

**«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ імені ГОРЯ
СІКОРСЬКОГО»**

**Приладобудівний факультет
Кафедра виробництва приладів**

«На правах рукопису»

УДК 535.2:616-71

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри

Тимчик Г. С.

« 13 » 12 20 18 р.

Магістерська дисертація

на здобуття ступеня магістра

зі спеціальності 152 Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка

**на тему: «Спектральні властивості біологічних тканин при фотометрії
еліпсоїдальними рефлекторами»**

Виконав:

студент VI курсу, групи ПБ-371мп
Гришай Олександр Миколайович

Керівник:

К. т. н., доцент
Безуглий М.О.

Консультант з розробки стартап проекту:

К. е. н., доцент
Бояринова К.О.

Рецензент:

проф. Коф. ПБ 2тн. Курчик Ю.В.

Засвідчую, що у цій магістерській
дисертації немає запозичень з праць
інших авторів без відповідних посилань.
Студент

Київ – 2018 року

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

Приладобудівний факультет
Виробництва приладів

Рівень вищої освіти – другий (магістерський) за освітньо-професійною програмою

Спеціальність – 152 Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри



Тимчук Г. С.

«13» 12 2018р.

ЗАВДАННЯ

на магістерську дисертацію студенту

Гришаю Олександр Миколайовичу

1. Тема дисертації «Спектральні властивості біологічних тканин при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами», науковий керівник дисертації Безуглий Михайло Олександрович, к. т. н., доцент, затверджені наказом по університету від «07» листопада 2018 р. № 4098-с
2. Термін подання студентом дисертації 10.12.2018
3. Об'єкт дослідження – *процеси розсіювання випромінювання біологічними середовищами для різного спектрального діапазону.*
4. Предмет дослідження – *спектральні властивості біологічних середовищ.*
5. Перелік завдань, які потрібно розробити – 1. Обґрунтувати необхідність дослідження спектральних властивостей біологічних середовищ. 2. Провести огляд та аналіз існуючих методів і засобів проведення спектрального аналізу. 3. Обґрунтувати передумови використання фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами для визначення спектральних властивостей біологічних середовищ. 4. Встановити розмір оптимальної товщини своєї речовини головного мозку людини у нормі для проведення спектрального аналізу в видимому та червоному діапазоні довжин хвиль. 5. Визначити особливості розсіювання випромінювання біологічними середовищами у відбитому та пропущеному світлі для видимого та червоного діапазонів. 6. Встановити зв'язок оптичних параметрів сірої речовини головного мозку людини у нормі у заданому діапазоні довжин хвиль (380 – 780 нм) з освітленістю отриманих фотометричних зображень плями розсіювання.

6. Орієнтовний перелік графічного (ілюстративного) матеріалу – фотометричні зображення, графіки залежності освітленості від довжини хвилі
7. Орієнтовний перелік публікацій - наукова стаття, виступ на конференції.
8. Консультанти розділів дисертації

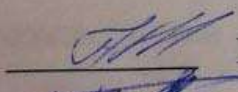
Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Розробка стартап-проекту	Бояринова К. О., к. е. н., доцент		

9. Дата видачі завдання 01.03.2018

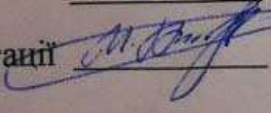
Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Термін виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
1.	Огляд та аналіз методів та засобів дослідження спектральних характеристик біологічних середовищ	14.03.2018	Виконано
2.	Передумови проведення досліджень методом фотометрії з використанням еліпсоїдальних рефлекторів.	28.03.2018	Виконано
3.	Визначення оптимальної товщини біологічного середовища для модельного експерименту.	18.04.2018	Виконано
4.	Проведення модельного експерименту на прикладі сірої речовини головного мозку у нормі.	30.05.2018	Виконано
5.	Аналіз отриманих фотометричних зображень	12.09.2018	Виконано
6.	Встановлення залежності між отриманою освітленістю та оптичними параметрами біологічного середовища	15.11.2018	Виконано
7.	Розробка стартап проекту «Модуль фотометричної головки»	28.11.2018	Виконано
8.	Підготовка тексту дисертації	05.12.2018	Виконано
9.	Оформлення матеріалу по роботі до захисту	10.12.2018	Виконано

Студент

 Гришай О.М.

Науковий керівник дисертації

 Безуглий М.О.

РЕФЕРАТ

Обсяг роботи: 93 сторінки

Кількість ілюстрацій: 33

Кількість таблиць: 32

Кількість джерел за переліком посилань: 38

Актуальність теми дослідження.

Спектральні характеристики біологічних середовищ залежать в основному від концентрації досліджуваної речовини та визначаються кількістю домінуючих поглинальних компонентів. Однак наявність компонентів з однаковими або наближеним поглинальними властивостями призводить до того, що спектральні лінії окремих компонентів можуть перекриватись. Тому можуть виникнути складнощі при кількісному визначенні концентрації цих компонентів. На спектральні характеристики також впливає структура біологічної тканини, яка може змінюватись в залежності від наявної патології або під впливом фізичних чинників.

На спектрофотометричних дослідженнях базуються сучасні методи біомедичної діагностики: пульсоксиметрія, лазерна доплерівська флоуметрія, лазерна дифузійна томографія, оптична мамографія, когерентна оптична томографія, лазерна флуоресцентна діагностика, а також методи, що використовуються для визначення вмісту жиру в тканинах, холестерину, каротиноїдів, цукру в крові та ін.. Крім прямої діагностики, методи спектрофотометрії досить часто використовуються для оцінки ефективності низькоінтенсивного лазерного впливу в режимі реального часу.

Метою даної роботи є аналіз та виявлення особливостей спектрофотометрії біологічних тканин еліпсоїдальними рефлекторами на основі отриманих фотометричних зображень плями розсіяння у відбитому та пропущеному світлі.

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

1. Обґрунтувати необхідність дослідження спектральних властивостей біологічних тканин.
2. Провести огляд та аналіз існуючих методів і засобів проведення спектрального аналізу.
3. Обґрунтувати передумови використання фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами для визначення спектральних властивостей біологічних середовищ.
4. Встановити розмір оптимальної товщини своєї речовини головного мозку людини у нормі для проведення спектрального аналізу в видимому та червоному діапазоні довжин хвиль.
5. Визначити особливості розсіяння випромінювання біологічними середовищами у відбитому та пропущеному світлі для видимого та червоного діапазонів.
6. Встановити зв'язок оптичних параметрів сірої речовини головного мозку людини у нормі у заданому діапазоні довжин хвиль (380 – 780 нм) з освітленістю отриманих фотометричних зображень плями розсіяння.

Об'єкт дослідження – процеси розсіяння випромінювання різного спектрального діапазону після взаємодії з біологічними тканинами.

Предмет дослідження – фотометр з використанням еліпсоїдальних рефлекторів.

Методи дослідження – методи фотометрії та спектрофотометрії, метод еліпсоїдальних рефлекторів, метод Монте Карло.

Наукова новизна – встановлено залежність між оптичними параметрами сірої речовини мозку людини в нормі та освітленістю, отриманою методом фотометрії з використанням еліпсоїдальних рефлекторів при спектральному аналізі в діапазоні довжин хвиль від 380 нм до 780 нм.

Практична цінність – запропоновано процедуру проведення модельного експерименту отримання та оцінки фотометричних зображень для спектрофотометрії.

Результати дисертаційної роботи впроваджені в навчальний процес кафедри виробництва приладів «КПІ ім. Ігоря Сікорського» у вигляді лабораторної роботи з дисципліни «Біофотоніка».

Апробація результатів дисертації

Результати досліджень даної магістерської дисертації були оприлюднені на XIV Всеукраїнській науково-практичній конференції студентів, аспірантів та молодих вчених “ЕФЕКТИВНІСТЬ ІНЖЕНЕРНИХ РІШЕНЬ У ПРИЛАДОБУДУВАННІ”, 4 – 5 грудня 2018.

Публікації:

Гришай О.М. Спектрофотометрія еліпсоїдальними рефлекторами сірої речовини мозку людини в нормі / О. М. Гришай, М. О. Безуглий // XV Міжнародна науково-технічна конференція “XIV Всеукраїнська науково-практична конференція студентів, аспірантів та молодих вчених “ЕФЕКТИВНІСТЬ ІНЖЕНЕРНИХ РІШЕНЬ У ПРИЛАДОБУДУВАННІ”. – К.: ПБФ, КПІ ім. Ігоря Сікорського. – 2018. – с.262 – 265.

Ключові слова: спектральні властивості, фотометрія, еліпсоїдальний рефлектор, біологічна тканина.

Annotation

Work volume: 93 pages

Number of illustrations: 33

Number of tables: 32

Number of sources: 38

The relevance of master's thesis. Spectral characteristics of biological tissues mainly depend on the concentration of the test substance and are determined by the amount of dominant absorption components. However, the presence of components with the same or approximate absorption properties leads to the fact that the spectral lines of individual components may overlap. Therefore, it may be difficult to quantify the concentration of these components. Spectral characteristics are also affected by the structure of biological tissue, which may vary depending on the existing pathology or under the influence of physical factors.

On spectrophotometric research, modern methods of biomedical diagnostics are based: pulse oximetry, laser doppler flowmetry, laser diffusion tomography, optical mammography, coherent optical tomography, laser fluorescence diagnostics, as well as methods used to determine the fat content of tissues, cholesterol, carotenoids, blood sugar etc. In addition to direct diagnostics, spectrophotometric methods are often used to evaluate the effectiveness of low-intensity laser effects in real-mode time.

The main goal of the work is the analysis and identification of the spectrophotometry features of biological tissues by ellipsoidal reflectors on the basis of photometric images of scattering spot in reflected and transmitted light.

To achieve this goal, the following **tasks** must be solved:

1. To substantiate the necessity of study of spectral properties of biological tissues.
2. To review and analyze existing methods and means of conducting spectral analysis.
3. To substantiate the preconditions for using photometry with ellipsoidal reflectors to determine the spectral properties of biological tissues.
4. Set the size of the optimal thickness of the intracerebral human brain to normalize the spectral analysis in the visible and red wavelength range.
5. To determine the features of radiation scattering by biological tissues in reflected and transmitted light for the visible and red ranges.
6. Establish the connection of the optical parameters of the human brain's gray matter in the normal range at a given wavelength range (380 - 780 nm) with the illumination of the received scattering spot photometric images.

Object of research is the processes of scattering radiation of different spectral range after interaction with biological tissues.

Subject of research is photometer using ellipsoidal reflectors.

Methods of research are methods of photometry and spectrophotometry, the method of ellipsoidal reflectors, the Monte Carlo method.

Scientific novelty is the dependence between the optical parameters of the gray matter of the human brain in norm and illumination, obtained by photometry using ellipsoidal reflectors in the spectral analysis in the wavelength range from 380 nm to 780 nm, was established.

Practical value is the procedure for doing a model experiment for obtaining and estimating photometric images for spectrophotometry is proposed.

The results of the dissertation work are introduced into the educational process of the department of the production of devices «Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute» in the form of laboratory work on discipline " Biophotonics".

Approbation of the results of the dissertation. The results of the research of this master's thesis were made public at the XIV Ukrainian Scientific and Practical Conference of Students, Postgraduates and Young Scientists "EFFICIENCY OF ENGINEERING DECISIONS IN APPLIED DESIGN", December 4-5, 2018.

Publications:

Grishai O.M. Spectrophotometry with ellipsoidal reflectors of gray matter of the human brain in the norm / O. M. Grishay, M.O. Bezugly // XV International scientific and technical conference "XIV All-Ukrainian scientific and practical conference of students, postgraduates and young scientists" EFFICIENCY OF ENGINEERING SOLUTIONS IN APPLIANCES. " - K .: PBF, KPI them. Igor Sikorsky - 2018 - p. 262-265.

Key words: spectral properties, photometry, ellipsoidal reflector, biological tissue.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ ТА СКОРОЧЕНЬ.....	12
ВСТУП.....	13
I РОЗДІЛ. ОГЛЯД ТА АНАЛІЗ ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ.....	14
1.1. Вплив оптичних параметрів біологічних середовищ на взаємодію з оптичним випромінюванням.....	14
1.2. Спектральні властивості біологічних середовищ.....	16
1.3. Спектрофотометрія.....	16
1.3.1. Математичний підхід.....	18
1.3.2. Методи спектрофотометрії.....	20
1.4. Отримання оптичних коефіцієнтів.....	22
1.4.1. Способи та засоби реалізації спектрофотометричного методу.....	22
1.4.2. Математичні методи визначення спектральних параметрів біологічного об'єкту.....	26
1.5. Застосування спектрофотометрії в біомедичній діагностиці.....	29
Висновки до розділу I.....	34
II РОЗДІЛ. МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ СПЕКТРАЛЬНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ БІОЛОГІЧНИХ СЕРЕДОВИЩ ПРИ ФОТОМЕТРІЇ ЕЛІПСОЇДАЛЬНИМИ РЕФЛЕКТОРАМИ.....	35
2.1. Метод фотометрії еліпсоїдальними рефлектометрами.....	35
2.2. Метод Монте Карло з використанням еліпсоїдального рефлектору... ..	37
2.2.1. Алгоритм моделювання.....	37
2.2.2. Опис роботи програмного забезпечення.....	39
2.3. Метод зонного аналізу.....	40
2.4. Процедура проведення експерименту.....	42
Висновки до розділу 2.....	44
РОЗДІЛ III. АНАЛІЗ ТА ОЦІНКА ФОТОМЕТРИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ....	45
3.1. Обґрунтування вхідних даних для моделювання.....	46
3.1.1. Вибір досліджуваного середовища та його оптичних параметрів....	45

3.1.2. Обґрунтування та вибір характеристик випромінювання та еліпсоїдального рефлектору для моделювання.....	47
3.1.3. Обґрунтування та визначення оптимальної товщини для моделювання.....	47
3.2. Моделювання фотометричних зображень для різних довжин хвиль..	51
3.3. Обробка та аналіз фотометричних зображень плями розсіяння.....	54
3.4. Встановлення залежності між оптичними параметрами біологічного середовища та освітленості фотометричних зображень.....	60
Висновки до розділу 3.....	63
3. Розробка стартап проекту «Модуль фотометричної головки».....	64
4.1. Опис ідеї проекту.....	64
4.2. Технологічний аудит ідеї проекту	66
4.3. Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту.....	67
4.4. Розроблення ринкової стратегії проекту.....	74
4.5. Розроблення маркетингової програми стартап-проекту.....	77
Висновки до розділу 4.....	80
ВИСНОВКИ ПО РОБОТІ.....	81
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	82
ДОДАТОК А. – Фотометричні зображення плями розсіяння зразків сірої речовини головного мозку людини у нормі для довжин хвиль діапазону 380-780 нм	86
ДОДАТОК Б – Список публікацій.....	92
ДОДАТОК В – Акт впровадження.....	93

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ ТА СКОРОЧЕНЬ

УФ – ультрафіолетовий

ІЧ – інфрачервоний

Ч – червоний

ТПВ – теорія переносу випромінювання

БС – біологічне середовище

БТ – біологічна тканина

БО – біологічний об'єкт

МБП – медико-біологічні параметри

ЛДТ – лазерна дифузійна томографія

ЕР – еліпсоїдальний рефлектор

ЕТ – освітленість у пропущеному світлі

ЕР – освітленість у відбитому світлі

R – коефіцієнт відбиття

T – коефіцієнт пропускання

ВСТУП

Спектрофотометричні дослідження базуються на реєстрації відбитого або пропущеного випромінювання, що зазнало взаємодії з біологічною тканиною чи середовищем у широкому діапазоні довжин хвиль. Результатом цього дослідження є набір спектрів пропускання та відбиття, за якими визначають коефіцієнти відбивання та пропускання та розраховують оптичні параметри досліджуваного зразку. Для реєстрації випромінювання використовують зазвичай використовують оптичні та волоконні системи, фотометричні головки на базі інтегруючої сфери або еліпсоїдальних рефлекторів.

У залежності від обраної оптичної схеми, можуть використовуватись ті чи інші математичні моделі. Найбільш універсальними при використанні інтегруючої сфери є методи на основі теорії Мі, додавання-помноження, інверсного Монте Карло, що реалізовані та доступні для практичного використання. При еліпсоїдальній рефлектометрії використовують інверсний метод Монте Карло з урахуванням конструктивних параметрів еліпсоїду обертання. Інші математичні методи (потоків моделі Кубелки-Мунка, дифузійне наближення, метод сферичних гармонік та ін.) використовуються для біологічних середовищ зі звуженим діапазоном оптичних властивостей.

Метою даної роботи є аналіз та виявлення особливостей спектрофотометрії біологічних середовищ еліпсоїдальними рефлекторами на основі отриманих фотометричних зображень плями розсіяння у відбитому та пропущеному світлі.

І РОЗДІЛ. ОГЛЯД ТА АНАЛІЗ ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ

1.1. Вплив оптичних параметрів біологічних середовищ на взаємодію з оптичним випромінюванням

Характер поширення та взаємодії оптичного випромінювання з біологічними об'єктами визначається їх морфологією. Розміри клітин і структурних елементів клітин, а також сполучних біологічних тканин лежать в діапазоні від декількох десятків нанометрів до сотень мікрометрів і визначають оптичні параметри біологічного об'єкту: коефіцієнт поглинання μ_a , розсіювання μ_s та фактор анізотропії g [1]. Коефіцієнт поглинання μ_a – величина, зворотна відстані, на якій потік випромінювання ослабляється за рахунок поглинання в e разів. Коефіцієнт розсіювання μ_s – величина, зворотна відстані, на якій потік випромінювання послаблюється за рахунок розсіювання в e разів. Параметр анізотропії середовища g , що приймає значення від 0 до 1 – визначає середній косинус кута розсіювання. При $g = 0$ спостерігається ізотропне розсіювання (на точкових частинках), при $g = 1$ – сильне анізотропне розсіювання (на великих частинках, діаграма розсіювання витягнута вперед) [2].

В основному, при взаємодії оптичного випромінювання з біологічними об'єктами можуть виникати наступні процеси (рис.1.1): пружне розсіювання (одиничне та дифузне розсіювання), поглинання, флуоресценція та розсіювання Рамана (комбінаційне), що спричиняють доплерівський зсув, розсіювання назад, поглинання та автофлуоресценція. За утворенням того чи іншого процесу, а також за його характерними змінами чи відхиленнями, можна зробити висновок про нормальний і патологічний стан біологічного об'єкту [3,4]. Крім цього, характер взаємодії оптичного випромінювання з біологічними тканинами також визначається його проникною здатністю. Різні шари біологічного зразку неоднаково поглинають оптичне випромінювання різної довжини хвилі. Найбільш інформативним є діапазон довжинах хвиль 300 - 1500 нм, що охоплює зони ультрафіолетового (УФ), видимого та ближнього інфрачервоного (ІЧ) спектру (рис.3).

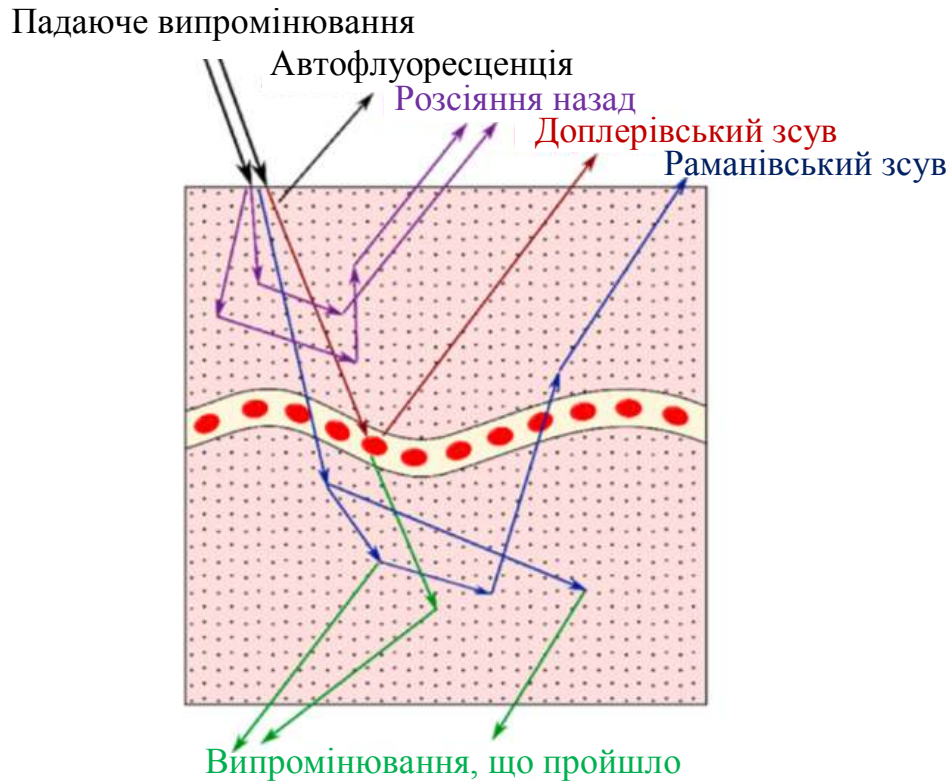


Рис.1.1. Процеси взаємодії оптичного випромінювання з біологічними об'єктами [4]

Саме у цьому діапазоні структура речовини найбільш актуальна, оскільки молекули переважно взаємодіють з цими електромагнітними хвилями. Глибина проникнення світла збільшується при переході від УФ випромінювання до ближнього діапазону ІЧ від 100 мкм до декількох мм, при цьому ускладнюється картина, оскільки у середньому та дальньому ІЧ діапазонах починає домінувати поглинання води [4].

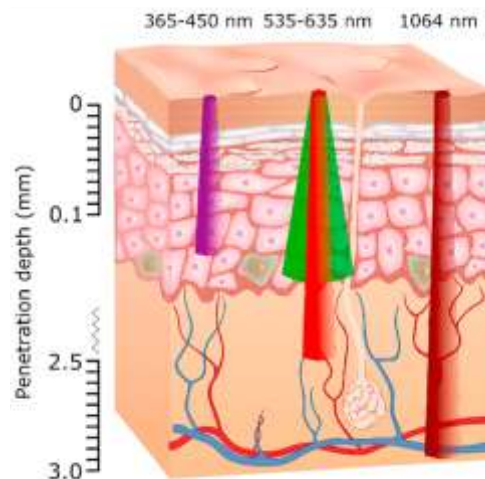


Рис.1.2. Глибина проникнення УФ, видимого (зеленого) та ближнє ІЧ-випромінювання в ділянку шкіри людини [4]

На величину інтенсивності випромінювання при певній глибині проникнення в біологічний об'єкт для визначення фотобіохімічних та термодинамічних ефектів впливає співвідношення присутності та концентрації фотохромів (вода, жир, меланін та гемоглобін), довжина хвилі та потужність випромінювання. Як основні поглиначі видимого випромінювання виступають оксигенований і деоксигенирований гемоглобін, бета-каротин та меланін (у шкірі), а розсіяння видимого світла спричиняється колагеновими волокнами та субскладними органелами. Наявність ендogenous молекул викликає при збудженні на певній довжині хвилі утворення флуоресценції [4].

1.2. Спектральні властивості біологічних середовищ

Більшість біологічних об'єктів можна назвати гетерогенними речовинами зі складними спектрами поглинання. Спектральні характеристики залежать від концентрації досліджуваної речовини. Спектр поглинання визначається типом домінуючих поглинальних центрів та вмістом води в біологічному об'єкті. Як приклад, на рис.1.2 приведено молярні спектри ослаблення розчинів пі [1].

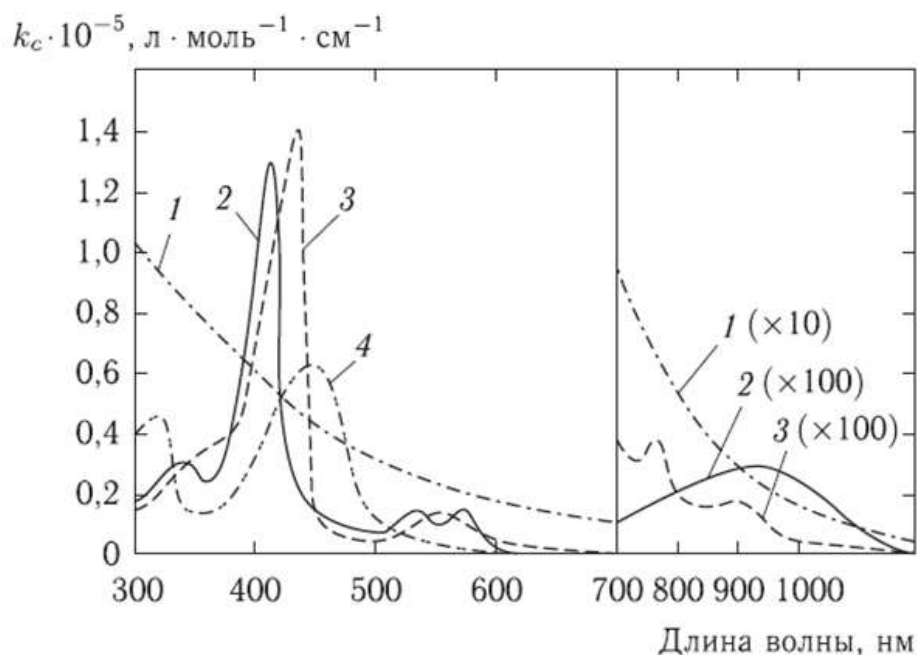


Рис.1.3. Молярні спектри ослаблення розчинів основних пігментів шкіри людини: 1 - ДОФА-меланін (H_2O); 2 - оксигемоглобін (H_2O); 3 - гемоглобін (H_2O); 4 - білірубін (CHCl_3) [1]

Тому, знаючи поглинання розсіяного випромінювання різними пігментами шкіри, можна отримати кількісну інформацію про концентрацію білірубіну, насичення гемоглобіну киснем, а також визначити кількість лікарських препаратів [6]. При цьому, спектральні лінії окремих компонентів можуть перекритись та мати різні параметри, тому часто можуть виникають складнощі при кількісному визначенні концентрації цих компонентів [7].

При неінвазивних дослідженнях більш глибоких шарів варто враховувати те, що відбиття різних типів шкіри у широкому спектральному діапазоні буде відрізнятися (рис.1.4) [7].

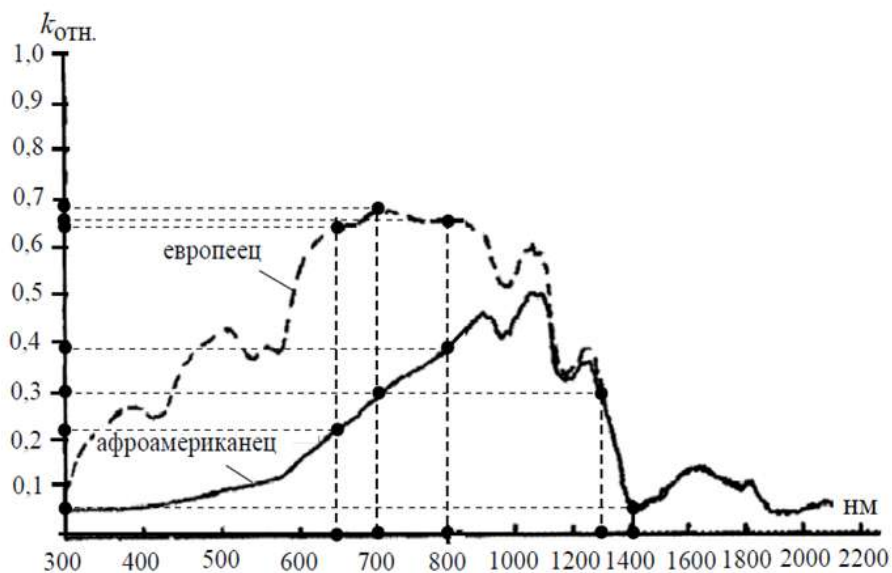


Рис.1.4. Відносні коефіцієнти відбиття шкіри європейця та афроамериканця [7]

Також на спектральні характеристики впливає структура біологічної тканини, яка може змінюватись в залежності від наявної патології або при втручанні. Так, наприклад, на рис.1.5 приведені спектри оптичних параметрів сірої речовини мозку нормальної тканини та коагульованої [8]. З рис.1.5 видно, що значних змін зазнає коефіцієнт поглинання μ_a та розсіяння μ_s .

