

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

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

Кваліфікаційна наукова праця
на правах рукопису

БОНДАРЄВ ДЕНИС ВОЛОДИМИРОВИЧ

УДК 535.2: 616-71

**ДИСЕРТАЦІЯ
УДОСКОНАЛЕННЯ МЕТОДУ КАЛІБРУВАННЯ БІОМЕДИЧНОГО
ФОТОМЕТРУ З ЕЛІПСОЇДАЛЬНИМИ РЕФЛЕКТОРАМИ**

Спеціальність 152 – Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка
Галузь знань 15 – Автоматизація та приладобудування

Подається на здобуття наукового ступеня доктора філософії

Дисертація містить результати власних досліджень. Використання ідей, результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне джерело

_____ Д.В. Бондарєв

Науковий керівник: Безуглий Михайло Олександрович
доктор технічних наук, професор

Київ – 2024

АНОТАЦІЯ

Бондарєв Д.В. Удосконалення методу калібрування біомедичного фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами. – Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня доктора філософії в галузі знань 15 – Автоматизація та приладобудування за спеціальністю 152 – Метрологія та інформаційно-вимірвальна техніка». – Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Київ, 2024.

Дисертація присвячена підвищенню ефективності біомедичної фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами шляхом розробки інформаційної системи еталонних вимірювань у відбитому та пропущеному світлі. Встановлено залежність між інтегральною освітленістю фотометричних зображень при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами зразків та стандартних зразків різної товщини та оптичними коефіцієнтами, отриманими на зразковому спектрофотометрі, що дозволило розробити аналітичну модель функціонування інформаційної системи біомедичної фотометрії. Вдосконалено метод калібрування біомедичного фотометру з еліпсоїдальними, що за допомогою створеної інформаційної бази оптичних характеристик стандартних зразків дозволяє визначати оптичні коефіцієнти повного пропускання та дифузного відбиття біологічних тканин. Практичні результати, які отримано в дослідженні, дозволили розробити алгоритм та програмне забезпечення для аналізу параметрів фотометричних зображень, що дозволяє визначати коефіцієнти повного пропускання та дифузного відбиття зразків біологічних тканин різної товщини з використанням інформаційної системи біомедичного фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами.

Зміст роботи складається з трьох розділів, у яких викладено та обґрунтовано основні результати дисертаційного дослідження.

У **вступі** обґрунтовано актуальність теми дисертації, визначені об'єкт, предмет, методи та засоби дослідження, поставлені мета та завдання дослідження, сформульовані наукова новизна та практична цінність.

У **першому розділі** розглянуті результати літературного огляду, що охоплює такі питання, як аналіз оптичних властивостей біологічних тканин (БТ) та сучасних біомедичних фотометрів. Розглянуто процеси взаємодії світла з біологічними тканинами та закони та вирази, що їх описують. Зазначено особливості поширення світла в середовищах та методи їх моделювання, зокрема метод Монте-Карло. Визначено значущі оптичні властивості біологічних тканин, а саме коефіцієнт поглинання μ_a , коефіцієнт розсіювання μ_s , фактор анізотропії g та показник заломлення n . Розглянуто принципи зворотного методу Монте-Карло для визначення оптичних властивостей за допомогою оптичних коефіцієнтів дифузного відбиття R_d , повного T_t , та колімованого T_c , пропускання.

Розглянуто одно- та двопроменеві спектрофотометри і фотометри. Визначено принципи та типові схеми вимірювання оптичних коефіцієнтів за допомогою інтегруючих сфер та гоніометрів. Також розглянуто особливості конструювання фотометрів з еліпсоїдальними рефлекторами (ЕР) та визначено будову рефлектора, яку найбільш доцільно використовувати про біомедичних дослідженнях. Визначено засади формування фотометричних зображень та методи калібрування даних з метою отримання значень оптичних коефіцієнтів.

На основі проведеного огляду сформульовано мету та завдання дослідження.

У **другому розділі** проаналізовано особливості інверсного методу Монте-Карло при фотометрії біологічних тканин еліпсоїдальними рефлекторами, що дозволило сформулювати алгоритм розглянутого методу.

На підставі етапів реалізації існуючого методу калібрування фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами запропоновані структурні схеми проведення еталонних вимірювань для визначення повного, колімованого, дифузного пропускання, а також дифузного відбиття. Описаний процес отримання фотометричних зображень після попереднього калібрування фотометру з

еліпсоїдальними рефлекторами дозволив виявити шляхи вдосконалення існуючого методу.

У пункті «Особливості та прикладна реалізація удосконаленого методу калібрування біомедичного фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами» розглянуто принципи створення інформаційної системи біомедичного фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами (ІСБМФЕР). Розглянуто структуру ІСБМФЕР, що складається з трьох складових: бази даних з результатами еталонних вимірювань на зразковому спектрофотометрі, засоби зонного аналізу фотометричних зображень та програмне забезпечення для визначення оптичних коефіцієнтів біологічних тканин. Запропонована схема фотометру з одно-елементними фотодетекторами, яку доцільно використовувати при відсутності необхідності отримання просторового розподілу розсіяного світла.

Сформовано метрологічні засади попереднього калібрування фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами. Також розглянуто принципи обробки фотометричних зображень, що полягають у розподілі області інтересу на три складові (два кільця та коло), кожна з яких характеризує різнонаправлене світлорозсіяння при проходженні та відбитті через зразок (стандартний зразок або біологічну тканину).

Третій розділ присвячений програмно-апаратній реалізації удосконаленого методу калібрування фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами. На основі аналізу фізичних, хімічних та оптичних властивостей обґрунтовано вибір твердих полімерних матеріалів, таких як поліетилен (СЗ-ПЕ), полімер тетрафторетилен (СЗ-Ф), полівінілхлорид (СЗ-ПВХ) та поліетилентерефталат (складова СЗ-ПЛ) у якості стандартних зразків для калібрування фотометру з ЕР.

Проведено дослідження стандартних зразків за допомогою зразкових фотометрів (LAMBDA 1050 та Shimadzu UV-3600 Plus з ISR-1503 Optical System). Наведені схеми та особливості проведення еталонних вимірювань, результатом яких є спектральні залежності коефіцієнтів колімованого та повного пропускання, а також дифузного відбиття для обраних стандартних зразків різної товщини.

Представлено обґрунтування вибору елементної бази для створення прототипу фотометру з ЕР. До складу фотометру входять: оптичні елементи (ЕР, призма, конусна бленда), оптико-електронні прилади (джерело випромінювання, ПЗЗ-камера), електричні та електронні компоненти, а також деталі (тубус, плита та підставка на рейці). На результати фотометричних досліджень суттєво впливає стабільність джерела випромінювання (лазерного діоду), тому перед його використанням необхідно здійснювати контроль довжини хвилі та падаючої потужності. Властивості біологічних тканин обумовили вибір фокального параметру та коефіцієнту стискання еліпсоїдального рефлектору, що було підтверджено Монте-Карло симуляцією в різних БТ.

У дисертаційному дослідженні розроблено алгоритм функціонування інформаційної системи еталонних вимірювань. Під час його виконання проведено регресійний аналіз даних: коефіцієнта повного пропускання та дифузного відбиття від товщини зразка, загальної освітленості фотометричного зображення від коефіцієнта повного пропускання, дифузного відбиття та товщини зразка, зміни коефіцієнтів попереднього регресійного аналізу від падаючої потужності. Результати регресійного аналізу стали математичним базисом розроблення програмного забезпечення, з використанням JavaScript, HTML та CSS. Представлений інтерфейс програмного забезпечення та особливості введення вхідних даних, якими є: тип дослідження, стандартній зразок, бітність фотометричного зображення, товщина зразка БТ, падаюча потужність, кількість активних пікселів та сумарна інтенсивність.

У пункті «Дослідження оптичні властивості світлорозсіювальних еталонів» представлені приклади фотометричних зображень стандартних зразків та аналіз їх освітленості у відбитому та пропущеному світлі. Аналіз дозволив виокремити такі закономірності: наближення до експоненціальної залежності освітленості середнього та зовнішнього кільця фотометричних зображень від товщини у пропущеному світлі, наближеність до логарифмічної залежності – у відбитому світлі.

На прикладі дослідження зразків біологічних тканини Pullus Cutis (шкіри курки) та Porcus Cutis (шкіри свині) була проведена статистична оцінювання значень сумарної інтенсивності фотометричних зображень. На підставі отриманих значень інтенсивності у відбитому та пропущеному світлі визначені оптичні коефіцієнти дифузного відбиття та повного пропускання з використання різних стандартних зразків та при змінній падаючій потужності, відносна похибка яких не перевищила 1.5 %. Було здійснено порівняння отриманих результатів з дослідженнями інших авторів, що підтвердило доцільність використання запропонованого методу калібрування.

Ключові слова: спектральний аналіз, медичні показники, джерело випромінювання, оптична система, сенсор, діагностика, просторові координати, оптичні вимірювання, модель відбиття, оптико-електронний датчик, квантова ефективність, еліпсоїдальний рефлектор, прилад зі зарядовим зв'язком, фотометр

ABSTRACT

Bondariev D.V. Biomedical photometer with ellipsoidal reflectors calibration method improvement. – scientific work on manuscript rights.

Ph.D. thesis, the field of study is 15 – Automation and instrumentation, program subject area 152 – Metrology and information-measuring technology. – the National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute," Kyiv, 2024.

The dissertation is devoted to increasing the efficiency of biomedical photometry with ellipsoidal reflectors by developing an information system of reference measurements in reflected and transmitted light. The dependence between the total illuminance of photometric images during photometry with ellipsoidal reflectors of samples and working standards of different thicknesses and the optical coefficients obtained on a certified spectrophotometer was established, which made it possible to develop an analytical model functioning of biomedical photometry information system. The biomedical photometer with ellipsoidal reflectors calibration method has been improved by developing an information system of reference measurements. It allows for determining the biological tissues' optical coefficients of total transmittance and diffuse reflection. The practical results obtained in the study made it possible to develop an algorithm and software for determining the coefficients of total transmittance and diffuse reflection of biological tissue samples of different thicknesses using a photometer with ellipsoidal reflectors, which made it possible to automate photometric image parameters analysis.

The paper consists of three chapters in which the main results of the dissertation research are presented and substantiated.

The introduction substantiates the relevance of the dissertation topic, defines the object, subject, research, methods, and means, sets the goal and tasks of the study, and formulates scientific novelty and practical value.

The first chapter considers the literature review results, covering issues such as analyzing the optical properties of biological tissues (BT) and modern biomedical photometers. The processes of interaction of light with biological tissues and the laws and expressions describing them are considered. The light propagation features in media and methods of their simulation, in particular the Monte Carlo method, are indicated. Significant optical properties of biological tissues were determined: absorption coefficient μ_a , scattering coefficient μ_s , anisotropy factor g , and refractive index n . The principles of the inverse Monte Carlo method for determining optical properties using the optical coefficients of diffuse reflection R_d , total transmission T_t , and collimated transmission T_c are considered.

Single- and double-beam spectrophotometers and photometers are considered. The principles and typical schemes of measuring optical coefficients using integrating spheres and goniometers are determined. Photometers with ellipsoidal reflectors (ER) design features are also considered, and the reflector configuration, which is most appropriate for use in biomedical research, is determined. The photometric image forming principles and data calibration methods to obtain the values of optical coefficients are determined.

Based on the review, the research goal and objectives are formulated.

The second chapter analyzes the inverse Monte Carlo method features for the photometry of biological tissues by ellipsoidal reflectors, which made it possible to formulate the algorithm of the considered process.

Based on the stages of implementation of the existing method of calibrating a photometer with ellipsoidal reflectors, structural schemes for carrying out reference measurements for determining total, collimated, diffuse transmission, and diffuse reflection coefficients are proposed. The described process of obtaining photometric images after the photometer with ellipsoidal reflectors preliminary calibration made it possible to identify ways of improving the existing method.

In the paragraph "Features and applied implementation of the biomedical photometer with ellipsoidal reflectors calibration method improved," the principles of creating an information system of a biomedical photometer with ellipsoidal reflectors

(ISBMFER) are considered. The structure of ISBMFER, which consists of three components, is considered: a database with the results of reference measurements on a certified spectrophotometer, means of zone analysis of photometric images, and software for determining the optical coefficients of biological tissues. The proposed scheme of a photometer with single-element photodetectors is advisable when there is no need to obtain the spatial distribution of scattered light.

The metrological principles of preliminary photometer calibration with ellipsoidal reflectors have been formed. Also considered are the photometric image processing principles, which divide the region of interest into three components (two rings and a circle), each of which characterizes multidirectional light scattering when light is transmitted and reflected through a sample (working standard or biological tissue).

The third chapter is dedicated to the hardware and software implementation of the photometer with the ellipsoidal reflectors calibration improvement method. Based on the analysis of physical, chemical, and optical properties, the choice of solid polymer materials such as polyethylene (PE-PE), tetrafluoroethylene polymer (PE-F), polyvinyl chloride (PE-PVC), and polyethylene terephthalate (a component of PE-PL) as working standards is justified for calibrating the photometer with ER.

A study of working standards was carried out using certified photometers (LAMBDA 1050 and Shimadzu UV-3600 Plus with ISR-1503 Optical System). Schemes and features of reference measurements are presented, resulting in the spectral dependences of the collimated and total transmission and diffuse reflection coefficients for selected working standards of different thicknesses.

The rationale for choosing an elemental base for creating a photometer prototype with ER is presented. The photometer includes optical elements (ER, prism, cone lens), optical-electronic devices (laser diode, CCD camera), electrical and electronic components, as well as parts (tube, plate, and stand on the rail). The stability of the radiative source significantly affects the results of photometric studies, so it is necessary to control the wavelength and incident power before using it. The properties of biological tissues determined the choice of the ellipsoidal reflector's focal parameter and ellipticity, which was confirmed by Monte Carlo simulation in different BT.

The dissertation study developed an algorithm for the functioning of the reference measurement information system. During its implementation, a regression analysis of the data was performed: the coefficient of total transmission and diffuse reflection from the thickness of the sample, the total illuminance of the photometric image from the coefficient of total transmission, diffuse reflection, and the thickness of the sample, changes in the coefficients of the previous regression analysis from the incident power. The regression analysis results became the mathematical basis for software development using JavaScript, HTML, and CSS. The software interface and features for entering input data are presented: type of study, working standard, bit rate of the photometric image, thickness of the BT sample, incident power, number of active pixels, and total intensity.

The item "Research of the optical properties of light-scattering standards" presents examples of photometric images of working standards and analysis of their illuminance in reflected and transmitted light. The analysis made it possible to single out the following regularities: approximation to the exponential dependence of the illuminance of the middle and external ring of photometric images on the thickness in transmitted light, approximation of logarithmic dependence - in reflected light.

A statistical evaluation of the values of the photometric images' total intensity was carried out on the example of the study of Pullus Cutis (chicken skin) and Porcus Cutis (pig skin) biological tissue samples. Based on the received intensity values in reflected and transmitted light, the optical coefficients of diffuse reflection and total transmission were determined using different working standards and at variable incident power, the relative error of which did not exceed 1.5%. The obtained results were compared with the studies of other authors, which confirmed the feasibility of using the proposed calibration method.

Keywords: spectral analysis, medical indicators, radiation source, optical system, sensor, diagnostics, spatial coordinates, optical measurements, reflection model, optoelectronic sensor, quantum efficiency, ellipsoidal reflector, charge-coupled device, photometer.

Список опублікованих праць за темою дисертації

Перелік наукових статей:

1. N. Bezuglaya , A. Haponiuk , D. Bondariev, S.Poluectov, V. Chornyi and M. Bezuglyi, "Rationale for the choice of the ellipsoidal reflector parameters for biomedical photometers", Devices and Methods of Measurements. vol. 12, no 4, pp. 259-271, 2021. DOI: 10.21122/2220-9506-2021-12-4-259-271, ISSN 2220-9506.

2. D. Bondariev, N. Bezugla, P. Komada, N.Stelmakh and M. Bezuglyi, "Optical Properties of Light-Scattering Standards for CCD Photometry", Sensors. 23(18), 7700, 2023. DOI:10.3390/s23187700, ISSN: 1424-8220.

Доповіді та тези на наукових конференціях:

3. Бондарев Д. В., Безуглий М. О. Конструювання дерматоскопу на засадах фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами. Лазерні технології в клінічній медицині: сучасні тенденції розвитку в Україні : науково-практ. конф., Черкаси, 2018 р. С. 263–264.

4. Бондарев Д. В. Моделирование светорассеивания слоями кожи человека в условиях in vitro методом монте-карло. Новые направления развития приборостроения: 11-я международная научно-техническая конференция молодых ученых и студентов, Минск, 2018 р. С. 244.

5. Бондарев Д. В. Система еталонних вимірювань біомедичного фотометру. Погляд у майбутнє приладобудування: XIII науково-практ. конф. студентів, аспірантів та молодих вчен., Київ, 2020 р. С. 184–186.

6. Бондарев Д.В. Стандарти світлорозсіювання для біомедичної фотометрії. Ефективність та автоматизація інженерних рішень у приладобудуванні: збірник праць XVII всеукр. наук.-пра. Конф. студентів, аспірантів та молодих вчених. Київ, 2021р. С. 290-293.

7. Бондарев Д.В. Методи аналізу розсіювальних середовищ. Актуальні задачі сучасних технологій: збірник тез доповідей Том I X міжнар. наук.-практ. конф. молодих учених та студентів, Тернопіль, 2021р. С. 31-32.

8. Бондарєв Д.В. Забезпечення єдності вимірювань у фотометрії з еліпсоїдальними рефлекторами. Приладобудування: стан і перспективи: збірник матеріалів ХХІ міжнар. наук.-практ. конф., Київ, 2022р. С. 145-148.

9. Бондарєв Д.В. Визначення оптичних коефіцієнтів фотометром з еліпсоїдальним рефлектором. Погляд у майбутнє приладобудування: збірник праць ХVІ всеукр. наук.-пра. конф. студентів, аспірантів та молодих вчених, Київ, 2023р. С. 83-86.

10. Бондарєв Д. В. Визначення дифузних коефіцієнтів фотометром з еліпсоїдальними рефлекторами. Приладобудування: стан і перспективи: збірник матеріалів ХХІІ міжнар. наук.-практ. конф., Київ, 2023р. С. 194-197.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ.....	15
ВСТУП	16
РОЗДІЛ 1. Теоретичні та прикладні методи і засоби визначення оптичних властивостей біологічних тканин	20
1.1 Аналіз оптичних властивостей біологічних середовищ	20
1.2. Аналіз сучасних біомедичних фотометрів	28
1.3. Конфігурація, особливості функціонування та калібрування фотометрів з еліпсоїдальними рефлекторами	36
1.4. Висновки до першого розділу.....	42
РОЗДІЛ 2. Обґрунтування аналітичної моделі та передумов вдосконалення методу калібрування біомедичного фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами	43
2.1. Особливості інверсного методу Монте-Карло при фотометрії біологічних тканин еліпсоїдальними рефлекторами.....	43
2.2. Метод калібрування фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами.....	46
2.3. Особливості та прикладна реалізація вдосконалення методу калібрування біомедичного фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами.....	58
2.4 Метрологічні засади попереднього калібрування фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами	60
2.5 Принципи обробки фотометричних зображень	63
2.6. Висновки до другого розділу	66
РОЗДІЛ 3. Програмно-апаратна реалізація вдосконаленого методу калібрування фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами	67
3.1 Обґрунтування вибору стандартних зразків для калібрування фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами	67
3.2 Дослідження стандартних зразків на зразковому спектрофотометрі.....	71

3.3. Розроблення прототипу фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами ..	81
3.3.1. Обґрунтування вибору фокального параметру еліпсоїдального рефлектора	86
3.3.2. Обґрунтування вибору коефіцієнта стискання еліпсоїдального рефлектору	92
3.4 Розроблення алгоритму функціонування інформаційної системи еталонних вимірювань	94
3.4 Розробка програмного забезпечення та методики роботи з ним	103
3.5. Дослідження оптичних властивостей світлорозсіювальних еталонів ..	105
3.6. Експериментальне визначення оптичних коефіцієнтів біологічних тканин	114
3.7. Висновки до третього розділу	124
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ	125
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	127
Додаток А	142
Додаток Б	149
Додаток В	156
Додаток Г	164
Додаток Д	166

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

- БТ – біологічні тканини
- ТПВ – теорію переносу випромінювання
- МК – Монте-Карло
- РПВ – рівняння переносу випромінювання
- ІМК – інверсного Монте-Карло
- ФЕП – фотоелектронні помножувачі
- ІС – інтегруюча сфера
- ЕР – еліпсоїдальний рефлексор
- КПОВ – координатний (матричний) приймач оптичного випромінювання
- ПЗЗ – прилад із зарядовим зв'язком
- КМОН – комплементарний оксид напівпровідник
- СЗ – Стандартний зразок
- QE* - квантова ефективність датчика
- АЦП – аналого-цифровий перетворювач
- ROI* – область інтересу
- БД- база даних
- ІСБМФЕР - інформаційна система біомедичного фотометру з еліпсоїдальними рефлексорами
- ПЗ – програмне забезпечення
- ND-фільтри – neutral density фільтри
- PTFE – політетрафторетилен
- СЗ-ПЕ – стандартний зразок з поліетилену (фторопласт-4)
- СЗ-Ф – стандартний зразок з фторопласту
- СЗ-ПВХ – стандартний зразок з полівінілхлориду
- СЗ-ПЛ – стандартний зразок з плівки для ламінування
- HAD – hole-accumulation diode

ВСТУП

Актуальність роботи. Оптичні методи досліджень дозволяють оцінити патологічні стани біологічних тканин. Для цього проводяться дослідження за допомогою різних фотометричних систем. Кожна система вимірює певний набір оптичних параметрів в залежності від методу дослідження.

