool" are presented. In the fourth chapter proposed the features of designing photometers with ellipsoidal reflectors by improving the standard equipment for microscopy, as well as in the construction of individual prototypes. Schemes of zone analysis at processing of photometric images obtained by photometry by ellipsoidal reflectors are considered. Mathematical and analytical aspects of solving the inverse problem of the radiative transfer theory by methods of Kubelka-Munk and inverse Monte-Carlo in the context the work of biomedical photometers with ellipsoidal reflectors operating in reflected and also in reflected and transmitted light are presented. The interrelation of photometric images

and optical properties of the investigated biological media is considered. In the fifth chapter discusses the technological principles of ellipsoidal reflectors production and control. The materials choice of ellipsoid for different methods of shaping the aspherical surface is substantiated. The principles of production of metallic mirror ellipsoids of revolution using vertical-boring technology, as well as 3D printing technology from plastic are formulated. Practical aspects of applying a mirror coating to the inner ellipsoidal surface from plastic are determined. The analytical model and technical stages the shape control of the ellipsoidal surface are presented and photometric comparison of the functioning of reflectors produced by different technologies is made. The sixth chapter is devoted to the analysis of the effects of light scattering in the system "radiation source + biological media + measuring tool" for different profiles of energy distribution in the laser beam and their effect on the relative illuminance distribution of photometric image at zone analysis for different layers of human skin. The influence the parameters of ellipsoidal reflectors on the boundary geometric properties of optical radiation in the forward and backscattered light is considered. The influence the diameter and power of the incident beam at the tasks of Raman spectroscopy by ellipsoidal reflectors is also substantiated. In the seventh chapter features of application the photometry by ellipsoidal reflectors for creation and improvement tools of biological and medical diagnostics and control are shown. The influence of the scattering anisotropy factor on the illuminance of photometric images and the possibility of biomedical goniophotometry were evaluated. A measurement system for angular photometry in backscattered light was developed and investigated. Based on the model experiment, the prospects of using a photometer with ellipsoidal reflectors to control the optical clearing of human skin were evaluated. A prototype optical non-invasive glucometer with ellipsoidal reflectors was created and its functional features were investigated. The eighth chapter discusses the prospects of applying the mirror ellipsoids of revolution method for various problems in optical biomedical diagnostics.

*Keywords:* biological media, biological tissue, biomedical photometer, ellipsoid of revolution, ellipsoidal reflector, Monte Carlo simulation, optical properties, photometry, photometric image.

Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»  
Свідоцтво про державну реєстрацію: серія ДК № 5354 від 25.05.2017 р.,  
просп. Перемоги, 37  
Київ, 03056

Підп. до друку 20.01.2020. Формат 60×84<sup>1</sup>/<sub>16</sub>. Папір офс. Гарнітура Times. Спосіб  
друку – ризографічний. Ум. друк. арк. 1,9. Обл.-вид. арк. 2,09 Наклад 120 пр.  
Зам. № 20-010.

Видавництво «Політехніка», КПІ ім. Ігоря Сікорського  
вул. Політехнічна, 14, корп. 15  
Київ, 03056  
тел. (044) 204-81-78