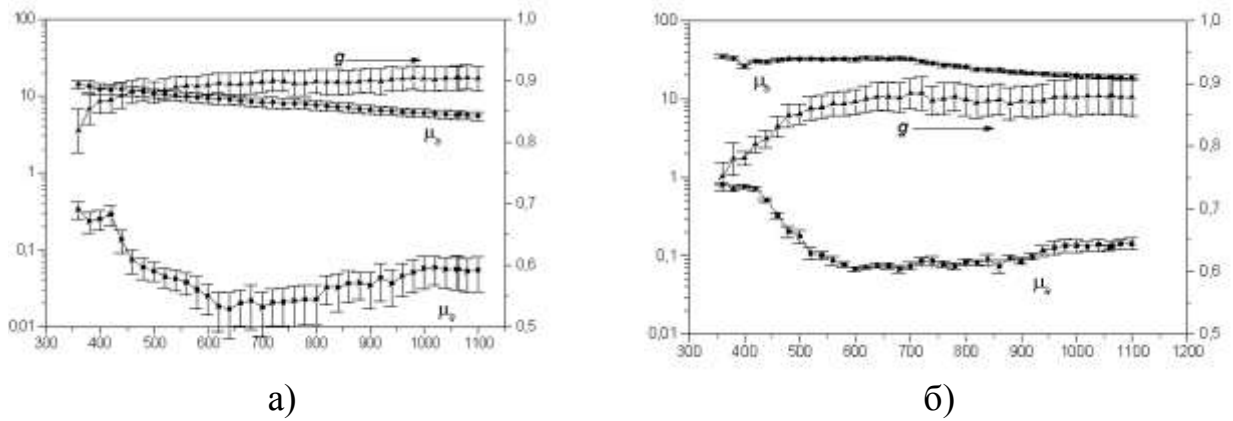


Рис.1.5. Спектри оптичних параметрів сірої речовини мозку нормальної тканини та коагульованої [8]

Отже, провівши спектральний аналіз біологічного об'єкту, можна робити висновок про концентрацію тієї чи іншої складової, а також визначати найбільш сприятливу довжину випромінювання для проведення досліджень.

1.3. Спектрофотометрія

Спектрофотометрія – це метод, що базується на пропусканні оптичного випромінювання через досліджуваний зразок і реєстрації назад або вперед розсіяного випромінювання. Ослаблене випромінювання за рахунок поглинання містить в собі інформацію про властивості біологічного об'єкту, перш за про поглинання та розсіювання випромінювання в тканини. У сучасній технічній реалізації метод дозволяє кількісно оцінювати такі оптичні параметри, як коефіцієнт поглинання μ_a та коефіцієнт розсіювання μ_s , які відображають, відповідно, компонентний склад хромофорів та величину інтегрального поглинання, а також структурні особливості (розміри і кількість розсіювачів) біологічної тканини [1,3,5].

1.3.1. Математичний підхід

В оптиці розсіювальних середовищ можна виділити три основних напрямки. Перший напрямок пов'язаний з розв'язком задачі дифракції для окремих розсіювальних центрів та встановленням зв'язку характеристик

поглинання та розсіювання з оптичними, геометричними та структурними параметрами цих часток. Даний напрямок методів використовується для однократного розсіювання. Другий напрямок пов'язаний з рівнянням теорії переносу випромінювання (ТПВ), яке задається фотометричними величинами та феноменологічними характеристиками БС, такими як коефіцієнт розсіювання μ_s , поглинання μ_a та індикатрисою розсіювання одиничним об'ємом (фактор анізотропії g). Третій напрямок теорії розсіювання враховує багатократне розсіювання хвиль на дискретних чи неперервних неоднорідностях, кореляційну статистику розсіювальних центрів та векторний характер електромагнітного поля. Він є найбільш строгим та складним в математичному відношенні для розрахунків [3].

Проаналізувавши розглянуті напрямки та властивості біологічних об'єктів, можна зробити висновок, що для визначення характеру взаємодії випромінювання з біологічним об'єктом доцільно користуватися рівнянням ТПВ. Основне стаціонарне рівняння теорії переносу випромінювання для монохроматичного випромінювання має наступний вигляд [1,3]:

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

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

В залежності від оптичних параметрів досліджуваного біологічного об'єкту рівняння 1.1 може вирішуватися наближено. Так, наприклад, для тонких зразків, які мають невелике розсіювання використовують *наближення першого порядку*, для зразків з фактором анізотропії, що наближається до «0» та при великих значеннях альбедо розсіювання – *дифузне наближення*, при розмірах розсіювальних центрів більших ніж довжина хвилі та невеликих кутах розсіювання – *мало кутове наближення* і т.д. Найбільш оптимальним та достовірним варіантом для розв'язку рівняння 1.1 є метод *Монте Карло*, який може використовуватись для будь якого біологічного зразку.

1.3.2. Методи спектрофотометрії

Безперервний метод. Для спектроскопії об'ємних тканин та органів *in vivo* (молочні залози чи голова немовляти) особливості оптичних дифузних методів, які використовують безперервне джерело світла та відповідний детектор, описуються напівемпіричним експоненціальним рівнянням для колімованого пропускання T_c , що залежить від довжини хвилі λ :

$$T_c(\lambda) = x_1 \exp[-\mu_a(\lambda)L(\lambda)x_2] \quad (1.2)$$

де $L(\lambda)$ – середня довжина повного пробігу фотонів; λ – довжина хвилі; μ_a – коефіцієнт поглинання; $\mu'_s = \mu_s(1-g)$ – приведений (транспортний) коефіцієнт розсіювання, де μ_s та g – коефіцієнт розсіювання і параметр анізотропії розсіювання, відповідно; x_1 – враховує внесок багаторазово розсіяних фотонів, які не досягли детектора; x_2 – компенсує похибку при вимірюванні товщини тканини d і неточності у визначенні приведенного коефіцієнту розсіювання

Для багатьох тканин вимірювання *in vivo* (тканини мозку, скелетних м'язів і т.п.) можливі тільки при розсіянні назад. Відповідне рівняння для коефіцієнта відбиття світла R може бути отримане на основі дифузного наближення. Воно має вигляд модифікованого закону Ламберта-Бера:

$$R = \frac{I_D}{I_0} = \exp(-\varepsilon_{ab}c_{ad}r_{sd}DPF - G_s) \quad (1.3)$$

де I_D – інтенсивність відбитого світла, I_0 – інтенсивності падаючого світла, ε_{ab} – коефіцієнт поглинання, c_{ab} – концентрація поглинач, r_{sd} – відстань між джерело та детектором, DPF – параметр диференціального пробігу, що враховує збільшення довжини шляху міграції фотонів за рахунок розсіювання, а G_s – параметр загасання, що враховує розсіювання і геометрію тканини.

Часовий метод. Базується на теорії переносу випромінювання, що дозволяє аналізувати часовий відгук тканини, яка розсіює випромінювання. Формується за рахунок балістичної (когерентної) та дифузної компонент.

Існує дві схеми зондування: реєстрація фотонів, які проходять, та реєстрація фотонів, які розсіюються в зворотному напрямку. Коефіцієнт відбиття, який залежить від часу, визначається як:

$$R(r_{sd}, t) = \frac{z_0}{(4\pi D)^{3/2}} t^{-5/2} \exp\left(-\frac{r_{sd}^2 + z_0^2}{2Dt}\right) \cdot \exp(-\mu_a ct), \quad (1.4)$$

де t - час, $z_0 = (\mu'_s)^{-1}$; $D = c / 3 \cdot (\mu'_s + \mu_a)$ - коефіцієнт дифузії фотонів.

Вимірювання залежать від товщини зразка, проте даний метод дає чітке зображення неоднорідності (пухлини) в мутному середовищі.

Частотний метод. При частотному методі вимірюється глибина модуляції інтенсивності розсіяного світла та відповідний зсув фази відносно фази модуляції світла падіння $\Delta\Phi$. Частотний метод є простішим і надійнішим, ніж часовий, оскільки він використовує амплітудну модуляцію при низьких пікових напругах та повільному зростанні інтенсивності, а це означає, що використовуються вузькі полоси приймача.

Метод інтерференції хвиль фотонної щільності

Метод базується на використанні або пари однакових джерел випромінювання та одного детектора, або пари однакових детекторів та одного джерела випромінювання, які працюють так, що амплітудні та фазові характеристики можуть бути скомпенсовані, а система стає диференціальною.

Метод інтерференції хвиль фотонної щільності

Метод базується на використанні або пари однакових джерел випромінювання та одного детектора, або пари однакових детекторів та одного джерела випромінювання, які працюють так, що амплітудні та фазові характеристики можуть бути скомпенсовані, а система стає диференціальною.

Метод володіє великою роздільною властивістю, при цьому він відносно не чуттєвий до амплітудних флуктуацій. Проте, він не може зареєструвати неоднорідності, які займають значний об'єм тканини, спільний для двох оптичних систем.

1.4. Отримання оптичних коефіцієнтів

1.4.1. Способи та засоби реалізації спектрофотометричного методу

Задачею спектрофотометрії біологічних середовищ є реєстрація потоку випромінювання, що зазнало взаємодії з біологічним зразком (рис.1.6) в прямому або зворотному напрямках. Реєстрація може бути здійснена у відбитому світлі та світлі що пройшло [9], а в деяких випадках [1,3,10,11] – одночасно.

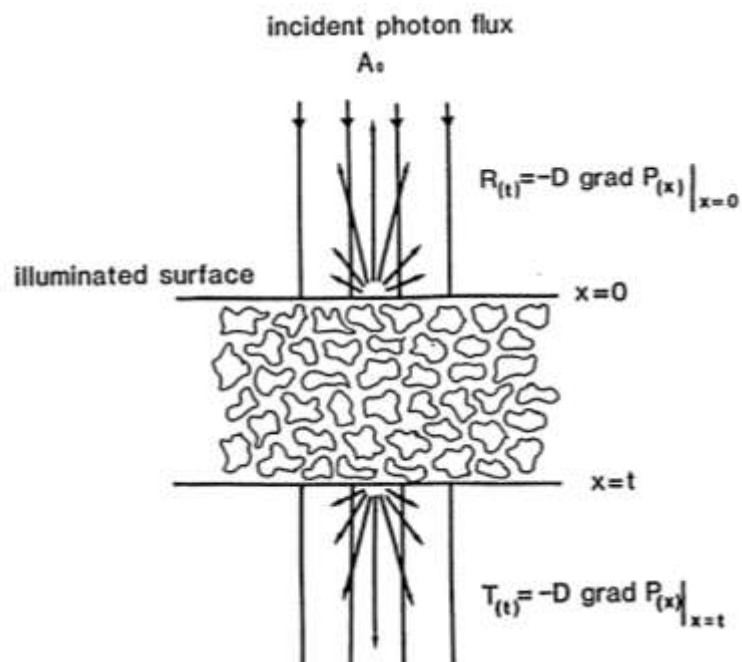


Рис.1.6. Взаємодія випромінювання з біологічним об'єктом [12]:
 D – коефіцієнт дифузії, що залежить від оптичних параметрів БС,
 P – щільність фотонів

Для визначення коефіцієнту відбиття R та пропускання T зазвичай використовують оптичні та волоконні системи [13,14], системи з використанням інтегруючої сфери [1,3,15,16] або еліпсоїдального рефлектору [10,11,17].

Найбільш простими в реалізації є *волоконно-оптичні системи*, принцип роботи яких пояснюється рис.1.7. Світло від джерела випромінювання 1 через оптичне волокно 3 подається на біологічний об'єкт 2. В залежності від умов дослідження, приймальне оптичне волокно може бути розміщене в тій же площині, що і освітлювальне (рис.1.7, б). В даному випадку відбувається реєстрація відбитого випромінювання. Така схема може бути використана в тих випадках, коли світло не може пройти через товщу БО.

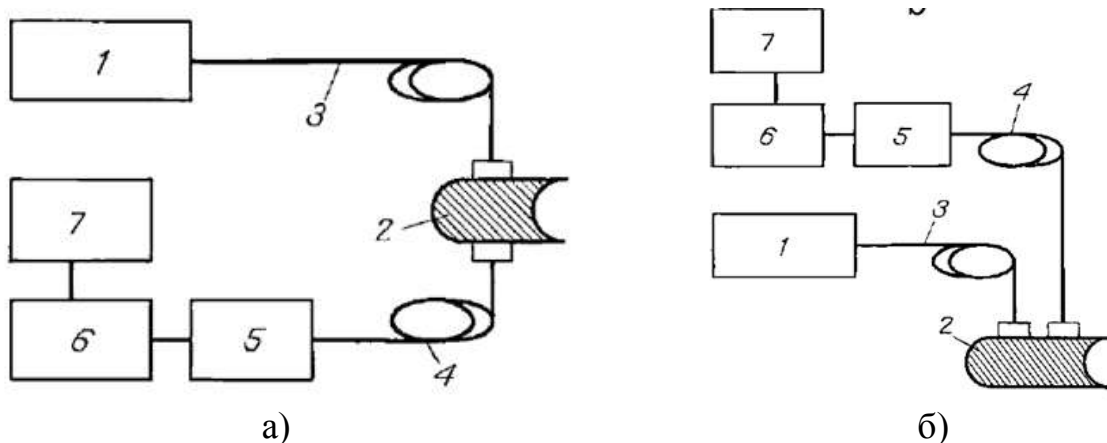


Рис.1.7. Структурна схема волоконно-оптичної спектрофотометричної системи на пропускання (а) та відбиття (б) [13]: 1 – джерело випромінювання, 2 – біологічний об'єкт, 3 – освітлювальне волокно, 4 – приймальне волокно, 5 – приймач випромінювання, 6,7 – елементи підсилення та обробки сигналу

У випадку, коли світло проходить через БО (пульсоксиметрія, оксиметрія, доплерографія та ін.) приймальне волокно 4 встановлюється навпроти освітлювального 3 та реєструється частка пропущеного світла (рис.1.7, а). В обох випадках на кінці оптичних волокон 3 та 4 є відповідна оптика та пристосування, які забезпечують щільний контакт з БО, а також збільшують площу ділянки дослідження. Інший кінець приймального волокна пов'язаний з приймачем випромінювання 5, який перетворює оптичний сигнал в електричний та передає для подальшої обробки на елементи підсилення та обробки 6 та 7.

Волоконно-оптичні методи здебільшого реєструють колімоване пропускання чи відбиття. Для визначення повного пропускання та відбиття (колімованого та дифузного) використовують метод інтегруючих сфер. *Метод інтегруючих сфер* полягає у вимірювання трьох параметрів: колімованого

пропускання, повного пропускання та дифузного відбиття або по чергово (рис.1.8), або одночасно (рис.1.9).

Основними елементами спектрофотометру на основі інтегруючої сфери є джерело випромінювання, монохроматор для виділення необхідного спектрального діапазону випромінювання, система формування пучка, інтегруюча сфера, приймач випромінювання та система реєстрації сигналу. Всі елементи, крім інтегруючої сфери, розміщені в єдиній конструкції спектрофотометру. Сфера може бути як вбудованою, так і змінною приставкою.

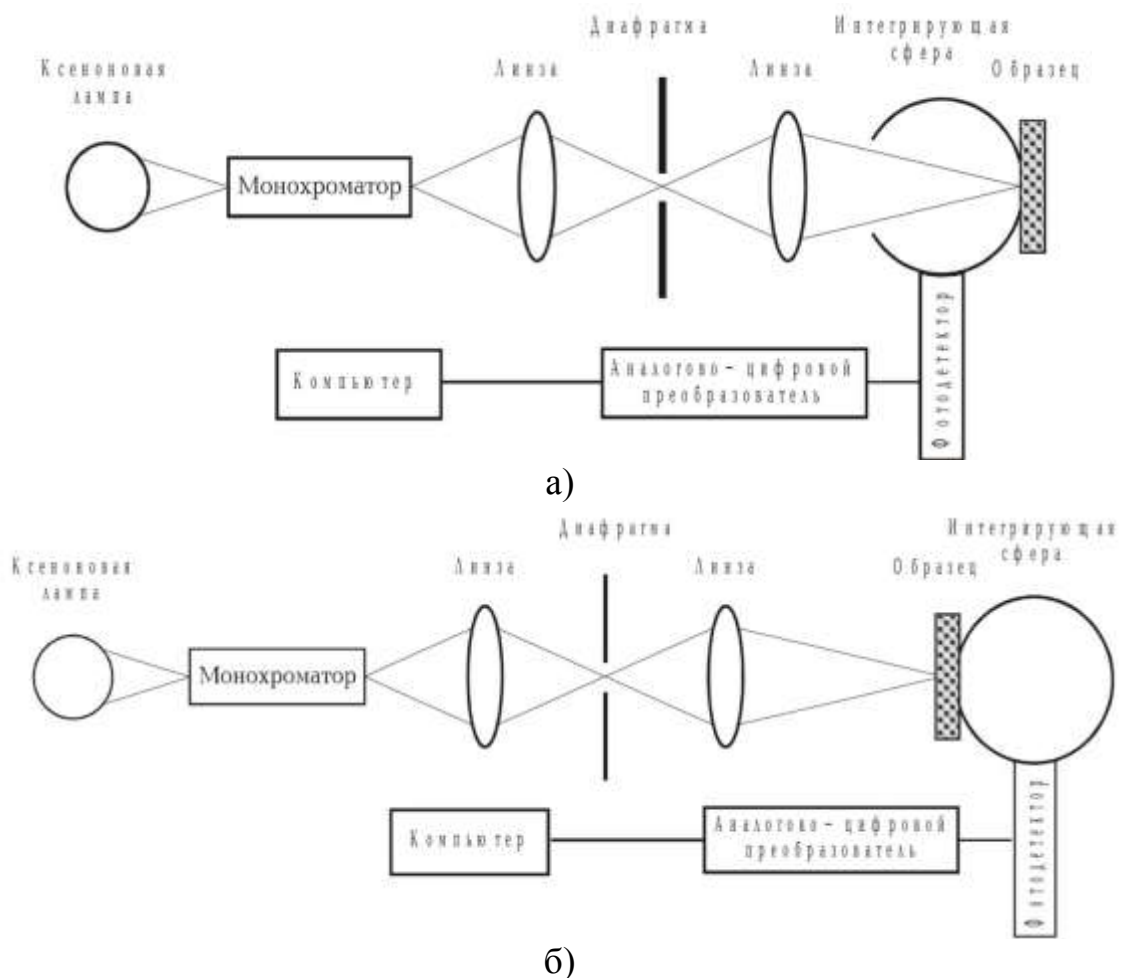


Рис.1.8. Схематичне представлення методу інтегруючих сфер [15] на пропускання (а) та відбиття (б)

При використанні однієї інтегруючої сфери для реєстрації спектрів відбиття рис.1.8 (а) та пропускання рис.1.8 (б) забезпечують встановлення досліджуваного зразку у відповідне положення [15].

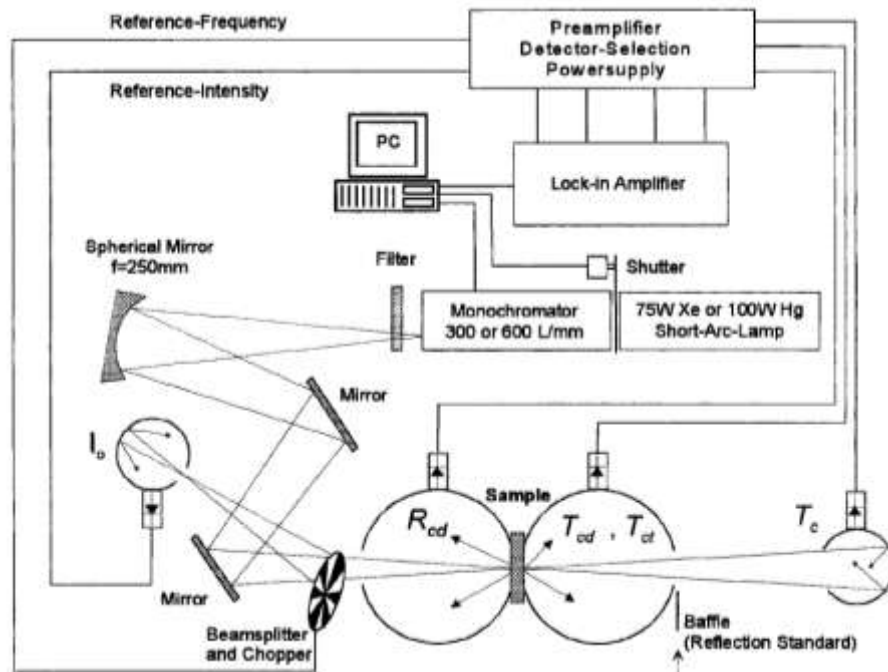


Рис.1.9. Структурна схема спектрофотометру з використанням двох інтегруючих сфер для дослідження коефіцієнтів пропускання T на підбивання R [16]

Для дослідження динаміки процесів одночасного вимірювання повного відбиття та пропускання випромінювання використовують метод двох інтегруючих сфер [1,3,15,16]. В даному випадку досліджуваний зразок розміщується між двома інтегруючими сферами (рис.1.9).

Структурна схема, приведена на рис.1.9, використовується для вимірювання коефіцієнтів відбиття R та пропускання T в експериментальній установці для дослідження тканин легенів [16]. В даному випадку використовується дифузне освітлення з інтенсивністю I_o , що створюється додатковою освітлювальною інтегруючою сферою, а також колімоване, що передається відповідною системою дзеркал.

Багатократне відбиття, яке відбувається всередині інтегруючої сфери призводить до негативного вкладу в отримані коефіцієнти відбиття та попускання. Даний недолік усувається за допомогою додаткових елементів фільтрації та зворотного зв'язку [15,16], або при використанні фотометричної головки у вигляд еліпсоїдального рефлектору [17], структурна схема використання якого показана на рис.1.10.

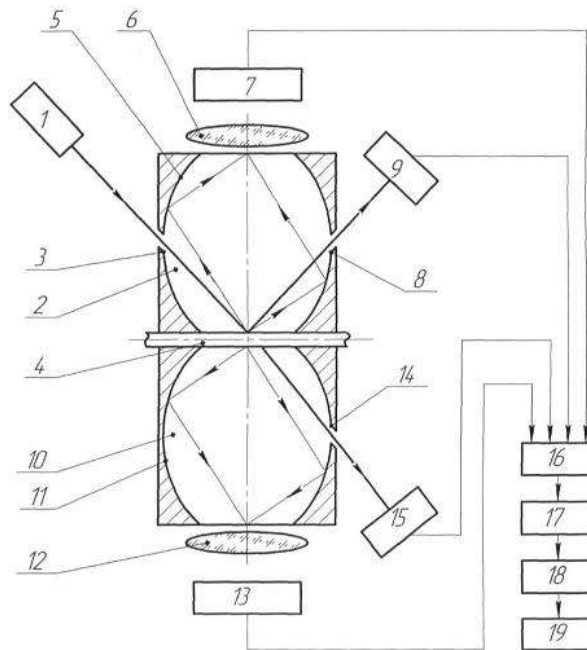


Рис.1.10. Структурна схема спектрофотометра з використанням еліпсоїдальних рефlectorів [17]: 1 – блок джерела випромінювання, 2, 10 – фотометрична головка, 3 – входне вікно, 4 – досліджуваній зразок, 5, 11 – дзеркало з поверхнею еліпсоїда обертання, 6, 12 – оптична система, 7, 13 – координатний приймач, 8, 14 – вихідне вікно, 9, 15 – приймач, 16 – 19 – елементи обробки сигналу

Метод еліпсоїдальної рефлектومتрії може використовуватись для реєстрації спектрів повного відбиття та пропускання як по чергово, та і одночасно [17]. Основною перевагою використання фотометричної головки у вигляді еліпсоїдального рефлектору є її конструктивна особливість, що забезпечує проектування досліджуваної ділянки зразку 4 у вигляді плями розсіяння на координатному приймачі 7. За характером зареєстрованої плями можна визначити як коефіцієнти пропускання та відбиття, так і середній косинус відхилення променів (фактор анізотропії) [18].

1.4.2. Математичні методи визначення спектральних параметрів біологічного об'єкту

Отримані за допомогою спектрофотометричних засобів спектри пропускання і відбиття використовуються для розрахунку спектральних оптичних параметрів: коефіцієнтів поглинання $\mu_a(\lambda)$ та розсіяння $\mu_s(\lambda)$. В залежності від обраної схеми, можуть використовуватись ті чи інші

математичні моделі. Найбільш універсальними при використанні інтеграційної сфери є методи на основі теорії Мі, додавання-помноження, інверсний Монте Карло, що реалізовані та доступні для практичного користування Пралем [19]. При використанні еліпсоїдальної рефлектметрії використовують інверсний метод Монте Карло [20] з урахуванням конструктивних параметрів еліпсоїду. Є і інші математичні методи (потоківі Кубелки-Мунка, дифузійні, сферичних гармонік та ін.), але вони використовуються для більш обмежених властивостей біологічного об'єкту.

Метод, що базується на теорії розсіяння Мі, визначає оптичні параметри біологічного об'єкту на основі концентрації, отриманої експериментально. Отже він більше підходить для дослідження рідин та сумішей. Інтерфейс для введення вхідних даних (рис.1.11,а) містить поля, де вводяться конструктивні параметри інтеграційної сфери (діаметр, коефіцієнт відбиття внутрішньої поверхні), параметри джерела випромінювання (довжина хвилі), а також експериментально визначене значення концентрації досліджуваної речовини.

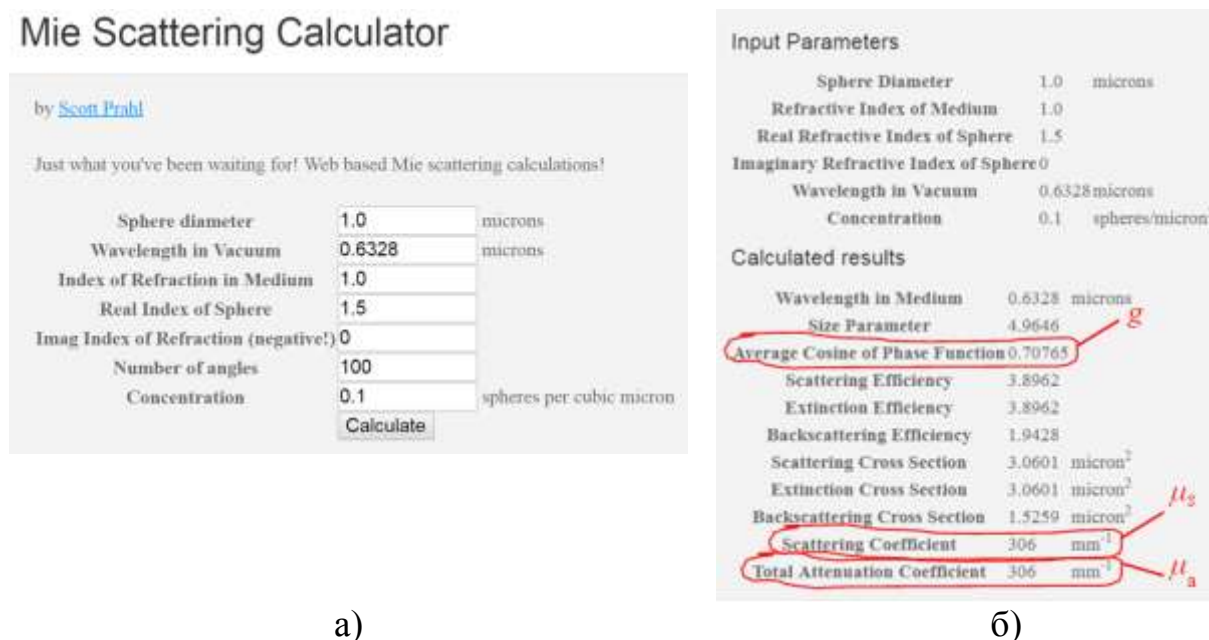


Рис.1.11. Інтерфейс програми на основі теорії розсіяння Мі для визначення оптичних параметрів [19]: а – вхідні дані, б – вихідні дані

В результаті моделювання отримують коефіцієнтів поглинання $\mu_a(\lambda)$ та розсіяння $\mu_s(\lambda)$, а також усереднений косинус фазової функції (фактор анізотропії g).