Серійні фотометричні системи не є масовим явищем та їх не можна зустріти в кожній лабораторії. Більшість фотометрів можна побачити лише в метрологічних інститутах і така проблема спостерігається не лише в Україні, а й за кордоном. Перш за все, це обумовлено високою вартістю фотометричних систем, що також впливає на ціну замовлення провести експериментальне дослідження. Фотометри є багатофункціональними, через що мають великі габаритні розміри. Цінова політика зводить функції системи до простої роботи в ролі колориметра, так як цей вид досліджень є найбільш масовим.

Дослідження дифузних матеріалів, до яких і відносяться біологічні тканини, не можливе без додаткових аксесуарів. До них відносяться інтегруючі сфери, гоніометри чи еліпсоїдальні рефлектори. Найбільш широкого попиту набули інтегруючі сфери. Утім, їх конструкція не дає можливості одночасно проводити дослідження колімованого, дифузного та повного пропускання. Системи з інтегруючими сферами дають тільки узагальнений вид пройденого чи відбитого світла.

Еліпсоїдальний рефлектор надає нам можливість побачити та оцінити просторовий розподіл світла. Незважаючи на ці переваги фотометри з еліпсоїдальними рефлекторами не мають ефективного методу калібрування.

Удосконалення методу калібрування біомедичного фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами дозволить вирішити такі проблеми як: велика ціна та габаритність фотометричних систем, зменшить час на проведення досліджень та дозволили скористатися перевагами, які надає фотометрія еліпсоїдальними рефлекторами в порівнянні з іншими методами, що в цілому призведе до

збільшення кількості фотометричних досліджень. Таким чином, розглянуте питання є актуальною задачею, що становить науковий та практичний інтерес.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами. Дисертаційна робота пов'язана з науково-дослідними роботами приладобудівного факультету Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», а саме 2315-П, 0120U102145 «Двоканальні оптико-електронні системи виявлення та розпізнавання об'єктів», 2020-2023 рр.

Метою роботи є підвищення ефективності біомедичної фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами шляхом розроблення інформаційної системи еталонних вимірювань у відбитому та пропущеному світлі.

Для досягнення поставленої мети вирішувалися наступні **завдання**:

1. На основі аналізу засад спектрофотометрії та принципів роботи фотометрів з еліпсоїдальними рефлекторами з'ясувати біомедично значущі оптичні коефіцієнти біологічних тканин.
2. Систематизувати типову послідовність досліджень стандартних зразків та опрацювати параметри ефективності у методі калібрування фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами.
3. Обґрунтувати та провести експериментальне дослідження стандартних зразків світлорозсіювання.
4. Розробити прототип фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами для реалізації удосконаленого методу.
5. Розробити алгоритм та програмне забезпечення інформаційної системи біомедичного фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами.

Об'єкт дослідження – процеси реєстрації та аналізу розсіяного оптичного випромінювання біологічними та стандартними зразками.

Предмет дослідження – метод калібрування біомедичного ПЗЗ фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами.

Методи та засоби дослідження. У даній роботі використовуються методи фото- та спектрофотометрії для вимірювання оптичних коефіцієнтів оптичних середовищ; методи аналізу зображень на ПЗЗ структурах; методи регресійного

аналізу експериментальних даних; методи та засоби об'єктно-орієнтованого програмування при розробці спеціалізованого програмного забезпечення.

Наукова новизна одержаних результатів полягає в наступному:

1. Вдосконалено метод калібрування біомедичного фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами, що за допомогою створеної інформаційної бази оптичних характеристик стандартних зразків дозволяє визначати оптичні коефіцієнти повного пропускання та дифузного відбиття біологічних тканин.

2. Встановлено залежність між інтегральною освітленістю фотометричних зображень при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами зразків та стандартних зразків різної товщини та оптичними коефіцієнтами, отриманими на зразковому спектрофотометрі, що дозволило розробити аналітичну модель функціонування інформаційної системи біомедичної фотометрії.

Практична цінність. Практичні результати, які отримано в дослідженні, дозволили:

1. Розробити алгоритм та програмне забезпечення для аналізу параметрів фотометричних зображень, що дозволяє визначати коефіцієнти повного пропускання та дифузного відбиття зразків біологічних тканин різної товщини з використанням інформаційної системи біомедичного фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами.

Особистий внесок здобувача був виконаний під керівництвом доктора технічних наук, професора Безуглого М.О. і представлений у публікаціях та працях конференцій. Здобувачем виконано:

Апробація результатів роботи. Основні результати дисертаційної роботи обговорювалися на:

- Науково-практична конференції «Лазерні технології в клінічній медицині: сучасні тенденції розвитку в Україні» (Черкаси, 2018).

- 11-й Міжнародній науково-технічній конференції молодих вчених та студентів «Новые направления развития приборостроения» (Мінськ, 2018).

- Науково-практична конференція студентів, аспірантів та молодих вчених «Погляд у майбутнє приладобудування» (Київ, 2020; Київ, 2023).

- 10-й Міжнародній науково-технічній конференції молодих вчених та студентів «Актуальні задачі сучасних технологій», (Тернопіль, 2021).

- Міжнародна науково-технічних конференціях «ПРИЛАДОБУДУВАННЯ: стан і перспективи» (Київ, 2022; Київ, 2023).

Публікації. Основний зміст дисертації викладено в 10 наукових працях, з них дві статті, одна у виданні Web of Science, друга – Scopus, Web of Science, Q1 відповідно до класифікації SCImago Journal та 8 матеріалів доповідей на наукових конференціях.

Структура та обсяг роботи. Дисертація складається зі вступу, трьох розділів, висновків, списку використаних джерел і 5 додатків. Загальний обсяг дисертації становить 170 сторінок, у тому числі основного тексту дисертації 114 сторінок, 83 рисунки, 20 таблиць, список використаних джерел з 121 найменувань на 15 сторінках, додатків на 29 сторінках.

РОЗДІЛ 1. Теоретичні та прикладні методи і засоби визначення оптичних властивостей біологічних тканин

У першому розділі розглянуті результати літературного огляду, що охоплює такі питання, як аналіз оптичних властивостей біологічних середовищ та сучасних біомедичних фотометрів, а також особливості функціонування та калібрування фотометрів з еліпсоїдними рефлекторами.

1.1 Аналіз оптичних властивостей біологічних середовищ

Поширення оптичного випромінювання можна розглядати з двох точок зору класичної та квантової [1, 2]. Класична теорія розглядає світло у вигляді хвилі. Квантова (корпускулярна) теорія описує світло як потік заряджених частинок (фотонів). З розвитком квантової механіки затвердилася ідея Луї де Бройля про корпускулярно-хвильовий дуалізм, за якою світло має, водночас, хвильові властивості, чим пояснюється його здатність до дифракції та інтерференції, та корпускулярні властивості, чим пояснюється його поглинання та випромінювання квантами.

Особливістю кожного реального середовища є неоднорідність. Спостерігаються два типи неоднорідностей: регулярні та випадкові. Біологічні тканини (БТ) вважають багат шаровими неоднорідними сполуки [3]. Опис поширення в них оптичного випромінювання є складним процесом, у першу чергу це пов'язано з явищами поглинання та розсіювання світла.

Для опису поширення світла, зокрема не модульованого, у середовищах доцільно використовувати теорію переносу випромінювання (ТПВ) [4]. Вона ігнорує явищами, такі як поляризація та інтерференція і описує лише поширення енергії в БТ. Математично ТПВ описує рівняння переносу випромінювання. Одним з варіантів є диференційне рівняння, запропоноване Ішимару [5] для неоднорідних середовищ, що враховує оптичні властивості [6], які характеризують основні оптичні процеси: 1) відбиття та заломлення, 2) поглинання, 3) розсіювання (рис. 1.1.).

Вхідним даними для вирішення рівняння ТПВ є наступні параметри [4]:

- показник заломлення, $n(\lambda)$;
- поперечний перетин поглинання, σ_a ;
- поперечний перетин розсіювання, σ_s ;
- диференційний перетин розсіювання.

Поперечний перетин поглинання σ_a описує залежність між кількістю поглинутої потужності та інтенсивністю світлового пучка, що падає на об'єкт. Частіше при дослідженні БТ використовують коефіцієнт поглинання μ_a , мм^{-1} [4], який визначає ймовірність поглинання фотону в середині БТ на одиницю довжини.

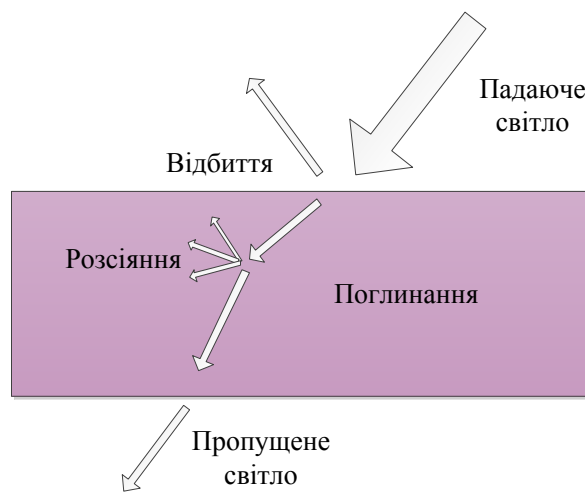


Рис. 1.1. Процеси взаємодії світла з БТ

Аналогічно до поглинання, здатність об'єкту розсіювати світло кількісно описує поперечний перетин розсіювання σ_s . Він встановлює залежність між кількістю розсіяної енергії та інтенсивністю падаючого променя. При цьому, ймовірність розсіювання фотону на одиницю довжини шляху визначає коефіцієнт розсіювання μ_s , мм^{-1} [4].

Диференційний перетин розсіювання дозволяє отримати інформацію про те, як світло розсіюється під різними кутами та напрямками. Також оцінити напрямок розсіювання можна за допомогою фактору анізотропії g (середній косинус кута розсіювання) [4, 7]. Значення g змінюється від -1 до $+1$; $g = -1$ означає повне розсіювання назад, $g = 0$ означає ізотропне розсіювання, а $g = +1$ означає повне розсіювання вперед.

У оптичних дослідження БТ також можна зустріти транспортний коефіцієнт розсіяння $\mu_s' = (1 - g)\mu_s$ (мм⁻¹) [4], та коефіцієнт екстинкції μ_t , мм⁻¹ [8], що визначається як сума коефіцієнтів поглинання та відбиття і характеризує ослаблення потоку в середовищі тканини.

При потраплянні світла на поверхню БТ, світлові промені разом із відбиттям зазнають заломлення. Так як БТ має складну структуру, то ці явища повторюються і в середині неї. Відношення між процесами відбиття та заломлення можна описати законом Френеля. При цьому показник заломлення n БТ, досить сильно залежить від довжини хвилі. У біологічних тканинах він є одним з ключових параметрів для характеристики взаємодії світла з тканиною [9]. Інформація про показник заломлення тканини, як і про інші оптичні властивості, відіграє важливу роль у біомедичних застосуваннях [10 – 12]. В оптичній діагностиці злоякісні тканини можна відрізнити від нормальних шляхом вимірювання та порівняння їх показника заломлення [13]. Про те, для багатьох типів тканин показник заломлення важко виміряти внаслідок значного поглинання і розсіяння.

Ослаблення світла, що пов'язане з властивостями середовища, через яке воно проходить описується законом Бугера-Ламберта-Бера, модифікації якого показано на рис. 1.2. Цей закон широко застосовується і в біомедичній оптиці, наприклад, для розрахунку насичення киснем тканин людини [14], для визначення молярного поглинання білірубіну в зразках плазми крові [15] та концентрації компонентів гемоглобіну [16] або довжини оптичного шляху через тканину [17].

Для розв'язання рівняння переносу випромінювання в різних задачах та умовах використовують аналітичні, або чисельні методи [18]. До найбільш поширених аналітичних методів відносять метод дифузного наближення [19] та потокову теорію Кубелки-Мунка [20]. Типовими прикладами чисельних методів є метод «додавання-подвоєння» [21] та метод скінченних елементів [22]. «Золотим стандартом» при дослідженні поширення оптичного випромінювання у розсіювальних середовищах є зокрема метод Монте-Карло (МК) [18, 23]. У методі використовується випадкові вибірки для моделювання поширення фотонів

(пакетів фотонів) у біологічному середовищі, що дозволяє здійснювати симуляцію складних процесів зі специфічними фізичними властивостями. Біологічна тканина моделюється як однорідна пластина, що розсіює, та характеризується коефіцієнтом поглинання μ_a , коефіцієнтом розсіювання μ_s , фактором анізотропії g та показником заломлення n [24].

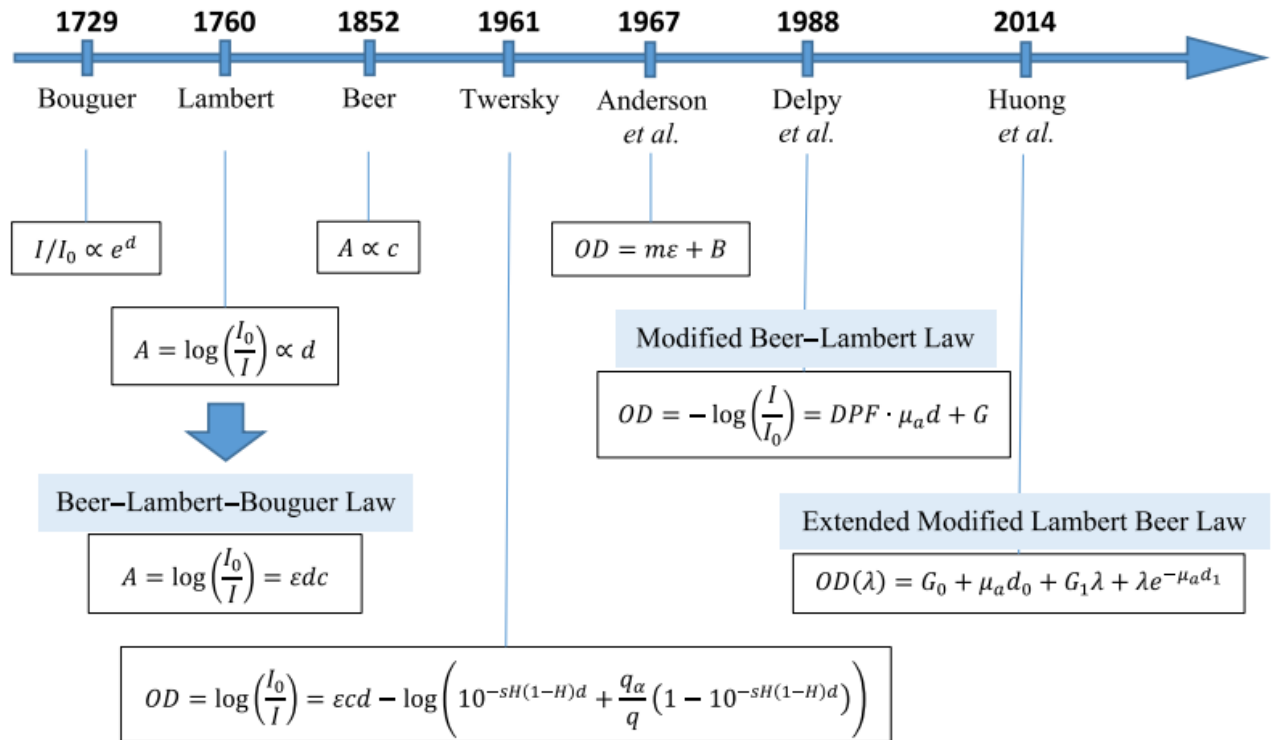


Рис. 1.2. Хронологія виникнення та модифікація закону Бера-Ламберта-Бугера [17]:

I_0 – інтенсивність падаючого променя; I – інтенсивність променя після проходження через товщину d ; μ_a – коефіцієнт поглинання; A – абсорбція; c – концентрації речовини (середня концентрація поглинаючих молекул); ε – коефіцієнт екстинкції; OD – оптична густина; s – фактор, що залежить від довжини хвилі, розміру частинок і орієнтації; H – гематокрит; q – фактор, що залежить від ефективності виявлення світла; DPF – диференційний коефіцієнт довжини шляху; λ – довжина хвилі

Моделювання поширення фотонів в тканини методом Монте-Карло полягає в наступному. Після запуску фотон переміщується на відстань Δs , де він може зазнати розсіювання, поглинання, поширення без взаємодії, внутрішнього відбиватися або виходу з тканини. Фотон постійно переміщується, доки він або не вийде з тканини, або не поглинається нею. Якщо фотон виходить із тканини, реєструється відбиття або пропускання фотона, при поглинанні – реєструється

місце поглинання, цей процес повторюється, доки не буде «запущено» потрібна кількість фотонів. Записані значення відбиття, пропускання та поглинання наближатимуться до справжніх значень (для тканини із зазначеними оптичними властивостями), коли кількість фотонів, що симулюється, наближається до нескінченності.

Фіксований розмір відстані Δs повинен бути набагато меншим відносно середньої довжини вільного перебігу фотона в тканині. Середня довжина вільного перебігу є зворотною величиною до загального коефіцієнта затухання (екстинкції) [25].

$$\Delta s \ll \frac{1}{\mu_t + \mu_a + \mu_s}. \quad (1.1)$$

Кут θ на який падаючий фотон відхилився в результаті розсіяння чи заломлення по відношенню до початкового напрямлення визначається з функцій розподілу [25].

$$\cos(\Theta) = \frac{1}{2g} \left[1 + g^2 - \left(\frac{1 - g^2}{1 - g + 3g\xi} \right) \right], \quad (1.2)$$

де ξ - випадкове рівномірно розподілене число в діапазоні (0; 1).

Кінцевим результатом розглянутої процедури математичного моделювання методом МК є визначення оптичних коефіцієнтів, повного пропускання T_t та дифузного відбиття R_d .

Зворотним до описаного є метод інверсного Монте-Карло (ІМК) [26, 27], де вхідними даними є не оптичні коефіцієнти (R_d , T_t) на підставі яких обчислюються оптичні властивості (μ_s , μ_a та g) БТ. Сутність методу ІМК полягає в перевірці гіпотези про співмірність оптичних властивостей досліджуваної БТ відповідним значенням, які були отримані шляхом вирішення прямої задачі ТПВ методом МК.

Ітераційна процедура повторюється до того моменту, коли значення оптичних властивостей, використаних для розв'язання РПВ, дозволять отримати коефіцієнти повного пропускання та дифузного відбиття у результаті симуляції максимально близькі до експериментальних.

Вхідними даними для визначення оптичних властивостей БТ μ_s , μ_a та g є експериментальні значення коефіцієнтів дифузного відбиття, повного та колімованого пропускання. При вимірюванні коефіцієнта колімованого пропускання звертають на увагу тільки на фотони, які не розсіялись, або розсіялись один / два рази та суттєво не відхилились від початкової траєкторії [28].

Зворотна задача ТПВ зводиться до завдання двовимірної функції оптимізації та потребує пошуку оптимальних значень альbedo A (визначається як відношення коефіцієнт розсіяння до коефіцієнту екстинкції) та фактору анізотропії розсіяння g . Ітераційний процес визначення оптичних властивостей БТ методом ІМК полягає в наступному:

- 1) значення коефіцієнтів дифузного відбиття, повного та колімованого пропускання отримують експериментальним шляхом;
- 2) обраховують значення коефіцієнта екстинкції;
- 3) визначають альbedo та фактор анізотропії розсіяння;
- 4) обраховують теоретичні значення коефіцієнтів дифузного відбиття, повного та колімованого пропускання;
- 5) обраховують цільову функцію [28]:

$$f_j = \frac{|R_{dj} - R_{d(\text{exp})}|}{R_{d(\text{exp})}} + \frac{|T_{ij} - T_{t(\text{exp})}|}{T_{t(\text{exp})}}, \quad (1.3)$$

де $T_{t(\text{exp})}$, $R_{d(\text{exp})}$ – коефіцієнт повного пропускання та дифузного відбиття визначені експериментально; T_{ij} , R_{dj} – коефіцієнт повного пропускання та дифузного відбиття отримані в ході моделювання на j -ітерації;

б) обраховується значення коефіцієнтів поглинання та розсіювання при мінімальному значенні цільової функції.

Такі властивості як коефіцієнти поглинання, розсіювання та фактор анізотропії в практичних дослідженнях можуть бути використані для виявлення патологій в біологічних тканинах. До таких патологій зокрема відносяться ракові клітини різних органів [29 – 31]. На рис. 1.3., рис. 1.4. та рис. 1.5. показано результати спектрофотометричного дослідження різних тканин людського організму.