Наступним розглянемо метод додавання-помноження [19], інтерфейс якого показаний на рис.1.12. Даний метод призначений для моделювання біологічних тканин різної товщини.

Input Parameters

Sample Thickness: 1 mm

Sample Refractive Index: 1.4

Slide Thickness: 1.0 mm

Slide Refractive Index: 1.5

Total Reflection: 0.3

Total Transmission: 0.1

Unscattered Transmission: 0.007

Number of Spheres Used: 0 (sorry, only zero works now)

Illumination Beam Diameter: 1.0 mm

Sample Port Diameter: 25 mm

Entrance Port Diameter: 12 mm

Detector Port Diameter: 5 mm

Sphere Diameter: 203 mm

Sphere Wall Reflectance: 0.98

Reference Standard Reflectance: 0.99

Calculate

Input Parameters

Total Reflectance: 0.3

Total Transmittance: 0.1

Unscattered Transmittance: 0.007

Sample Thickness: 1 mm

Sample Index of Refraction: 1.4

Slide Thickness: 1.0 mm

Slide Index of Refraction: 1.5

Calculated results

Calculated Total Reflectance: 3.000e-01

Calculated Total Transmittance: 1.000e-01

Absorption Coefficient: 3.792e-01 mm⁻¹ (μ_a)

Scattering Coefficient: 4.4994 mm⁻¹ (μ_s)

Average Cosine of Phase Function: 1.530e-01 (g)

Reduced Scattering Coefficient: 3.811e+00 mm⁻¹

Lost Reflectance from Direct Irradiation: 0.000e+00

Lost Reflectance for Diffuse Irradiation: 0.000e+00

Lost Transmittance from Direct Irradiation: 0.000e+00

Lost Transmittance for Diffuse Irradiation: 0.000e+00

Iterations: 41

a)
b)

Рис.1.12. Інтерфейс програми на основі методу додавання-помноження для визначення оптичних параметрів [19]: а – вхідні дані, б – вихідні дані
Інтерфейс вхідних даних (рис.1.12,а) поділений на три блоки.

В першому блоці задаються параметри біологічного об'єкту (товщина, показник заломлення), а також параметри скляної пластинки (товщина, показник заломлення), на якій розміщувався об'єкт при проведенні експериментальних досліджень. В другому – вводяться коефіцієнти повного відбиття та пропускання, що отримані експериментально. І в третьому – конструктивні параметри інтеграційної сфери. Як видно, даний метод працює тільки з однією інтеграційною сферою, але передбачено введення другої.

В результаті моделювання отримують коефіцієнтів поглинання $\mu_a(\lambda)$ та розсіювання $\mu_s(\lambda)$, а також усереднений косинус фазової функції (фактор анізотропії g).

1.5. Застосування спектрофотометрії в біомедичній діагностиці

Методи спектрофотометрії використовуються в різних галузях неінвазивної біомедичної діагностики (рис.1.13). Вони мають ряд переваг над іншими методами (рентгенівськими, електричними, ультразвуковими та ін.), оскільки низькоінтенсивне лазерне випромінювання, яке використовується в даному випадку, не здійснює такого впливу, що може негативно впливати на організм людини чи вносити негативний фактор (похибку) в отримані результати досліджень.

Найбільш поширеним та розвиненим методом в сучасній неінвазивній спектрофотометрії є пульсоксиметрія, що дозволяє визначати частоту пульсу та кисневу сатурацію артеріальної крові. Прилади та системи даного класу використовуються при тривалому моніторингу та одноразово [21, 22].

Методи лазерної доплерівської флоуметрії [7,23] вимірюють частотні ритми і швидкість капілярного потоку крові в мікроциркулярному руслі біологічної тканини. На даний час основною проблемою при їх використанні є погана стійкість до негативних зовнішніх факторів, тому в деяких країнах вони на етапі наукових експериментальних досліджень [21].

Досить перспективними є методи лазерної дифузійної томографії (ЛДТ), які базуються на просвічуванні лазерним випромінюванням м'яких тканин пацієнта та за допомогою математичної обробки дозволяють отримувати зображення структури тканини та внутрішніх неоднорідностей [21]. Саме на цьому методі базується робота оптичних мамографів [21,24,25]. На даному етапі даний метод також на експериментальному етапі.

Ще одним видом томографії є когерентна оптична томографія, яка застосовується для прецизійного сканування верхніх шарів тканин, особливо слизових оболонок органів (гінекологія, ендоскопія) [1,3,21].

Також перспективним напрямком є лазерна флюорисцентна діагностика, яка поділяється на два великі класи. Перший клас пристроїв забезпечує визначення природної світимості біологічного об'єкту, а другий – реакцію

біологічного об'єкту на введену дозу флюорисцентної речовини під впливом низькоінтенсивного лазерного випромінювання. Найбільш часто флюорисцентна діагностика використовується в онкології. Однак, внаслідок того, що гнійні, опікові та деструктивно-запальні процеси також супроводжуються зміною флюоресцентної активності клітин тканин, область застосування цих методів в медицині значно ширше [21].



Рис.1.13. Методи неінвазивної біомедичної діагностики [3]

Досить новими напрямками використання неінвазивних спектрофотометричних методів є оптична оксиметрія та фотоплетизмографія. Перший напрямок відрізняється від пульсової оксиметрії тим, що використовується немодульоване випромінювання, яке дозволяє визначати артеріально-венозну сатурацію крові. Другий напрямок використовує графік пульсової хвилі периферичного кровообігу для аналізу складного комплексу частотного ритму, що складається з кардіоритму, дихального ритму, добового ритму активності та ін. [21].

Крім вище приведених методів, досить новими є спектрофотометричні методи, що використовуються для визначення вмісту жиру в тканинах, холестерину, каротиноїдів, цукру в крові та ін.

Принцип роботи всіх діагностичних оптичних методів, що базуються на спектрофотометрії можна привести у вигляді узагальненої структурно-функціональної моделі (рис.1.14), запропонованої авторами в роботі [26].

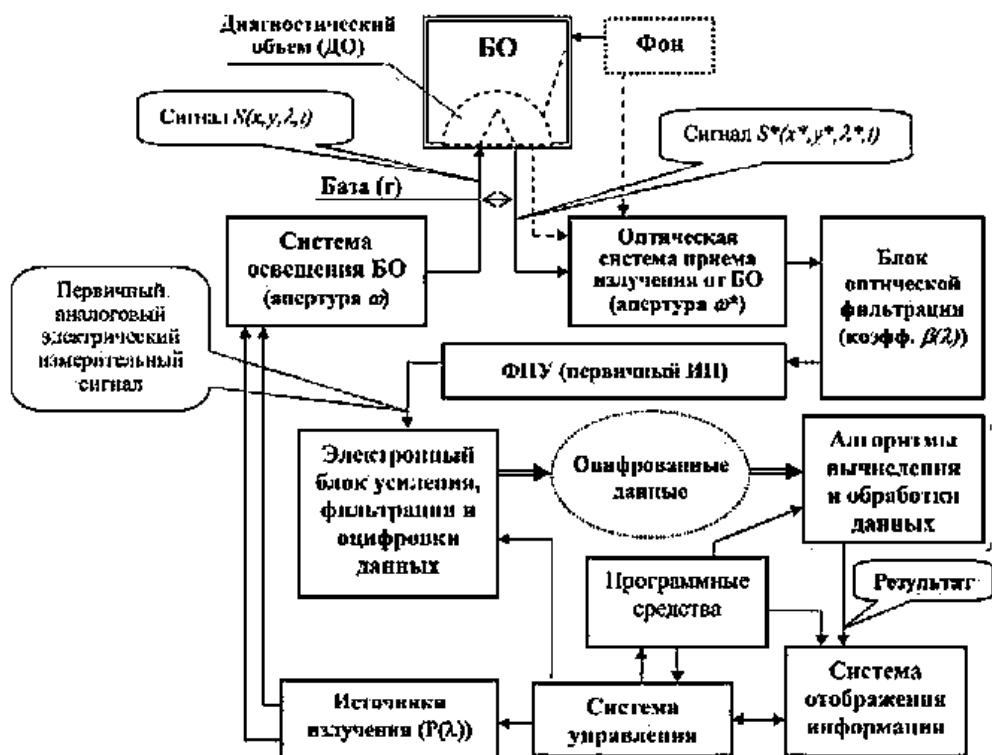


Рис.1.14. Структурно-функціональна модель спектрофотометричного діагностичного процесу [26]

Біологічний об'єкт (БО) з точки зору структурно-функціональної моделі діагностичного процесу може бути представлений спектрально-лінійним оптичним фільтром, який перетворює падаючу на нього потужність $P(\lambda)$ в потужність вторинного випромінювання $P^*(\lambda)$, що математично рівнозначно множенню вихідного оптичного сигналу на деяку безрозмірну функцію кодування $B(\lambda)$, що залежить від оптико-фізичних і медико-біологічних параметрів (МБП) БО, а також від умов освітлення і прийому випромінювання. Така оцінка може виконуватися і за результатами динамічних спостережень

$V(\lambda)$ при зміні МБП, скажімо, в процесі виконання функціональних навантажувальних тестів та проб [26].

Саме функція кодування сигналу $V(\lambda)$ у відносних одиницях є результатом спектрофотометричних вимірювань. Зазвичай отримані значення вторинного потоку $P^*(\lambda)$ порівнюються з деяким еталоном та на основі цього порівняння визначають функцію $V(\lambda)$.

Крім прямої діагностики, методи спектрофотометрії (фотоплетизмографія, пульсоксиметрія, оксиметрія, лазерна доплерівська флуометрія, лазерна флуоресцентна діагностика та ін.) досить часто використовуються для оцінки ефективності низькоінтенсивного лазерного впливу в режимі реального часу. Відповідно до комплексного біотехнічного підходу, розглянемо особливості застосування цих методів для контролю низькоінтенсивної лазерної терапії на прикладі узагальненої функціональної схеми проведення вимірювань у відбитому світлі (рис.1.15) [27].

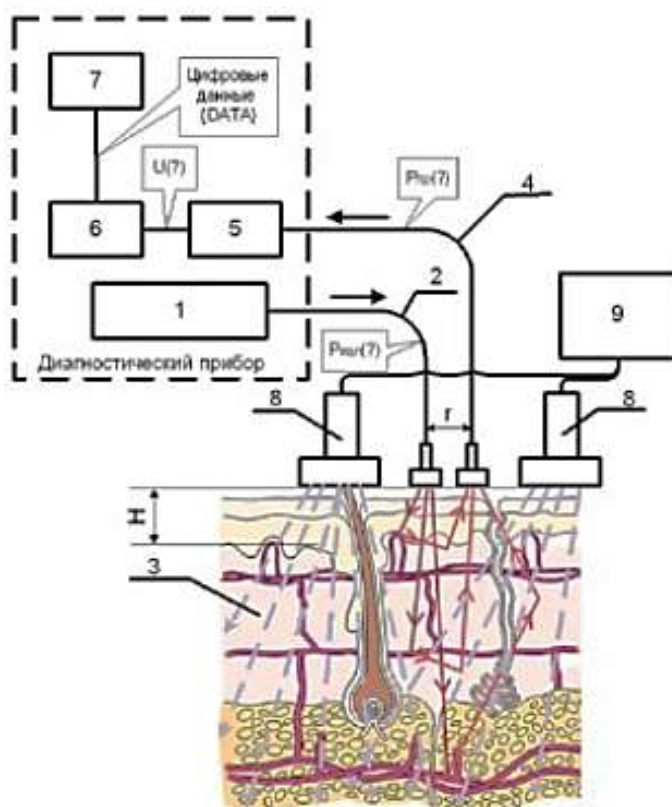


Рис.1.15. Узагальнена функціональна схема проведення вимірювань у відбитому світлі [27]: 1 – джерело випромінювання, 2 – оптичне волокно, 3 – біологічний об'єкт, 4 – оптичне волокно, 5 – приймач випромінювання, 6 – електронний блок, 7 – ПК, 8 – випромінювач ЛТА, 9 – лазерний терапевтичний апарат

Випромінювання довжиною хвилі λ та потужністю $P_{\text{вип}}(\lambda)$ від джерела випромінювання 1, що обирається залежності від умов експерименту, за допомогою оптичного волокна 2 направляється на біологічний об'єкт 3. Після взаємодії з біологічним об'єктом світлові промені зазнають багатократного розсіяння (перевідбиття) на границях неоднорідностей анатомічних та клітинних структур та частково поглинаються (водою, меланіном, гемоглобіном і т.д.). Частина випромінювання послаблюється вище описаними процесами, а інша частина у вигляді сформованого зворотного потоку за допомогою оптичного волокна 4 передається на приймач випромінювання 5. Приймач випромінювання реєструє та перетворює оптичний сигнал потужністю $P_{\text{вих}}(\lambda)$ в напругу $U(\lambda)$. Далі корисний електричний сигнал $U(\lambda)$ проходить аналогову обробку (підсилення, фільтрація) в електронному блоці 6, відцифровується та передається на ПК 7. При впливі низькоінтенсивним лазерним випромінюванням, що поступає через випромінювач 8 від лазерного терапевтичного апарату (ЛТА) 9, в біологічній тканині в зоні мікроциркулярного кров'яного русла відбуваються зміни, що спричиняють зміни оптичних параметрів та зміни потужності сигналу $P_{\text{вих}}(\lambda)$ на фотоприймачі 5.

ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ I

1. Розглянуто та проаналізовано особливості спектральної взаємодії випромінювання з біологічними об'єктами.
2. Проаналізовано основні математичні методи спектрофотометрії та за базовий обрано метод безперервного опромінення.
3. Проведено аналіз та визначено особливості фотометричних засобів, що можуть бути використані при спектральному аналізі.
4. Розглянуто принцип роботи та особливості використання математичних методів визначення оптичних параметрів біологічних середовищ в залежності від довжини хвилі.
5. Наведено області використання спектрального аналізу в біомедичній діагностиці.
6. Запропоновано визначити ефективність отримання спектральних характеристик біологічних середовищ методами еліпсоїдальної спектрофотометрії.

II РОЗДІЛ. МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ СПЕКТРАЛЬНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ БІОЛОГІЧНИХ СЕРЕДОВИЩ ПРИ ФОТОМЕТРІЇ ЕЛІПСОЇДАЛЬНИМИ РЕФЛЕКТОРАМИ

В даному розділі передбачається розглянути основні методи та засоби для встановлення можливості застосування фотометрії з використанням методу еліпсоїдальних рефлекторів для спектрального аналізу біологічних середовищ на прикладі сірої речовини головного мозку у нормі.

2.1. Метод фотометрії еліпсоїдальними рефлектометрами

Метод фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами полягає в реєстрації відбитого або пропущеного випромінювання біологічним об'єктом, а також дає змогу отримати просторовий розподіл цього випромінювання. Це забезпечується конструктивними особливостями дзеркального еліпсоїдального рефлектору, ортогонально усіченого по фокальним площинам таким чином, що нижня фокальна площина знаходиться у контакті з досліджуванним зразком біологічного середовища, а верхня – оптично спряжена з приймачем випромінювання (рис.2.1).

На рис.2.1. схематично приведено варіант вимірювальної системи з одним дзеркальним еліпсоїдом обертання для дослідження відбитого випромінювання. Інші варіанти, зокрема застосування двох еліпсоїдів для одночасної реєстрації відбитого та пропущеного випромінювання, приведені авторами в роботі [28].

Принцип фотометрії еліпсоїдальними рефлектометрами (ЕР) полягає у наступному. Оптичне випромінювання, що генерується лазером, вводиться порожнину еліпсоїдального дзеркала 1 через вхідне вікно 2 і, відбившись від плоского дзеркала 3, направляється на поверхню досліджуваної частини біологічного об'єкту 4. Після взаємодії випромінювання з біологічним об'єктом на поверхні в фокальній площині ЕР F1 формується характерна пляма розсіяння, зображення якої проектується на протилежну фокальну площину F2.

Пляма розсіяння з другої фокальної площині передається за допомогою оптичної системи 5 в площину фоточутливого майданчика приймача випромінювання.

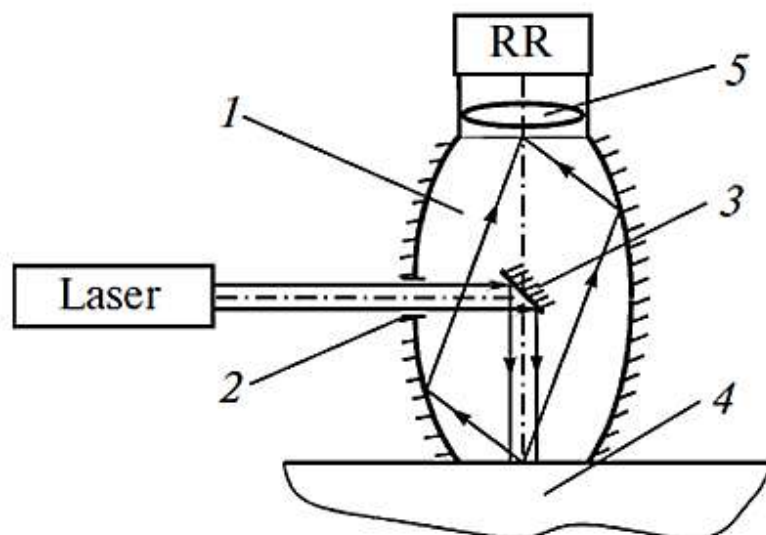


Рис.2.1. Вимірювальна система з дзеркальним еліпсоїдом обертання для визначення оптичних властивостей біологічних об'єктів в дифузно-відбитому [28]: 1 – еліпсоїдальний рефлектор, 2 – вхідне вікно, 3 – дзеркало, 4 – біологічний об'єкт, 5 – оптична система, RR – координатний приймач випромінювання

Технічна реалізація фотометричної установки з використанням еліпсоїдальних рефлекторів наведена на рис.2.2.

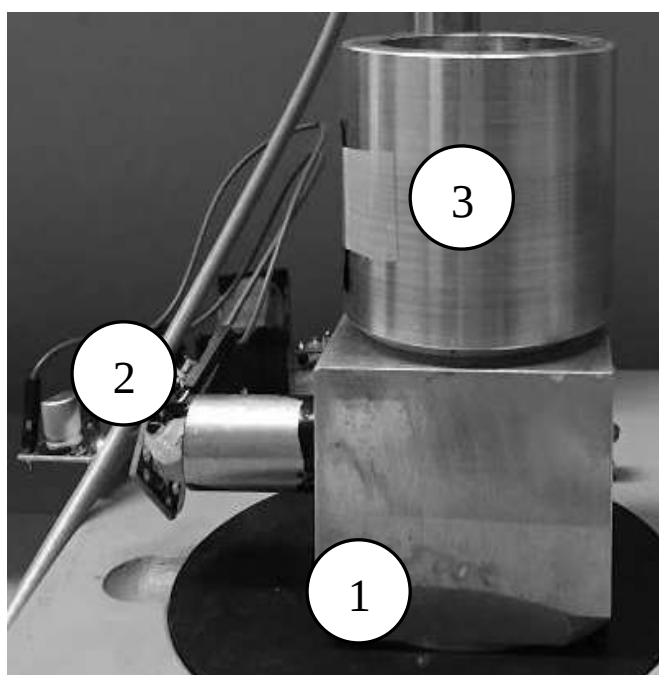


Рис.2.2. Фотометрична установка для дослідження характеру розсіяння випромінювання середовищами: 1,3 – еліпсоїдальний рефлектор, 2 – лазер

Такий вид установки забезпечує отримання інформації про розсіяне біологічним середовищем випромінювання у відбитому та пропущеному напрямках.

Еліпсоїдальні рефлектори в даному випадку виготовлені з алюмінію Д16Т методом траєкторного копіювання [28-30]. Внутрішня поверхня еліпсоїду має високий клас чистоти, що забезпечує її дзеркальність. В свою чергу, такий матеріал дає змогу проводити дослідження в видимому та червоному діапазонах випромінювань.

2.2. Метод Монте Карло з використанням еліпсоїдального рефлектору

2.2.1. Алгоритм моделювання

Для моделювання поширення та взаємодії випромінювання з біологічним середовищем та еліпсоїдальним рефлектором в роботі використовується програмне забезпечення «BT_mod». Робота алгоритму (рис.2.3) функціонування програми «BT_mod» [10,11] базується на алгоритмі прямого методу Монте Карло [31,32] та конструктивних особливостей еліпсоїдального рефлектору (значення ексцентриситету та фокального параметру).

Практична реалізація запропонованого алгоритму базується на методах рейтрейсингу та полягає у наступному. Спочатку знаходять точку перетину променю R_i з першою фокальною площиною $F1$ верхнього еліпсоїда (якщо $\cos\gamma < 0$) або другою фокальною площиною $F2$ нижнього еліпсоїда (якщо $\cos\gamma > 0$). Фотони, що не потрапили до цих фокальних площин не беруть участі у подальшому рейтресингу, а їх вага записується в окремий масив, що характеризує ефективність застосування ЕР з обраним фокальним параметром для оптичної біометрії досліджуваного зразка. Далі визначають точку перетину променю з ЕР. Якщо координата точки перетину по осі Oz перевищує подвійну фокальну відстань еліпсоїда, то здійснюють пошук координат точки перетину променю з другою фокальною площиною верхнього $F2$ або нижнього $F2$ еліпсоїдів.

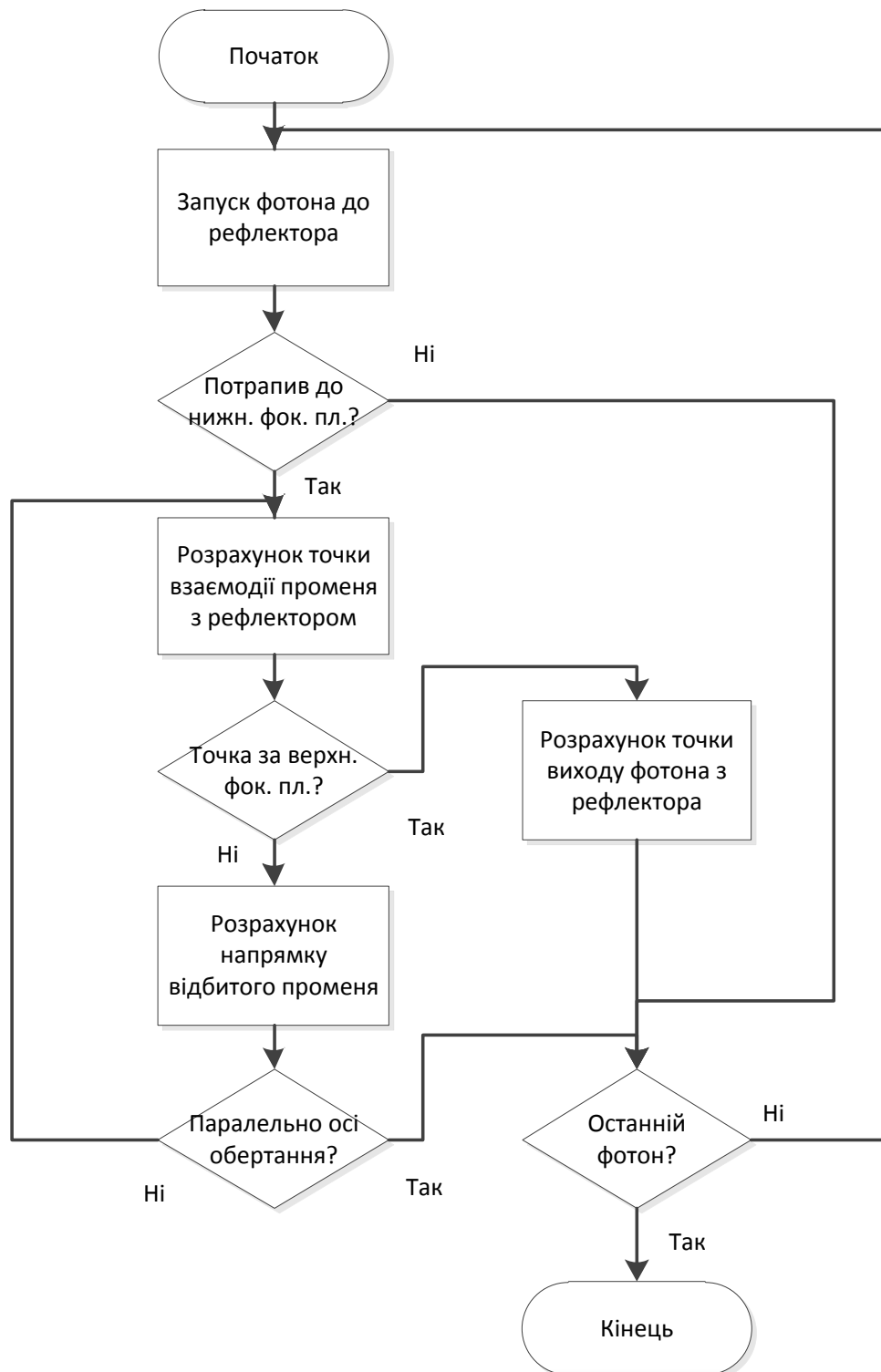


Рис.2.3. Алгоритм методу Монте Карло з використанням еліпсоїдального рефлектора [10,11]

В іншому випадку рейтресинг продовжується доки промінь не перетне одну з фокальних площин F_1 або F_2 або доки не будуть досягнуті умови паралельності переміщення променю до осі xOy .

2.4.2. Опис роботи програмного забезпечення

Для дослідження спектральних характеристики біологічних середовищ методом фотометрії з використанням еліпсоїдальних рефlectorів використано програмний продукт «BT_mod», який працює на основі приведенного на рис.2.3 алгоритму [34]. Головне вікно програми поділено на дев'ять зон (рис.2.4).

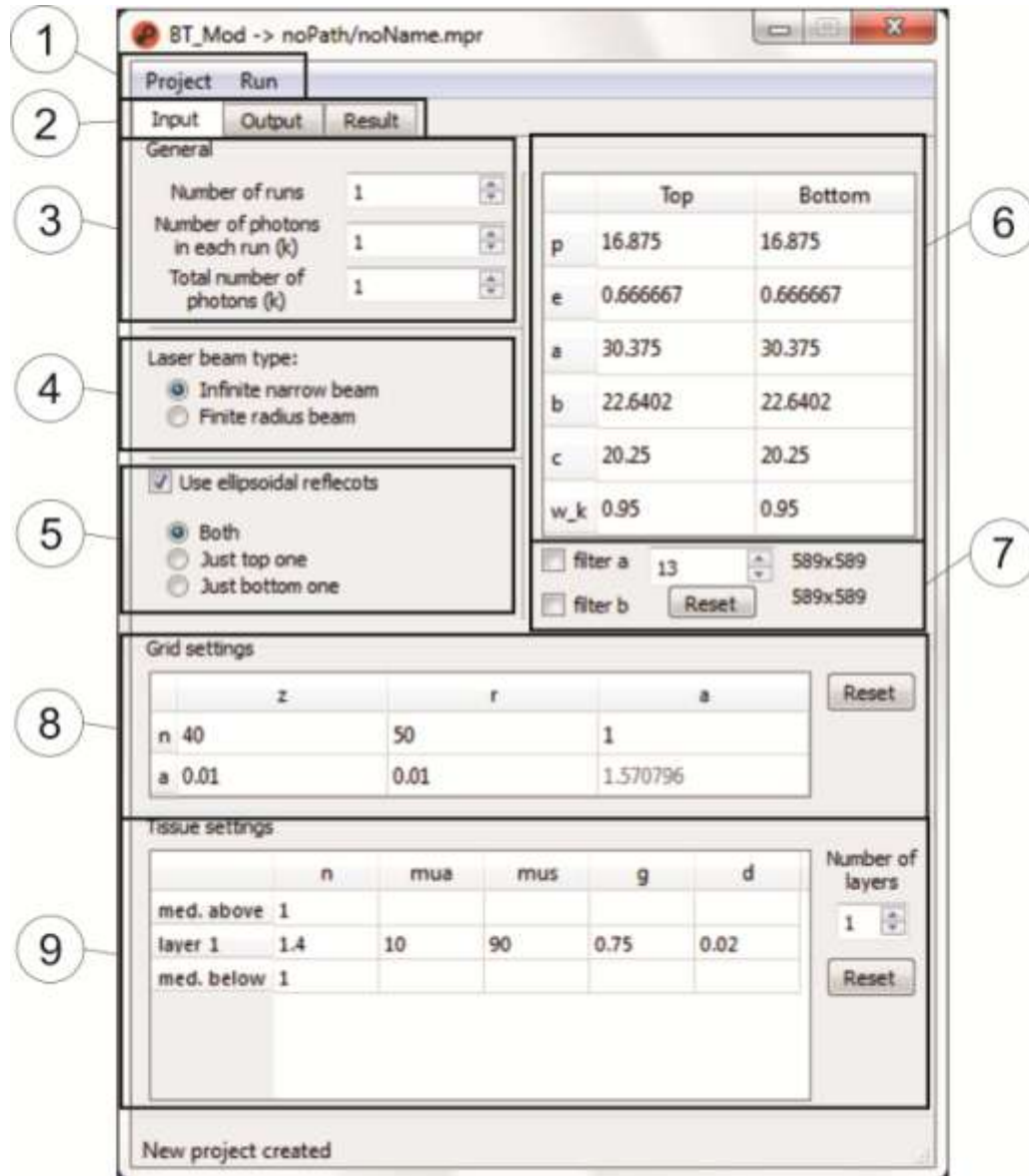


Рис.2.4. Головне вікно програми «BT_Mod» [34]: 1 – головне меню, 2 – вкладки вхідних та вихідних даних моделювання, 3 – область керування кількістю запусків та кількістю фотонів, 4 – область налаштування параметрів променю випромінювання, 5 – налаштування використання еліпсоїдальних рефlectorів, 6 – область налаштування параметрів використаних рефlectorів, 7 – область налаштувань отримуваних зображень, 8 – область введення параметрів масивів збирання даних, 9 – область налаштування параметрів досліджуваного зразка

В зоні 1 вибирають новий проект «Project» та після вводу всіх даних в зоні 2 запускають роботу програми кнопкою «Run». Зона 2 поділяється на три вікна, що відповідають на введення даних та отримання результатів.

Параметри випромінювання, а саме його потужність, задаються в зоні 3 кількістю фотонів та кількістю запусків. Декілька запусків вибирається для того, щоб знайти середнє значення результатів. Профіль променя задається в зоні 4, та може бути тонким або визначеної форми.

Програма може працювати з еліпсоїдом, тоді в зоні 5 ставиться галочка, та без. Вибір конструктивних параметрів еліпсоїду здійснюється в зоні 6, а зображення – в зоні 7.

Оптичні та геометричні параметри біологічного середовища задаються в зоні 9. При цьому можна вибрати необхідну кількість шарів з відповідним набором параметрів, яка наближено буде моделювати біологічне середовище.

Як результат моделювання отримуємо коефіцієнти випромінювання (дифузне відбиття R, поглинання A та пропускання T) та фотометричні плями розсіяння у відбитому та пропущеному світлі.

2.5. Метод зонного аналізу

Для аналізу та оцінки отриманих фотометричних зображень плями розсіяння запропоновано використання методу зонного аналізу, що полягає у визначенні освітленості кожного кільця з подальшим її порівнянням [33].

Для визначення освітленості в роботі було використано програмне середовище «Iris», за допомогою якого можна визначити інтенсивність в заданій зоні та поділити її на кількість падаючих фотонів для нормування даних. На основі визначеної інтенсивності визначається освітленість

$$E = \frac{I_n}{S} = \frac{I_n}{\pi r^2}.$$

Розглянемо вхідні дані принцип визначення освітленості в кожному кільці.

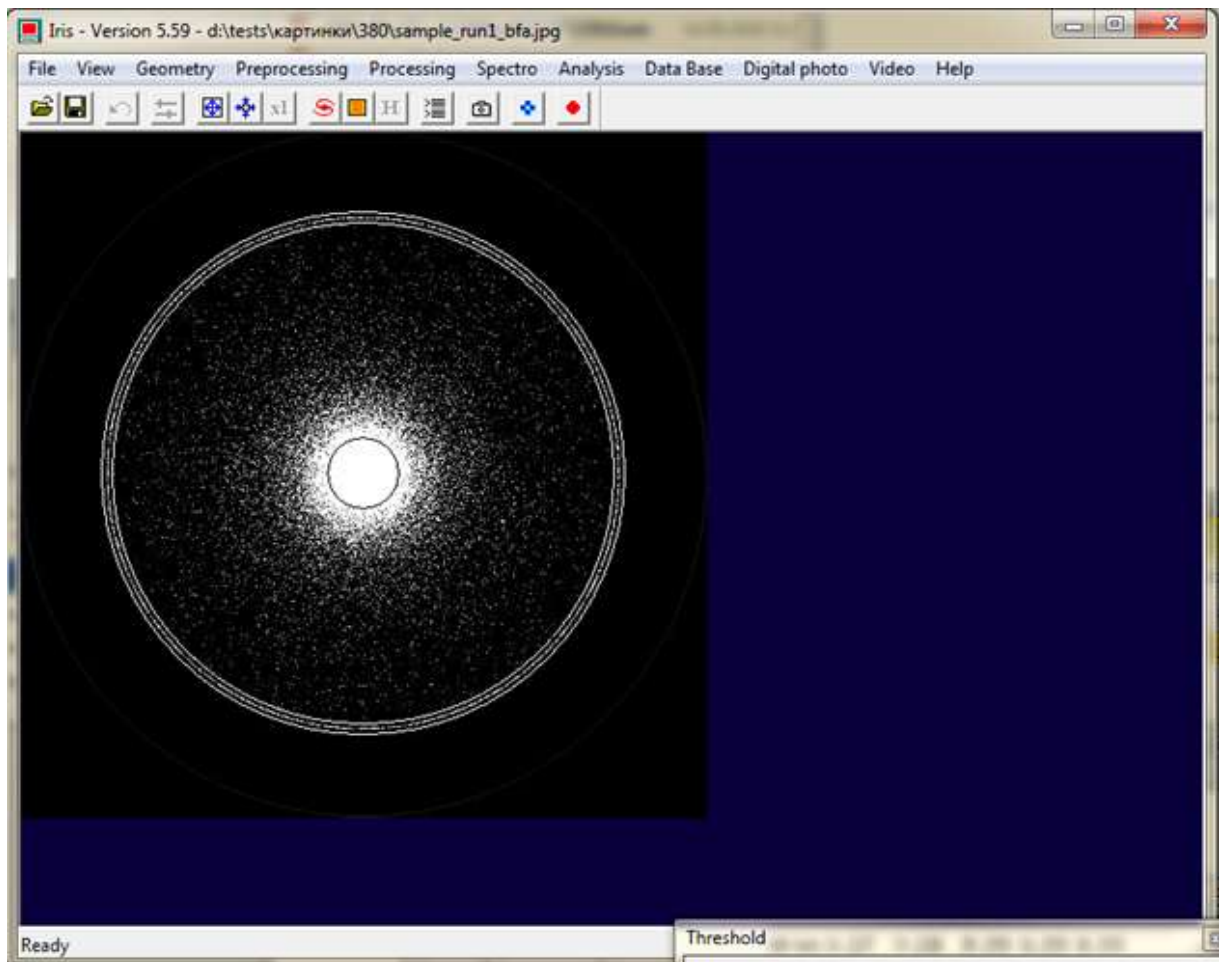


Рис.2.5. Інтерфейс програми «Iris» [37]

Вхідними даними для визначення інтенсивності є фотометричне зображення в форматі *.jpg, а також значення радіусу досліджуваної ділянки. Принцип визначення інтенсивності у кожному кільці можна поділити на наступні етапи:

- визначення загальної інтенсивності I_1 . Для цього необхідно при аналізі задати радіус найбільшого кільця r_1 ;
- визначення інтенсивності I_2 без зовнішнього кільця. Для цього задають радіус r_2 ;
- визначення інтенсивності у найменшому кільці I_3 . Для його необхідно задати і підібрати радіус найменшого кільця r_3 ;
- розрахунок інтенсивності зовнішнього кільця $I_3 = I_1 - I_2$;
- розрахунок інтенсивності середнього кільця $I_c = I_2 - I_1$;
- розрахунок інтенсивності внутрішнього кільця $I_b = I_3$.

2.6. Передумови та процедура проведення модельного експерименту

Умови проведення модельного експерименту залежать від конструктивних особливостей еліпсоїдального рефлектору, а також від роботи програми «BT_Mod».

Для наближення модельного експерименту до реального необхідно задати наступні конструктивні параметри ЕР: $p=16,875$, $e=0,666$. В свою чергу, матеріал, з якого виготовлений ЕР, дає змогу проводити дослідження в видимому та червоному діапазонах випромінювань, що обмежує спектральний діапазон досліджень.

Кількість падаючих фотонів при одному запуску повинна становити не менше 20 млн для отримання фотометричного зображення плями розсіяння, що буде відповідати реальному експерименту. Однак, при визначенні коефіцієнтів дифузного відбиття, пропускання та поглинання достатньо і декількох тисяч. В цьому випадку необхідно проводити не менше 10 запусків для усереднення значень, яку здійснюється програмою автоматично.

Також є деякі обмеження і до вибору геометричних параметрів середовища, які задаються в програмі – товщина. Оскільки, випромінювання на різних довжинах хвилі проникає на деяку глибину, то для отримання фотометричних зображень плями розсіяння, яка буде придатна для подальшого аналізу, необхідно обрати таку товщину, де коефіцієнти поглинання та дифузного відбиття будуть співпадати.

З вище сказаного виділимо *основні етапи процедури проведення модельного експерименту* отримання та аналізу фотометричних зображень:

- Обрати досліджуване біологічне середовище з відомими оптичними параметрами;
- Визначити оптимальну товщину зразку:
 - шляхом модельного експерименту визначити коефіцієнти поглинання, дифузного відбиття та пропускання;

- побудувати графіки залежності отриманих коефіцієнтів від товщини зразку для досліджуваного діапазону довжин хвиль;
- оцінити перетин кривих дифузного відбиття та поглинання і визначити найбільш оптимальну товщину зразку для подальшого дослідження.
- Провести моделювання для отримання фотометричних зображень для кожної довжини хвилі досліджуваного діапазону;
- Визначити інтенсивність у для трьох зон у відносних одиницях.
- Розрахувати освітленість у зовнішньому та середньому кільцях.
- Побудувати графіки залежності освітленості від довжин хвиль досліджуваного діапазону.
- Оцінити зв'язок оптичних параметрів досліджуваного біологічного середовища з отриманими графічними результатами.

ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 2

1. Наведено особливості експериментальних досліджень методами еліпсоїдальних рефлекторів.
2. Описано принцип роботи програмного середовища «BT_Mod», визначено вхідні дані для моделювання та тип результатів, які необхідно отримати.
3. Розглянуто особливості роботи програмного середовища «Iris» та запропоновано етапи проведення обробки фотометричних зображень плями розсіяння.
4. Визначено передумови та запропоновано проведення експериментальних досліджень.

РОЗДІЛ III. АНАЛІЗ ТА ОЦІНКА ФОТОМЕТРИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ

3.1. Обґрунтування вхідних даних для моделювання

3.1.1. Вибір досліджуваного середовища та його оптичних параметрів

Для дослідження спектральних характеристик біологічного об'єкту методом фотометрії з еліпсоїдальними рефлекторами як приклад обрано сіру речовину головного мозку людини у нормі.

Біологічний зразок сірої речовини отримано авторами [34] зі здорового мозку людини під час аутопсії, виконаної менш ніж через 48 годин після смерті. Матеріал для спектроскопічного дослідження зберігався при низькій температурі (2-3°C, менше 48 годин), що не вплинуло на його оптичні параметри. За допомогою мікрокріотому було отримано блоки сірої речовини мозку розміром 2×2×2 см, які в подальшому було розрізано на слайди, товщиною від 80 до 150 мкм. Біологічні зразки промивали у фізіологічному розчині (рН 7,4) для видалення гемоглобіну, щоб забезпечити виключення впливу його оптичних параметрів. Для запобігання висушування, кожен зразок було зафіксовано в спеціальному скляному контейнері у водному розчині.

Вимірювання коефіцієнтів повного відбиття та пропускання проводились на установці з використанням інтеграційної сфери Spectralon™ (IS-060-SL, Labsphere, США) та кремнієвого фотодіоду з вбудованим передпідсилювачем (HUV-2000 B, EG & G, Канада). Для отримання монохроматичного випромінювання автори [34] використали ксенонову лампу (XBO 150W1, Osram, Німеччина) у поєднанні з монохроматором (MQ3, Zeiss, Німеччина). Ширина вихідної щілини монохроматора була скоригована для отримання спектральної смуги пропускання (FWHM) та становила приблизно 10 нм. Обробка даних, а саме визначення оптичних параметрів сірої речовини головного мозку у нормі, що приведені у вигляді графіку спектральної залежності в логарифмічній шкалі на рис.3.1, було отримано авторами [34] в результаті моделювання зворотним методом Монте-Карло.

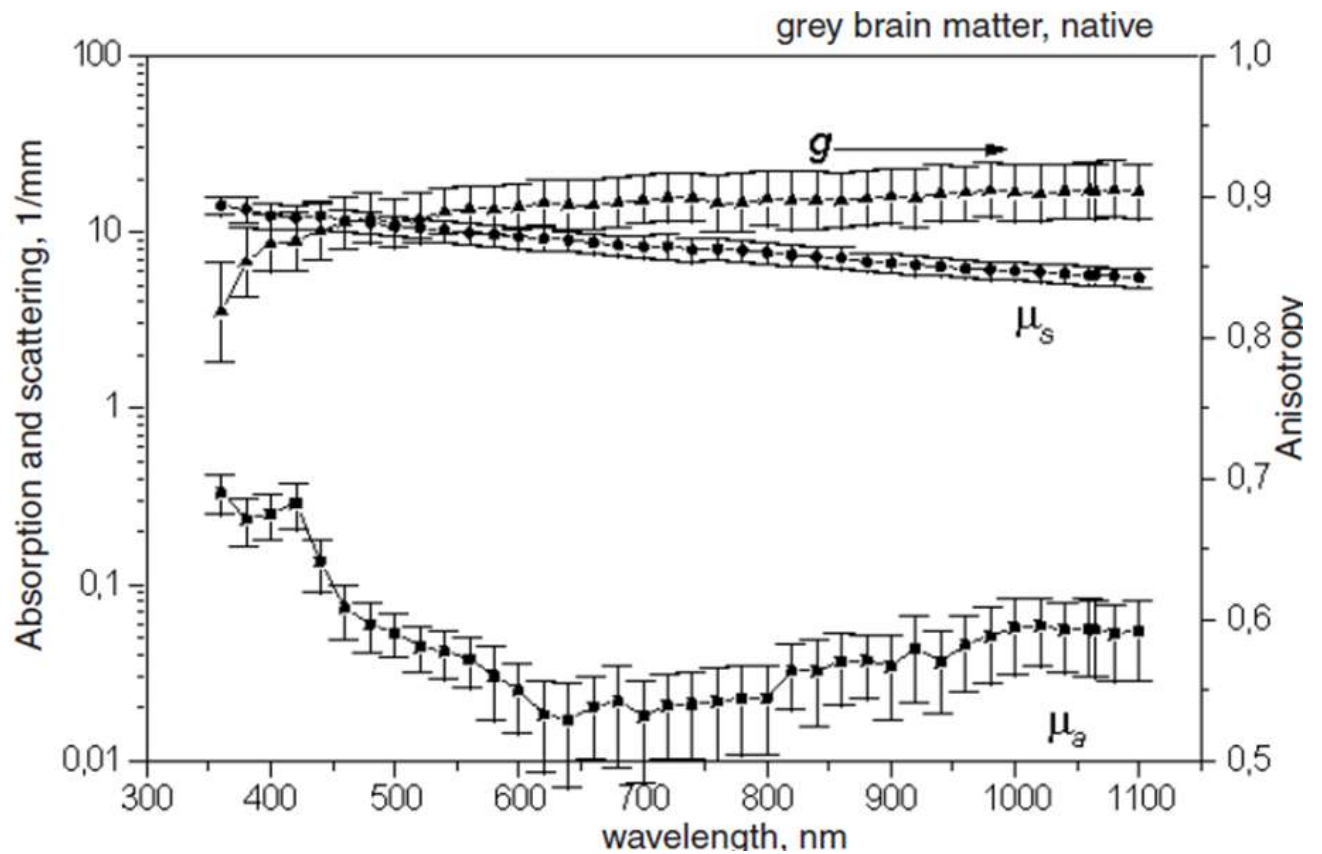


Рис.3.1. Спектри оптичних параметрів сірої речовини
головно мозку людини у нормі[34]

Показник заломлення для сірої речовини головного мозку людини нормального стану в діапазоні довжин хвиль 456 – 1064 нм є не змінним і становить 1.36 [35].

Для зручності моделювання та визначення вхідних даних за допомогою програми «КОМПАС» графічні значення оптичних параметрів (рис.3.1) для видимого та червоного діапазону довжин хвиль (380 – 780 нм) з кроком 20 нм були переведені та представлені у вигляді таблиці 3.1.

Таблиця 3.1. Оптичні параметри сірої
речовини головного мозку людини у нормі [34]

λ , нм	380	420	460	500	540	580	620	660	700	740	780
μ_a , cm^{-1}	2,37	2,98	0,75	0,53	0,42	0,31	0,18	0,2	0,18	0,21	0,22
μ_s , cm^{-1}	145,6	133,3	122,7	116	104,5	97,4	92,3	89	82,9	80	80
g	0,865	0,872	0,882	0,88	0,8	0,8	0,885	0,885	0,9	0,9	0,9

3.1.2. Обґрунтування та вибір характеристик випромінювання та еліпсоїдального рефлектору для моделювання

Характеристики випромінювання описуються потужністю, довжиною хвилі та конфігурацією лазерного пучка. В програмі «BT_Mod» потужність задається кількістю падаючих фотонів у вікні 3, а конфігурація лазерного пучка в даному випадку має скінченний радіус та встановлюється у вікні 4 (рис.2.4).

Кількість фотонів при моделювання фотометричних зображень становила 20 млн, що дає змогу наблизити умови експерименту до реального, а для модельного експерименту з визначення товщини зразку – 1000. Для можливості подальшої обробки результатів у вікні 7 необхідно встановити фільтр а. Оскільки технічно еліпсоїдальний рефлектор виготовлений з алюмінію Д16Т, то для проведення моделювання обрано видимий діапазон хвиль (380-780 Нм). Конструктивні параметри ЕР: $\epsilon=0,66$, $\rho=16,8$. Оптичні параметри біологічних об'єктів змінюються в залежності від довжини хвилі, тому довжина хвилі в програмі «BT_Mod» визначається заданими значеннями коефіцієнтів розсіювання μ_s , поглинання μ_a та фактору анізотропії розсіювання g у вікні 9 (рис.2.4).

3.1.3. Обґрунтування та визначення оптимальної товщини для моделювання

Метою даної роботи є отримання фотометричних зображень, що характеризують характер розсіяного випромінювання в прямому та зворотному напрямках з подальшим його аналізом (Розділ III). На рис.1.2 (п.1.1) показано глибину проникнення оптичного випромінювання в біологічну тканину. Можна припустити, що отримані плями розсіювання випромінювання зразками, товщиною від декількох мікрометрів до міліметра, будуть мало відрізнятись, що було доведено при моделювання прями розсіювання випромінювання сірою речовиною мозку людини, товщиною 150 мкм для граничних довжин хвиль досліджуваного спектрального діапазону. Фотометричні плями розсіювання наведені на рис.3.2.

З отриманих зображень (рис.3.2) видно, що розподіл інтенсивності при модельному експерименті на пропускання та відбивання для обох довжин буде однаковий. Отже, при спектральному дослідженні біологічних середовищ методом фотометрії з еліпсоїдальним рефлектором використання малих розмірів товщини призведе до недостовірності результатів.

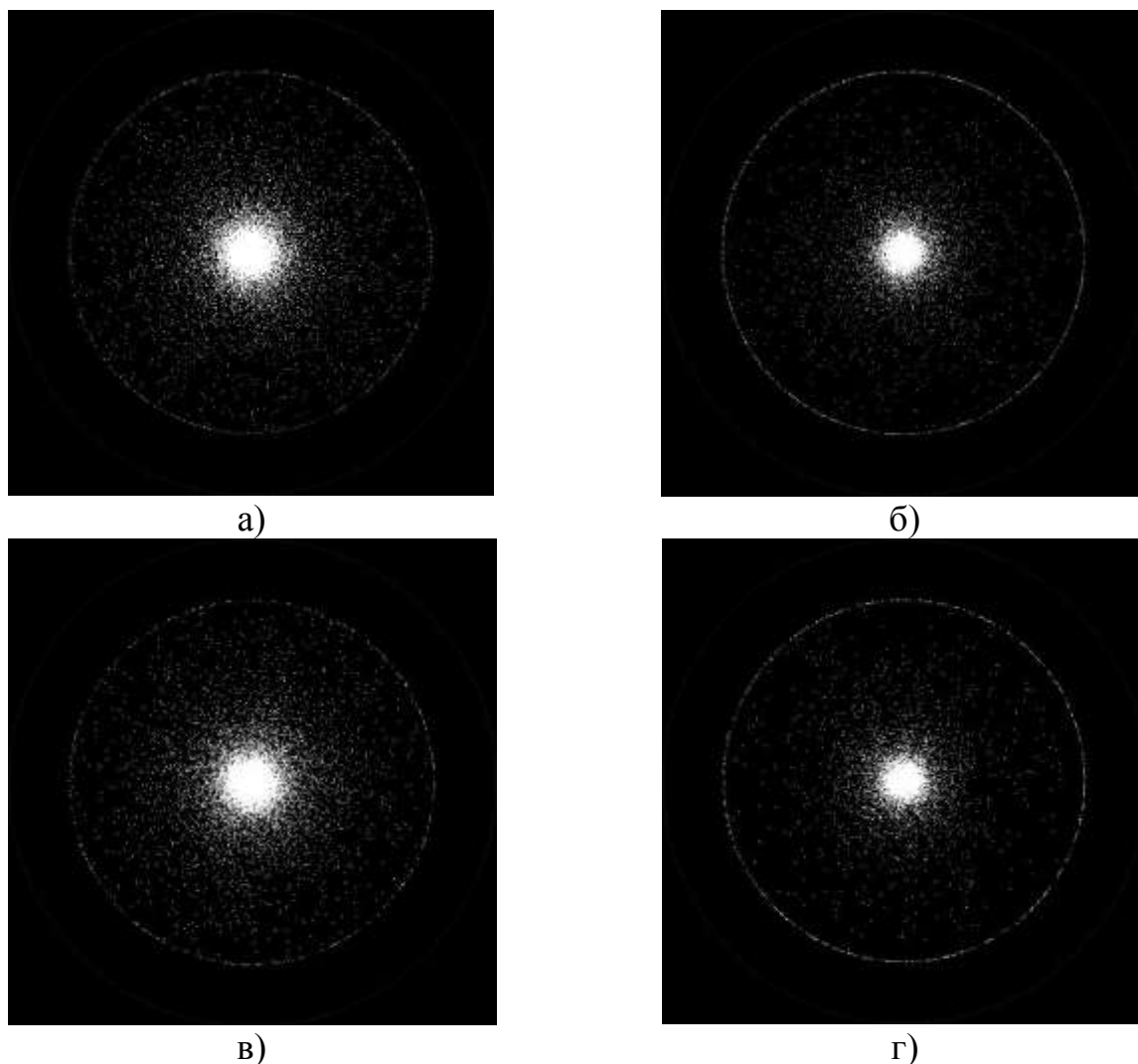


Рис.3.2. Фотометричні зображення плями розсіяння випромінювання довжиною хвилі 380 нм (а,б) і 780 нм (в і г) біологічним об'єктом товщиною 150 мкм в зворотному (а,в) та прямому (б,г) напрямках

Оптичні параметри біологічних середовищ не залежать від товщини досліджуваного зразку [1,3]. Для визначення оптимальної товщини було проведено моделювання взаємодії оптичного випромінювання з біологічним середовищем (сіра речовина головного мозку людини у нормі) методом Монте Карло на трьох довжинах хвиль (380 нм, 580 нм, 780 нм).

Вхідними даними для моделювання були оптичні параметри сірої речовини головного мозку [34], які змінюються в залежності від довжини хвилі (табл.3.1), і показник заломлення згідно [35] дорівнює 1.36 та суттєво не змінюється. Товщини при моделюванні змінювались в діапазоні 150 мкм до 5.00 см. Моделювання проводилось за допомогою програми «BT_mod» при одному запуску 1000 фотонів без використання еліпсоїду.

У результаті моделювання отримано залежність коефіцієнтів дифузного відбиття (R_d), повного пропускання (T) та поглинання (A) від товщини для відповідної довжини хвилі (рис.3.3, рис.3.4 та рис.3.5) у логарифмічній шкалі. Для визначення оптимальної товщини досліджуваного зразку необхідно визначити точки перетину коефіцієнтів поглинання та повного пропускання.

З отриманих графіків можна зробити висновок, що на тонких зрізах, а саме до 0,01 см оптичні коефіцієнти на довжинах хвиль видимого діапазону практично не змінюються, а далі починається різке зменшення коефіцієнту повного пропускання, який для довжини хвилі 380 нм на товщині більше 0,6 прямує до нуля, для 580 нм та 780 нм – більше 4 см.

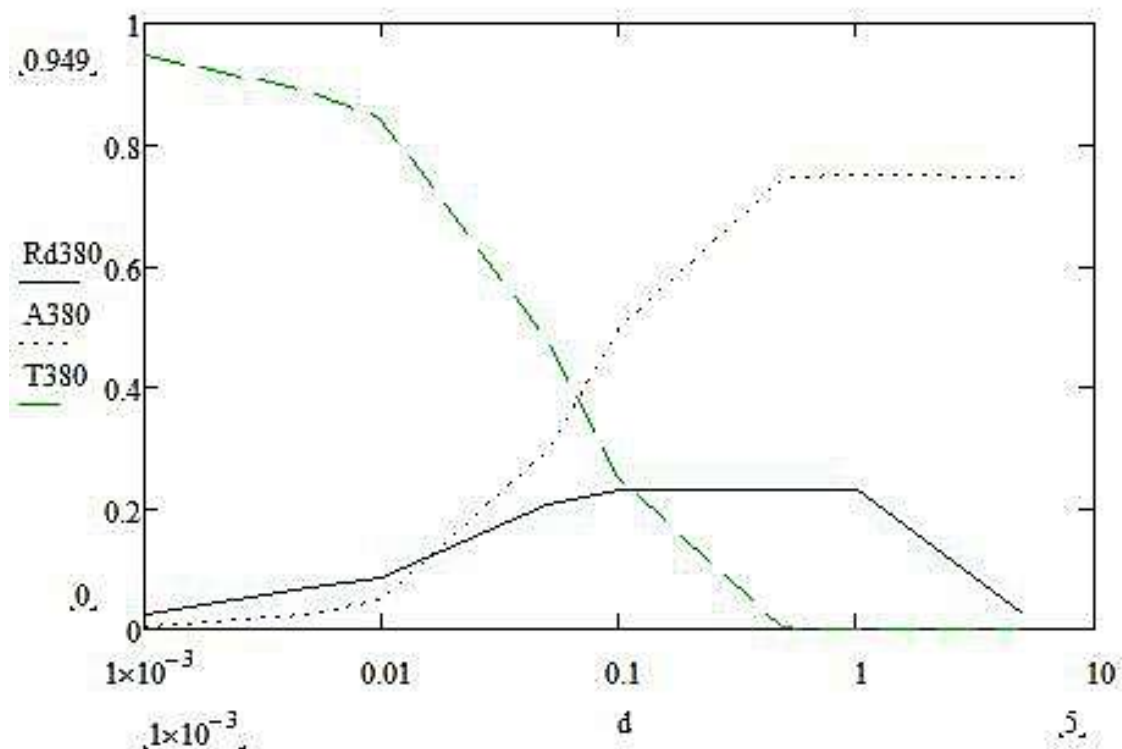


Рис.3.3. Залежність коефіцієнтів розсіяного випромінювання на довжині хвилі 380 нм від товщини (мм) біологічного зразку: R_d – дифузне відбиття, A – поглинання, T - пропускання

В той же момент починає зростати коефіцієнт поглинання A , який для довжини хвилі 380 нм з товщини 0,6 см стає практично незмінним та наближається до значень коефіцієнту повного пропускання T на товщині менше 0,01 см. Для довжин хвиль 580 нм та 780 нм коефіцієнт поглинання A стабілізується після товщини в 1 см.