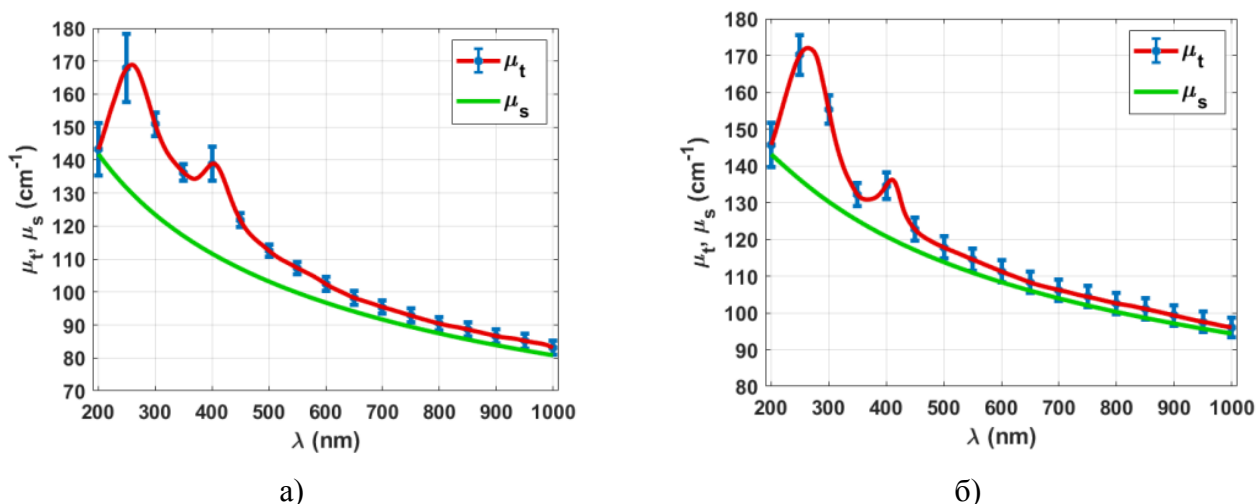


Рис. 1.3. Спектральна характеристика коефіцієнта розсіювання та екстинкції здорових (а) та патологічних (б) тканин печінки [29]

У роботі [32] розглядають оптичні властивості шкіри людини різних рас, такі як коефіцієнт поглинання, розсіювання та явище флуоресценція. Крім того, було обґрунтовано вплив цих властивостей на проникнення лазерного випромінювання в шкіру.

Дослідження [33] демонструє значну зміну коефіцієнтів розсіювання та поглинання в результаті варіювання падаючої потужності при лазерному зондуванні біологічних зразків (шкіра та череп щурів) при постійній довжині хвилі 808 нм.

У роботі [34] тканини шкіри курячої грудки опромінювали колімованим випромінюванням 400-700 нм Nd-YAG лазера на барвнику та вимірювали оптичні властивості для сухого та гідратованого зразка в умовах *in vitro*. Встановлено, що фактор анізотропії розсіювання g більший для гідратованих тканин шкіри.

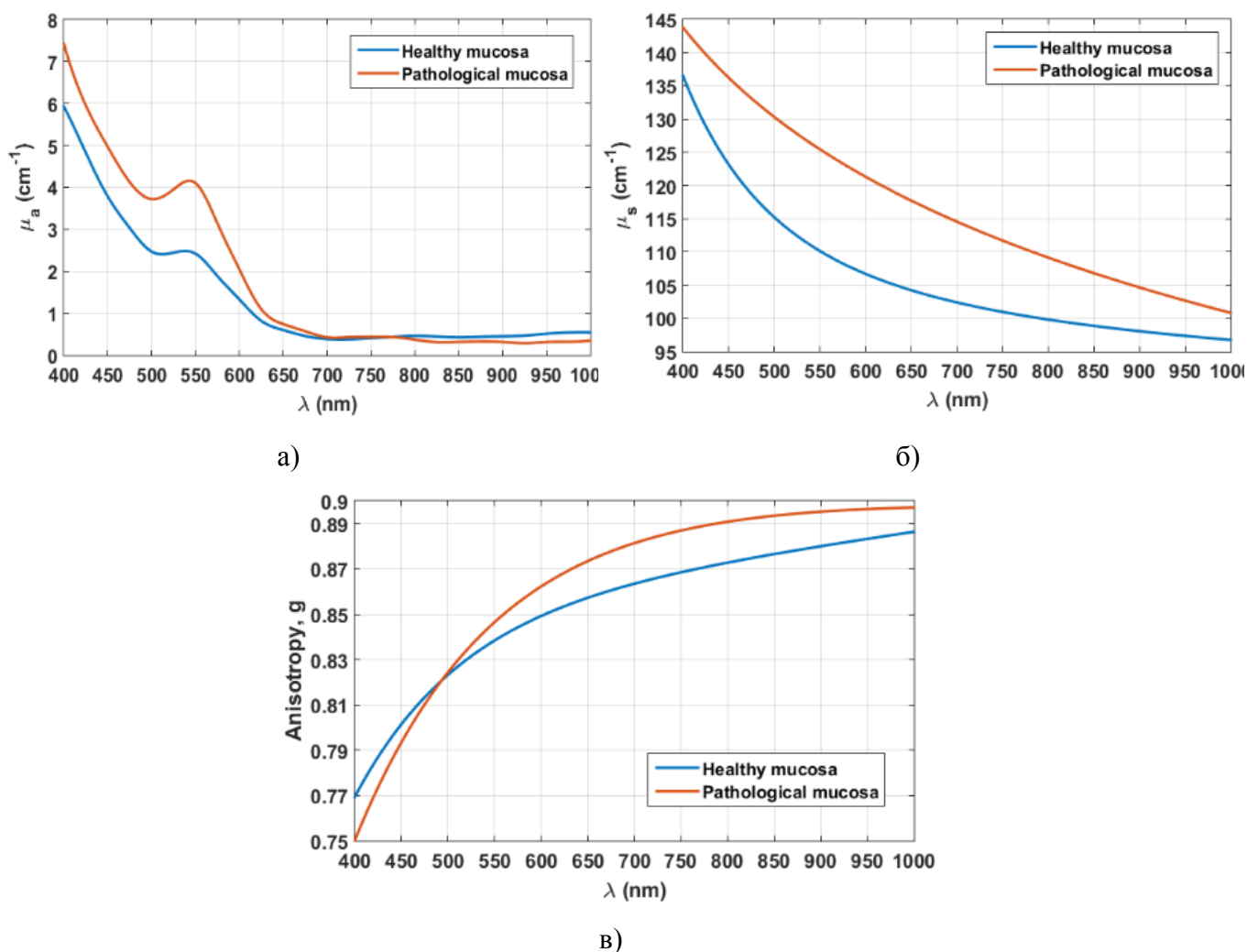
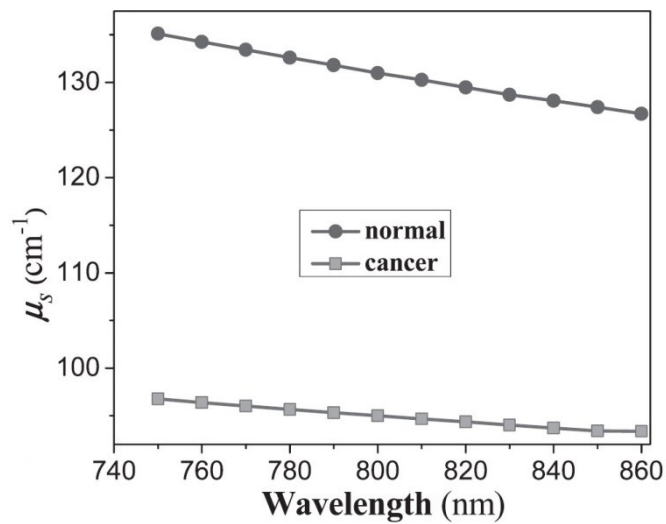
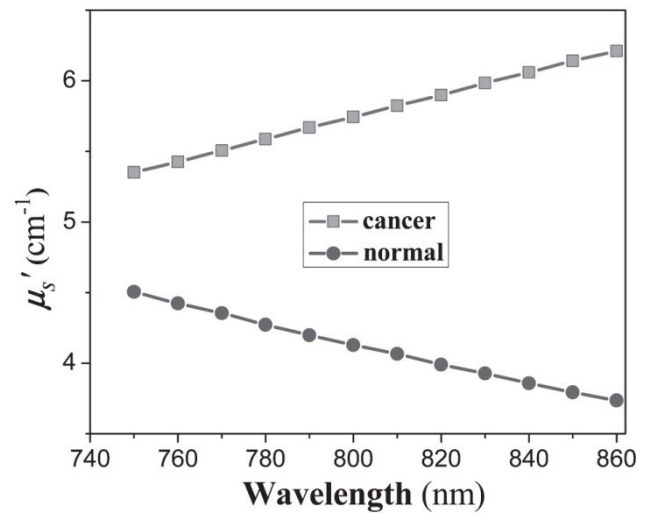


Рис. 1.4. Спектральна характеристика коефіцієнта поглинання (а), розсіяння (б) та фактору анізотропії (в) здорової та патологічної тканини слизової оболонки прямої кишки [30]

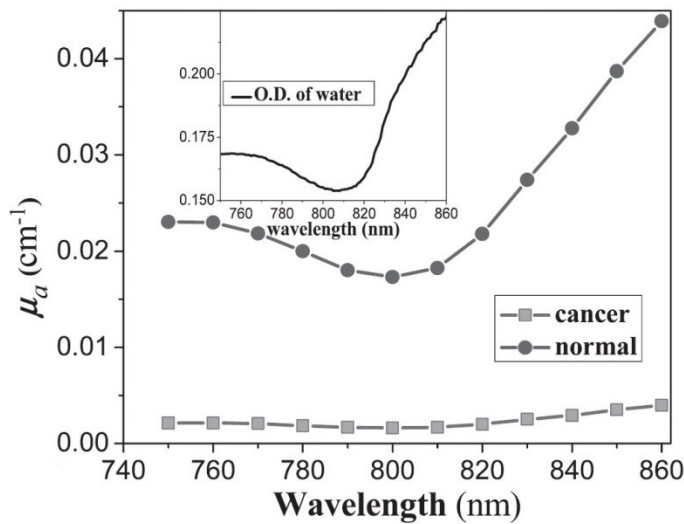
За допомогою теоретичних та експериментальних методів, розглянутих у роботі [35], отримано спектральні коефіцієнти ослаблення, поглинання та розсіяння тканин серця, мозку, селезінки, сітківки та нирок щурів. Світло при поширенні в цих тканинах зазнає сильного розсіяння, що призводить до багаторазового поглинання, тому для отримання нижчих значень ослаблення при цих дослідженнях в умовах *ex vivo* використовували довжини хвиль від 1450 до 1950 нм.



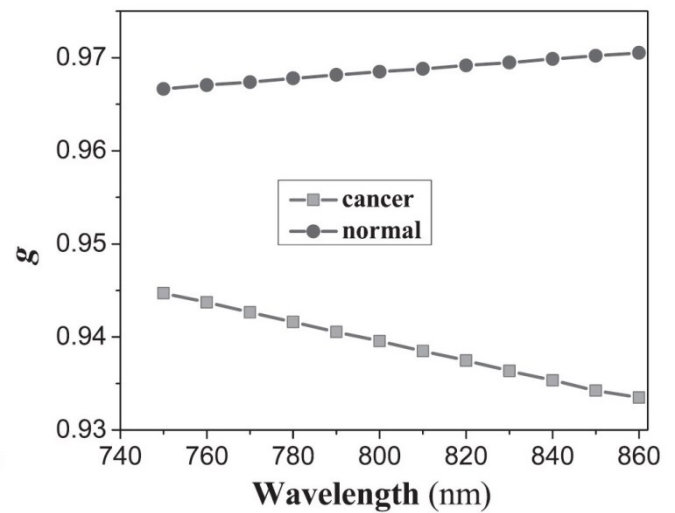
а)



б)



в)



г)

Рис. 1.5. Спектральна характеристика коефіцієнта розсіяння (а), транспортного коефіцієнта розсіяння (б), коефіцієнта поглинання (в) та фактору анізотропії (г) здорових та ракових тканин передміхурової залози [31]

Підсумовуючи вище зазначене слід виокремити, що визначення оптичних властивостей відбувається за допомогою вимірювання оптичних коефіцієнтів (T_t та R_d). Для вимірювання цих коефіцієнтів використовують різні прилади та системи фотометричного типу.

1.2. Аналіз сучасних біомедичних фотометрів

Напряму вимірювати оптичні коефіцієнти повного пропускання та дифузного відбиття не можливо, їх можна визначати за виміряними енергетичними (світловими) величинами, що характеризують падаюче випромінювання та

випромінювання у результаті взаємодії, за допомогою фотометрів [36]. До складу типового фотометру входить система формування монохроматичного колімованого випромінювання, тримач зразка, фотоелектричний детектор. Електричний відгук фотодетектора визначається кількістю світла, що потрапляє на зразок. Часто в біомедичних дослідженнях використовують спектрофотометри, основним складовим компонентом яких є монохроматор.

Завдяки можливості вимірювати інтенсивність світла спектрофотометри та фотометри використовують для визначення коефіцієнта пропускання T , відбиття R та абсорбції A . Для будь-яких речовин ці коефіцієнти взаємопов'язані, а їх сума повинна дорівнювати одиниці. Коефіцієнт повного пропускання T_t (дифузного відбиття R_d) визначаються як відношення величини інтенсивності I_t , що пройшла крізь зразок (I_r , що відбилась від зразка), до інтенсивності потоку I_0 перед взаємодією зі зразком, та визначаються у відсотках (%) [37]:

$$T_t = \frac{I_t}{I_0} \cdot 100\%, \quad (1.4)$$

$$R_d = \frac{I_r}{I_0} \cdot 100\%. \quad (1.5)$$

Фотометри (спектрофотометри) можуть бути одно- та двохлапменевими [37]. Принципова схема однохлапменевого спектрофотометра показана на рис. 1.6.а. Світло від джерела спрямовують на коліматор, а потім пропускають через монохроматор, який дифрагує світло. Вузьку смугу цього дифрагованого спектру пропускають через механічну щілину на вихідній стороні монохроматора. Потім інтенсивність світла, що пройшло через зразок, вимірюють детекторами та визначають шуканий коефіцієнт. Як правило, в якості джерела світла видимого та ближнього інфрачервоного діапазону використовують галогенну лампу, а у якості джерела ультрафіолетового випромінювання – дейтерієву лампу. Для реєстрації в УФ та видимому діапазоні використовують фотоелектронні помножувачі (ФЕП), а у ІЧ-діапазоні – PbS-детектори. Для кращої роботи однохлапменевого

спектрофотометра джерело світла, детектор і електроніка повинні бути достатньо стабільними. Перевагою однопроменевої конфігурації спектрофотометру є мала кількість рухомих частин, що робить прилад простішим і збільшує термін експлуатації деталей [38].

У двопробовому спектрофотометрі перший промінь (об'єктний) проходить через зразок, а другий (опорний) – через еталон, як показано на рис. 1.6.б. Це дозволяє отримувати більш точні вимірювання, оскільки будь-які коливання в джерелі світла або електроніці приладу з'являються в обох каналах, отже, легко видаляються зі спектра зразка шляхом віднімання референтного сигналу.

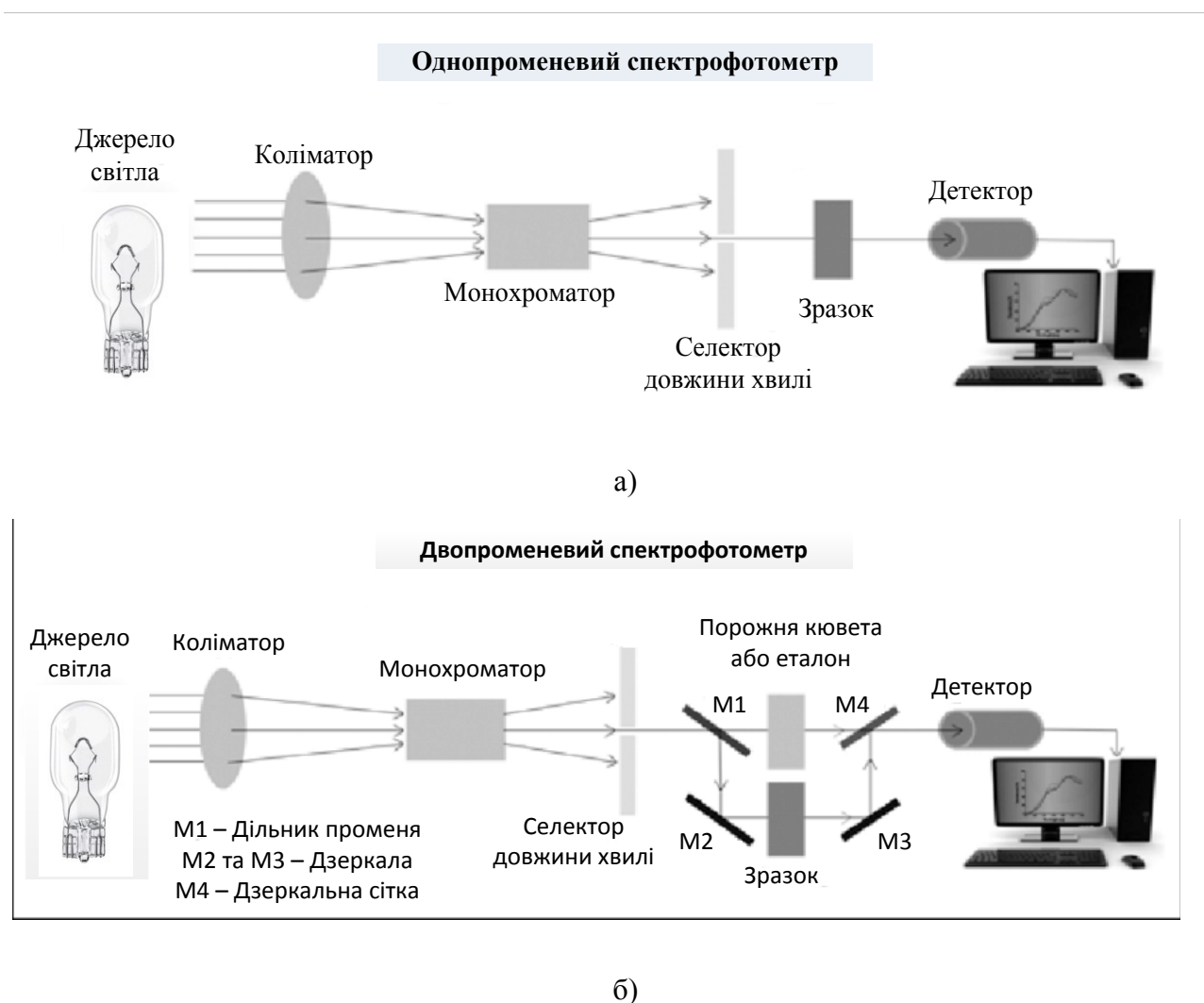


Рис. 1.6. Принципові схеми спектрофотометрів [38]: а - онопроменевого ;б - двопробового

У деяких конструкціях фотометрів побудованих за двопробовою схемою використовують атенюатори (як правила, у вигляді фотометричних клинів). У таких випадках вимірюють пропускну здатність зразка шляхом оптичного

ослаблення опорного променя, доки його енергія не зрівняється з енергією об'єктного променя [39].

Двопроменевий спектрофотометр використовується для вивчення спектральних характеристик тонких зрізів БТ або об'ємних біологічних структур та середовищ. Для вимірювань пропускання в тонких зразках спектрофотометр кількісно порівнює інтенсивність світла, яке проходить через еталон (як правило повітря), та зразок, а потім обчислює відсоток пропускання зразка в порівнянні з еталоном [38].

Практична більшість серійних фотометрів не дозволяють проводити дослідження світлорозсіювальних середовищах. Типовими прикладами таких систем є базові комплектації спектрофотометрів UV/VIS EMC-18S-UV (EMCLAB Instruments, Німеччина) [40] та LAMBDA (PerkinElmer, США) [41]. Виробник EMCLAB Instruments не передбачив можливість модифікації свого обладнання, натомість в LAMBDA існує можливість доукомплектування вимірювальної системи різними аксесуарами, що дозволяють досліджувати світлорозсіювальні тканини. Так само і спектрофотометр UV-3600i Plus (Shimadzu, Японія) [42], який часто використовується як еталонний засіб, можна доукомплектовувати додатковими інтегруючими сферами або гоніометрами. Така модифікація спектрофотометрів дозволяє визначати коефіцієнти відбиття та пропускання на одному обладнанні. Фотометри Transmission Photometer (PIER-ELECTRONIC, Німеччина) [43] постачає вимірювальні системи вже з вбудованою інтегруючою сферою; проте для дослідження пропускання та відбиття потрібно використовувати дві окремі конфігурації приладів.

При специфічних дослідженнях використовують унікальні макети та експериментальні фотометричні установки. Проте найбільш поширеним варіантом оптичної системи для реєстрації розсіяного випромінювання є інтегруюча сфера (IC) у вигляді сферичної порожнини з високовідбиваючим покриттям (наприклад, BaSO_4), яке забезпечує рівномірний розподіл освітлення. Конкретна конфігурація вимірювальної системи з IC залежить від того, які оптичні коефіцієнти потрібно визначити. Схема вимірювання дифузного відбиття

(рис. 1.7.) передбачає використання широкосмугового джерела світла, порік від якого спрямовується через вхідний отвір на зразок, розміщений у відповідному отворі. Вбудована лінза фокусуватиме світло, відбите від зразка на детекторі, сигнал з якого передається на зовнішній спектрометр [44].