Коефіцієнти дифузного відбиття також мають деяку стабільну ділянку. Так для довжини хвилі це ділянка на товщинах 0,08 – 1 см. Для довжин хвиль 580 нм та 780 нм сталі значення коефіцієнту дифузного відбиття будуть спостерігатися на товщині після 1 см. Іншу границю на графіках рис.3.4 та 3.5 не видно, оскільки умови даного експерименту не передбачали її пошук.

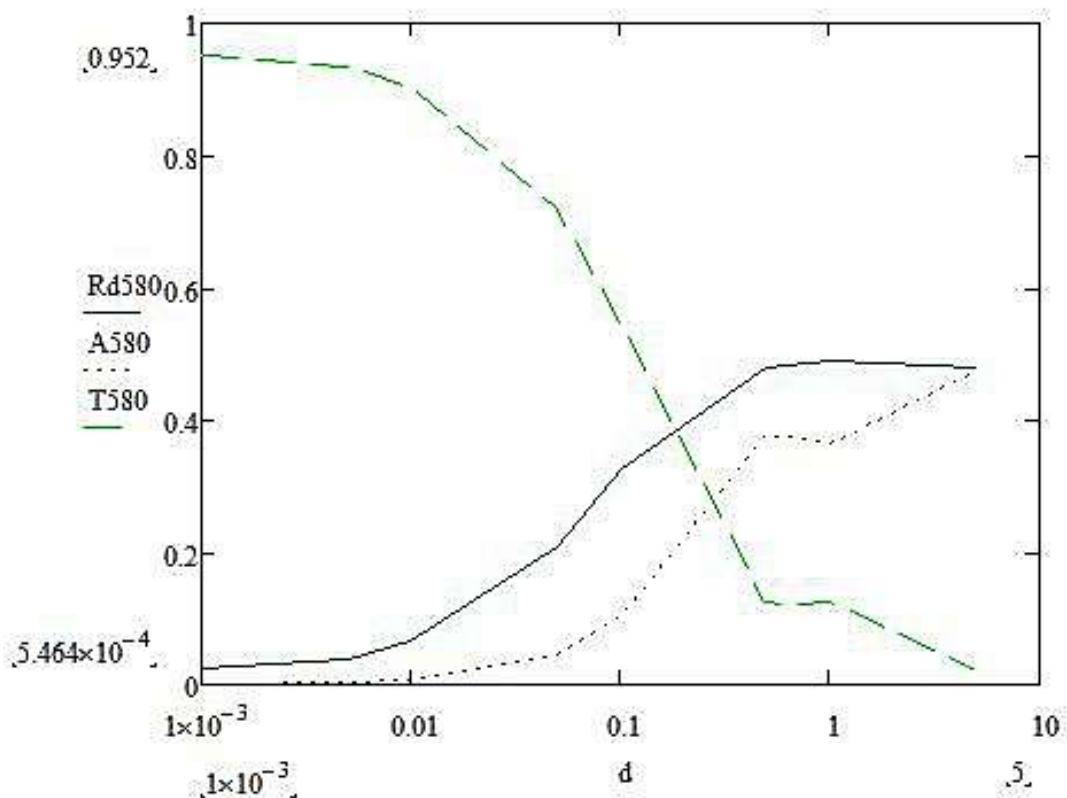


Рис.3.4. Залежність коефіцієнтів розсіяного випромінювання на довжині хвилі 580 нм від товщини (мм) біологічного зразку: R_d – дифузне відбиття, A – поглинання, T – пропускання

Для визначення оптимальної товщини для отримання фотометричних зображень плями розсіяння достатньо визначити середню товщину на якій значення коефіцієнтів повного пропускання T та поглинання A будуть співпадати. Для 380 нм – 0,07 см, 580 нм – 0,3 см, 780 нм – 0,4 см.

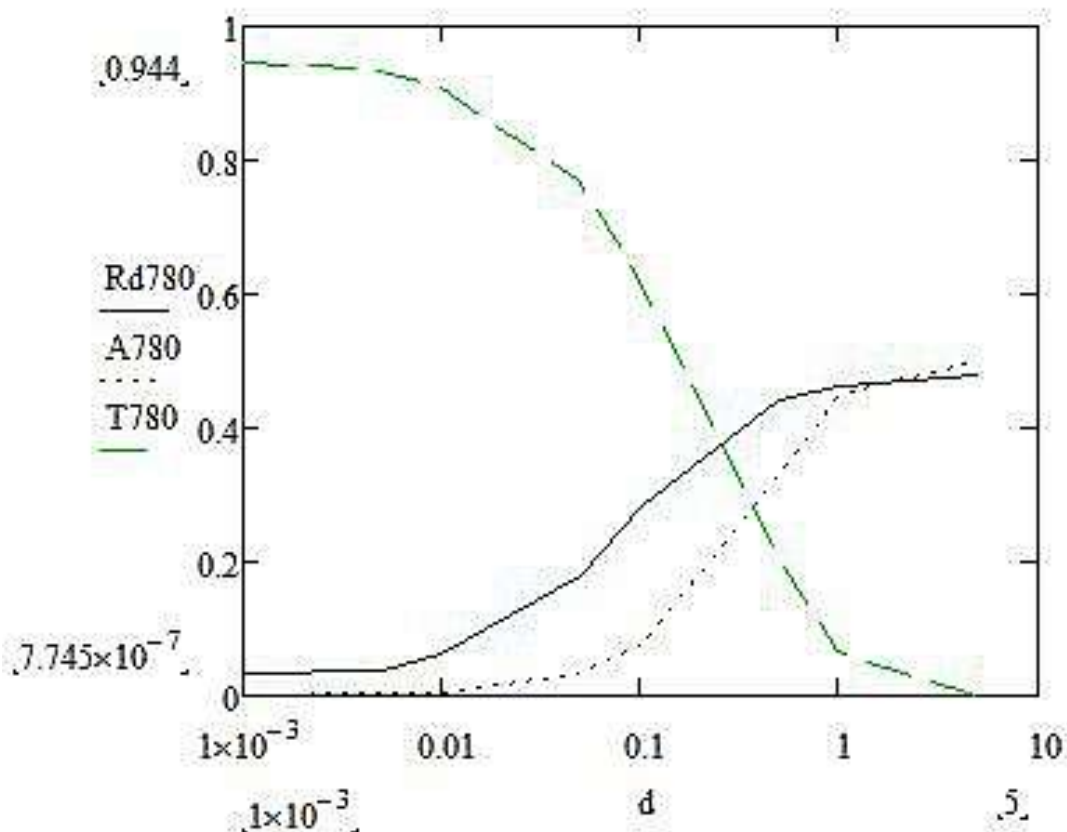


Рис.3.5. Залежність коефіцієнтів розсіяного випромінювання на довжині хвилі 780 нм від товщини (мм) біологічного зразку: R_d – дифузне відбиття, A – поглинання, T - пропускання

Як бачимо зі збільшенням довжини хвилі товщина, на якій знаходиться точка характерного перетину, збільшується не пропорційно, тому доцільно припустити, що найбільш прийнятною для подальших досліджень буде товщина зразку, що дорівнює 0,1 см.

3.2. Моделювання фотометричних зображень для різних довжин хвиль

Для встановлення можливості застосування фотометрії, що базується на методі еліпсоїдальних рефлекторів, на основі проведених припущень щодо оптимальної товщини за допомогою програми «BT_mod» було проведено моделювання поширення та взаємодії випромінювання з біологічним середовищем для різних довжин хвиль

Вхідними даними для моделювання біологічного середовища було обрано оптичні параметри сірої речовини головного мозку [34], які змінюються в залежності від довжини хвилі (табл.3.1), а також показник заломлення згідно [35] дорівнює 1.36 та суттєво не змінюється. Товщина при моделюванні на основі отриманих в попередньому пункті графіків на рис.3.3-3.5 становила 0,1 см. Моделювання проводилось за допомогою програми «BT_mod» при одному запуску 20 млн фотонів з використанням еліпсоїду для отримання фотометричних зображень плями розсіяння, що будуть відповідати реальному експерименту [36]. В середньому тривалість одного моделювання становила приблизно 3 години.

Оскільки оптичні параметри біологічних середовищ для різних довжин різні, то саме їх зміною програма задає визначену довжину хвилі.

В результаті моделювання було отримано фотометричні зображення у пропущеному та відбитому світлі для 24 довжин хвиль, що приведені в додатку 1, а на крайніх та середній довжинах – на рис.3.6.

З отриманих фотометричних зображень плями розсіяння (рис.3.6) на довжині хвилі 380 нм видно, що яскравість на обох зображеннях візуально здається однаковою. Це твердження можна вважати справедливим, оскільки з рис. 3.3 видно, що графіки коефіцієнтів дифузного відбиття R_d та пропускання T для цієї довжини хвилі на товщині зразку 0,1 см перетинаються, отже ці коефіцієнти рівні.

Для довжини хвилі 580 нм з рис.3.6. видно, що внутрішній діаметр яскравої плями в пропущеному світлі візуально більший ніж у відбитому. Туму можна припустити, що яскравість плями розсіяння у пропущеному світлі є більшою, ніж яскравість у відбитому світлі. Це твердження можна вважати справедливим, оскільки з рис. 3.4 видно, що графіки коефіцієнтів дифузного відбиття R_d та пропускання T для цієї довжини хвилі перетинаються на товщині зразку 0,3 см, а на товщині дослідження (0,1 см) $T > R_d$.

Ще більші візуальні відмінності спостерігаються при аналізі отриманих фотометричних зображень плями розсіяння у пропущеному та відбитому світлі

для довжини хвилі 780 нм. Знову ж таки при аналіз рис. 3.5 видно, що графіки коефіцієнтів дифузного відбиття R_d та пропускання T для цієї довжини хвилі перетинаються на товщині зразку 0,4 см, а на товщині дослідження (0,1 см) нерівність $T > R_d$ є більшою, ніж для довжини хвилі 580 нм.

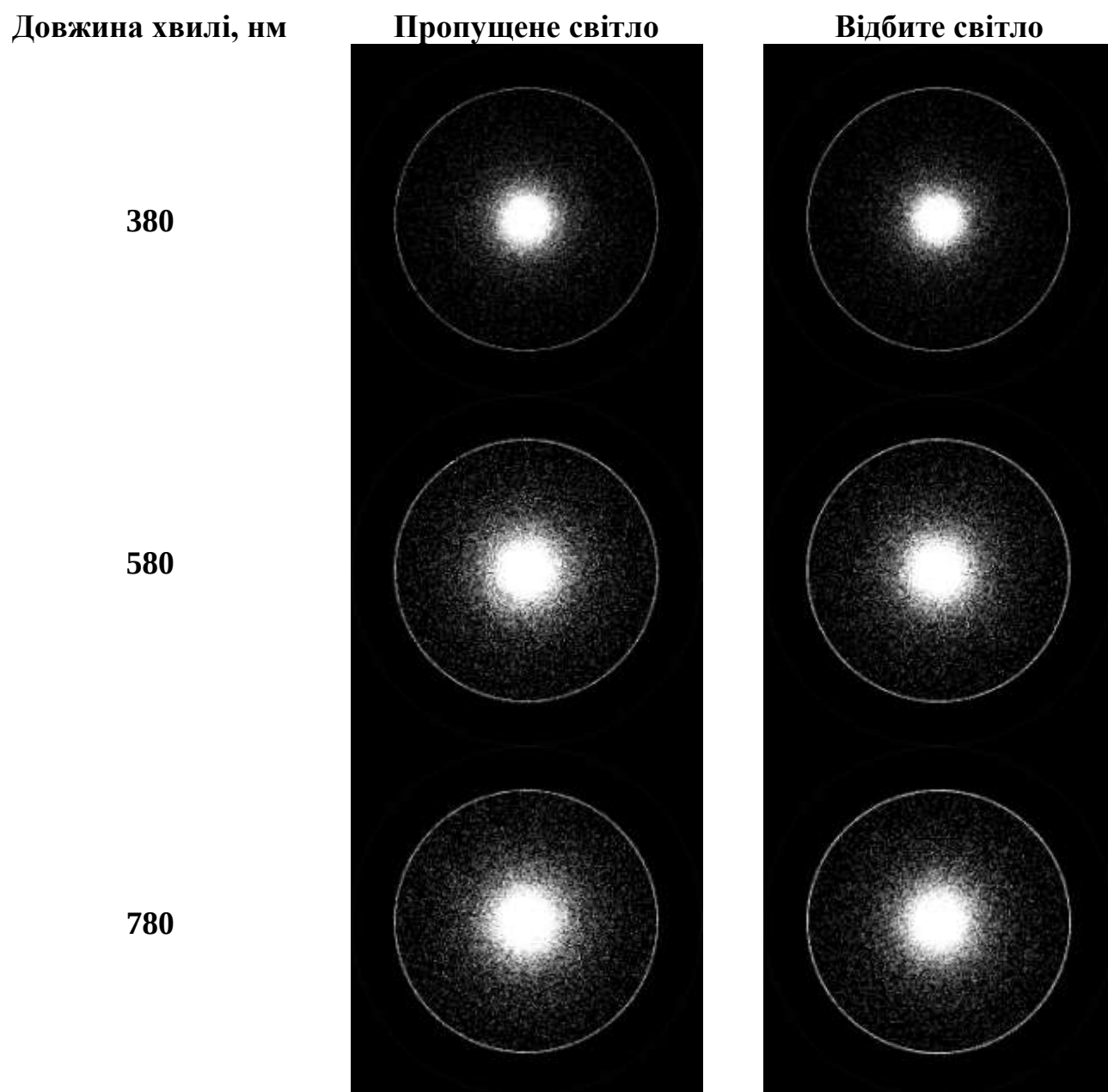


Рис.3.6. Фотометричні зображення плями розсіяння випромінювання біологічним об'єктом товщиною 0,1 см у відбитому та пропущеному світлі

Отже, можна зробити висновок, що за отриманим фотометричними зображеннями плями розсіяння методом еліпсоїдальних рефlectorів можна проводити аналіз спектральних особливостей біологічного середовища. Для кількісного аналізу скористаємось методом зонного аналізу.

3.3. Обробка та аналіз фотометричних зображень плями розсіяння

Для обробки отриманих в п.3.2 фотометричних зображень плями розсіяння скористаємось методом зонного аналізу, етапи якого описані в п.2.3.

Визначення загальної інтенсивності I_1 . Для визначення інтенсивності I_1 значення радіусу зовнішнього кільця r_1 для всіх фотометричних зображень у відбитому I_{1R} та пропущеному світлі I_{1T} є однаковим і становить 17,3 мм. За допомогою програми «Iris» було отримано наступні значення інтенсивності I_1 для діапазону довжин хвиль 360-780 нм. Нормовані на кількість фотонів (20 млн) значення інтенсивності у відносних одиницях наведені в таблиці 3.7.

Таблиця 3.7. Значення загальної інтенсивності I_1 у відносних одиницях

λ , нм	380	420	460	500	540	580	620	660	700	740	780
I_{1R} , в.о.	0,1339	0,1226	0,1940	0,2058	0,2124	0,2209	0,2286	0,2288	0,2296	0,2283	0,2283
I_{1T} , в.о.	0,1419	0,1339	0,2096	0,2211	0,2313	0,2355	0,2479	0,2472	0,2535	0,2504	0,2504

Аналіз результатів інтенсивності в таблиці 3.7 показує, що після довжини хвилі 700 нм значення інтенсивності у відбитому та пропущеному світлі починають відрізнятися більше, що підтверджують графіки на рис.3.3-3.5.

Визначення інтенсивності без зовнішнього кільця I_2 . Для визначення інтенсивності I_2 значення радіусу кільця r_2 для всіх фотометричних зображень у відбитому I_{2R} та пропущеному світлі I_{2T} є також однаковим і становить 16,5 мм. Аналогічно наведені в таблиці 3.8.

Таблиця 3.8. Значення інтенсивності без зовнішнього кільця I_2 у відносних одиницях

λ , нм	380	420	460	500	540	580	620	660	700	740	780
I_{2R} , в.о.	0,1190	0,1084	0,1744	0,1851	0,1912	0,1988	0,2060	0,2053	0,2061	0,2040	0,2040
I_{2T} , в.о.	0,1292	0,1224	0,1917	0,2025	0,2119	0,2159	0,2275	0,2272	0,2331	0,2298	0,2298

Визначення інтенсивності у найменшому кільці I_3 . Для визначення інтенсивності I_3 значення радіусу кільця r_3 для всіх фотометричних зображень у відбитому I_{3R} та пропущеному світлі I_{3T} коливається в межах від 2,3 до 3,1 мм. За допомогою програми «Iris» було отримано наступні значення інтенсивності I_3 для діапазону довжин хвиль 360-780 нм. Нормовані на кількість фотонів (20 млн) значення інтенсивності у відносних одиницях наведені в таблиці 3.9.

Таблиця 3.9. Значення інтенсивності внутрішнього кільця $I_3 = I_v$ у відносних одиницях

λ , нм	380	420	460	500	540	580	620	660	700	740	780
r_3 , мм	2,3	2,3	2,7	2,9	3,0	3,1	3,1	3,0	3,0	3,0	3,0
I_{3R} в.о.	0,0210	0,0210	0,0291	0,0334	0,0357	0,0381	0,0381	0,0358	0,0359	0,0359	0,0359
I_{3T} в.о.	0,0228	0,0249	0,0358	0,0406	0,0432	0,0432	0,0458	0,0433	0,0433	0,0433	0,0433

Розрахунок інтенсивності зовнішнього кільця I_3 . Для визначення інтенсивності в зовнішньому кільці необхідно від загальної інтенсивності вирахувати значення інтенсивності в кільці без зовнішнього, тобто $I_3 = I_1 - I_2$. Отримані значення інтенсивності наведені в таблиці 3.10.

Таблиця 3.10. Значення інтенсивності у зовнішньому кільці I_3 у відносних одиницях

λ , нм	380	420	460	500	540	580	620	660	700	740	780
I_{3R} в.о.	0,1190	0,1084	0,1744	0,1851	0,1912	0,1988	0,2060	0,2053	0,2061	0,2040	0,2040
I_{3T} в.о.	0,0127	0,0115	0,0179	0,0186	0,0194	0,0195	0,0203	0,0201	0,0205	0,0206	0,0206

Розрахунок інтенсивності середнього кільця I_c . Для визначення інтенсивності в середньому кільці необхідно від інтенсивності без зовнішнього кільця вирахувати значення інтенсивності в найменшому кільці, тобто $I_c = I_2 - I_1$. Отримані значення інтенсивності наведені в таблиці 3.11.

Таблиця 3.10. Значення інтенсивності у середньому кільці I_3 у відносних одиницях

λ , нм	380	420	460	500	540	580	620	660	700	740	780
I_{3R} в.о.	0,1190	0,1084	0,1744	0,1851	0,1912	0,1988	0,2060	0,2053	0,2061	0,2040	0,2040
I_{3T} в.о.	0,0127	0,0115	0,0179	0,0186	0,0194	0,0195	0,0203	0,0201	0,0205	0,0206	0,0206

Для оцінки характеру розсіяння у відбитому та пропущеному світлі за отриманими значеннями інтенсивності визначаємо освітленість в зовнішньому та внутрішньому кільці $E = \frac{I_n}{S} = \frac{I_n}{\pi r^2}$, просторовий аналіз якої дасть змогу оцінити інформативність кожної зони. Тому на основі отриманих значень освітленості в Excel побудовано графіки залежності освітленості від довжини хвилі у зовнішньому (рис.3.7) та середньому (рис.3.8) кільцях у пропущеному ET та відбитому ER світлі.

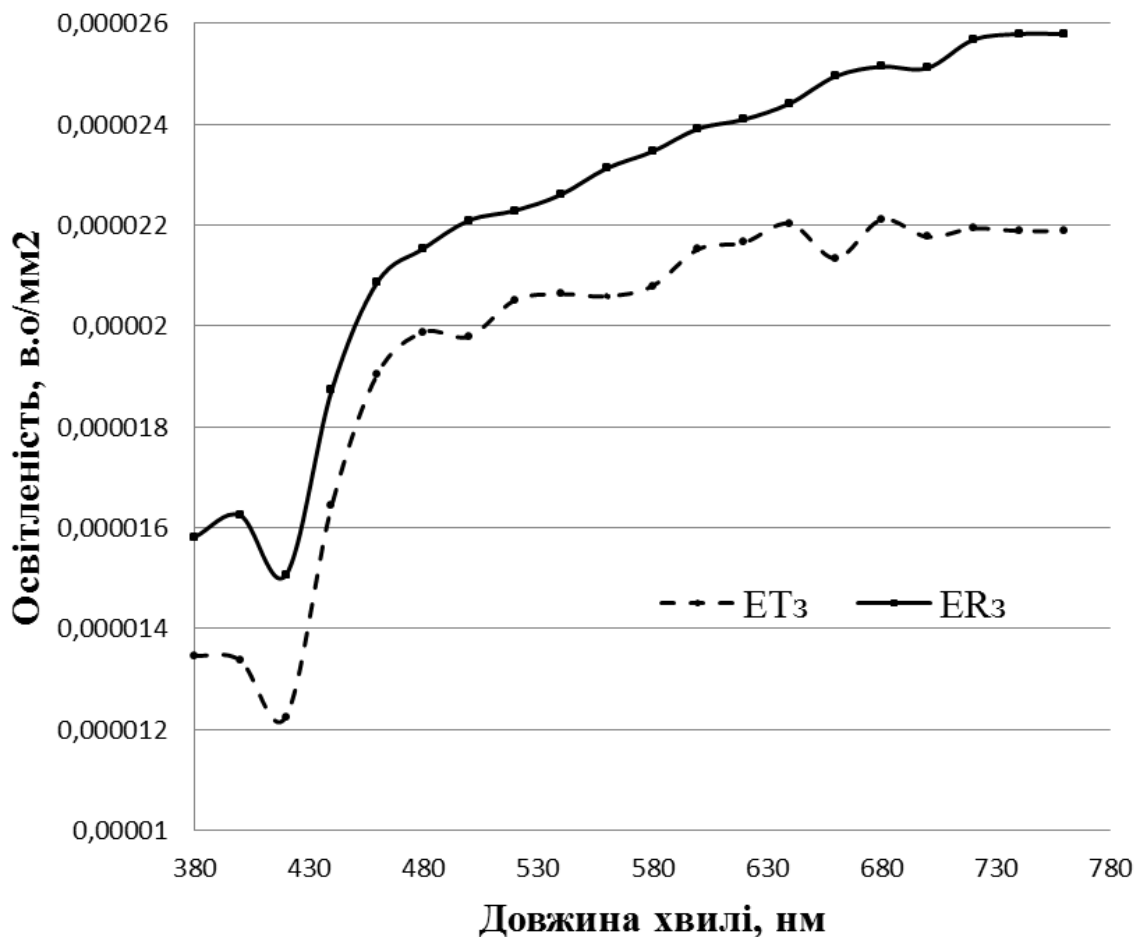


Рис.3.7. Залежність освітленості у відбитому ER₃ та пропущеному ET₃ світлі у зовнішньому кільці від довжини хвилі

При аналізі зовнішнього кільця фотометричних зображень помітно, що освітленість у відбитому світлі на 8% - 19% більша ніж інтенсивність у пропущеному світлі. Причому на ділянці 380 – 340 нм значення освітленості в обох напрямках зростають, а далі починають паралельно спадати до 420 нм. Різниця між відбитою та пропущеною освітленістю на цій ділянці є найбільшою та складає близько 19%. На ділянці від 420 нм до 480 нм відбувається стрімке зростання двох значень освітленості з найменшим відхиленням у відбитому та пропущеному світлі – близько 8%. І далі освітленість плавно росте вгору із плавною зміною між відбитим та пропущеним світлом від 10% до 15% з незначними піками.

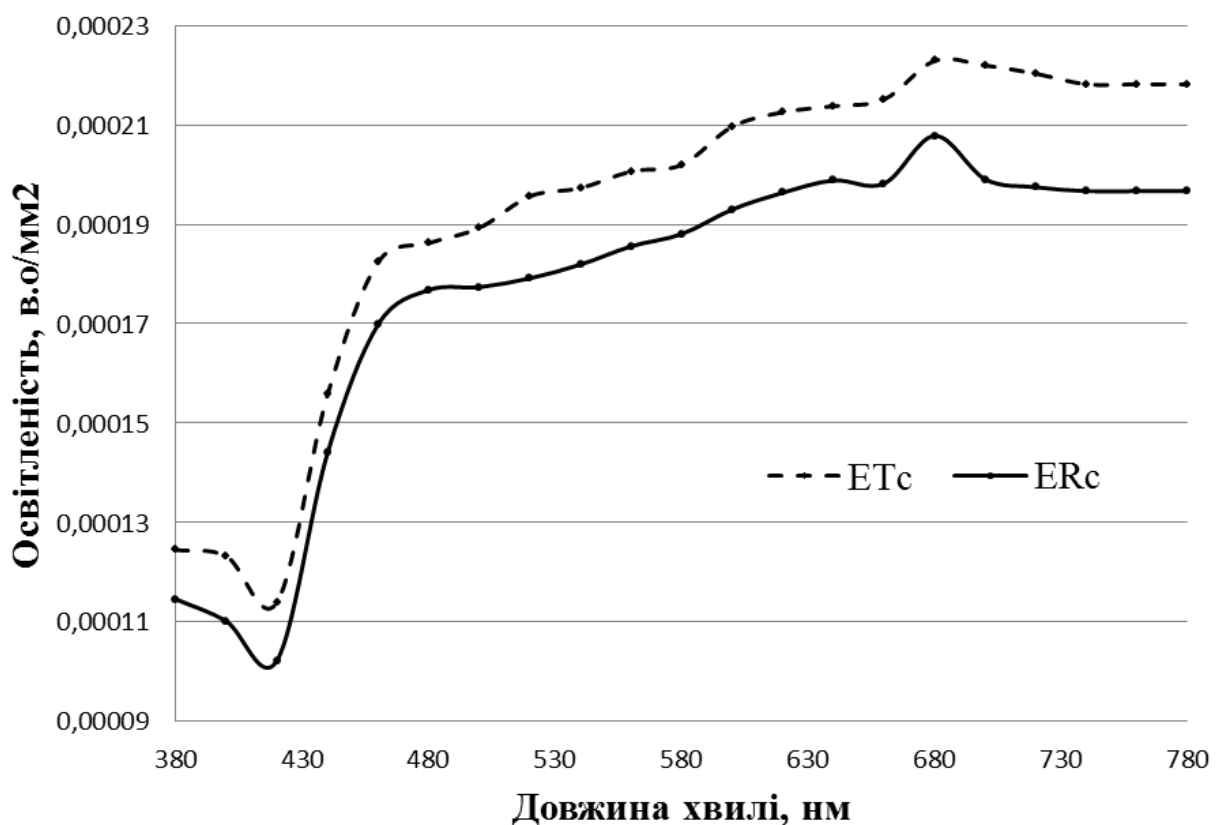


Рис.3.8. Залежність освітленості у відбитому ERc та пропущеному ETc світлі у середньому кільці від довжини хвилі

Аналіз у середньому кільці показав, що освітленість у відбитому світлі є меншою ніж у світлі, що пройшло. В порівнянні з зовнішнім кільцем, відсоток відмінностей між пропущеним та відбитим світлом на всьому досліджуваному діапазоні хвиль коливається в середньому в межах від 7% до 10%. Криві залежності освітленості у зовнішньому кільці на графіку рис.3.7 практично повторюють траєкторію кривих на графіку, наведеному на рис.3.8.