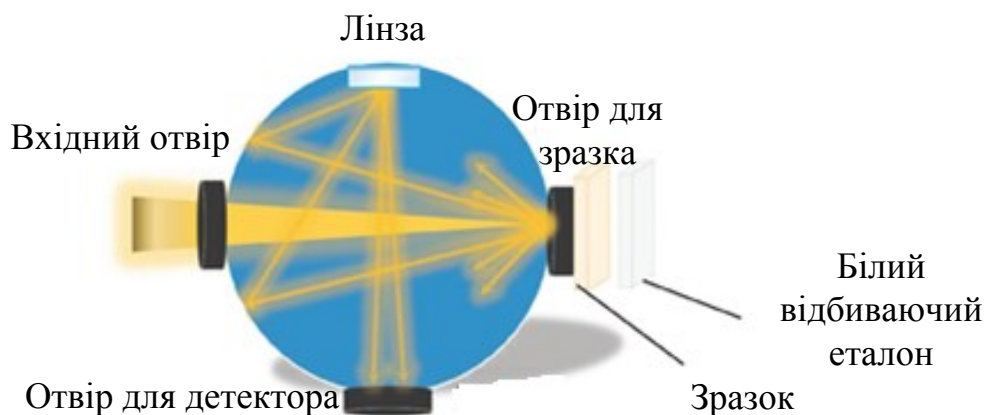


Рис. 1.7. Схема вимірювання дифузного відбиття за допомогою інтегруючої сфери [44]

При визначенні коефіцієнта пропускання зразок розташовується у вхідному вікні ІС, а отвір, що залишився при переміщенні зразка перекривається білим відбиваючим еталоном (рис. 1.7). Також існує варіант, який включає в себе дві ІС (рис. 1.8.), за допомогою якого можна визначати коефіцієнти пропускання та відбиття одночасно.

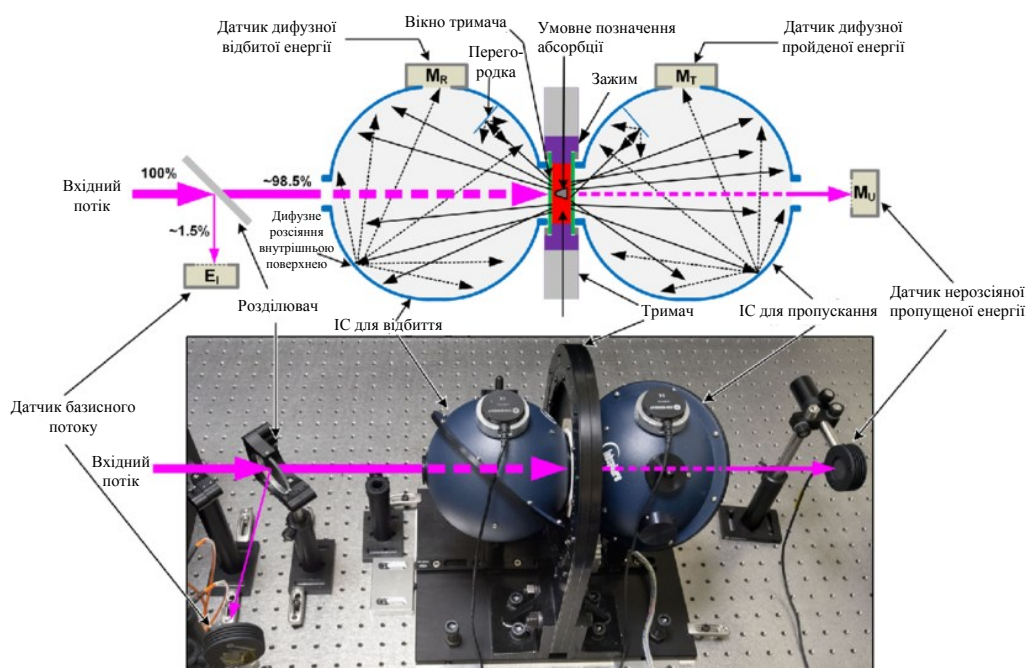


Рис.1.8. Конфігурація фотометру з двома ІС [45]

Суттєвим недоліком фотометрів з ІС є неможливість дослідження фазової функції розсіяння, а відтак і визначення фактору анізотропії розсіяння g . Такі вимірювання здійснюють за допомогою гоніометричних фотометрів [46, 47]. На рис. 1.9 представлений гоніорефлектометр [48] який використовує два джерела світла: ксенонову лампу для УФ-вимірювань та кварцово-галогенну лампу для видимого та ближнього ІЧ діапазонів, а також подвійний монохроматор для вибору довжини хвилі. Світло колімується поза-осьовим параболічним дзеркалом і спрямовують до зразка за допомогою плоского дзеркала. Невелику частину пучка променів спрямовують на детектор, який використовують для компенсації можливих коливань потужності падаючого променя. Тримач зразка розміщується на рухомій платформі, що використовується для переміщення зразка за траєкторією променя таким чином та аби за відстанню переміщення можна було б виміряти повну інтенсивність в початковому положенні [49].

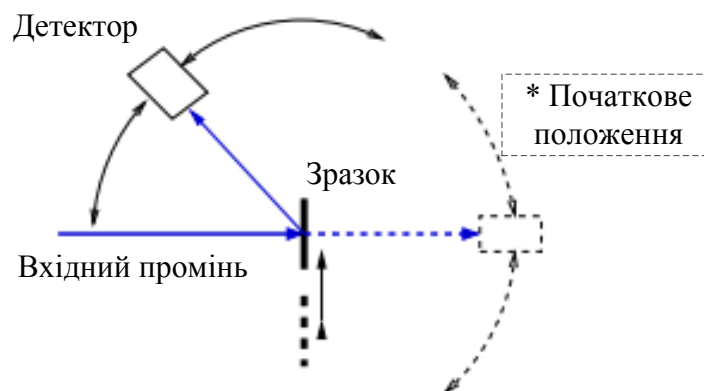


Рис. 1.9. Схема гоніорефлектометра [49]

Детектор встановлено на консолі, яка лежить на поворотній платформі, яка використовується для обертання детектора за полярними кутами навколо зразка. Коефіцієнт відбиття вимірюється при кутах повороту від 10° до 85° з кроком 5° [49].

Можна виділити такі види технічної реалізації біомедичних фотометрів з гоніометром для реєстрації просторового характеру розсіяного випромінювання (рис. 1.10 – рис. 1.12).

1) За типом біологічної тканини (пропускає, відбиває чи пропускає і відбиває світло).

2) Класифікація за принципом стаціонарності детектора та джерела світла (рухомий детектор, рухоме джерело, рухомі обидві складові).

3) За орієнтацією в просторі (в одній площині по горизонталі чи вертикалі, або в межах повного тілесного кута 4π).

Перевагою гоніометричних установок є легкість і задовільна частота дискретизації кутових вимірювань, а основним недоліком є необхідність забезпечення покрокової послідовної реєстрації. Це призводить до значного часу дослідження і зниження достовірності отриманих результатів. Неприйнятність біомедичного експерименту пояснюється мінливістю оптичних властивостей біологічного об'єкта в залежності від змінних в часі характеристик, що описують взаємодію з падаючим світлом, а також параметрами оточуючого середовища і навколишнім середовищем (якщо, звичайно, зразок біологічної тканини не фіксується) [50].

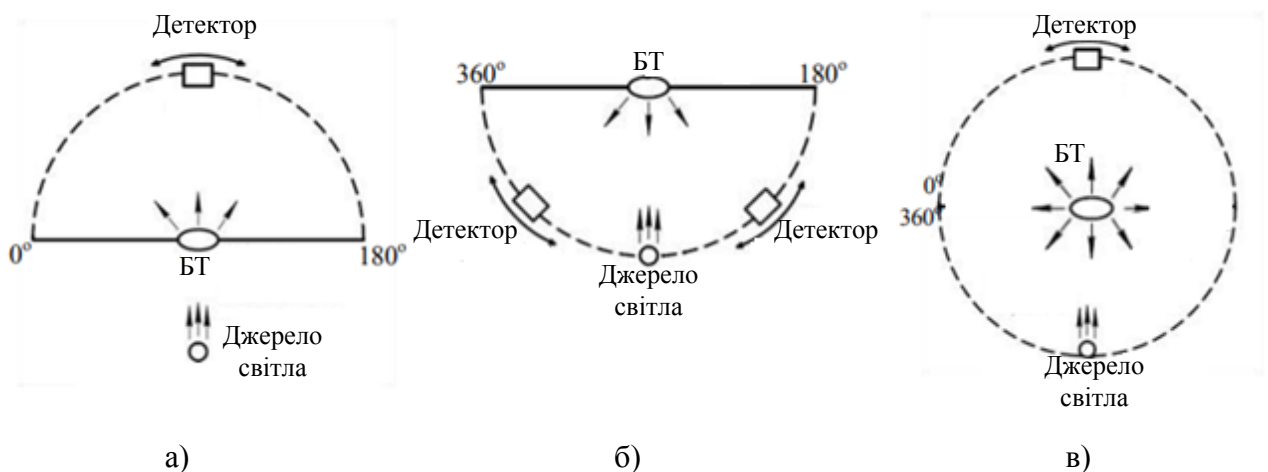


Рис. 1.10. Системи реєстрації оптичного випромінювання в залежності від типу освітлення біологічної тканини: у пропущеному (а); у відбитому (б); у пропущеному і відбитому (в) світлі [50]

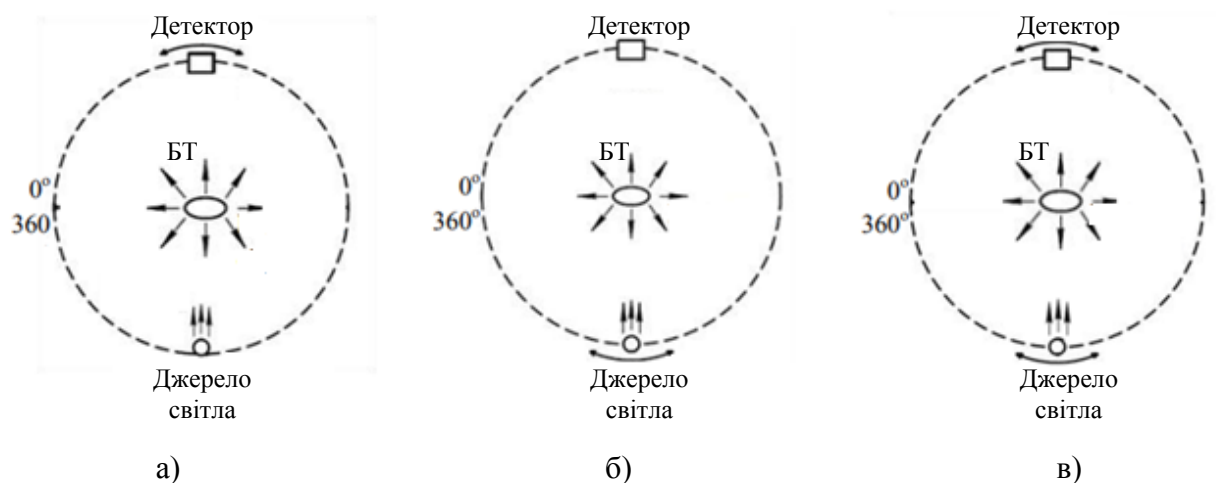


Рис. 1.11. Види розміщення джерела випромінювання і детектора відносно БТ: рухомий детектор (а); рухоме джерело (б); змінне розташування джерела випромінювання і детектора (в) [50]

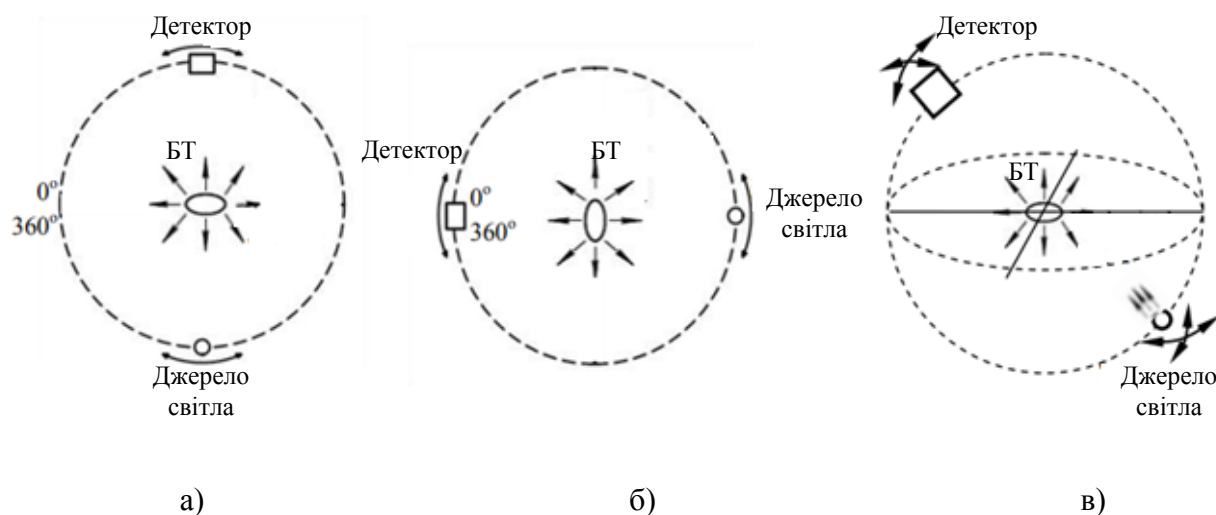


Рис. 1.12. Типи орієнтації приймачів та/або джерел: одноплощинні вертикально (а) або горизонтально (а) орієнтовані; просторово розташовані в межах повного тілесного кута 4π (в) [50]

Ще одним варіантом оптичних систем при конструюванні біомедичних фотометрів розсіяного світла є дзеркальні поверхні обертання [51]. Найчастіше дзеркала мають форму усіченого еліпсоїду і у порівнянні з гоніорефлекторами їх перевага полягає у суттєвому скороченні часу вимірювання [52]. Конструктивно вони є дзеркальними концентраторами [53] (еліпсоїдальними рефлекторами (ЕР)) і застосовуються для дослідження зразків біологічних тканин в умовах *in vivo* та *in vitro* [54].

1.3. Конфігурація, особливості функціонування та калібрування фотометрів з еліпсоїдальними рефлекторами

Еліпсоїдальний рефлектор є оптичним елементом з асферичною поверхнею, утворений шляхом обертання еліпса навколо однієї з його головних осей. Одна з його поверхонь (зовнішня чи внутрішня) є дзеркальною. Розглянемо фотометричні засоби біомедичної діагностики, які містять ЕР.

Рефлектор з поверхнею еліпсоїда обертання з дзеркальною внутрішньою поверхнею (рис. 1.13) призначений для дослідження дифузного відбиття шорсткої поверхні [55]. Він має ортогональні зрізи у фокальних площинах. У першому фокусі еліпсоїда розміщують поверхню дослідження, а в другому – фотодетектор (ФД) (автори використали фотодіод). Джерело світла розташоване з зовні, а за допомогою дзеркала, що розташоване в середині еліпсоїда, направляють вхідний потік через вхідне вікно на об'єкт. Далі світло дифузно відбивається від об'єкта та завдяки дзеркальній поверхні рефлектору направляється на детектор.

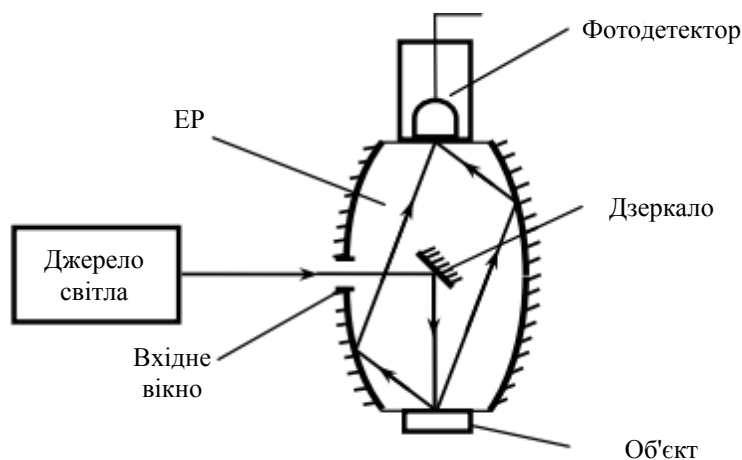


Рис. 1.13. Схема фотометру з дзеркальним еліпсоїдом обертання для вимірювання коефіцієнтів дифузного відбиття [56]

Модифікацією попередньої системи є дозиметр оптичного випромінювання [57] з еліпсоїдальним відбивачем. У цій схемі використовується координатний (матричний) приймач оптичного випромінювання (КПОВ), світло на який потрапляє за допомогою оптичної системи проектувального типу. Наведену (рис. 1.14.а) та наступні (рис. 1.14.б, рис. 1.14.в, рис. 1.14.г) конфігурації можна використати для отримання оптичних коефіцієнтів у пропущеному та відбитому

світлі одночасно за допомогою двох рефлекторів, поміж якими розміщують біологічний зразок.

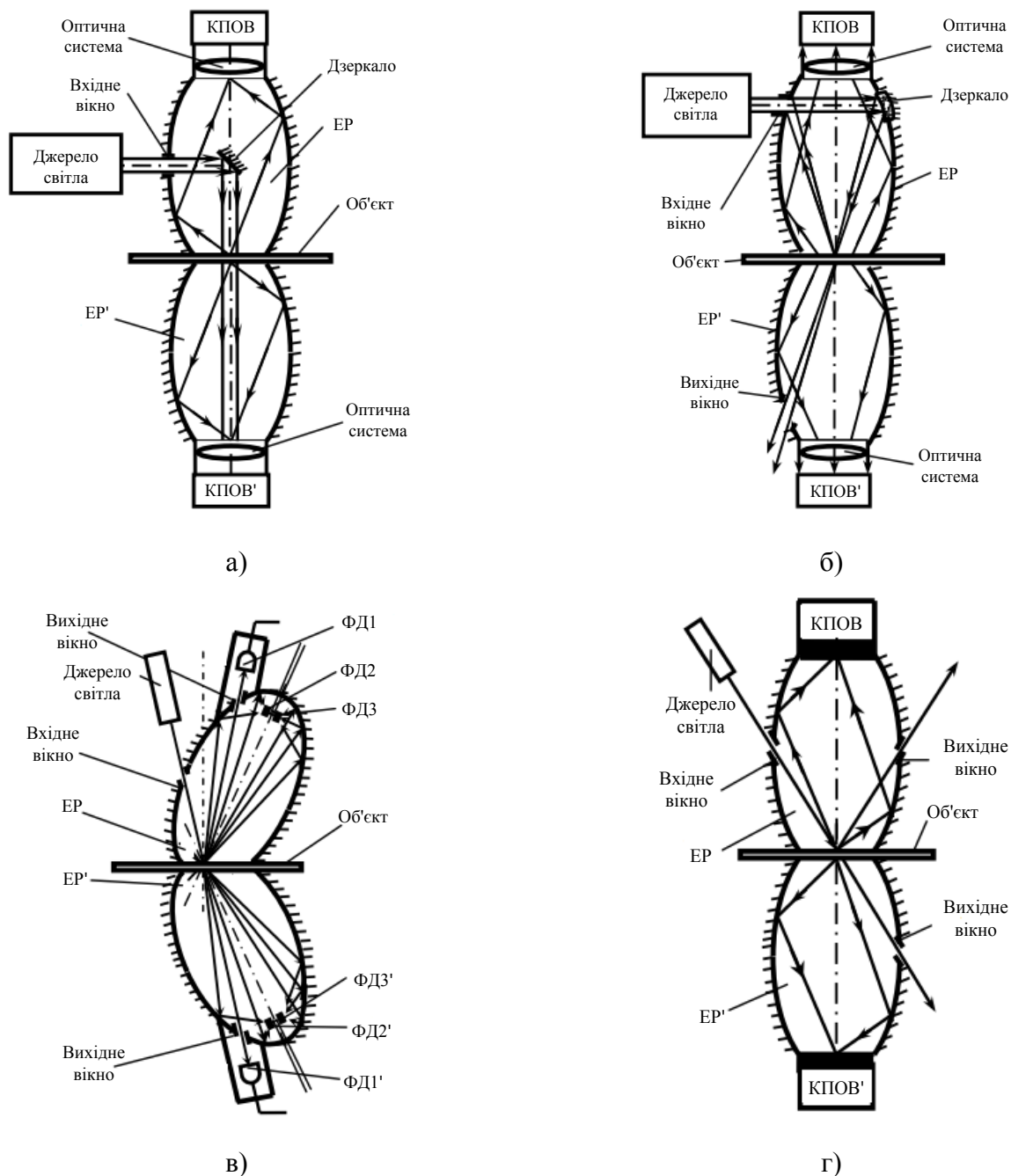


Рис 1.14. Фотометри для визначення оптичних коефіцієнтів у пропущеному та відбитому світлі [56]: а) дозиметр оптичного випромінювання; б) дозиметр оптичного випромінювання з асферичним дзеркалом; в) прилад для контролю шорсткості поверхні; г) прилад для вимірювання оптичного розсіювання

Особливістю будови еліпсоїдальної фотометричної головки (рис. 1.14.б), яка використовується в дозиметрі оптичного випромінювання [58], є, на відміну від попередньої (рис 1.14.а), використання асферичного дзеркала, розміщеного на

бічній поверхні еліпсоїда обертання. При цьому оптичний потік спрямовується вздовж осі, яка не співпадає з віссю еліпсоїда. Дзеркально відбите та пропущене без заломлення випромінювання виходять через вхідне та вихідне вікна відповідно.

Несхожою на попередні є схема пристрою (рис. 1.14.в), запропонована в [59]. У ньому передбачена можливість роздільної реєстрації дзеркальної та дифузної складових. Це досягається за допомогою зрізу еліпсоїду під кутом до осі та використання пари з трьох детекторів, одна з яких розміщена на осях дзеркально відбитого та пропущеного світла (ФД1 та ФД1'). Дві інші пари розміщені у другому фокусі верхнього (ФД2 та ФД3) та нижнього (ФД2' та ФД3') еліпсоїдальних рефлекторів.

У пристрої для вимірювання оптичного розсіяння (рис. 1.14.г) (будова ЕР була розглянута в роботі [56]) запропоновано механізм визначення повного зворотного та пропущеного розсіяння в межах тілесного кута 2π , а дзеркально відбита та пройдена складові виводяться за межі ЕР через вихідні вікна.

Для біомедичних досліджень використовують фотометри з рефлекторами з внутрішньою відбиваючою еліпсоїдальною поверхнею, торці яких ортогонально зрізані вздовж фокальних площин. Вони можуть мати різні конфігурації, що залежить від мети дослідження (у пропущеному світлі, у відбитому світлі, або пропущеному та відбитому світлі одночасно). З огляду на це типовими для подальших досліджень вважатимемо фотометри, схеми яких показані на рис. 1.15.

Функціонування даних фотометрів здійснюється наступним чином. Створене лазером оптичне випромінювання вводять в еліпсоїдальний рефлектор 1 через вхідне вікно 2, а після відбиття від плоского дзеркала 3 направляють на поверхню досліджуваного зразка 4. За рахунок багатократної взаємодії фотонів світла з біологічним об'єктом (неоднорідним середовищем) на його поверхні спостерігають характерну пляму розсіяного назад світла. Зразок розміщують в першій фокальній площині ЕР, а відповідна пляма розсіяного світла проектується у другу фокальну площину ЕР, яка оптично спряжена з площиною світлочутливого детектора за допомогою оптичної системи 5.

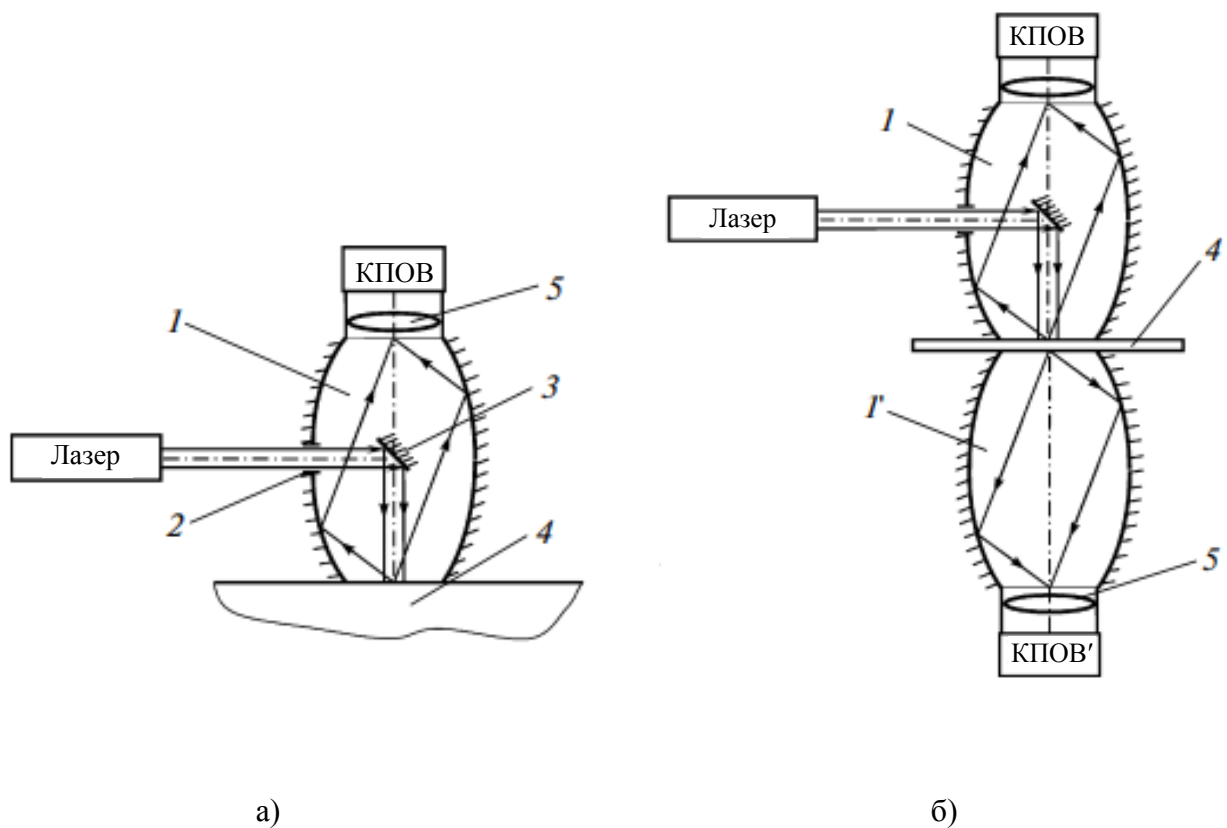


Рис. 1.15. Схеми фотометрів з ЕР для визначення оптичних коефіцієнтів: у відбитому (а), а також відбитому та пропущеному (б) світлі відповідно [28]

На рис. 1.15.б показано застосування ЕР 1 та ЕР 1' у конструкції фотометру для визначення коефіцієнту дифузного відбиття та повного пропускання зразку БТ 4 координатними приймачами оптичного випромінювання КПОВ та КПОВ' [25]. Методи та засоби для реєстрації, побудовані з використанням оптичних камер з ПЗЗ матрицями, підходять для визначення показників яскравості та рівня освітленості на поверхні. Їх часто об'єднують в поняття ПЗЗ фотометрії [60], яке базується на визначенні градацій сірого в отриманому зображенні. Основними перевагами фотометра ПЗЗ камерою є можливість збирання великої кількості даних за короткий час та висока роздільна здатність просторового сканування.

На рис. 1.16. показано просте пояснення формування фотометричного зображення. Потік від джерела світла відбивається певною поверхнею. Частина цього світла проходить через площину реєстрації зображення, що проектується через оптичну систему на сенсорну площину детектора.

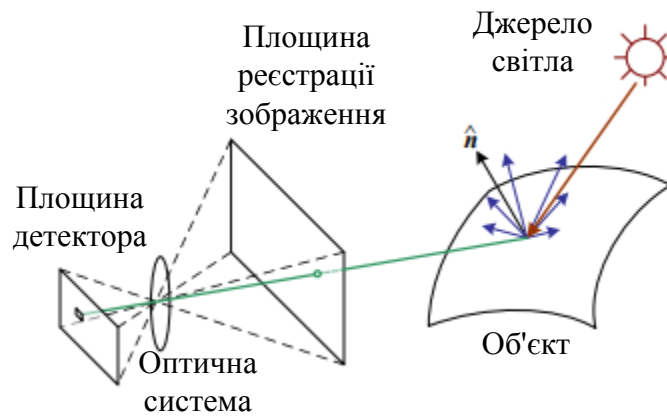


Рис.1.16. Схема формування фотометричного зображення [61]

Аналогічно формується фотометричне зображення і у фотометрі з ЕР, тільки у цьому випадку між зразком та площиною реєстрації зображення розміщений еліпсоїдальний рефлектор. Таким чином у результаті роботи фотометру з ЕР у площині його детектора формується фотометричне зображення яке характеризує просторовий розподіл розсіяного світла в прямому (пропущеному) та зворотному (відбитому) напрямках.

При біомедичних дослідженнях з використанням фотометрів з ІС використовують прямий та непрямий (відносний) метод визначення / калібрування з метою отримання значень оптичних коефіцієнтів. Відносний метод базується на використанні еталонів розсіяння та описаний, зокрема, в стандарті CIE 130-1998. Прямий метод був запропонований Тейлором та має різні реалізації в залежності від конфігурації фотометру. Метод досить зручний, так як дозволяє отримати результати або під час одного вимірювання (двопроменевим спектрофотометром), або шляхом двох послідовних вимірювань без використання еталону (однопроменевим спектрофотометром) [55, 62, 63]. Метод Тейлора справедливий лише за умови, що стінка ІС є ідеальними розсіювачами.

Для визначення оптичних коефіцієнтів у пропущеному та відбитому світлі у фотометром з ЕР використовується метод калібрування за еталоном. Сутність цього методу полягає у послідовному проведенні двох вимірювань – одного для еталону, другого для досліджуваного зразка. За рівнем освітленості

фотометричних зображень у пропущеному та відбитому світлі обчислюють відповідні оптичні коефіцієнти:

$$T_t = \frac{E_{BT}^T \cdot \tau}{E_S^T}; \quad (1.6)$$

$$R_d = \frac{E_{BT}^R \cdot \rho}{E_S^R}; \quad (1.7)$$

де E_{BT}^T та E_S^T – освітленість фотометричного зображення зразка БТ та еталону у пропущеному світлі; E_{BT}^R та E_S^R – освітленість фотометричного зображення зразка БТ та еталону у відбитому світлі, T_t , τ – коефіцієнти повного пропускання зразка БТ та еталону, R_d , ρ – коефіцієнти дифузного відбиття зразка БТ та еталону.

Еталонними вимірюваннями, що дозволяють оперувати значеннями оптичних коефіцієнтів R_{de} , T_{te} є дослідження, що проводять на зразковому метрологічному обладнанні, якими вважають стандартні спектрофотометри з ІС [41, 42]. Таким чином, рутинні вимірювання на фотометрі з ЕР можуть здійснюватися лише за наявності результатів еталонних вимірювань на відповідних стандартах світлорозсіювання, товщина яких відповідає товщині досліджуваного зразка БТ. Оскільки подальша процедура вимірювання за допомогою фотометру з ЕР передбачає отримання відповідних фотометричних зображень цих стандартів різної товщини то, визначення оптичних коефіцієнтів реальних зразків БТ міститиме часозатратний вимірювальний компонент, який може бути оптимізований. З огляду на вище зазначене метою роботи є підвищення ефективності біомедичної фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами шляхом розробки інформаційної системи еталонних вимірювань у відбитому та пропущеному світлі.

1.4. Висновки до першого розділу

1. На підставі проведеного літературного аналізу особливостей взаємодії оптичного випромінювання з біологічними тканинами визначено, що їх основними оптичними властивостями є коефіцієнти поглинання та розсіяння, а також фактор анізотропії розсіяння, які можна визначити за допомогою інверсних методів теорії переносу випромінювання на підставі вимірюваних оптичних коефіцієнтів дифузного, повного, колімованого відбиття та пропускання.

2. У результаті аналітичного огляду функціональних можливостей сучасних фотометрів (спектрофотометрів), що використовуються для визначення оптичних коефіцієнтів, встановлено, що їх основними недоліками є недоступність для рутинних досліджень зразків БТ у відбитому та пропущеному світлі в умовах клінічної лабораторної практики *in vivo* та *in vitro*.

3. Використання додаткових аксесуарів для дослідження світлорозсіяння зразками БТ, як то інтегруючі сфери та гоніометри, не дозволяє здійснювати одночасний просторовий аналіз розсіяного випромінювання у відбитому та пропущеному світлі при однократному вимірюванні, на відміну від інформаційно-вимірювальних систем з еліпсоїдальними рефлекторами, що реалізовані на принципах ПЗЗ фотометрії.

4. На підставі теоретичного аналізу та дослідження функціоналу експериментальних макетів фотометрів з ЕР встановлено, що ефективність визначення оптичних коефіцієнтів дифузного відбиття, повного та колімованого пропускання потребує використання широкої номенклатури еталонів світлорозсіяння у відбитому та пропущеному світлі або напрацювання інформаційної бази еталонних фотометричних зображень з відомими значеннями вимірюваних коефіцієнтів.

РОЗДІЛ 2. Обґрунтування аналітичної моделі та передумов вдосконалення методу калібрування біомедичного фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами

У другому розділі проаналізовано особливості інверсного методу Монте-Карло при фотометрії біологічних тканин еліпсоїдальними рефлекторами, розглянуто метод калібрування фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами та особливості вдосконаленого методу калібрування, сформовано метрологічні засади попереднього калібрування фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами та принципи обробки фотометричних зображень.

2.1. Особливості інверсного методу Монте-Карло при фотометрії біологічних тканин еліпсоїдальними рефлекторами

Як було описано в попередньому розділі, основними оптичними властивостями БТ є коефіцієнти поглинання μ_a та розсіювання μ_s , а також фактор анізотропії розсіювання g , які дозволяють визначати нормальний та патологічний стан досліджуваної БТ. Метод фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами базується на зворотному (інверсному) методі Монте-Карло.

Для пошуку оптичних властивостей БТ при використанні фотометрів з ЕР розроблений алгоритм, що поєднує в собі вимірювання оптичних коефіцієнтів пропускання і відбиття та ітераційний процес моделювання поширення оптичного випромінювання в однорідному одношаровому середовищі певної товщини [28, 64].

Вхідними даними у процесі визначення оптичних властивостей БТ є такі його параметри, як показник заломлення БТ n , отриманий експериментально або з літературних джерел, та товщина зразка БТ d , см, отримана шляхом вимірювання за допомогою мікрометра.

Значення оптичних коефіцієнтів повного пропускання τ та дифузного відбиття ρ для еталону товщиною d (рівної товщині досліджуваного зразка БТ) отримують за допомогою еталонних вимірювань, а величини освітленості E_S^T , E_S^R , E_{BT}^T , E_{BT}^R визначають за фотометричними зображеннями, отриманими

фотометром з ЕР. На підставі експериментально визначених даних за формулами (1.6) та (1.7) обчислюють оптичні коефіцієнти БТ (T_t та R_d).

Для визначення коефіцієнту екстинкції БТ необхідно враховувати тільки ті фотони, що при проходженні через зразок БТ (еталону) суттєво не відхилились від початкового напрямку руху, що відповідає одному-двом актам взаємодії. Також слід звернути увагу, що визначення коефіцієнта μ_t здійснюється на зразках малої товщини l ($l \ll d$), тому для його розрахунку використовують значення виміряного коефіцієнту колімованого пропускання БТ T_c .

$$\mu_t = \mu_s + \mu_a = -\frac{\ln\left(T_c / \left(1 - \frac{(n-1)^2}{(n+1)^2}\right)\right)}{l}. \quad (2.1)$$

Ще одним з параметром, що необхідний для вирішення основного рівняння ТПВ для інверсного методу Монте-Карло, є альбеда Λ :

$$\Lambda = \frac{\mu_s}{\mu_s + \mu_a}. \quad (2.2)$$

Далі задання зводиться до задачі двовимірної оптимізації і полягає в пошуку оптимальних значень альбеда і фактору анізотропії розсіяння [28].

Для визначення цільової функції використовують суму відносних похибок коефіцієнтів повного пропускання та дифузного відбиття отриманих у ході j -тої ітерації моделювання та реального експерименту:

$$f_j = \frac{|R_{dj} - R_d|}{R_d} + \frac{|T_{tj} - T_t|}{T_t}. \quad (2.3)$$

Окрім наведеного методу пошуку значень μ_a , μ_s і g , коли оптимізація відбувається за відповідністю цільової функції заданій точності, можна використати оптимізацію, яка унеможливорює потрапляння цільової функції у

локальні мінімуми. У такому випадку для перевірки результатів визначення оптичних властивостей БТ використовують формули наближеного обчислення [65]:

$$\frac{\mu_s'}{\mu_a + \mu_s'} = \begin{cases} 1 - \left(\frac{1 - 4R_d - T_t}{1 - T_t} \right)^2, & \text{при } \frac{R_d}{1 - T_t} < 0,1 \\ 1 - \frac{4}{9} \left(\frac{1 - 4R_d - T_t}{1 - T_t} \right)^2, & \text{при } \frac{R_d}{1 - T_t} \geq 0,1 \end{cases} \quad (2.5)$$

$$(\mu_a + \mu_s')d = \begin{cases} -\frac{\ln T_t \cdot \ln 0,05}{\ln R_d}, & \text{при } R_d \leq 0,1 \\ 2^{1+5(R_d+T_t)}, & \text{при } R_d > 0,1 \end{cases} \quad (2.6)$$

$$\mu_s' = (1 - g) \mu_s \quad (2.7)$$

Таким чином алгоритм визначення оптичних властивостей БТ за допомогою фотометру з ЕР можна представити наступним чином (рис. 2.1):

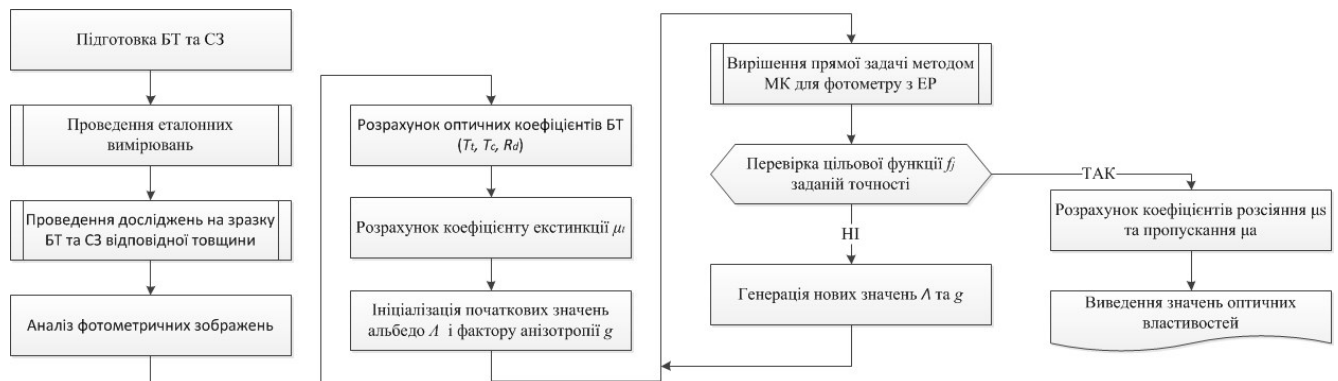


Рис. 2.1. Алгоритм інверсного Монте-Карло для визначення оптичних властивостей БТ за допомогою фотометру з ЕР

Такі блоки алгоритму, як підготовка зразка БТ та стандартного зразку (СЗ), проведення еталонних вимірювань на зразковому спектрофотометрі, проведення досліджень на зразку БТ та стандартному зразку відповідної товщини за допомогою фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами й аналіз фотометричних

зображень зразку БТ та стандартному зразку у відбитому та пропущеному світлі, включають послідовне виконання етапів, що забезпечують процес калібрування фотометру з ЕР.

2.2. Метод калібрування фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами

Як було зазначено в попередньому розділі, значення оптичних коефіцієнтів T_i , R_d , T_c можна отримати непрямим методом, який і покладено в основу методу калібрування фотометру з ЕР. Сутність методу калібрування (рис. 2.2) полягає у проведенні експериментальних досліджень фотометром з ЕР на зразках БТ та еталонах світлорозсіювання і подальшому порівняння рівнів освітленості у відповідній фотоприймальній площині.