Однак, на ділянці від 480 нм до 780 нм при плавному зростанні зміна між значеннями освітленості у відбитому та пропущеному світлі практично не відбувається. Найменше відхилення освітленості між пропущеним та відбитим світлом лежить в межах 460-500 Нм та становить близько 6 %, а на інших ділянках діапазону довжин хвиль – практично не змінюється та в середньому становить 9%.

3.4. Встановлення залежності між оптичними параметрами біологічного середовища та освітленості фотометричних зображень

Для встановлення залежності між оптичними параметрами біологічного середовища, а саме сірої речовини мозку людини у нормі, для аналізу побудуємо графіки залежності коефіцієнтів поглинання та пропускання, а також фактору анізотропії від довжини хвилі досліджуваного оптичного діапазону (за таблицею 3.1). Графічні залежності відповідних оптичних параметрів наведені на рис.3.9-3.11.

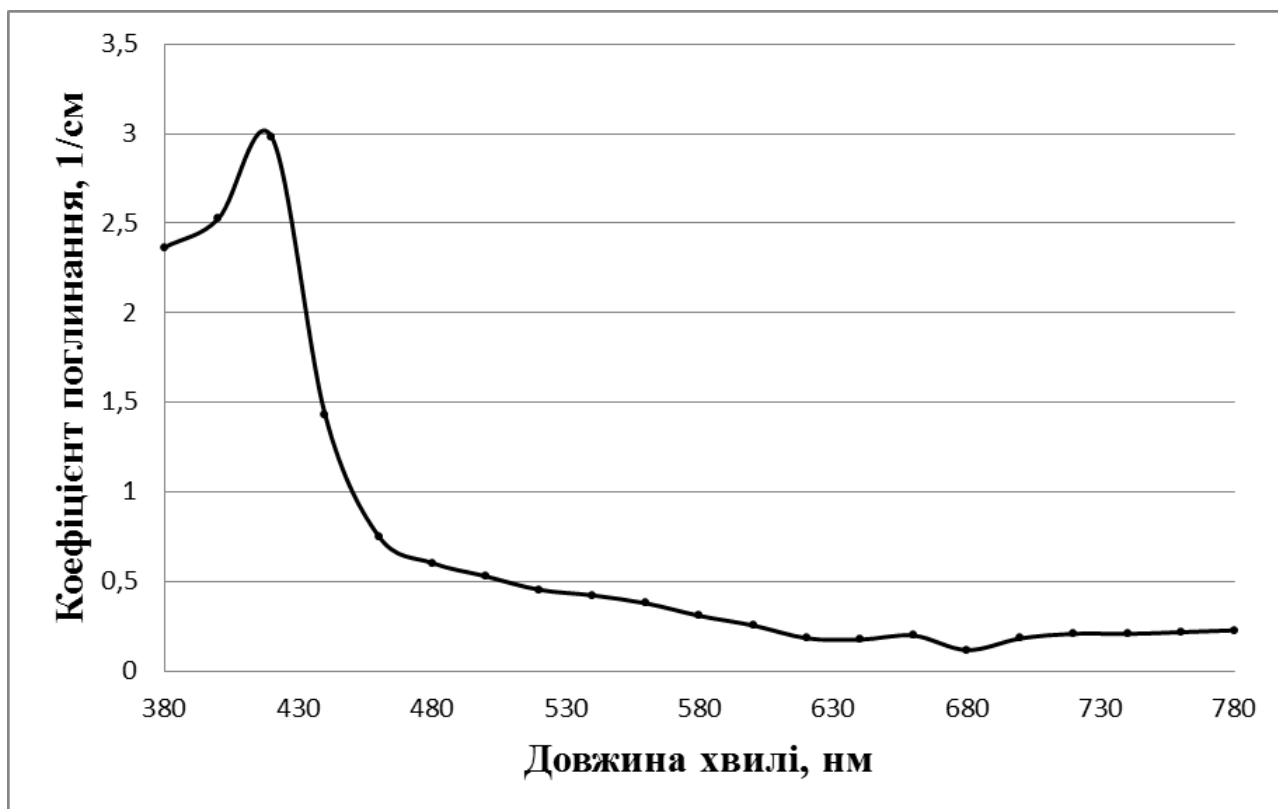


Рис.3.9. Залежність коефіцієнту поглинання сірої речовини мозку людини у нормі від довжини хвилі

Порівнюючи отримані залежності освітленості в (рис.3.8, рис.3.9) зі зміною коефіцієнту поглинання відносно довжини хвилі (рис.3.10) чітко видно, що освітленість змінюється обернено пропорційно до коефіцієнту поглинання.

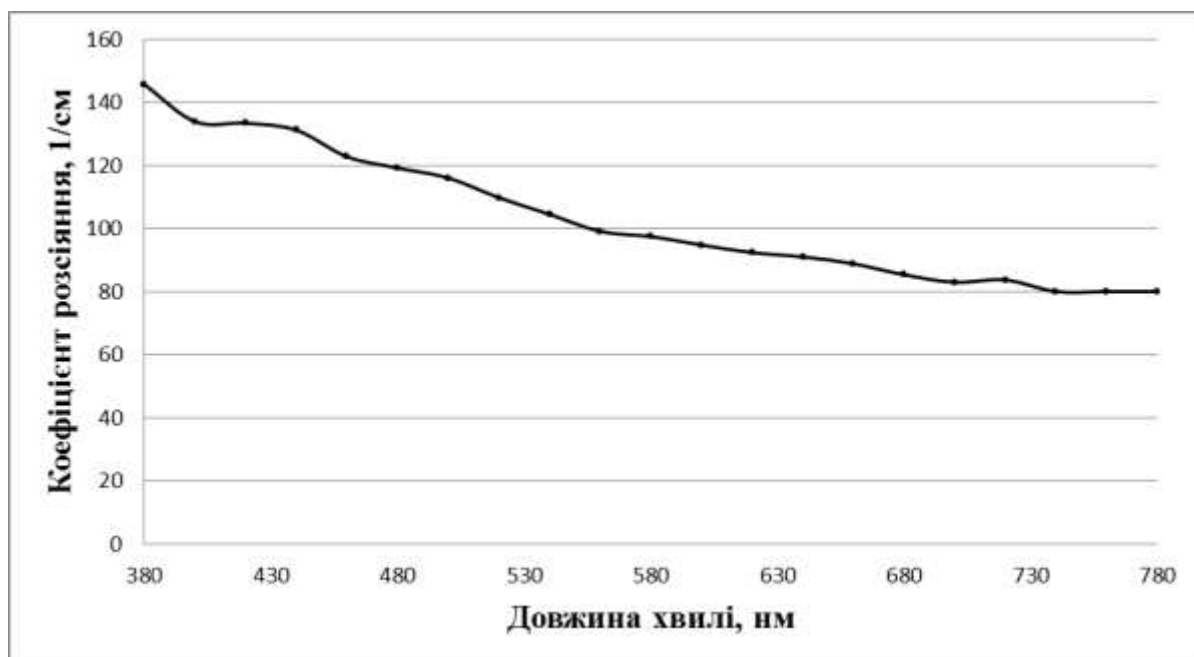


Рис.3.10. Залежність коефіцієнту розсіювання сірої речовини мозку людини у нормі від довжини хвилі

При цьому порівнюючи коефіцієнт розсіювання і фактор анізотропії з отриманою освітленістю за аналізом рис.3.10, рис.3.11 та рис.3.8, 3.9, відповідно, - взаємозв'язку на даному етапі досліджень не виявлено.

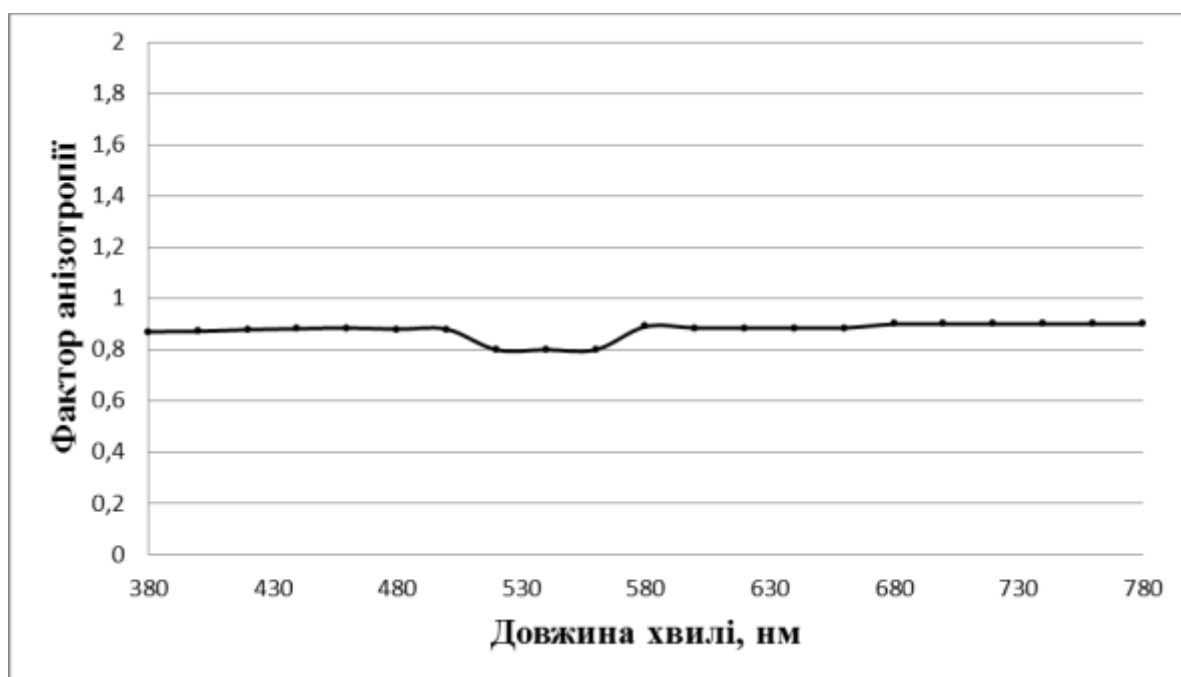


Рис.3.11. Залежність фактору анізотропії сірої речовини мозку людини у нормі від довжини хвилі

Для більш детального аналізу зв'язку між коефіцієнтом поглинання та отриманою освітленістю зведемо отримані значення освітленості та коефіцієнту поглинання до одного порядку. Для цього значення у пропущеному світлі необхідно помножити на 10^{-3} , а відбитому – на 10^{-4} . А також знайдемо усереднену освітленість зовнішнього та середнього кільця. В результаті було отримано графічну залежність приведених значень освітленості та коефіцієнту поглинання від довжини хвилі для пропущеного та відбитого світла наведені на рис.3.12 та рис.3.13, відповідно.

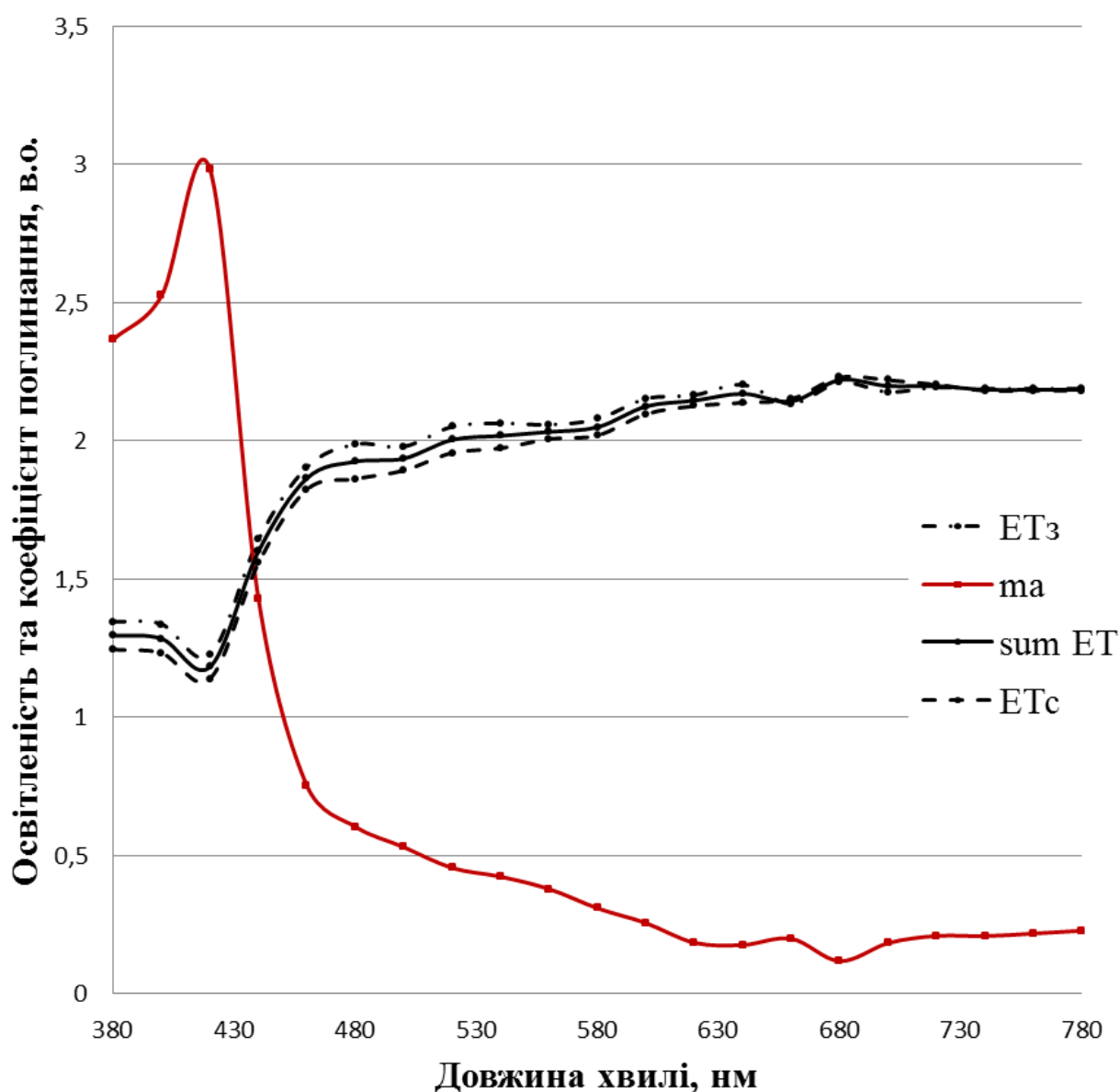


Рис.3.12. Залежність приведених значень освітленості та коефіцієнту поглинання у пропущеному світлі від довжини хвилі при дослідження сірої речовини мозку людини у нормі: ET₃ – освітленість зовнішнього кільця, ET_c – освітленість середнього кільця, sumET – середнє значення освітленості в пропущеному світлі, ma – коефіцієнт поглинання

З рисунку 3.12 видно, що на довжині хвилі 440 нм значення освітленості та коефіцієнту поглинання співпадають, а також можна ввести поправочний коефіцієнт та визначити значення коефіцієнту поглинання для іншого діапазону довжин хвиль, оскільки освітленість є обернено пропорційною до коефіцієнту поглинання. Причому з графіку видно, що якщо прийняти значення обох на довжині хвилі 460 нм за «0», то криві поглинання та освітленості в діапазоні довжин хвиль 480 нм – 780 нм будуть симетричні.

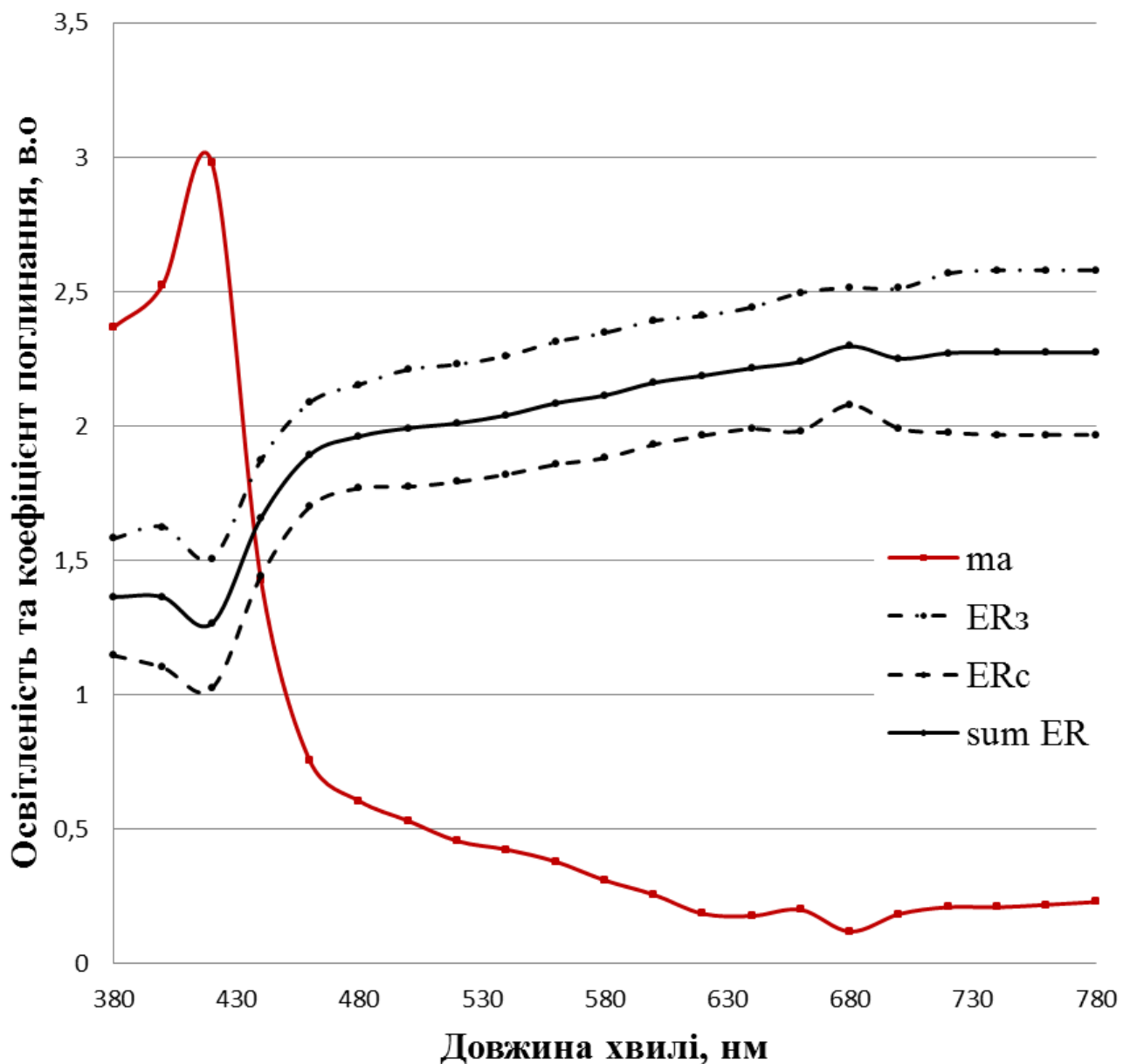


Рис.3.13. Залежність приведених значень освітленості та коефіцієнту поглинання у відбитому світлі від довжини хвилі при дослідження сірої речовини мозку людини у нормі: ER_z – освітленість зовнішнього кільця, ER_c – освітленість середнього кільця, sumER – середнє значення освітленості в пропущеному світлі, ma – коефіцієнт поглинання

У відбитому світлі ситуація для середнього значення освітленості схожа, тобто на довжині хвилі 440 нм значення освітленості та коефіцієнту поглинання співпадають та відповідають тому, що й у пропущеному. Такий же поправочний коефіцієнт для діапазону хвиль 480 нм – 780 нм можна ввести, якщо на нульове значення прийняти значення на довжині хвилі 460 нм.

Більш складним в обох випадках буде введення поправочного коефіцієнту в діапазоні довжин хвиль від 380 нм до 440 нм, оскільки значення коефіцієнту поглинання на цьому діапазоні має характерний пік, який обернено пропорційно не співпадає з освітленістю.

З огляду на отримані результати, можна припустити, що при введенні відповідного поправочного коефіцієнту за допомогою отриманих фотометричних зображень методом фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами можна визначати оптичні параметри біологічних середовищ.

ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ III

1. На основі проведеного моделювання встановлено оптимальну товщину сірої речовини головного мозку у нормі для отримання найбільш яскравих фотометричних зображень плями розсіяння.
2. Визначено освітленість в зовнішньому та середньому кільці отриманих фотометричних зображень методом зонного аналізу для еліпсоїдальної фотометрії.
3. Показано залежність між освітленістю та оптичними параметрами біологічного середовища.

РОЗДІЛ IV. РОЗРОБКА СТАРТАП ПРОЕКТУ «МОДУЛЬ ФОТОМЕТРИЧНОЇ ГОЛОВКИ»

4.1 Опис ідеї проекту

В попередніх розділах було розглянуто методи та засоби визначення спектральних властивостей біологічних середовищ, які можуть бути здійснені спектрофотометричними методами у відбитому та пропущеному світлі, або двома одночасно. Отримані в результаті спектри пропускання (відбиття) використовуються для розрахунку спектральних коефіцієнтів поглинання та розсіювання, що дають уявлення про стан досліджуваного біологічного осередовища. Тому що на спектральні характеристики впливає структура біологічної тканини, яка може змінюватись в залежності від наявної патології або під впливом фізичних чинників.

В даному розділі магістерської дисертації буде проведено аналіз стартап-проекту модулю фотометричної головки для виявлення особливостей спектрофотометрії біологічних середовищ еліпсоїдальними рефлекторами на основі отриманих фотометричних зображень плями розсіювання у відбитому та пропущеному світлі.

Даний проект дасть змогу провести оцінку конкурентоспроможності запропонованого модулю, дослідити ринкові перспективи та можливості комерціалізації запропонованої модулю.

Суть ідеї даного проекту полягає у визначенні потенційних ринків, в межах яких буде здійснюватися пошук групи потенційних клієнтів [37]. Головним етапом є визначення переваги для самого користувача та напрямків застосування даного продукту. Опис запропонованої ідеї проекту приведено у вигляді таблиці 4.1.

Таблиця 4.1. Опис ідеї стартап-проекту

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигоди для користувача
Запропоновано на основі огляду статей, патентів прямий метод Монте Карло з урахуванням конструктивних особливостей еліпсоїдальних рефлекторів	Застосування в медичній діагностиці при дослідженні структури зібраного зразка (біопсія)	Можливість використання даного модулю при визначенні структури тканини, зменшення можливості невірної ідентифікації новоутворень
	Застосування в лабораторній діагностиці	Можливість дослідження різних зрізів тканин, можливість дослідження не порушуючи цілісність тканин.
	Застосування в біоінженерії	Можливість використання модулю при розробці нових приладів, що досліджують структуру тканин.

Таким чином, пропонується новий модуль фотометричної головки для спектрофотометрії еліпсоїдальними рефлекторами, що досліджує спектральних характеристик біологічних середовищ. Виходячи з таблиці 4.1. даний проект знайде попит в медичних та діагностичних закладах, лабораторіях а також у компаніях, що займаються розробкою нових медичних приладів.

Далі проводимо аналіз потенційних техніко-економічних переваг ідеї порівняно із пропозиціями конкурентів [37]:

- визначаємо перелік техніко-економічних властивостей та характеристик ідеї;
- визначаємо попереднє коло конкурентів (проектів-конкурентів) або товарів-замінників чи товарів-аналогів, що вже існують на ринку, та проводимо збір інформації щодо значень техніко-економічних показників для ідеї власного проекту та проектів-конкурентів відповідно до визначеного вище переліку;
- проводимо порівняльний аналіз показників: для власної ідеї визначено показники, що мають а) гірші значення (W, слабкі); б) аналогічні (N, нейтральні) значення; в) кращі значення (S, сильні) (табл. 4.2) [37].

Таблиця 4.2. Визначення характеристик ідеї проекту

№ п/п	Технічно- економічні характеристи ки ідеї	(потенційні) товари/концепції конкурентів		W	N	S
		Мій проект (еліпсоїдальними рефлектометрами)	Конкурент1 (сферичними рефлектометрами)			
1.	Інвазивність	Неінвазивний	Інвазивний	-	-	+
2.	Візуалізація досліджень	Може бути представлена як графічно так і розраховувати числове значення	Лише числове значення	-	-	+
3.	Простота реалізації	Проста реалізація, але потребує додаткових модулів	Проста реалізація	-	-	+
4.	Точність отриманих даних	Висока точність, за рахунок отримання більшої енергії	Існує ризик спотворення даних			+
5.	Достовірність результатів	Залежить від умов дослідження	Залежність від умов дослідження	-	+	-

Виходячи з аналізу проведення оцінки характеристик проекту робимо висновок, що сильними значеннями запропонованого проекту є висока точність, простота реалізації, візуалізація досліджень та неінвазивність методу. Достовірність результатів залежить від умов дослідження.

4.2 Технологічний аудит ідеї проекту

В межах даного підрозділу проводимо аудит технологічної здійсненності ідеї проекту, що передбачає аналіз: технологій, за якими буде виготовлятися даний модуль; існуючих технологій; доступності існуючих технологій для їх доопрацювання та інші. Для визначення технологічної здійсненності ідеї проекту необхідно провести аналіз складових технології виготовлення товару згідно ідеї проекту, визначити доступність технології, та доступність технології, запропонованої авторами проекту [37]. Складові технології виготовлення показані в таблиці 4.3.

Таблиця 4.3. Технологічна здійсненність ідеї проекту

№ п/п	Ідея проекту	Технології її реалізації	Наявність технологій	Доступність технологій
1.	Розробка фотометричної головки	Установка та програмне забезпечення	Розроблена методика обробки яскравості полів	Доступна
2	Встановлення аналітичної залежності	Математичне моделювання, методи математичного аналізу	Розроблені методика розрахунку та аналізу яскравості полів, спектральних властивостей біологічних середовищ	Методика описана в літературі
3	Методика та підготовка до проведення досліджень яскравості полів	Алгоритм проведення досліджень яскравості полів	Запропоновано	Доступна
4	Розробка модулю фотометричної головки	Технологія 3D друку, виготовлення оптичних елементів, електричний монтаж елементів	Технологія розроблена	Доступна
Обрана технологія реалізації ідеї проекту є досить високою, так як технології і методики реалізації модулів є доступними.				

Виходячи з аналізу таблиці можна зробити висновок, що проект створення модуля фотометричної головки для еліпсоїдальних рефлекторів має досить високий ступінь реалізації, оскільки технології, які використовуються в даному проекті є доступними.

4.3 Аналіз ринкових можливостей запуску сатрап-проекту

Визначимо ринкові можливості, які можна використати під час ринкового впровадження проекту, та ринкові загрози, які можуть перешкодити його реалізації. Це дозволяє розробити етапи розвитку проекту враховуючи сучасний стан ринку, його потреби, потреби потенційних користувачів, клієнтів та оцінити всіх можливих конкурентів [37].

В таблиці 4.4. проведемо аналіз попиту: наявність попиту, обсяг, динаміка розвитку ринку [37].

Таблиця 4.4. Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проекту

№ п/п	Показники стану ринку (найменування)	Характеристика
1	Кількість головних гравців, од	4
2	Загальний обсяг продаж, грн/ум.од	10000
3	Динаміка ринку (якісна оцінка)	Стагнуге
4	Наявність обмежень для входу (вказати характер обмежень)	Конкуренція
5	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	Сертифікація; стандартизація Дозвіл на проведення клінічних випробувань Необхідна якісна апробація результатів
6	Середня норма рентабельності в галузі (або по ринку), %	60-65%

Після аналізу даних таблиці 4.4 можна зробити висновок, що існує високий попит споживачів на модуль фотометричної головки для еліпсоїдальних рефлекторів, що дозволить діагностиці вийти на новий рівень точності результатів, а також розширити ринок збуту.