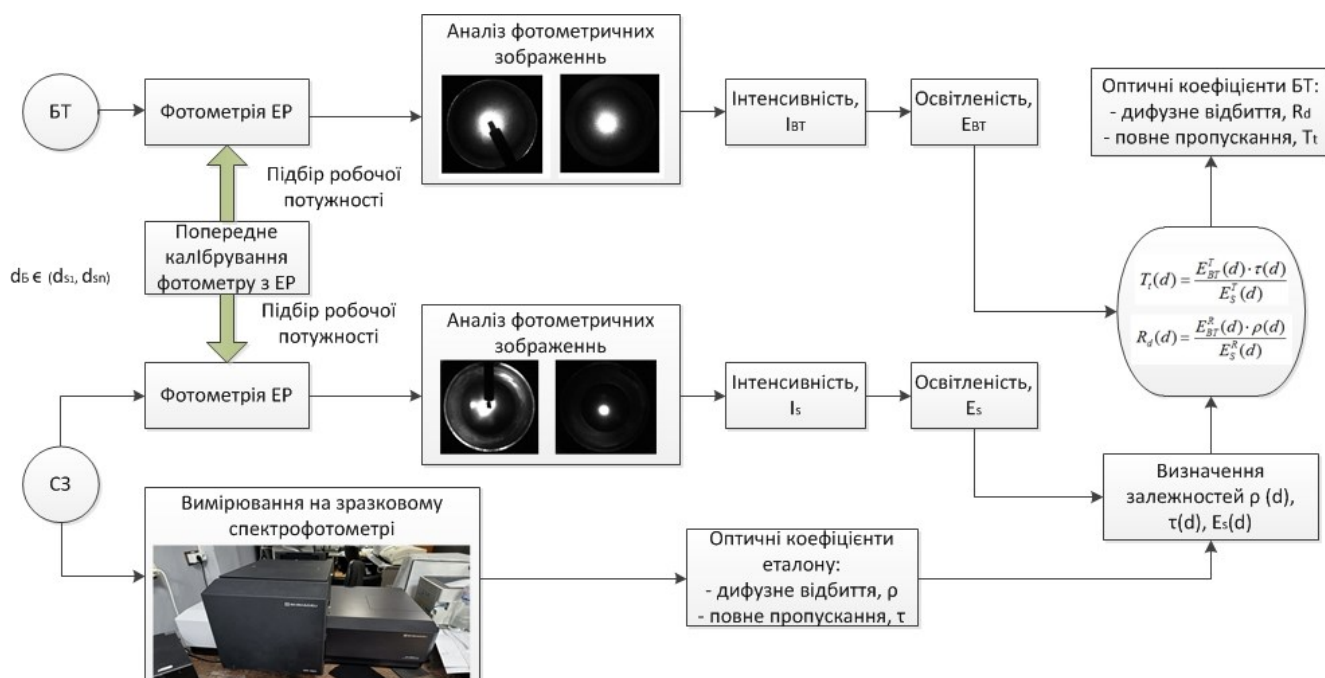


Рис.2.2. Структурно-функціональна схема існуючого методу калібрування фотометру з ЕР

При цьому необхідно співвідносити освітленість зразка БТ та еталону (стандартного зразку) у пропущеному та відбитому світлі з відповідними оптичними коефіцієнтами τ (1.6) та ρ (1.7) еталону, відповідно. До стандартних зразків можна віднести будь-який світлорозсіювальний матеріал виготовлення якого нормується за товщиною та оптичними властивостями відповідними стандартами, технічними умовами тощо. Аналітична модель «класичного» методу калібрування фотометру з ЕР (рис. 2.2) включає реалізацію наступних етапів:

1. Дослідження стандартних зразків на зразковому спектрофотометрі. На цьому етапі проводяться еталонні вимірювання для отримання оптичних коефіцієнтів повного та дифузного пропускання, а також дифузного відбиття. Схеми проведення вимірювань зображені на рис. 2.3.

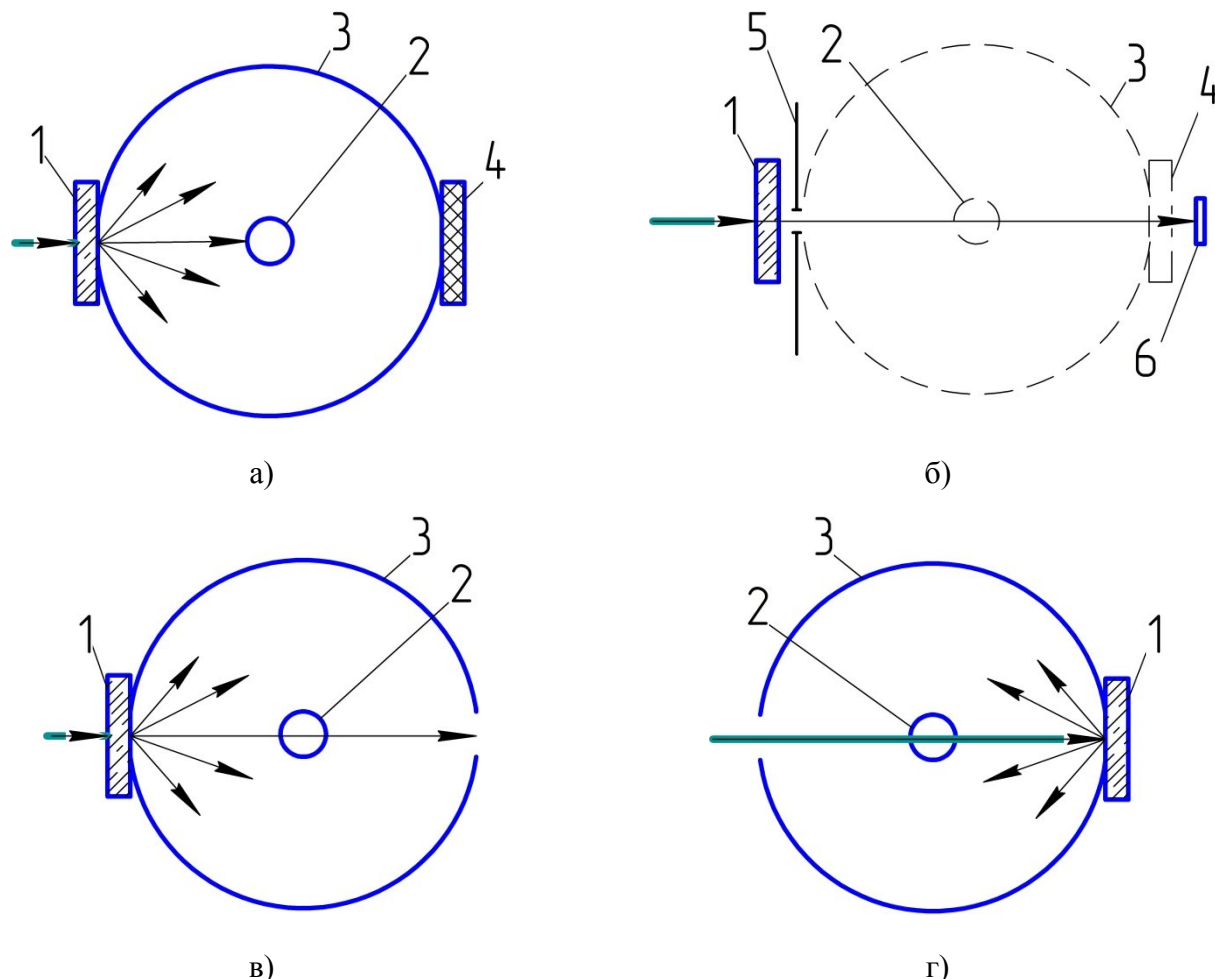


Рис. 2.3 Структурні схеми проведення еталонних вимірювань для визначення повного пропускання (а), колімованого пропускання (б), дифузного пропускання (а) та дифузного відбиття (г): 1 – стандартний зразок; 2 – вихідний отвір; 3 – інтегруюча сфера; 4 – дифузний матеріал, 5 – діафрагма, 6 – детектор.

Так, для отримання повного пропускання (рис. 2.3.а) стандартиний зразок розміщують перед ІС 3, а детектор, розміщений в отворі 2, фіксує рівень освітленості на її стінках. Для отримання колімованого пропускання можна використовувати два варіанти.

Перший (рис. 2.3.б) полягає у тому, що потік світла після проходження через еталон 1 реєструється детектором 6. Для усунення дифузної складової між еталоном 1 та детектором 6 розміщують діафрагму 5 (отвір якої відповідає

розміру вихідного пучка світла). За такого варіанту вимірювань використання інтегруючої сфери 3 є не обов'язковим, оскільки не потрібно реєструвати дифузну складову.

Другий варіант (рис. 2.3.в) передбачає використання ІС 3, а його сутність зводиться до визначення різниці окремо вимірюваних значень повного та дифузного пропускання. У цьому випадку для вимірювання колімованого пропускання відповідний отвір в ІС 3 закривається зразком дифузного матеріалу 4 (наприклад, BaSO_4), як це показано на рис. 2.3.а, а при визначенні дифузної складової – отвір відкривається.

При визначенні дифузного відбиття (рис. 2.3.г) еталон 1 розміщують за ІС 3 а детектор у вихідному отворі 2 реєструє освітленість стінок сфери.

2. Попереднє калібрування фотометру з ЕР. Цей процес полягає у визначенні потужності джерела випромінювання та / або підборі атенюатора (фотометричного клину, ND фільтру, поляризаційного фільтру тощо) таким чином, щоб ПЗЗ матриця працювала в динамічному діапазоні (рис. 2.4). Автоматичне регулювання підсилення, тобто автоматичне регулювання кількості падаючого світла, повинен бути відключений, щоб підтримувати співвідношення вхід/вихід на постійному рівні для будь-якого діапазону вимірюваних значень.

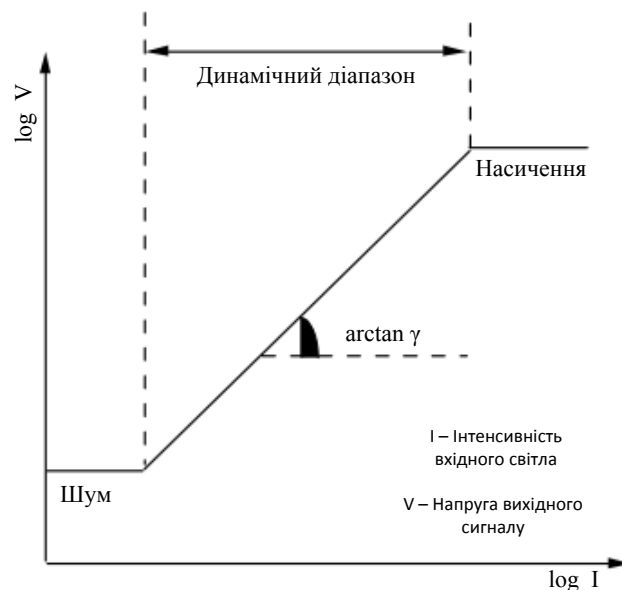


Рис. 2.4. Відгуку ПЗЗ датчика відеокамери [66]

Нахил прямої лінії в логарифмічній шкалі є чутливістю γ , яка є одним із факторів, які користувач може змінити. На рис. 2.4 чутливість показана для $\gamma = 1$ [66].

Існують ще методи калібрування які безпосередньо відносяться до якості самої матриці:

- Зміщені кадри (Bias Frames): це наближені до нульової (якомога коротші) без потрапляння світла на датчик. Вони визначають як пікселі камери реагують на процес зчитування за відсутності будь-якого сигналу.

- Темні кадри (Dark Frames): це експозиції, триваліші за часом, без потрапляння світла в камеру. Вони визначають як пікселі реагують з часом за відсутності світла. При цьому реєструють темновий струм за рахунок теплової активності електронів. Ці калібрувальні зображення також включатимуть сигнал зсуву.

- Плоскі кадри (Flat Frames): це світлові експозиції при рівномірному освітленні всього поля зору джерелом дифузного випромінювання, що потрапляє через об'єктив, фільтри на камеру [67].

3. Отримання фотометричних зображень еталону за допомогою фотометра з ЕР. Для цього можуть використовуватися різні схеми проведення досліджень (рис. 1.15). На рис. 2.5 [68] показана схема фотометру з ЕР для одночасного отримання зображень в пропущеному та відбитому світлі. Освітленість колімованої складової визначається з фотометричного зображення в пропущеному світлі.

Призма розміщується в ЕР 2 за допомогою тубусу. Світло від лазера направляють за допомогою призми через робочий отвір (співпадає з першою фокальною площиною) ЕР на об'єкт, що розміщений між ЕР 1 та ЕР 2. Конуси К 1 та К 2 призначені для запобігання потрапляння фонового світла в оптичну систему ОС 1, ОС 2, яка, в свою чергу, фокусується на другій фокальній площині відповідного рефлексора. За допомогою оптичних систем зображення потрапляє на детектори ПЗЗ 1 та ПЗЗ 2. Компоненти з номерами «1» формують фотометричне зображення у пропущеному світлі, а з номером «2» – у відбитому.

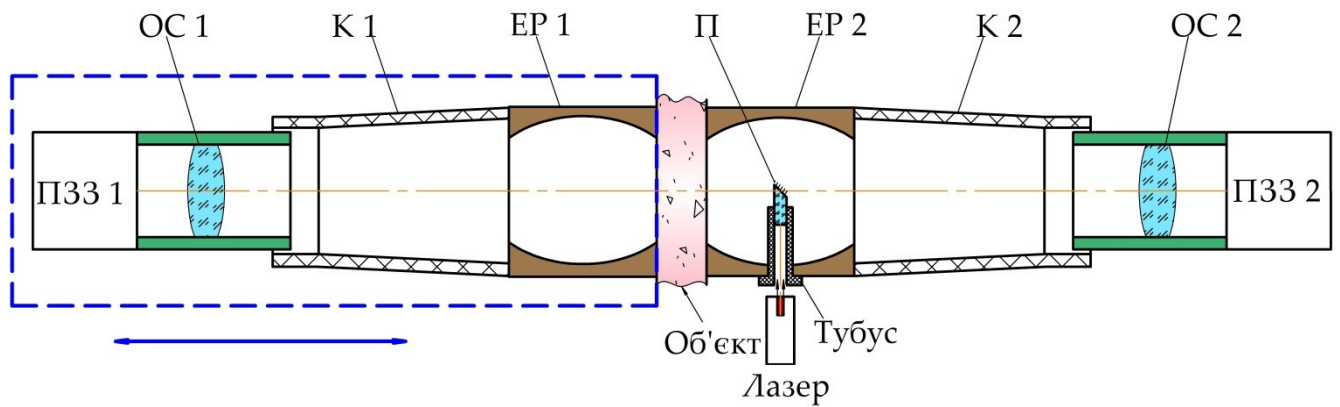


Рис. 2.5 Структурна схема фотометру з ЕР для роботи у пропущеному та відбитому світлі з ПЗЗ детектором: П – призма; К – конус; ОС – оптична система

4. Підготовлення зразка БТ. Для отримання БТ використовують, зазвичай, хірургічний скальпель, а щоб тканина не втрачала своїх властивостей, використовують методи фіксації, наприклад: фіксація рідиною (формалін, етиловий спирт, уранілацетатон, ацетон та інші), кріофіксація, ліофілізація. Для підготування зрізів використовують мікротомі, кріостати, дерматоми, вібростати та інші. На цій стадії обов'язково визначають товщину тканини, а також перевіряють чи заповнює зразок увесь периметр робочого отвору ЕР.

5. Отримання фотометричних зображень зразка БТ у відбитому та пропущеному світлі аналогічно отриманню зображень для еталону.

6. Аналіз фотометричних зображень. У сучасних матричних детекторах для засобів фотометрії використовують дві базові технології на основі: пристроїв із зарядовим зв'язком (ПЗЗ) і комплементарних метал-оксидних напівпровідників (КМОН). Обидві технології можуть успішно використовуватись для фотометрії [67], а основні відмінності ПЗЗ (CCD) і КМОН (CMOS) камер, що призводять до специфічності інтерпретації вихідних характеристик, наведені у таблиці 2.1.

При формуванні цифрового зображення відбувається наступна послідовність процесів:

- 1 – вхідні фотони поглинаються окремим пікселем датчика;
- 2 – один фотон вибиває один електрон з кристалічної структури окремого пікселя датчика;
- 3 – під час зчитування вивільнені електрони перетворюються у напругу;

- 4 – напруга перетворюється в число (pixel value) аналого-цифровим перетворювачем;
- 5 – отримане число, що відповідає кожному окремому пікселю, передається з камери на комп'ютер;
- 6 – формування цифрового зображення на ПК за отриманим значенням pixel value.

Таблиця 2.1. Основні відмінності КМОП та ПЗЗ матриці [67]

Характеристика	КМОП	ПЗЗ
Gain (підсилення)	Регульоване	Фіксоване
Readout Mode (режим зчитування)	Декілька	Один
Saturation behavior (поведінка при насиченості)	Нелінійність	Нелінійність + блумінг (Blooming)
Amplifier glow (світіння підсилювача)	Іноді присутнє; (відсутнє в нових конструкціях)	Відсутнє
Binning (процес біннінгу або групування)	Здійснюється програмним забезпеченні після АЦП	Здійснюється в процесі проходять всередині датчика перед АЦП

Схематично ці процеси показані на рис. 2.6, при чому процеси I – V відбуваються в камері.

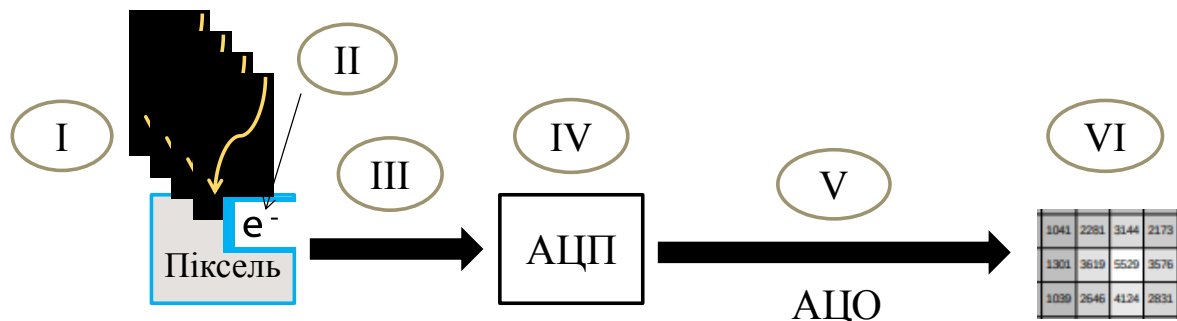


Рис. 2.6. Процес формування цифрового зображення [67]

Квантова ефективність датчика (QE) описує наскільки ідеально відбувається процес вибивання електронів з кристалічної структури датчика під дії фотонів та визначається за формулою:

$$QE = \frac{n_{ph}}{n_e}, \quad (2.8)$$

де, n_{ph} – кількість поглинутих фотонів матрицею, n_e – кількість утворених електронів.

Деякі із сучасних камер досягають QE , що перевищує 80% на певних довжинах хвиль [69]. Такі показники QE більш притаманні для ПЗЗ зі зворотнім освітленням, що досягається завдяки використанню підкладки з високим питомим опором [70]. QE залежить від довжини хвилі, досягаючи піку, як правило, в межах видимого діапазону та зменшується в ультрафіолетовому та інфрачервоному спектрах. Деякі камери (рис. 2.7) мають вищий QE в синій частині спектру, аніж червоній, тоді як інші – працюють ефективніше на червоних довжинах хвиль.

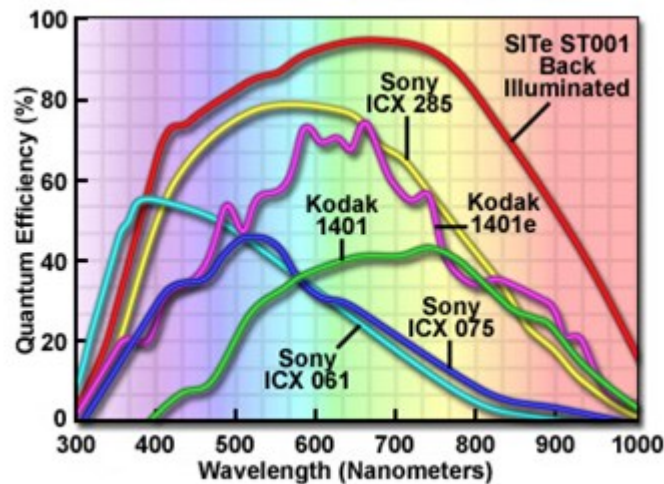


Рис. 2.7 Спектральна залежність квантової ефективності QE різних ПЗЗ матриць [69]

Ще однією властивістю, що характеризує відношення кількості врахованих електронів N_e до зареєстрованої величини ADU (Analog-to-Digital Units – аналогово-цифрова одиниця, наприклад pixel value), є $Gain$ (підсилення):

$$Gain = \frac{N_e}{ADU}. \quad (2.9)$$

Деякі камери забезпечують підсилення $Gain \leq 1$, коли підсумовують кожен врахований електрон. В інших камерах підсилення $Gain > 1$, коли загальну кількість врахованих електронів зменшують, щоб отримати кількість зареєстрованої величини, яку реєструє камера для цього пікселя. У ідеалізованій камері кожен піксель має однакове підсилення, а кількість падаючого світла не впливає на підсилення. У реальних камерах декілька факторів можуть спричинити коливання підсилення в залежності від кількості падаючого світла, які у сукупності характеризуються нелінійністю [67].

Різні виробники камер вкладають окремий зміст у термін «Readout Mode», але в результаті він узагальнює змінні параметри зчитування пікселів зокрема рівень шуму, час, діапазон налаштувань підсилення, динамічним діапазоном. При визначенні яскравості фотометричних зображень керування зазначеними параметрами не надає суттєвих переваг КМОН камерам перед ПЗЗ.

Коли на піксель потрапляє надто багато світла (через занадто тривалу витримку або високу інтенсивність) виникає ефект Saturation, що не дозволяє пікселям передати істинне значення кількості поглинених фотонів в АЦП.

Amplifier glow – це ділянки зображення (переважно периферійної області), які стають яскравішими за прилеглі області внаслідок світлового випромінювання компонентів КМОН камери чи датчика.

Binning пояснює процес групування пікселів з метою збільшення їх ефективного розміру. Існує дві методики, які використовуються для групування; одна з них є унікальною саме для ПЗЗ камер. Ці методики відрізняються тим, чи виконується об'єднання пікселів до того, як піксельний заряд надходить в АЦП, чи відбувається після аналого-цифрового перетворення. Групування перед АЦП зменшує кількість циклів аналого-цифрового перетворення, зменшуючи кількість шуму зчитування в згрупованому пікселі. Об'єднання після АЦП, яке використовується у КМОН, камерах призводить до того, що шум від кількох

аналого-цифрових перетворень об'єднується в остаточний згрупований піксель. Окрім зазначених, характеристиками, що описують відмінності КМОН та ПЗЗ, є: Offset (зсув), Thermoelectric cooling (термоелектричне охолодження), Shutter (затвір), Support for live video (підтримка потокового відео).

Як самостійні методи або підвиди відеографії та апертурної фотометрії, принципи ПЗЗ фотометрії є основою для систем, призначених для оцінки яскравості точкових джерел світла або протяжних зон освітленості області інтересу на фотометричному зображенні. Колір або рівень відтінків сірого, вимірний у значеннях пікселів, найчастіше асоціюється з яскравістю досліджуваного об'єкта [71]. Також слід зауважити, що для апертурної фотометрії доцільно використовувати тільки монохромні камери [67].

Важливою характеристикою ПЗЗ камер є біт, що описує діапазон кількісних даних, отриманих із зображення. Розмірність біта вказує на кількість розрядів у бінарному коді, що характеризує відтінок сірого кожного окремого пікселя. Система з більшою розрядністю здатна розрізняти дрібні відмінності в зображення краще, ніж система з меншою розрядністю. Наприклад, 16-бітне цифрове зображення набагато «глибше», ніж 8-бітне, і тому воно може бути кориснішим для кількісного аналізу. Ця здатність відповідає співвідношенню кількості відтінків сірого для різних систем. У 8-бітній камері зміна одного відтінка (рівня) сірого відповідатиме зміні 256 ($2^{16}/2^8=256$) рівнів сірого в 16-бітній камері. Очевидно, що більш бажаною є система з більшою розрядністю, оскільки вихідні дані чутливіші до малих змін у зображенні [72]. Проте більшість аналітичних методів працюють із зображеннями з розширенням JPEG, BMP, TIFF, AVI або MP4, є 8-бітними.

Цифрове зображення можна визначити як двовимірну функцію $f(x,y)$, де x і y є просторовими (площинними) координатами, а амплітуда f у будь-якій парі координат (x,y) вважається інтенсивністю або рівнем сірого кожного окремого пікселя в конкретний момент часу [73]. При умові, що канал захоплення кадрів має 8-бітний АЦП, значення кожного пікселя може бути в діапазоні чисел (pixel value) від 0 до 255, де 0 відповідає повністю чорному пікселю (найменшій

інтенсивності) , а 255 – білому пікселю (найбільшій інтенсивності з урахуванням *Gain*) (рис 2.8).

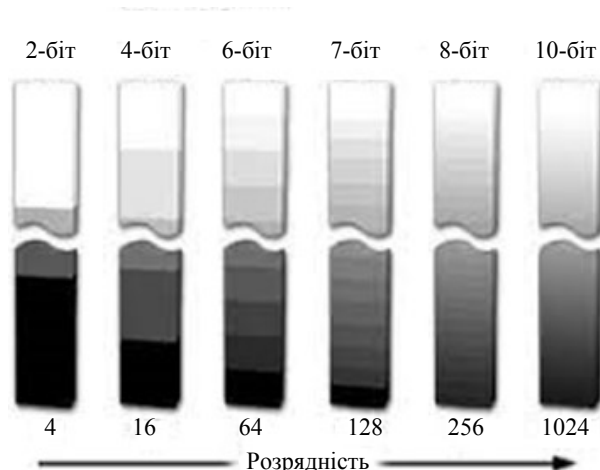


Рис. 2.8. Градація відтінків (рівнів) сірого [74]

На фотометрі з ЕР отримують цифрові зображення, які називають фотометричними [75], з освітленістю, що виражена сумою рівнів сірого набору пікселів, розміщених в окремій його (зображення) зоні в межах області інтересу:

$$E = \iint_S f(x; y) dx dy \quad (2.10)$$

Тобто освітленість E представляє собою об'єм (рис. 2.9), утворений поверхнею з функцією $z=f(x;y)$, площиною $z=0$ та фігурою з площею S в межах області інтересу ROI .

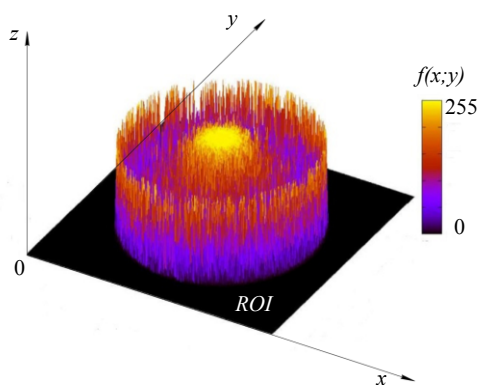


Рис. 2.9. 3D фотометричне зображення освітленості E робочого отвору фотометру з ЕР

Фігура з площею S є частиною фотометричного зображення, обмеженого робочим отвором ЕР (колом), яка в пікселях буде мати форму багатогранника. У залежності від програмної реалізації при визначенні інтенсивності в пікселях центр та радіуси кіл можуть визначатись по різному. Центрування здійснюється за центральним пікселем (рис. 2.10.а), якщо розмір ROI має непарну кількість рядів та стовпців пікселів, або за умовною точкою центру (рис. 2.10.б) – при парній кількості рядів та стовпців пікселів.



Рис. 2.10. Центрування фотометричного зображення за: центральним пікселем (а); умовною точкою центру (б)

Також відмінності можуть виникати при врахуванні освітленості граничних пікселів, що знаходяться на межі відповідної зони аналізу. Перший варіант – це включати в зону аналізу всі пікселі, що повністю або частково в неї потрапили (на рис. 2.11 враховуються червоні та білі пікселі). Другий варіант – враховувати тільки ті пікселі, більша частина площі яких перекривається радіусом відповідного кола (на рис. 2.11 слід враховувати тільки білі пікселі). Пікселі, що входять до складу відповідної фігури на підставі окреслених критеріїв, вважатимемо активними пікселями фотометричного зображення.

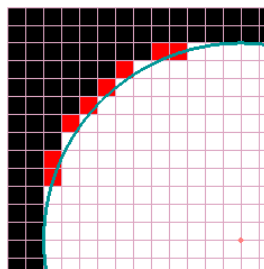


Рис. 2.11. До пояснення врахування пікселів

7. Визначення оптичних коефіцієнтів БТ. Для визначення оптичних властивостей БТ необхідно використовувати стандартні зразки різної товщини. За результатами експерименту на зразковому фотометрі визначають залежність дифузного відбиття, повного пропускання від товщини d та представляють їх у вигляді функцій $\rho(d)$ та $\tau(d)$, відповідно. Також окремо визначається коефіцієнт колімованого пропускання T_c на найменшій товщині стандартного зразку.

На підставі визначених величин освітленості зразка БТ та стандартного зразку у пропущеному $E_{S,}^T$, E_{BT}^T та відбитому $E_{S,}^R$, E_{BT}^R світлі для конкретної товщини, а також формул (1.6) та (1.7) можна отримати оптичні коефіцієнти БТ:

$$T_t(d) = \frac{E_{BT}^T(d) \cdot \tau(d)}{E_S^T(d)}; \quad (2.11)$$

$$R_d(d) = \frac{E_{BT}^R(d) \cdot \rho(d)}{E_S^R(d)}; \quad (2.12)$$

$$T_c(d) = \tau_c(d) \cdot \frac{E_{BT}^c(d)}{E_s^c(d)}. \quad (2.13)$$

Вирази (2.11) – (2.13) є вхідними даними інверсного методу Монте-Карло при фотометрії дзеркальними еліпсоїдами обертання у випадку однорідного одношарового біологічного середовища.

Внаслідок значного об'єму часу на проведення типових та рутинних еталонних вимірювань зазначений метод калібрування є досить трудомістким. Одне вимірювання на зразковому фотометрі займає близько 10 хвилин, а таких вимірювань для отримання залежності оптичних коефіцієнтів від товщини потрібно виконати багато (чим більше, тим точніша отримана залежність). При цьому час на вимірювання потрібно збільшити вдвічі, оскільки зразкові фотометри (спектрофотометри) не дозволяють одночасно проводити дослідження на відбиття та пропускання. Наступний аналіз цифрових зображень, отриманих на фотометрі з ЕР для стандартних зразків займає приблизно стільки ж часу. Значні

незручності, також, викликає рутинне опрацюванню бази даних (БД) отриманих результатів, що може бути причиною помилок в обчисленнях.

2.3. Особливості та прикладна реалізація вдосконалення методу калібрування біомедичного фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами

Етапи багатократних вимірювань, а саме: дослідження еталонів на зразковому фотометрі (етап 1); попереднє калібрування (етап 2), отримання фотометричних зображень (етап 3) та їх аналіз (етап 6) для еталонів за допомогою фотометру з ЕР, можна оптимізувати шляхом впровадження інформаційна система біомедичного фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами ІСБМФЕР (рис 2.12).

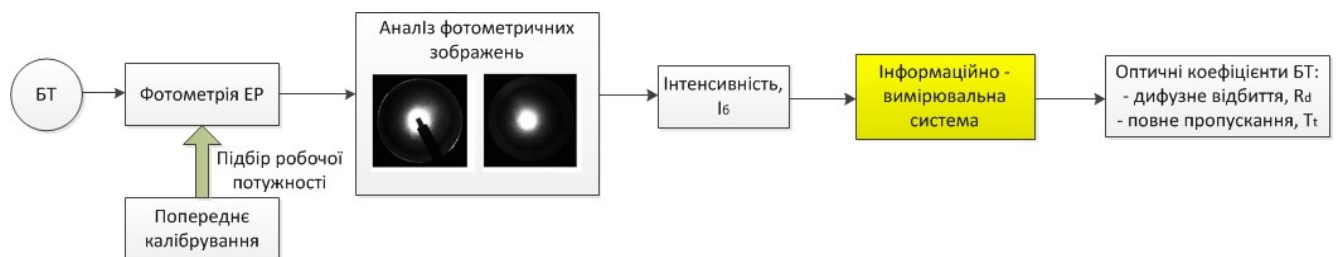


Рис.2.12. Структурно-функціональна схема методу вимярювання оптичних коефіцієнтів фотометру з ЕР

Її реалізація полягає у розробці спеціалізованого програмного забезпечення на основі математичних моделей, що описують залежності освітленості фотометричних зображень від товщини, потужності для стандартних зразків у пропущеному та відбитому світлі, на підставі аналізу створених БД спектральної залежності оптичних коефіцієнтів стандартного зразку різної товщини. Крім запропонованого варіанту можна використовувати вдосконалену модель фотометру з ЕР. Така оптимізація функціональних можливостей калібрування фотометру з ЕР дозволить зменшити трудомісткість досліджень та їх тривалість шляхом автоматизації окремих етапів.

Умовно ІСБМФЕР (рис. 2.13) складається з: 1) бази даних, утвореної за результатами вимірювання оптичних коефіцієнтів стандартних зразків та отримання фотометричних зображень; 2) зонного аналізу фотометричних

зображень; 3) програмного забезпечення (ПЗ) для визначення оптичних коефіцієнтів БТ.

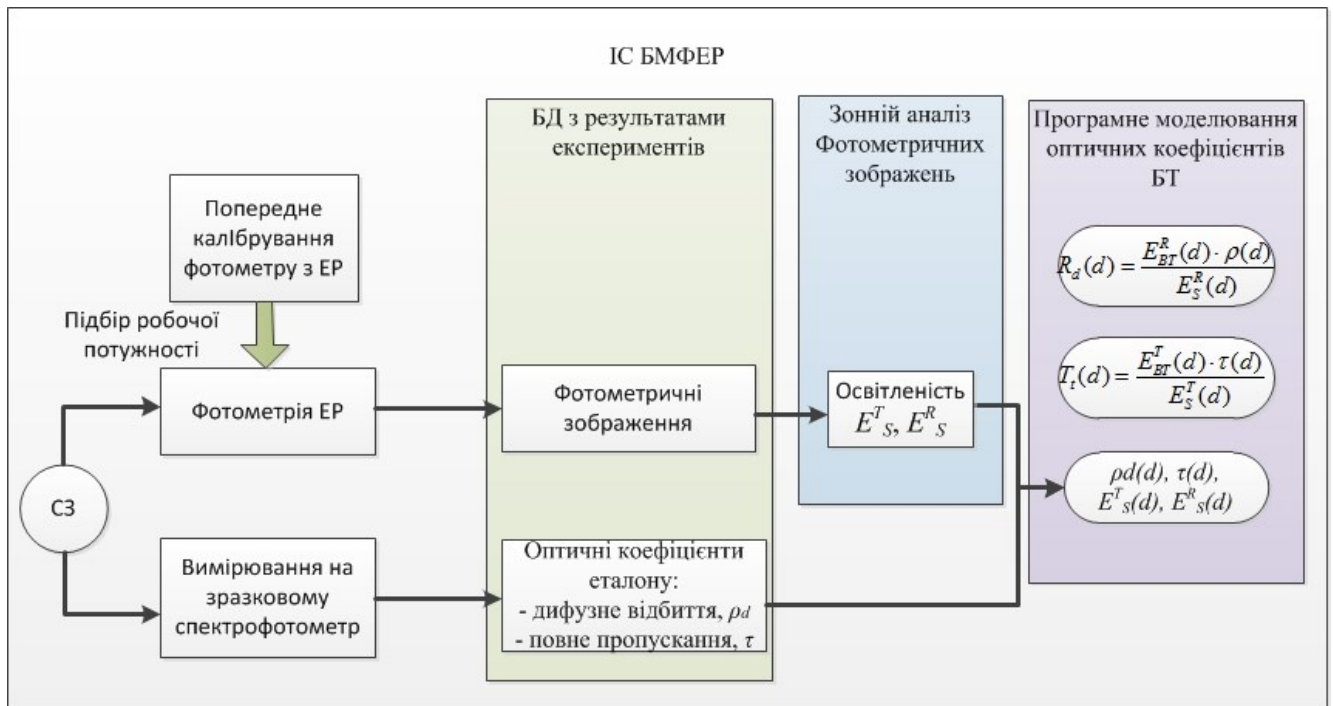


Рис. 2.13. Структура ІСБМФЕР

Для створення БД потрібно:

- здійснити еталонні вимірювання;
- провести попереднє калібрування фотометру з ЕР;
- отримати фотометричні зображення світлорозсіюння стандартними зразками.

Зонний аналіз фотометричних зображень стандартних зразків виконується для отримання значень освітленості робочого отвору фотометру з ЕР у пропущеному та відбитому світлі.

Для розробки програмного забезпечення необхідно:

- описати математичну модель залежності оптичних коефіцієнтів стандартних зразків від їх товщини;
- визначити математичну модель залежності освітленості фотометричних зображень стандартних зразків від їх товщини та від зміни вхідної потужності;
- здійснити алгоритмізацію та розробити відповідне ПЗ.

У випадку, коли функціонал біомедичного фотометру з ЕР обмежений визначення лише інтегральних показників (коефіцієнту повного пропускання та

дифузного відбиття) і не має на меті просторового аналізу розсіяного світла [23, 76], то отримання фотометри зображень позбавлене сенсу. Тоді ПЗЗ матриць можуть бути замінені одно-елементними фотодетекторами (ФД), а схема фотометру набуде вигляду показного на рис. 2.14.

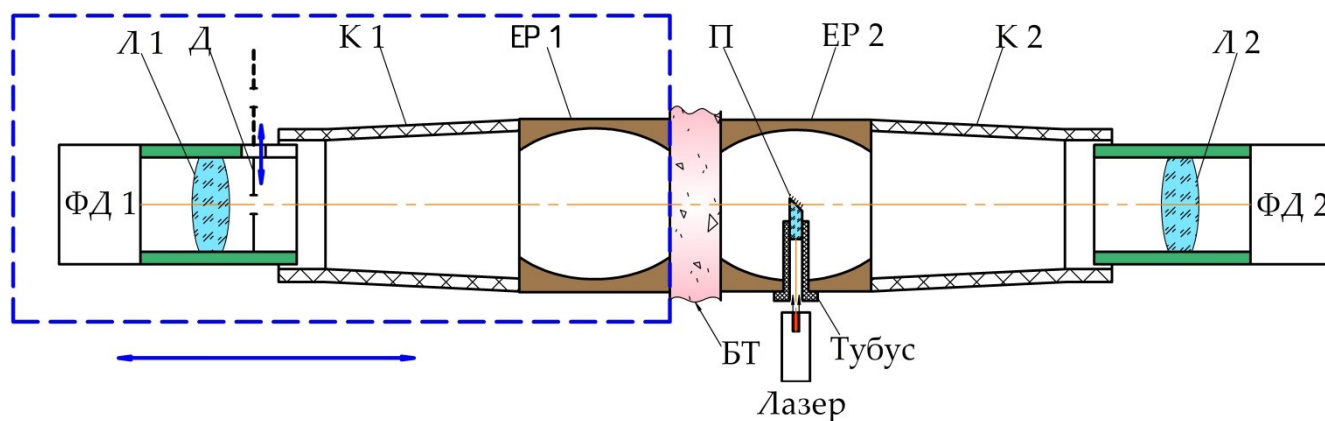


Рис. 2.14. Фотометр з одно-елементними фотодетекторами

Принцип роботи залишається подібним, потік випромінювання від лазера крізь тубус спрямовується на призму П, яка змінює напрямок випромінювання на 90° . Далі колімоване випромінювання потрапляє на зразок БТ і розсіюється ним в прямому та зворотному напрямках. Відповідні частини фотометру, що складаються з еліпсоїдальних рефлекторів ЕР, лінз Л, конусів К забезпечують збирання та фокусування розсіяного світла в чутливій площині фотодетекторів ФД. Діафрагма Д може вводитись в хід променів, для визначення колімованого пропускання.

2.4 Метрологічні засади попереднього калібрування фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами

Як зазначено вище (п.п. 2.2) при роботі з ПЗЗ може виникати явище насичення (Saturation) та, як наслідок, розмиття (Blooming) (рис. 2.15). Вони пов'язані між собою та спостерігаються за умов, при яких досягається або кінцева ємність заряду окремих фотодіодів, або максимальна ємність перенесення заряду ПЗЗ.

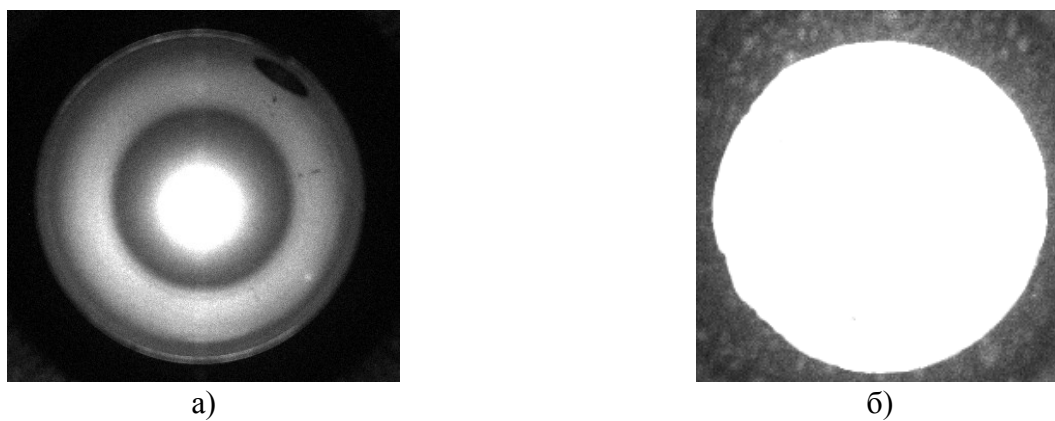


Рис. 2.15. Приклад фотометричних зображень: без насичення (а); з розмиттям (б)

Ємність (у Фарадах) заряду ПЗЗ-матриці може бути обмежена характеристиками окремих пікселів (фотодіодів) або самою матрицею, яка визначається максимальною кількістю зібраного та переданого заряду, при сталих технічних характеристиках продуктивності. Цю межу ємності називають рівнем заряду насичення (saturation charge level) [77]. Коли ця межа досягається – окремий піксель або ПЗЗ-матриця в цілому є насиченою, а перевищення рівня насиченості призводить до появи розмитих артефактів на зображеннях.

Коли робота матриці обмежена лише лінійною частиною заповнення потенціальної ями, ПЗЗ працює як фотометричний детектор, придатний для кількісних вимірювань. Цілком ймовірно, що для багатьох ПЗЗ-камер система буде працювати за межами діапазону лінійної характеристики до появи явища розмиття зображення. Незважаючи на те, що існує безліч різних механізмів для мінімізації ефектів розмиття у пристроях із зарядним зв'язком, залежно від конкретної конструкції ПЗЗ та типу програми, зазвичай, краще розпізнавати та уникати умов насичення, ніж покладатися на заходи щодо запобігання розмиття [78].

Вимірювання фотоелектричними приймачами часто вимагає застосування фотометричного приладу, який тим чи іншим способом створює нормований ряд освітленості або яскравості, чи дозволяє плавно змінювати ці величини на світлочутливі поверхні. Таким приладом, зокрема, є калібрувальний ослаблювач (атенюатор) світла або калібрований інтегральний освітлювач [79]. ND-фільтри (Neutral Density фільтри) також широко використовуються як альтернативне

рішення в системах калібрування освітленості для зниження її рівня [80]. Також, як атенюатор можна використовувати фотометричний клин. У цьому випадку фотометри вважають клиновими (Wedge Photometer) [39], у конструкції яких клин використовується не для калібрування фотоприймача, а для ослаблення референтного пучка у другому каналі фотометру.