Надалі визначаємо потенційні групи клієнтів, їх характеристики, та формуємо орієнтовний перелік вимог до товару для кожної групи [37], що представлені в табл. 4.5.

Таблиця 4.5. Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

№ п/п	Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку)	Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги споживачів до товару
1	2	3	4	5
1.	Забезпечення високої точності дослідження біологічного середовища	Лабораторії дослідження структури біологічного середовища, науково-дослідні установи, медичні установи	Основні критерії впливу на поведінку потенційних клієнтів: • неінвазивність • точність; • легкість у використанні та встановленні; • доступність	• зручність у проведенні досліджень структури біологічного середовища • безпечність проведення аналізу • показник ціни/якість • сервісна підтримка приладу • надання консультацій

1	2	3	4	5
2.	Товар дає змогу проводити дослідження тканин без порушення цілісності	Всі вікові версти населення	• якість продукту; • розроблений математичний апарат; • програмне забезпечення • сервісна підтримка • рівень реклами • сумісність • рентабельність	• щодо роботи приладу • гарантійні зобов'язання
3.	Уніфікація для різних типів діагностики тканин	медичні установи; науково-дослідні установи.		

Проаналізувавши основні вимоги цільової аудиторії можна зробити висновок, що модуль фотометричної головки для еліпсоїдальних рефлекторів повністю їх задовольняє. Основною аудиторією є науко-дослідницькі установи та медичні центри, де є потреба в дослідженні структури біологічної тканини (середовища).

При застосуванні даної технології існують певні загрози впровадженню проекту (таб.4.6). Необхідно забезпечити своєчасне технічне обслуговування даного модулю та використовувати лише якісне обладнання [37].

Таблиця 4.6. Фактори загроз

№	Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
1.	Поява фірми конкурентів	Ріст конкурентної продукції на споживчому ринку	Маркетингова діяльність, проведення реклами, акційні пропозиції та вдосконалення продукту
2.	Нові технології	Неактуальність товару, застарілі технології	Зміна технології виробництва та модернізація всіх складових
3.	Достовірність результатів	Зниження достовірності результатів	Підвищення за рахунок нових використання нових методів і технологій
4.	Зниження попиту	Збільшення кількості компаній, наявність власних методів у конкурентів	Пошук нових рішень, маркетингова компанія, реклама, спеціальні пропозиції
5.	Ціна	Вартість приладу може бути вищою	Пошуки нових напрямів для зниження вартості виробництва

Провівши аналіз параметрів таблиці 4.6 можна зробити висновок, що для ризику зниження ціни може слугувати поява принципово нової методики у фірм конкурентів, виникнення нових модулів фотометричної головки для

еліпсоїдальних рефлекторів, або фірми конкурента, який знизить ціну на виготовлення модулю за рахунок інших методик. Тому необхідним постійно проводити наукові дослідження в даній тематиці, які дозволять першими ввести вдосконалення в запропонованому методі. Також в табл. 4.7. вказані певні можливості, які є поряд із колом загроз, та реакція компанії на них [37].

Таблиця 4.7. Фактори можливостей

№	Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
1.	Нові технології	Підвищення достовірності отриманих даних	Впровадження нових методів в технічну реалізацію
2.	Використання даного методу	Збільшення частоти використання запатентованого методу та встановлення справедливої ціни	Підвищення ціни на використання авторського права
3.	Наукові досягнення	Нові технології підвищення точності та достовірності отриманих даних	Підвищення швидкості та якості дослідження яскравості полів біологічного середовища
4.	Високий попит на продукцію	Збільшення ціни та кількості продажів, збільшення модифікацій	Відкриття регіональних представництв, збільшення одиниць товару, підвищення ціни
4.	Економічна підтримка	Виділення коштів для інноваційної роботи; залучення інвестицій на розвиток наукових досліджень	Проведення додаткових досліджень виробу та пошук здешевлення складових для зниження собівартості
5.	Конкуренція	Якісне покращення основних параметрів, підвищення ціни, рекламна діяльність	Проведення маркетингових досліджень, рекламних заходів та створення спеціальних вигідних пропозицій

Проаналізувавши таблиці 4.6 та 4.7 робимо висновок, що при таких факторах є можливість збільшити попит, якщо реакція компанії буде у вірному напрямку. Це дасть можливість отримати довіру на ринку, самостійно керувати цінами та залучати іноземних партнерів [37]. Далі аналізуємо загальні риси конкуренції на ринку, що представлені в табл.4.8

Таблиця 4.8. Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

Особливості конкурентного середовища	В чому проявляється дана характеристика	Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкурентоспроможною)
1. Тип конкуренції	Чиста, так як на ціну не впливають окремі компанії, виробники, покупці у яких відсутні фактори впливу на ціноутворення	Чесна ціна, гарантована висока якість товару, взаємозв'язок з покупцями, технічна підтримка, підвищення достовірності методики
2. За рівнем конкурентної боротьби	Національна, відображає конкурентні відносини в середині країни між компаніями та підприємствами.	Співпраця з науково-дослідницькими установами, лабораторіями, медичними установами та регулювання об'ємів виробництва для внутрішнього ринку
3. Внутрішньогалузева	Має різноплановий напрямок застосування	Забезпечення якості, ціноутворення товару
4. Конкуренція	Конкуренція, яка існує між товарами одного виду	Регулювання вартістю товару, розробка нових модифікацій та гарантована унікальність, технічна підтримка
5. За характером конкурентних переваг	Нецінова конкуренція, що базується на модернізації запропонованої продукції	Зниження вартості та встановлення тісних контактів зі споживачем, підвищення модифікацій на ринку
6. За інтенсивністю	Марочна конкуренція, яка базується на подібних продуктах конкуруючих компаній	Розробка власної торгової марки

За результатами параметрів таблиці 4.8 с можна зробити висновок, що даний модуль фотометричної головки для еліпсоїдальних рефлекторів демонструє високу конкурентоспроможність, але є небезпека конкуренції між товарами одного виду. Обов'язковою задачею є проводити маркетингову діяльність для підвищення якості довіри та лояльності клієнтів.

Після аналізу конкуренції проведемо більш детальний аналіз умов конкуренції в галузі за моделлю п'яти сил М.Портера [37], складові показані в таблиці 4.9.

Таблиця 4.9. Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

Складові аналізу	Прямі конкуренти в галузі	Потенційні конкуренти	Постачальники	Клієнти	Товари-замінники
	Засоби, які існують для дослідження біологічних властивостей тканин	Гнучкі ціни Існує високий бар'єр для входження на ринок, патенти на методи	Значна кількість постачальників та обсягів поставок, Невелика собівартість, диференціація витрат	Контроль якості, змінні витрати, наявність торгових знаків	Цінова політика, лояльність споживачів
Висновки	Низька інтенсивність, так як даний метод дозволить проводити дослідження неінвазивним методам	Строк виходу на ринок 1 рік, існують потенційні конкуренти, можливість виходу на ринок	Виготовлення модулю на базі постачальників, вартість товару постачальника, умови поставки	Постійна технічна підтримка модулю фотометричної головки та удосконалення методів обробки якості яскравості середовища	Без обмежень

Виходячи з параметрів таблиці робимо висновок, що даний проект для виходу на ринок має всі можливості.

На основі всіх проведених аналізів конкуренції, характеристик проекту, факторів маркетингового середовища визначається та обґрунтовуються фактори конкурентоспроможності, що представлені в таблиці. 4.10 [37].

Таблиця 4.10. Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння конкурентних проектів значущим)
1.	Підвищення точності дослідження оптичних властивостей біологічних тканин	Дає можливість за рахунок використання спектрофотометричних засобів визначити спектри пропускання і відбиття для розрахунку коефіцієнтів поглинання та розсіювання
2.	Достовірність результатів	Забезпечується якісним математичним аналізом
3.	Висока надійність отриманих даних	Даний модуль забезпечує процес фіксування оптичних параметрів біологічних тканин
4.	Простота	Будова конструкції дозволяє більш широко використовувати даний модуль
5.	Ціна	Зниження вартості за рахунок закупки стандартних елементів
6.	Захист	Патент на спосіб, авторське право

Таблиця 4.11. Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін «Модулю фотометричної головки» для еліпсоїдального рефлектометра

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Бали 1-20	Рейтинг товарів-конкурентів у порівнянні з модулем фотометричної головки інтегруючої сфери						
			-3	-2	-1	0	+1	+2	+3
1.	Наявність документів інтелектуальної власності	15					+		
2.	Точність визначення параметрів біологічних тканин	18	+						
3.	Можливість аналізу результатів	17		+					
4.	Простота	17	+						
5.	Технічна підтримка	19		+					
6.	Цінова політика	17			+				

З таблиць 4.10 та 4.11 робимо висновок, що фактори конкурентоспроможності суттєві та мають достатню кількість сильних сторін. Можна сказати, що головною перевагою є точність визначення параметрів біологічних тканин, простота реалізації та технічна підтримка даного проекту. Завершуючим етапом ринкового аналізу можливостей впровадження проекту є складання SWOT-аналізу стартап-проекту, що представляє собою аналіз сильних/слабких сторін, загроз/можливостей [37].

Таблиця 4.12. SWOT- аналіз стартап-проекту

Сильні сторони: Точність отримання біологічних параметрів Можливість отримання графічного аналізу Простота реалізації Достовірність даних Удосконалення існуючих методів Вартість	Слабкі сторони: Вузька спеціалізованість Висока конкурентність Відсутність клінічних/до клінічних випробувань
Можливості: Надовго закріпитись на ринку товарів Конкурентоспроможність Актуальність методики; економічна підтримка; Якісне покращення основних параметрів фіксування яскравості полів.	Загрози: Зниження доходів у зв'язку з появою нових Конкурентів на медичному ринку. Науково-технічний розвиток Зниження попиту на продукцію

На основі SWOT-аналізу розробляємо альтернативи ринкової поведінки, тобто встановлюємо перелік заходів для виведення стартап проекту на ринок

орієнтований оптимальний час їх ринкової реалізації з огляду на потенційні проекти конкурентів, що можуть бути виведені на ринок [37]. Дані альтернативи приведені в таблиці 4.13.

Таблиця 4.13. Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

№ п/п	Альтернатива (орієнтовний комплекс заходів) ринкової поведінки	Ймовірність отримання ресурсів	Строки реалізації
1	Встановлення чесної ціни	Ймовірність висока, оскільки даний проект зможе підвищити якість досліджень структури біологічних тканин	10-12 місяців
2	Розширення ринку збуту	Ймовірність досить висока, так як забезпечує безконтактне дослідження тканин	1 рік

Аналізуючи дані таблиці обираємо першу стратегію компенсації слабких сторін стартапу, встановлення низької ціни, що представлена високою ймовірністю отримання ресурсів, та забезпечить найкоротші строки реалізації.

4.4 Розроблення ринкової стратегії проекту

Розроблення ринкової стратегії першим кроком передбачає визначення стратегії охоплення ринку: опис цільових груп потенційних споживачів [37], що представлено в таблиці 4.14.

Таблиця 4.14. Вибір цільових груп потенційних споживачів

№ п/п	Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів	Готовність споживачів сприйняти продукт	Орієнтовний попит в межах цільової групи (сегменту)	Інтенсивність конкуренції в сегменті	Простота входу у сегмент
1	2	3	4	5	6
1	Науко- дослідницькі установи	Готові, за умов наявності відповідних методів, документів, алгоритмів, програмного забезпечення	Високий 60- 65%	високий	Без обмежень

1	2	3	4	5	6
2	Діагностичні заклади та установи	Готові, за умов наявності відповідних документів	Низький 25-35%	низький	Можуть бути складнощі
3	Лабораторії	Готові, за умов наявності відповідних документів	Високий 50-55%	середній	Без обмежень
Які цільові групи обрано в першу чергу співпраця з науко-дослідницькими установами та лабораторіями усіх форм власності.					

За результатами аналізу цільових груп потенційних споживачів основний попит може виникнути у науково-дослідницьких установах та лабораторіях, але не менш значущий відсоток мають і діагностичні установи.

Далі для роботи в обраному сегменті ринку необхідно сформувати базову стратегію розвитку [37], що представлена в таблиці 4.15.

Таблиця 4.15. Визначення базової стратегії розвитку

№ п/п	Обрана альтернатива розвитку проекту	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкурентоспроможні позиції відповідно до обраної альтернативи	Базова стратегія розвитку*
1.	Довіра покупців шляхом підвищення точності визначення оптичних властивостей біологічних тканин	Диференційований маркетинг	- Простота використання - Зручність проведення - Актуальність методики - Доступність	Стратегія диференціації

За базову стратегію розвитку обираємо стратегію диференціації оскільки більшість методів на ринку використовуються для біологічних середовищ зі звуженим діапазоном оптичних властивостей не забезпечують високої якості дослідження, на відмінно від еліпсоїдальної рефлектметрії, що використовує інверсний метод Монте Карло з урахуванням конструктивних параметрів еліпсоїду обертання

В таблиці 4.16 визначаємо стратегії конкурентної поведінки.

Таблиця 4.16. Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

№ п/п	Чи є проект «першопрохідцем» на ринку?	Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів?	Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкурента, і які?	Стратегія конкурентної поведінки*
1.	Ні	Будуть пошуки нових та чесне переманювання існуючих клієнтів у конкурентів	Так. Суть виробу у вдосконаленні модулю в поєднанні готових моделей та методів математичного апарату аналізу яскравості середовища	Стратегія заняття конкурентної ніші

За основу стратегії конкретної поведінки обрано стратегію заняття конкурентної ніші, що дозволить збільшити та розширити первинний попит запропонованого статрапу модулю фотометричної головки, визначити слабкі сторони та взяти курс на їх посилення. На основі вимог споживачів з обраного сегменту до постачальника і продукту, а також в залежності від стратегії розвитку та стратегії конкурентної поведінки розробляємо стратегію позиціонування, що представлена на рис.4.17 яка визначається у формування ринкової позиції, за яким споживачі мають ідентифікувати проект [37]

Таблиця 4.17. Визначення стратегії позиціонування

№	Вимоги до товару цільової аудиторії	Базова стратегія розвитку	Ключові конкурентоспроможні позиції власного стартап-проекту	Вибір асоціацій, які мають сформувати комплексну позицію власного проекту (три ключових)
	• Високу точність • Можливість дослідження та аналізу отриманих параметрів • Доступність • Гнучкість методики • Наявність сертифік. • Низька вартість	Стратегія диференціації	• Висока якість продукту. • Комплексний підхід • Зручність використання • Неінвазивність	• зворотній зв'язок із виробником. • зручність експлуатації • технічна підтримка • зручний програмний інтерфейс • ціновий діапазон • гарантійне обслуговування

4.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту

Протягом розроблення маркетингової програми першим кроком є розробка маркетингової концепції товару, який отримає споживач. У таблиці 4.18 підсумовуємо результати аналізу конкурентоспроможності товару [37].

Таблиця 4.18. Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

№ п/п	Потреба	Вигода, яку пропонує товар	Ключові переваги перед конкурентами (існуючі або такі, що потрібно створити)
1	Неінвазивність	Вимірювання оптичних властивостей біологічних тканин in vitro	Дослідження структури тканини без забору зразка
2	Доступність	Доступність кожному споживачу	Чесна ціна
3	Точність	Забезпечує високу точність вимірювань яскравості середовища та визначення оптичних параметрів біологічної тканини	Точність вимірювань біологічних параметрів забезпечується методом використання еліпсоїдальних рефлекторів

Згідно даних таблиці 4.18 ключовими перевагами концепції потенційного товару мають три основних вимоги та реалізуються у запропонованому методі Монте Карло з урахуванням конструктивних параметрів еліпсоїду обертання.

Таблиця 4.19. Опис трьох рівнів моделі товару

Рівні товару	Сутність та складові		
I. Товар за задумом	Проведення дослідження оптичних параметрів біологічних тканин за допомогою модуля фотометричної головки		
II. Товар у реальному виконанні	Властивості/характеристики	М/Нм	Вр/Тх /Тл/Е/Ор
	1. Ремонтпридатність	Нм	Тл
	2. Вартість обслуговування	Нм	Тх
	3. Надійність	Нм	Тл
	4. Точність	Нм	Тх
	5. Економічні	М	Е
	Якість: технічний регламент щодо медичних виробів		
	Пакування: бокс з логотипом компанії.		
	Марка: Модуль фотометричної головки		
III. Товар із підкріпленням	До продажу – рекламні заходи та демонстрація на виставках		
	Після продажу - технічна підтримка і гарантійне обслуговування		

Далі необхідно визначити цінові межі, якими будемо керуватися при встановленні ціни на потенційний товар, це передбачає аналіз цін товарів конкурентів, та доходів споживачів продукту (табл. 4.20) [37].

Таблиця 4.20. Визначення меж встановлення ціни

№ п/п	Рівень цін на товари-замінники	Рівень цін на товари-аналоги	Рівень доходів цільової групи споживачів	Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар/послугу
1	5000-8000 грн	6000-10000 грн	10000-25000 грн	5500-9000 грн

Встановлено орієнтовану ціну на товар 5500 до 9000 грн, яка перекриває цінову політику товарів замінників та аналогів тим самим знижує ризики.

В таблиці 4.21 приведена система збуту, що є одним з важливих кроків для формування оптимальної системи.

Таблиця 4.21. Формування системи збуту

№ п/п	Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів	Функції збуту, які має виконувати постачальник товару	Глибина каналу збуту	Оптимальна система збуту
1	Збут власними силами	Забезпечити технічну підтримку під час всього терміну експлуатації	Канал нульового рівня (без посередників)	За розробленою системою

Щоб завоювати більший процент аудиторії на початку виходу товару на ринок необхідно проводити збут товару власними силами, це дозволить встановити нижчу границю ціни та отримати більшу кількість споживачів.

Останньою складовою маркетингової програми є розроблення концепції маркетингових комунікацій, що спирається на попередньо обрану основу для позиціонування, визначену специфіку поведінки [37], що наведена в таблиці 4.22

Таблиця 4.22. Концепція маркетингових комунікацій

№ п/п	Специфіка поведінки цілових клієнтів	Канали комунікацій, якими користуються цілові клієнти	Ключові позиції, обрані для позиціонування	Завдання рекламного повідомлення	Концепція рекламного звернення
1.	Орієнтація на регулярні оновлення програмного комплексу, що забезпечить постійну необхідність закупки оновлення	Формальні/не формальні комунікації	Доступність споживачам; забезпечення своєчасною інформацією про модифікації продукту; комплексний підхід	пошук нових клієнтів, партнерів, інформування споживачів;	Даний продукт є унікальним

Результатом даного аналізу було вибір маркетингової програми, яка складається з наступних концепцій: товар, його збут, аналіз ціноутворення, що залежить від цінностей та потреб споживачів, конкурентні переваги, ідеї, стан та динаміку ринкового середовища, в межах якого буде впроваджено проект, та відповідну обрану альтернативу ринкової поведінки [37].

ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 4

В даному розділі магістерської дисертації було проведено розробку стартап-проекту для впровадження технічної реалізації модулю фотометричної головки для отримання фотометричних зображень плями розсіяння випромінювання біологічними середовищами в пропущеному та відбитому світлі.

В результаті проведеного аналізу було оцінено конкурентоспроможність запропонованого модулю та отримано наступні висновки:

- Можливість ринкової комерціалізації проекту досить висока, оскільки науково-дослідницька діяльність в напрямку вивчення спектральних властивостей тканин розвивається великим темпом, існує наявний високий попит споживачів на діагностику біологічних середовищ без забору зразка, відносна відсутність обмежень для входу на ринок та позитивна динаміка ринку медичного обладнання.
- Великі перспективи впровадження методу спектрофотометрії еліпсоїдальними рефлекторами дослідження біологічних тканин оскільки має відсутність якісних аналогів, зважаючи на аналіз потенційних груп клієнтів, визначену конкурентоспроможність на сучасному ринку конкурентів.
- Реалізація даного стартап-проекту включає в себе варіант впровадження, який базується на встановленні відносно низької ціни на новий продукт за рахунок власного розповсюдження товару, що дозволить залучити більшу кількість споживачів. Тим самим ми зможемо завоювати значну частину ринку у простий та короткий терміну реалізації.

Проведений аналіз показав високу конкурентоспроможність запропонованого модулю, що має значні ринкові перспективи та можливості комерціалізації даного продукту.

ВИСНОВКИ ПО РОБОТІ

На основі проведеного теоретичного аналізу спектральних властивостей біологічних середовищ та на прикладі модельного експерименту освітленості сірої речовини мозку у нормі за відомими оптичними параметрами у діапазоні довжин хвиль від 380 нм до 780 нм методом фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами отримано наступні висновки:

1. Встановлено залежність між оптичними параметрами сірої речовини головного мозку у нормі та освітленістю зовнішнього та середнього кільця фотометричного зображення плями розсіяння у відбитому та пропущеному світлі.

2. Виявлено, що для діапазону довжин хвиль від 460 нм до 780 нм поправочний коефіцієнт для визначення коефіцієнту поглинання з середнього значення освітленості буде більш простим, ніж для діапазону довжин хвиль від 380 нм до 460 нм.

3. Встановлено, що при приведенні отриманих значень освітленості та коефіцієнту поглинання до одного числового розряду, на довжині хвилі 440 Нм для сірої речовини головного мозку людини у нормі вони співпадають у відбитому та пропущеному світлі.

4. Визначено передумови та процедуру проведення модельного експерименту з умови поставленого завдання.

5. Результати дисертаційної роботи впроваджені в навчальний процес кафедри виробництва приладів «КПІ ім. Ігоря Сікорського» у вигляді лабораторної роботи з дисципліни «Біофотоніка».

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Тучин В. В. Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях / В. В. Тучин. – Саратов: Сарат. универ., 1998. – 384 с.
2. Гираев К. М. Оптические исследования биотканей: определение показателей поглощения и рассеяния / К. М. Гираев, Н. А. Ашурбеков, О. В. Кобзев // Журнал технической физики. – 2003. – №21. – С. 48–54.
3. Тучин В. В. «Оптическая биомедицинская диагностика» В 2 томах / В. В. Тучин. – Москва: Физмалит, 2007. – 560 с.
4. Litvinova K.S. Non-invasive biomedical research and diagnostics enabled by innovative compact lasers / K.S. Litvinova, I. E. Rafailov, A. V. Dunaev, S. G. Sokolovski, E. U. Rafailov// Progress in Quantum Electronics. – 2017. – vol. 56. – Pp.1–14.
5. Карелина Г. С. Исследование оптических свойств биологических тканей и практическое применение результатов в спектрофотометрии / Г.С.Карелина, Л.П. Сафонова // Молодежный научно-технический вестник [Электронный ресурс] – Режим доступа: <http://sntbul.bmstu.ru/doc/730432.html>.
6. Тучин В.В. Исследование биотканей методами светорассеяния / В.В. Тучин // Успехи физических наук. – 1997. – том 167. – С.517 – 539.
7. Кондратов В.Т. Измерение параметров процесса микроциркуляции крови в пальцах конечностей человека неинвазивным спектрофотометрическим методом / В.Т. Кондратов // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – № 2. – 2013. – С.158 – 171.
8. Yaroslavsky A.N. Optical properties of selected native and coagulated human brain tissues in vitro in the visible and near infrared spectral range / A.N. Yaroslavsky, P.C. Schulze, I.V. Yaroslavsky, R. Schober Ulrich, H-J Schwarzmaier // Phys. Med. Biol. – 2002. – no.47. – Pp. 2059–2073.
9. Bezuglaya N.V. Spatial photometry of scattered radiation by biological objects / N.V.Bezuglaya, M.A. Bezuglyi // in Proc. SPIE. – 2013. – Vol. 9032. – Pp.Q1 – Q5.

10. Bezuglyi M. A. Optical biometry of biological tissues by ellipsoidal reflectors / M. A. Bezuglyi, N.V. Pavlovets // Proc. OSA-SPIE . –2013. – vol. 8798.
11. M.A. Bezuglyi, A.V. Yarych, D.V. Botvinovskii, “On the possibility of applying a mirror ellipsoid of revolution to determining optical properties of biological tissues”, Optics and Spectroscopy, vol. 113, no. 1, pp. 101–107, January 2012.
12. Affar M.A. The non-invasive quantification of cutaneous hemoglobin its oxygenation by reflectance spectrophotometry: thesis for the degree of Doctor of Philosophy. The University of Leeds Department of Medical Physics. – 1988.
13. Rogatkin D. A. Prospects for Development of Noninvasive Spectrophotometric Medical Diagnosis / D. A. Rogatkin, L. G. Lapaeva // Biomedical Engineering, Vol. 37, No. 4, 2003, pp. 217-222.
14. Дунаев, А.В. Методы и приборы неинвазивной медицинской спектрофотометрии: пути обоснования специализированных медикотехнических требований / А.В. Дунаев, Е.А. Жеребцов, Д.А. Рогаткин // Приборы. –2011. – №1 (127). – С.40-48.
15. Кочубей В.И., Башкатов А.Н. Спектроскопия рассеивающих сред: Учеб. пособие. – Саратов: «Новый ветер», 2014. – 87 с.
16. Germer Ch.-Th. Optical Properties of Native and Coagulated Human Liver Tissue and Liver Metastases in the Near Infrared Range / Ch.-Th. Germer, A. Roggan, J. P. Ritz, Ch. Isbert, D. Albrecht, G. Muller, H. J. Buhr // Lasers in Surgery and Medicine. – №23. – 1998. – Pp.194–203.
17. Патент України №98811 Безуглий М.О., Павловець М.В. Пристрій для визначення оптичних характеристик об’єктів G01N21/47, G01N21/55 від 12.05.2015.
18. Bezuglyi, M., N. Bezuglaya, and A. Viruchenko. "On the possibility of ellipsoidal photometry and Monte Carlo simulation to spatial analysis of biological media." Electronics and Nanotechnology (ELNANO), 2017 IEEE 37th International Conference on. IEEE, 2017.

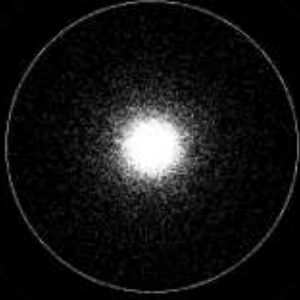
19. Light calculation [електронний ресурс]: - режим доступу: <https://omlc.org/calc/index.html>.
20. Безуглый М.А. Обработка изображений при эллипсоидальной фотометрии / М.А.Безуглый, Н.В. Безуглая, А.Б. Самиляк // Приборы и методы измерений. – 2016. – Т. 7, № 1. – С. 67–76.
21. Неинвазивная оптическая и лазерная медицинская диагностика [Електронний ресурс]. – Режим доступу: http://www.medphyslab.org/Cr_rond_1.htm.
22. Рогаткин Д.А. Физические основы оптической оксиметрии / Д.А. Рогаткин // Медицинская физика. – 2012. – №2. – с. 97 – 114.
23. Ding H. Non-invasive prediction of hemoglobin levels by principal component and back propagation artificial neural network / H. Ding, Q. Lu, H. Gao, Z. Peng // OSA. – vol.5, no.4. – 2014. – Pp.1145 – 1152.
24. Ven S. Diffuse optical tomography of the breast: initial validation in benign cysts / S. Ven [et. al] // Mol Imaging Biol. – 2009. – №11(2). – Pp.64–70.
25. В.П. Кожум'яко, Н.І. Заболотна, Б.П. Олійніченко, Оптичні томографи: Проблеми та перспективи застосування в мамології // Біомедичні оптико – електронні системи та прилади- 2009. - С. 153-163.
26. Rogatkin D. A. Principal sources of errors in noninvasive medical spectrophotometry. Part 1. Physicotechnical sources and factors of errors / D. A. Rogatkin, L. G. Lapaeva, O. A. Bychenkov, S. G. Tereshchenko, and V. I. Shumskii // Measurement Techniques. – Vol. 56, No. 2. – 2013. – Pp.201 – 210.
27. Дунаев А. В. Применение методов неинвазивной спектрофотометрии для исследования системы микроциркуляции крови при низкоинтенсивной лазерной терапии / А.В.Дунаев, Е. А. Жеребцов // Медицинские компьютерные технологии. - №6. – 2009. – с.40 – 44.
28. Безуглый М.О. Особливості виготовлення еліпсоїдальних рефлекторів фотометрів / М.О. Безуглый, І.І. Синявський, Н.В. Безугла, А.Г. Козловський // Вісник НТУУ «КПІ». Серія Приладобудування. – 2016, №2 (52). – С.76-81.

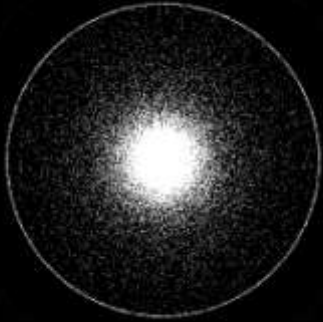
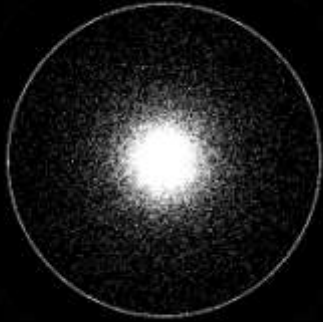
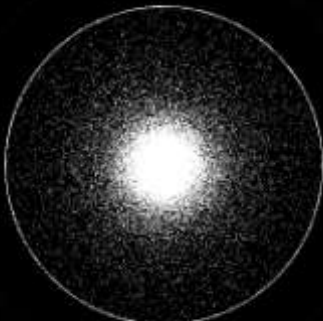
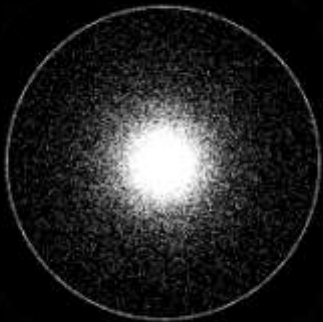
29. Безуглий М.О. Контроль форми еліпсоїдальних рефлекторів біомедичних фотометрів / М.О. Безуглий, Лінючева О.В., Безугла Н.В., Бик М.В., Костюк С.А // Вісник НТУУ «КПІ». Серія Приладобудування. – 2017, №1 (53). – С.62-69.
30. Безуглий М.О. Метод фотометричного дзеркального еліпсоїда обертання для дослідження шорсткості поверхні / М.О. Безуглий, Д.В. Ботвиновський, В.В. Зубарєв, Я.О. Коцур // Методи та прилади контролю якості. – 2011, №27. – С.77 – 83.
31. Prahl S. A. A Monte Carlo Model of Light Propagation in Tissue / S. A. Prahl, M. Keijzer, S. L. Jacques, A. J. Welch // Dosimetry of Laser Radiation in Medicine and Biology, SPIE Institute Series. – 1989. – vol. 5, – Pp. 102–111.
32. Hall G. Goniometric measurements of thick tissue using Monte Carlo simulations to obtain the single scattering anisotropy coefficient / G. Hall, S. L. Jacques. // Biomedical optics express. – 2007. – no.11. – Pp. 2707–2719.
33. Павловець М.В., Безуглий М.О., Комп'ютерна програма «Еліпсоїдальна фотометрія» (Ellipsoidal Photometry) ("BT Mod"), Свідоцтво про реєстрацію авторського права на твір № 68440, 02.11.2016. A N Yaroslavsky, P C Schulze, I V Yaroslavsky, R Schober, F Ulrich and H-J Schwarzmaier “Optical properties of selected native and coagulated human brain tissues in vitro in the visible and near infrared spectral range” Phys. Med. Biol. 47 (2002) 2059–2073.
34. Binding J. Brain refractive index measured in vivo with high-NA defocus-corrected full-field OCT and consequences for two-photon microscopy / J. Binding, J. B. Arous, J.-F. Léger, S. Gigan, C. Boccara, L. Bourdieu // OPTICS EXPRESS. – 2011. – No. 6 (19). – Pp. 4833 – 4847.
35. M. A. Bezuglyi, N. V. Bezuglaya, S. Kostuk, “Influence of laser beam profile on light scattering by human skin during photometry by ellipsoidal reflectors”, Devices and Methods of Measurements. 9(1):56-65, 2018.
36. Software «IRIS» [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <http://www.astrosurf.com/buil/iris-software.html>.

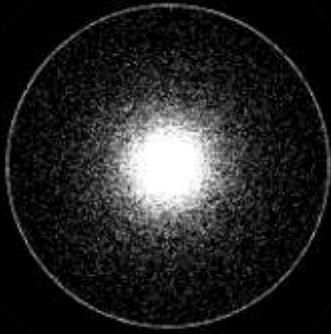
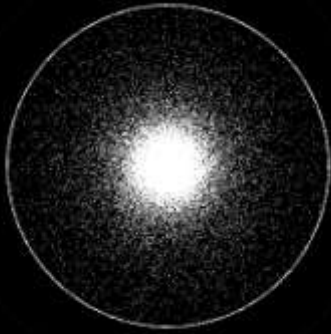
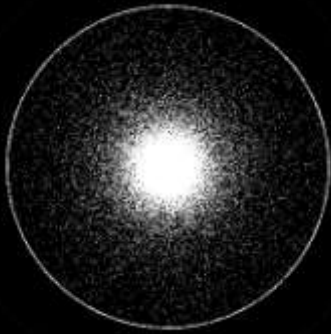
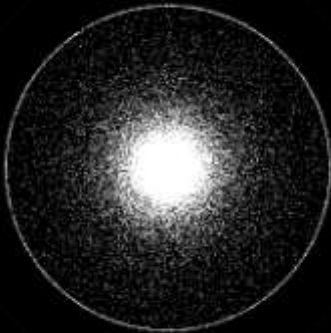
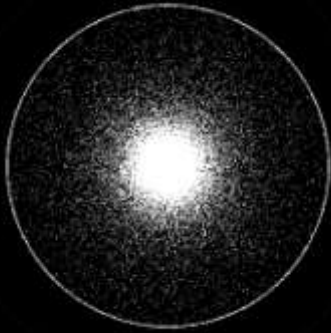
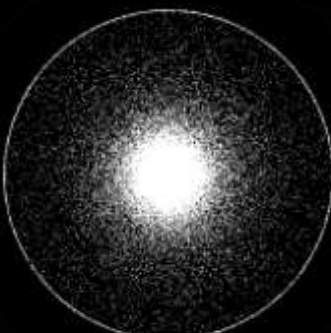
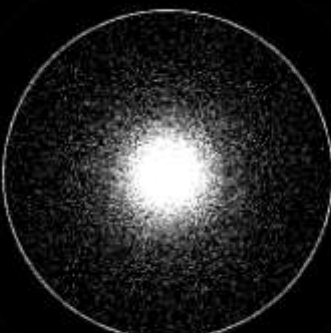
37. Розроблення стартап-проекту [Електронний ресурс]: Методичні рекомендації до виконання розділу магістерських дисертацій для студентів інженерних спеціальностей / За заг. ред. О.А. Гавриша. – Київ : НТУУ «КПІ», 2016. – 28 с.

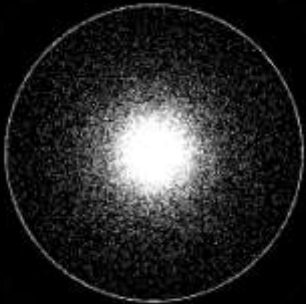
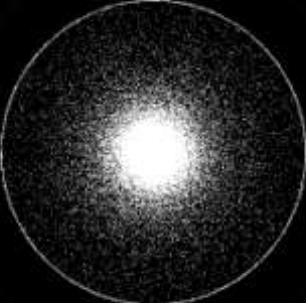
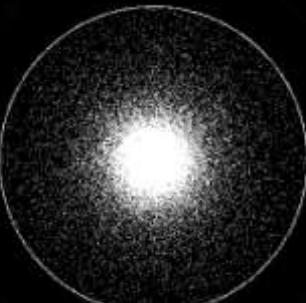
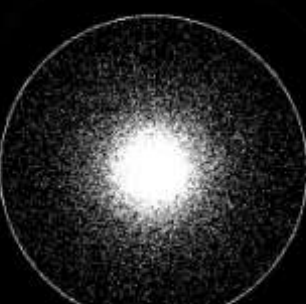
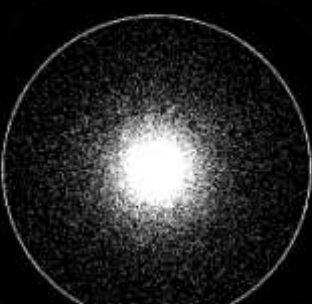
38. Антонюк В.С. Методологія наукових досліджень: навч.посіб./ В.С. Антонюк, Л.Г.Полонський, В.І.Аверченко, Ю.А. Малахов. – К.: НТУУ «КПІ», 2015.-276.

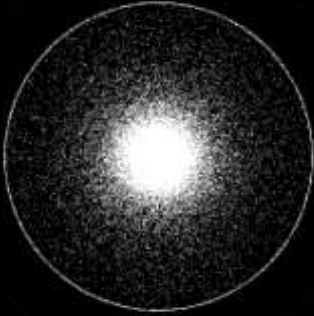
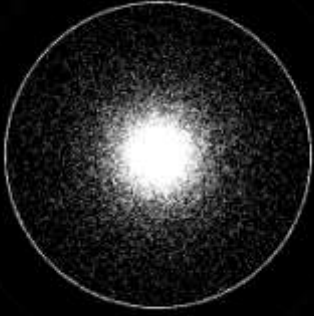
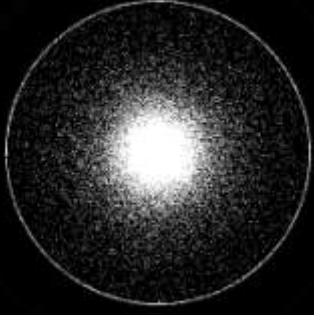
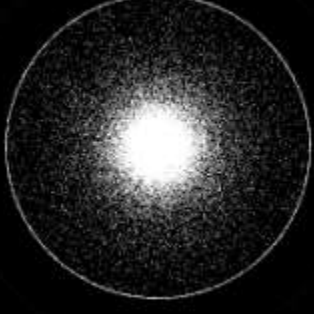
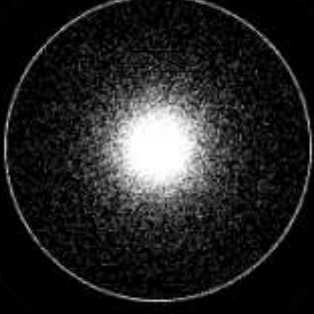
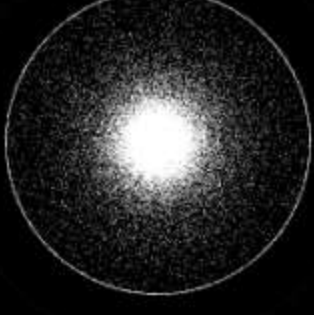
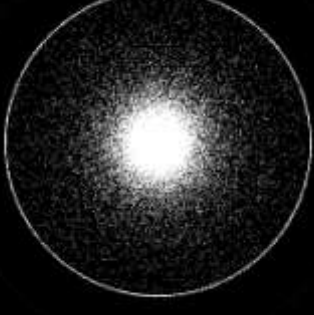
Додаток А

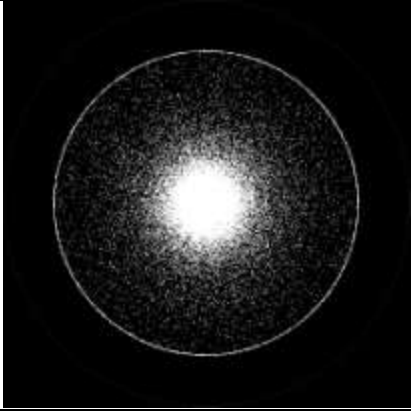
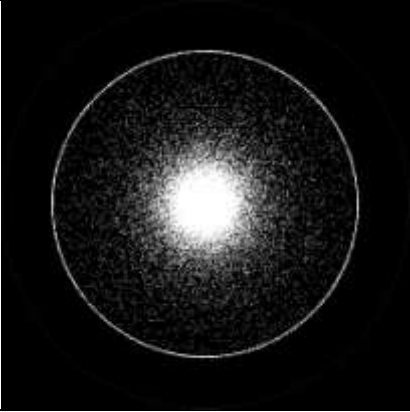
λ , нм	bfa		tfa	
380				
400				
420				
440				

460						
480						
500						
520						

540						
560						
580						
600						

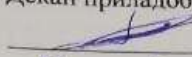
620						
640						
660						
680						

700						
720						
740						
760						

780						
-----	--	---	--	--	--	--

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Декан приладобудівного факультету

 Тимчик Г.С.

« 13 » 12 2018 р.

А К Т

про впровадження результатів магістерського дисертаційного дослідження
магістранта Гришая Олександра Миколайовича

на тему:

«Спектральні властивості біологічних тканин при фотометрії еліпсоїдальними
рефлекторами»

Комісія у складі:

- голова комісії — заст. декана з навч.-метод. роботи, к.т.н., доцент Філіппова М. В.;
члени комісії — к.т.н., доцент Терещенко М. Ф.;
— к.т.н., доцент Безуглий М. О.;
науковий керівник — к.т.н., доцент Безугла Н. В.;

цим актом засвідчує те, що результати дослідження магістерської дисертації Гришая Олександра Миколайовича на тему: «Спектральні властивості біологічних тканин при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами» — процедуру проведення модельного експерименту при спектрофотометрії біологічних середовищ, отримані результати, що встановлюють зв'язок освітленості та оптичних параметрів біологічних середовищ при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами, використані викладачами кафедри виробництва приладів приладобудівного факультету «КПІ ім. Ігоря Сікорського» для лекційних і лабораторних робіт з навчальних дисциплін «Оптичні медичні прилади» та «Біофотоніка».

Голова комісії:

Члени комісії:



М.В. Філіппова

М.Ф. Терещенко

М.О. Безуглий

Н.В. Безугла

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»

ПРИЛАДОБУДІВНИЙ
ФАКУЛЬТЕТ



ФАКУЛЬТЕТ МЕНЕДЖМЕНТУ І
МАРКЕТИНГУ



*XIV Всеукраїнська науково-практична конференція студентів,
аспірантів та молодих вчених*

"ЕФЕКТИВНІСТЬ ІНЖЕНЕРНИХ РІШЕНЬ У ПРИЛАДОБУДУВАННІ"

4-5 грудня 2018 р.
м. Київ, Україна

Збірник праць конференції



КИЇВ 2018

СПЕКТРОФОТОМЕТРІЯ ЕЛІПСОЇДАЛЬНИМИ РЕФЛЕКТОРАМИ СІРОЇ РЕЧОВИНИ МОЗКУ ЛЮДИНИ В НОРМІ

Анотація. У даній роботі проведено модельний спектрофотометричний аналіз біологічних тканин на прикладі зразків сірої речовини мозку людини з використанням еліпсоїдальних рефлекторів для різних дозвонів хвиль. На основі визначеної ефективної товщини біологічного зразку, методом Монте Карло отримано фотометричні зображення плями розсіяння фотонів в прямому і зворотному напрямках на різних дозвонках хвиль.

Ключові слова: спектрофотометрія, еліпсоїдальні рефлектори, метод Монте Карло

ВСТУП

Більшість біологічних тканин можна назвати гетерогенними речовинами зі складними спектрами поглинання, спектральні характеристики яких залежать від концентрації досліджуваної речовини та визначаються типом домінуючих поглинальних центрів та вмістом води в біологічному об'єкті [1]. При цьому, спектральні лінії окремих компонентів можуть перекриватись та мати різні параметри, тому можуть виникати складнощі при кількісному визначенні концентрації цих компонентів. На спектральні характеристики впливає структура біологічної тканини, яка може змінюватись в залежності від наявної патології або під впливом фізичних чинників. Так, наприклад, значних змін при цьому зазнають коефіцієнти поглинання μ_a та розсіяння μ_s сірої речовини мозку нормальної тканини та коагульованої [2].

Визначення спектральних властивостей біологічних середовищ здійснюється спектрофотометричними методами у відбитому та пропущеному світлі [3], а в деяких випадках [1,4] – одночасно. Для визначення коефіцієнту відбиття R та пропускання T зазвичай використовують оптичні та волоконні системи [5], системи з інтегруючими сферами [1,3] або з еліпсоїдальними рефлекторами (EP) [4].

Отримані за допомогою спектрофотометричних засобів спектри пропускання і відбиття використовуються для розрахунку спектральних параметрів: коефіцієнтів поглинання $\mu_a(\lambda)$ та розсіяння $\mu_s(\lambda)$. У залежності від обраної оптичної схеми, можуть використовуватись ті чи інші математичні моделі. Найбільш універсальними при використанні інтегруючої сфери є методи на основі теорії Мі, додавання-помноження, інверсного Монте Карло, що реалізовані та доступні для практичного використання [6]. При еліпсоїдальній рефлектометрії використовують інверсний метод Монте Карло [4] з урахуванням конструктивних параметрів еліпсоїду обертання. Інші математичні методи (потоків моделі Кубелки-Мунка, дифузійне наближення, метод сферичних гармонік та ін.) використовуються для біологічних середовищ зі звуженим діапазоном оптичних властивостей.

Метою даної роботи є аналіз та виявлення особливостей спектрофотометрії біологічних середовищ еліпсоїдальними рефлекторами на основі отриманих фотометричних зображень плями розсіяння у відбитому та пропущеному світлі.

МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ

У даній роботі для дослідження спектральних характеристик біологічних середовищ на прикладі зразків нормальної тканини сірої речовини головного мозку людини використано механізми рей-трейсингу [8], що базується на прямому методі Монте Карло з урахуванням конструктивних особливостей еліпсоїдальних рефлекторів.

Вхідними даними до моделювання є оптичні та геометричні параметри біологічного середовища, а також параметри джерела випромінювання. Оптичні параметри зразку нормальної тканини сірої речовини головного мозку, отримані шляхом моделювання зворотним методом Монте Карло на основі виміряних коефіцієнтів повного відбиття та пропускання з використанням інтегруючої сфери для діапазону довжин хвиль 360-1100 нм з кроком 20 нм [2]. Показник заломлення сірої речовини головного мозку людини в діапазоні довжин хвиль 456-1064 нм є незмінним і становить 1.36 [2]. У таблиці 1 наведені оптичні параметри досліджуваного зразка у видимому діапазоні. Щодо геометричних параметрів, а саме товщини зразку, є деякі обмеження, пов'язані з тим, що випромінювання в досліджуваному діапазоні довжин хвиль на малих товщинах проникає однаково, тому при проведенні моделювання з товщиною зразку в 150 мкм фотометричні зображення практично не відрізняються (рис.1). Тому ще одним завданням даної роботи є визначення ефективної товщини біологічного зразку для досліджуваного діапазону довжин хвиль згідно методики [7-8].

Таблиця 1. Оптичні параметри сірої речовини головного мозку людини у нормі [2]

λ , нм	380	420	460	500	540	580	620	660	700	740	780
μ_a , см-1	2,37	2,98	0,75	0,53	0,42	0,31	0,18	0,2	0,18	0,21	0,22
μ_s , см-1	145,6	133,3	122,7	116	104,5	97,4	92,3	89	82,9	80	80
g	0,865	0,872	0,882	0,88	0,8	0,8	0,885	0,885	0,9	0,9	0,9

Параметри випромінювання визначаються кількістю фотонів та геометрією лазерного пучка. Для отримання фотометричних зображень необхідна велика кількість фотонів, тому моделювання здійснювалося при одному запуску 20 млн фотонів у вигляді нескінченно тонкого лазерного пучка, що відповідає умовам реального експерименту [2]. Для визначення ефективної товщини обраної тканини при фотометрії ЕР було проведено моделювання на різних товщинах шляхом запуску 1000 фотонів без використання еліпсоїду.

РЕЗУЛЬТАТИ ТА ОБГОВОРЕННЯ

Отримані фотометричні зображення плями розсіяння у відбитому (рис.1, а та в) та пропущеному (рис.1, б та г) світлі для товщини зразку 150 мкм на крайніх довжинах хвиль 380 нм і 780 нм досліджуваного діапазону свідчать про неможливість застосування методу еліпсоїдальних рефлекторів для їх оцінки.

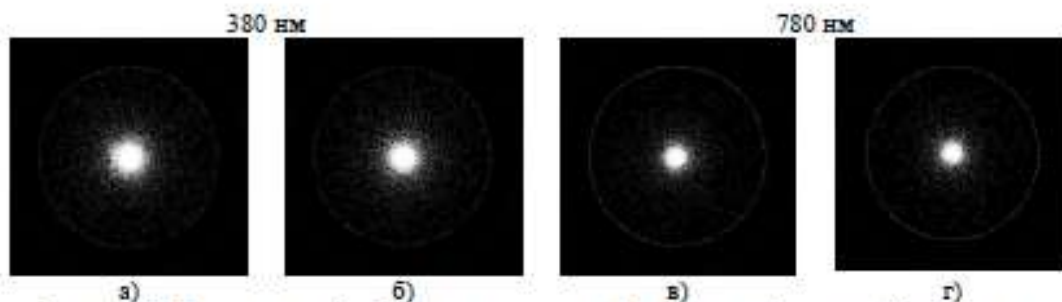


Рисунок 1. Фотометричні зображення плями розсіяння випромінювання біологічним об'єктом товщиною 150 мкм у відбитому (а,в) та пропущеному (б,г) світлі

Результатами моделювання є залежність коефіцієнтів дифузного відбиття (R_d), повного пропускання (T) та поглинання (A) від товщини для відповідної довжини хвилі (рис.2). З отриманих графіків, представлених у логарифмічній шкалі, можна зробити висновок, що на тонких зрізах, а саме до 0,01 см оптичні коефіцієнти на довжинах хвиль видимого діапазону практично не змінюються, а далі починається різке зменшення коефіцієнту повного пропускання, який для довжини хвилі 380 нм на товщині більше 0,6 прямує до нуля, для 580 нм та 780 нм – більше 4 см.

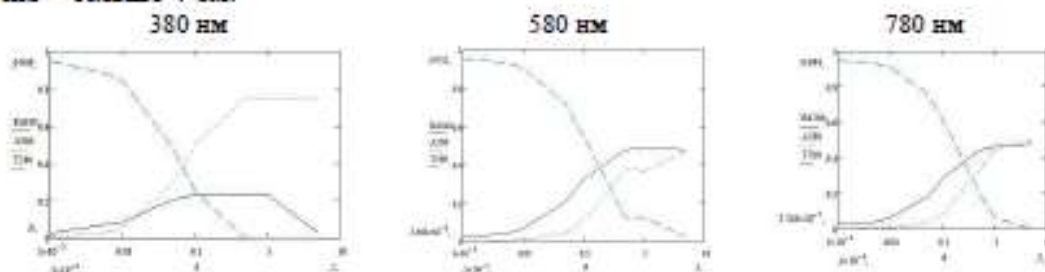


Рисунок 2. Залежність оптичних коефіцієнтів від товщини біологічного зразка d (см) для довжин хвиль 380 нм, 580 нм та 780 нм

У той же момент починає зростати коефіцієнт поглинання A , який для довжини хвилі 380 нм з товщини 0,6 см стає практично незмінним та наближається до значень коефіцієнту повного пропускання T на товщині менше 0,01 см. Для довжин хвиль 580 нм та 780 нм коефіцієнт поглинання A стабілізується після товщини в 1 см. Коефіцієнти дифузного відбиття також мають деяку незмінну ділянку. Так для довжини хвилі це ділянка на товщинах 0,08 – 1 см. Для довжин хвиль 580 нм та 780 нм сталі значення коефіцієнту дифузного відбиття будуть спостерігатися на товщині після 1 см. Іншу границю на графіках рисунку 2 не помітно, оскільки умови даного експерименту не передбачали її пошук.

Для визначення ефективної товщини для отримання фотометричних зображень плями розсіяння достатньо визначити середню товщину на якій значення коефіцієнтів повного пропускання T та поглинання A будуть співпадати. Для 380 нм – 0,07 см, 580 нм – 0,3 см, 780 нм – 0,4 см. Як бачимо зі збільшенням довжини хвилі товщина, на якій знаходиться точка характерного перетину, збільшується не пропорційно, тому доцільно припустити, що

найбільш прийнятною буде товщина в 0,1 см.

У результаті моделювання було отримано фотометричні плями розсіяння випромінювання у пропущеному (рис.3, а,в,д) та відбитому світлі (рис.3, б,г,е)

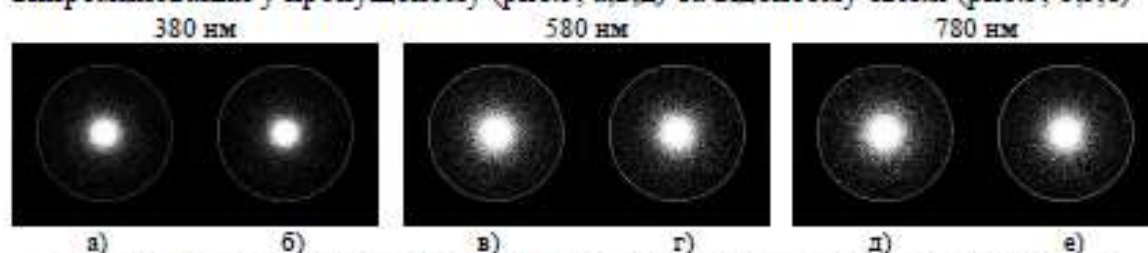


Рисунок 3. Фотометричні зображення плями розсіяння випромінювання біологічним об'єктом товщиною 150 мкм у відбитому (а,в) та пропущеному (б,г) світлі

З отриманих зображень можна зробити висновок про можливість застосування методу еліпсоїдальних рефлекторів для проведення спектрофотометрії біологічних зразків для визначеної товщини. У подальшому планується за допомогою методики [8-9] здійснити зонний аналіз фотометричних зображень.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Тучин В. В. Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях / В. В. Тучин. – Саратов: Сарат. универ., 1998. – 384 с.
2. Yaroslavsky A.N. Optical properties of selected native and coagulated human brain tissues in vitro in the visible and near infrared spectral range / A.N. Yaroslavsky, P.C. Schulze, I.V. Yaroslavsky, R. Schober, F. Ulrich, H.-J. Schwarzmaier // *Phys. Med. Biol.* – no. 47. – 2002. – Pp. 2059–2073.
3. Bezuglaya N.V. Spatial photometry of scattered radiation by biological objects / N.V.Bezuglaya, M.A. Bezuglyi // in *Proc. SPIE.* – 2013. – Vol. 9032. – Pp.Q1 – Q5.
4. Bezuglyi M. A. Optical biometry of biological tissues by ellipsoidal reflectors / M. A. Bezuglyi, N.V. Pavlovets // *Proc. OSA-SPIE.* – 2013. – vol. 8798.
5. Rogatkin D. A. Prospects for Development of Noninvasive Spectrophotometric Medical Diagnosis / D. A. Rogatkin, L. G. Lapaeva // *Biomedical Engineering*, Vol. 37, No. 4, 2003, pp. 217-222.
6. Light Calculators. – Режим доступу: <https://omlc.org/calc/index.html>
7. M. A. Bezuglyi, N. V. Bezuglaya, and I. V. Helich, "Ray tracing in ellipsoidal reflectors for optical biometry of media," *Appl. Opt.* 56, 8520-8526 (2017).
8. Безуглий М. А. Обработка изображений при эллипсоидальной фотометрии / М. А. Безуглий, Н. В. Безутлая, А. Б. Самилjak // *Приборы и методы измерений.* – 2016. – Т. 7, № 1. – С. 67 – 76.
9. М. А. Bezuglyi, N. V. Bezuglaya, S. Kostuk, "Influence of laser beam profile on light scattering by human skin during photometry by ellipsoidal reflectors", *Devices and Methods of Measurements.* 9(1):56-65, 2018.