Попереднє калібрування фотометру з ЕР полягає в пошуку меж, при яких залежність між входом і виходом ПЗЗ-матриці буде лінійним (рис. 2.16). Це свідчитиме про те, що матриця буде працювати у лінійному динамічному діапазоні. По вертикальній шкалі відкладається рівень освітленості цифрового зображення (*pixel value*) ($min=0$, $max=2^x$, де x – бітовість матриці) [81, 82], а по горизонтальній – вхідне значення освітленості, що падає на камеру. За таких умов на результати вимірювань не буде впливати рівень шуму (величина власного теплового шуму матриці + шум переносу заряду + величина похибки аналого-цифрового перетворення) та не буде досягнуто рівня насиченості.

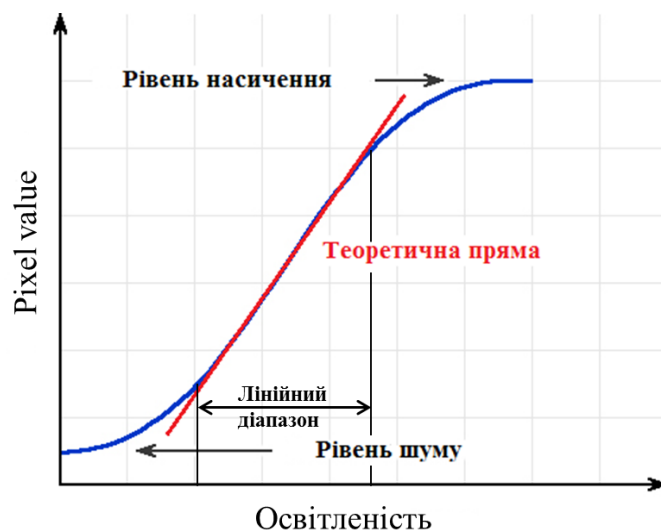


Рис. 2.16. Характеристична крива ПЗЗ матриці

Калібрування виконується за допомогою набору атенюаторів зі змінним коефіцієнт ослаблення. При роботі з стандартними зразками процедуру попереднього калібрування доцільно проводити для зразків найменшої та найбільшої товщини, а також для зразку з товщиною для якого спостерігається пік

значення коефіцієнту дифузного відбиття. Схематично процедура попереднього калібрування зображена на рис.2.17.

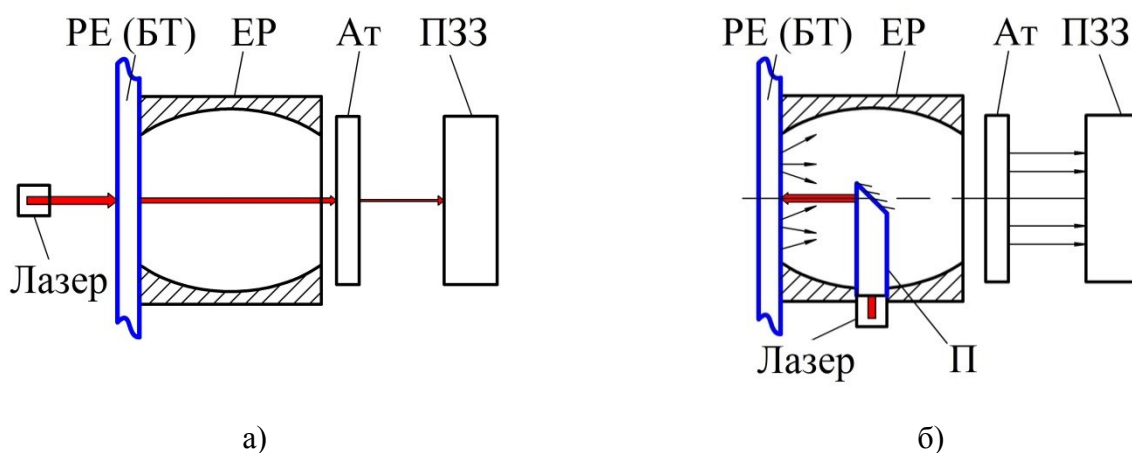


Рис.2.17. Попереднє калібрування фотометру з ЕР у пропущеному (а) та відбитому (б) світлі

Потік випромінювання виходить з лазера та потрапляє на зразок (стандартний зразок або біологічну тканину), далі світло проходить (відбивається) від нього та потрапляє у ЕР. Між фокальною площиною рефлектора та ПЗЗ розміщується атенюатор, який зменшує освітленість на матриці. З отриманих фотометричних зображень визначають освітленість у *pixel value* для дискретної вхідної величини. Наступним кроком є визначення діапазону (рис. 2.16), у якому зміна освітленості відбувається лінійно.

2.5 Принципи обробки фотометричних зображень

При використанні біомедичного фотометра з еліпсоїдальними рефлекторами та фотодетектором на основі ПЗЗ-матриці отримують фотометричні зображення, що характеризують просторовий розподіл розсіяного світла. Інтегральні характеристики дифузного відбиття а також повного та колімованого пропускання як для стандартних зразків так і для зразків досліджуваної БТ, формуються сумарним значенням яскравих пікселів по всьому полю фотометричних зображень. Ці характеристики співвідносяться з відповідними оптичними коефіцієнтами [32], які разом з альбедо та фактором анізотропії розсіяння використовують для визначення оптичних властивостей БТ методом ІМК.

На рис. 2.18 показані елементи, що пояснюють принципи обробки фотометричних зображень [76]. Процес обробки вимагає визначення області інтересу *ROI* (рис. 2.9) та радіальної точки симетрії (рис. 2 10) для кожної серії двовимірних фотометричних зображень. Конструкція еліпсоїдального рефлектору є аксіально симетричною, а конфігурація фотометру розроблена таким чином, що область зображення обмежується робочим отвором ЕР, радіус якого дорівнює фокальному параметру еліпсоїда обертання [83, 84]. При цьому чутлива частина ПЗЗ-матриці прямокутником і програмні засоби реєстрації зображень дозволяють формувати знімки прямокутної форми. Тому область інтересу - це прямокутник, в який вписано коло з радіусом, що дорівнює фокальному параметру еліпсоїда.

Якщо область інтересу обмежена прямокутником, сторона якого містить непарну кількість рядків пікселів, точкою радіальної симетрії є центральний піксель фотометричного зображення. У іншому випадку точка радіальної симетрії формується чотирма центральними пікселями фотометричного зображення. Радіальна точка симетрії використовується при розрахунку рівня яскравості окремих ділянок зображення, які мають форму кіл із різними радіусами [76, 68].

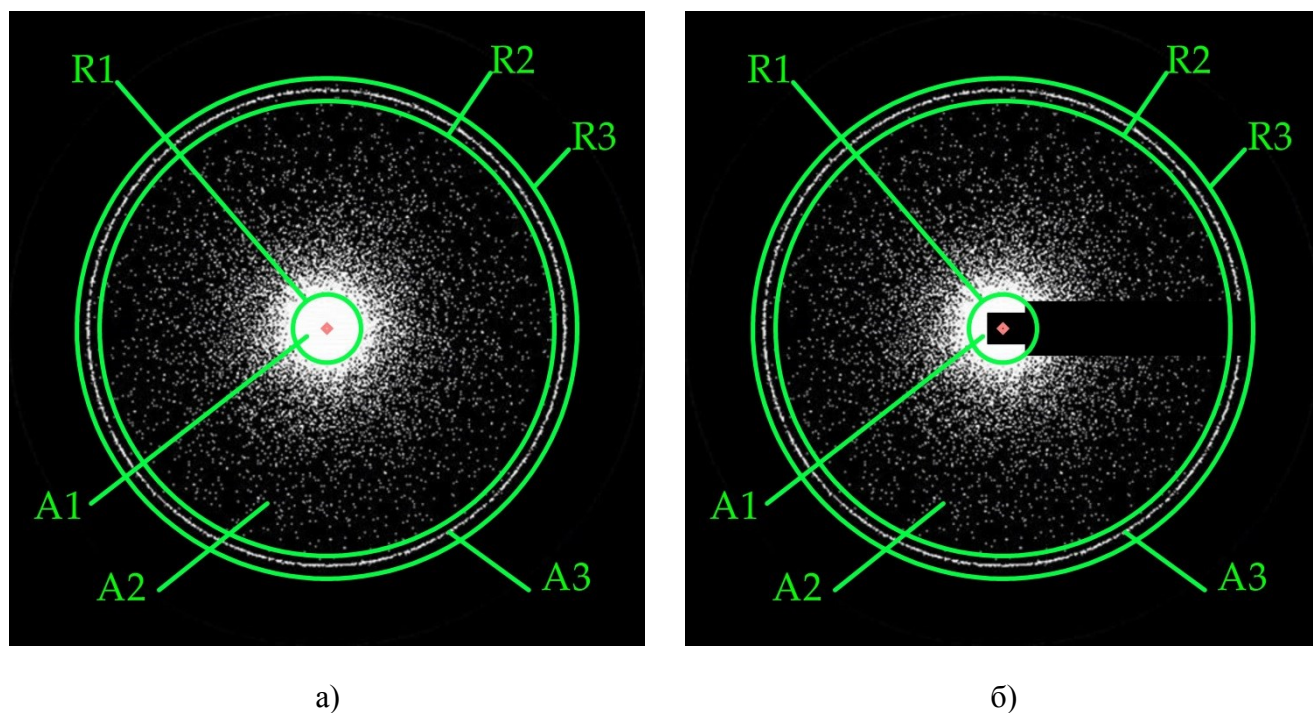


Рис.2.18. Схема обробки фотометричних зображень: у пропущеному (а) та відбитому (б) світлі [68]

Радіальна точка симетрії грає ключову роль у визначенні рівня освітленості окремих областей зображення, які мають форму кола з різними радіусами, такими як R_1 , R_2 і R_3 . Зазвичай радіус R_1 відповідає радіусу падаючого колімованого променя (або радіусу кола, в яке вписаний малий прямокутник, як показано на рис.2.18.б для вимірювань у відбитому світлі). При цьому освітленість кола A_1 є максимальною. Радіуси R_2 і R_3 встановлюються однаковими для усієї серії оброблюваних зображень за результатами одного експерименту.

Рівень освітленості обчислюється як співвідношення яскравості пікселів, розташованих у кільцях A_2 і A_3 , обмежених парою радіусів R_1 і R_2 , R_2 і R_3 , до площі цих кілець відповідно. Конструктивні елементи (тубус і призма), які потрапляють у поле зору, створюють затемнені прямокутники на фотометричних зображеннях (рис. 2.18.б). Однак, їх наявність можна віднести до систематичної похибки, що не впливає на визначення рівня освітленості кілець A_2 і A_3 у відбитому світлі. Для автоматизованого пакетного визначення рівня освітленості в кільцях A_2 і A_3 використовується програмне забезпечення, аналогічне до IRIS [85] (Christian Buil), для обробки фотометричних зображень у відбитому та пропущеному світлі.

2.6. Висновки до другого розділу

1. На підставі аналізу інверсного методу Монте-Карло для визначення оптичних властивостей біологічних тканин вдосконалено алгоритм його застосування на основі методу порівняння світлорозсіяння стандартними зразками, що дозволило визначати передумови калібрування біомедичного фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами.

2. Систематизовано етапи реалізації методу калібрування фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами, що дозволило визначити ті складові методу, програмна або апаратна імплементація яких не потребуватиме тривалих еталонних вимірювань та рутинного опрацювання даних.

3. Запропоновані програмно-апаратні засади вдосконалення методу калібрування біомедичного фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами що дозволило сформулювати основні задачі для створення відповідної бази даних та розробки програмного забезпечення.

4. Обґрунтовано метрологічні особливості попереднього калібрування фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами та принципи зонного аналізу фотометричних зображень, що дозволило встановити граничні вимоги до проектування прототипу інформаційної системи реалізації вдосконаленого методу.

РОЗДІЛ 3. Програмно-апаратна реалізація вдосконаленого методу калібрування фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами

У третьому розділі обґрунтовано вибір стандартних зразків для калібрування фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами та проведено їхнє дослідження на зразковому фотометрі, розроблено прототип фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами для чого необхідно було обґрунтувати вибір фокального параметру та коефіцієнта стискання еліпсоїдального рефлятора, розроблено алгоритм функціонування інформаційної системи еталонних вимірювань, розроблено програмне забезпечення та методика роботи з ним, досліджено оптичні властивості світлорозсіювальних еталонів та проведене експериментальне визначення оптичних коефіцієнтів біологічних тканин.

3.1 Обґрунтування вибору стандартних зразків для калібрування фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами

У різних галузях для проведення еталонних вимірювань використовують полімери або суміші, що містять світлорозсіювальні частки різних розмірів. Наприклад, у нефелометрії та турбідиметрії [86] при проведенні еталонних вимірювань використовують формазин [87].

У фотометрії, незалежно від типу вимірювальної системи та умов проведення експерименту, для калібрування апаратної частини найчастіше використовують набір ламбертівських дифузорів. Наприклад, калібрувальні еталони дифузного відбиття (Calibrated Diffuse Reflectance Standards) [88] містять зразки з коефіцієнтом відбиття 98 %, 70 %, 50 %, 20 % і 2 % на довжини хвилі 555 нм, які можуть бути використані в діапазоні довжин хвиль від 250 нм до 2450 нм. Вони мають форму дисків різної товщини та діаметром 50.8 мм, або квадратних пластин різного розміру. Виготовляються вони на металевій основі з білого спеціально виготовленого синтетичного матеріалу ODM98.

Полімерні розсіювачі Zenith [89] виготовляються з матеріалу на основі PTFE (політетрафторетилен або фторопласт-4), що характеризується високими ламбертівськими оптичними властивостями, а структура еталону дозволяє мінімізувати кутову залежність і забезпечити рівномірний розподіл світла. Такі

характеристики дозволяють використовувати ці розсіювачі у вимірюваннях розсіяного назад світла, а також при калібруванні в діапазоні довжин хвиль від 250 нм до 2500 нм. Набір еталонів містить зразки з коефіцієнтами дифузного відбиття 99 %, 80 %, 60 %, 50 %, 25 %, 10 %, 5 % і 2.5 %. Цей же виробник пропонує квадратні листи різних розмірів з коефіцієнтом пропускання 50 % (пластина товщиною 100 мкм), 25 % (пластина товщиною 250 мкм), 16 % (пластина товщиною 500 мкм), 8 % (пластина товщиною 1 мм) і 4 % (пластина товщиною 2 мм), що використовуються в установках для вимірювання світлорозсіювання та калібрування в діапазоні довжин хвиль від 250 нм до 2450 нм.

Як показали практичні дослідження, використання калібрувальних еталонів світлорозсіювання дає прийнятні результати при визначенні оптичних властивостей біологічних тканин у відбитому світлі, але вимагає використання ультратонких стандартних зразків у пропущеному світлі, які дозволяють забезпечити не більше 1–2 актів розсіювання для точного визначення коефіцієнта екстинкції μ_t зразка БТ. Враховуючи те, що товщина таких ультратонких зразків матиме різне числове вираження для досліджуваного типу біологічних тканин, створення набору таких СЗ може викликати певні труднощі. Окрім того, для забезпечення високої точності визначення коефіцієнта дифузного пропускання отриманого зразка біологічної тканини доцільно обирати СЗ дифузного пропускання однакової товщини з БТ. Враховуючи вище зазначене, важливим є дослідження оптичних властивостей світлорозсіювальних стандартних зразків із легкодоступного матеріалу при проведенні ПЗЗ фотометрії еліпсоїдальними рефлексорами [68].

При фотометрії біологічних об'єктів можливе використання їх фантомів, які можна умовно розділити на дві категорії: рідкі та тверді. У роботі [90], наприклад, використовувались тверді фанти на основі поліетилентерефталату, поліметилметакрилату (органічного скла). Накладання шарів полімерів моделює будову колагенових волокон, а саме цей білок є найбільш поширеним в людському організмі. Дослідження рідкого фантому на основі Інтраліпиду та

індійської туші (India ink) [91] у ближньому ІЧ діапазоні дають підстави говорити про їх використання як еталону дифузійних рідких фантомів з точно визначеними оптичними властивостями.

З огляду на ступінь прозорості, шорсткість, однорідність та структуру у якості стандартних зразків у даному дисертаційному дослідженні були використані одношарові полімерні плівки з фторопласту, поліетилену, полівінілхлорид, та багатошарова плівка на основі поліетилентерефталату (рис. 3.1). Використання зазначених матеріалів не є виключним та не обмежує застосування інших матеріалів у якості стандартних зразків з міркувань оптичної, інженерної або біомедичної доцільності. Основні властивості даних матеріалів показані в таблиці 3.1.

Таблиця 3.1. Основні властивості стандартних зразків

Назва СЗ	Фторопластова плівка	Поліетиленова плівка	ПВХ плівка	Плівка для ламінування
Мінімальна товщина	0.1 мм	0.15 мм	0.15 мм	0.2 мм
Кількість шарів	1	1	1	3
Структурна формула	$[-CF_2-CF_2-]$	$[-CH_2-CH_2-]$	Див. рис. 3.2.а	Див. рис. 3.2.б
Густина матеріалу	2.2 г/см ³	0.913 – 0.930 г/см ³	1.1 – 1.35 г/см ³	1.4 г/см ³ *
Показник заломлення	1.36	1.51	1.54	1.575*
Колір	Білий (напівпрозорий)	Прозорий	Білий (непрозорий)	Прозорий
Країна походження	Україна	Україна	Південна Корея	Китай

*для поліетилентерефталату

Стандартний зразок з поліетилену СЗ-ПЕ є прозорою нестабілізованою поліетиленовою плівкою товщиною 0.15 мм виробленою у відповідності до ТУ 22.2-32375670-002:2019 «Плівка поліетиленова. Технічні умови» (виробник «Планета Пластик» [92]). Виготовляється з поліетилену високого тиску ПВТ (поліетилен низької густини ПЕНГ) шляхом радикальної полімеризації етилену за тиску 100 – 350 МПа [93]. У відповідності до ДСТУ 2406–94 полімер етилену має таку структурну формулу: $[-CH_2-CH_2-]$. Плоску або рукавну плівки

виготовляють методом екструзії розплаву термопластичного полімеру крізь плоско-щілинну або кільцеву головки відповідно [93].

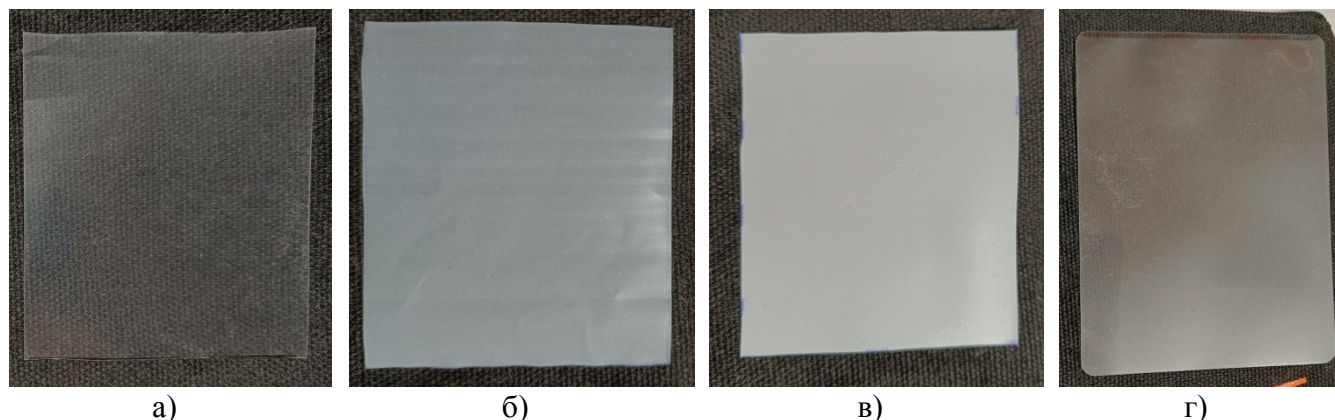
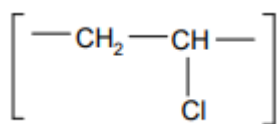


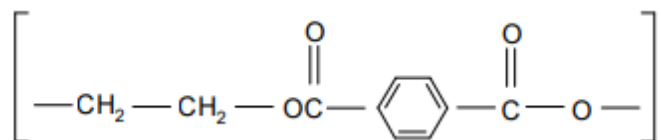
Рис. 3.1. Зовнішній вигляд стандартних зразків: СЗ-ПЕ (а), СЗ-Ф (б), СЗ-ПВХ (в), СЗ-ПЛ (г)

Стандартний зразок з фторопласту СЗ-Ф є фторопластовою напівпрозорою білою плівкою товщиною 0.1 мм, яку пропонують на території України з технічними умовами, що відповідають ГОСТ 24222-80. У відповідності до ДСТУ 2406–94 полімер тетрафторетилену має таку структурну формулу: $[-CF_2-CF_2-]$. Плівку товщиною від 0.1 мм до 8 мм отримують шляхом зрізання поверхневого шару з заготовки циліндричної форми фторопласту-4.

Стандартній зразок з полівінілхлориду СЗ-ПВХ є непрозорою білою плівкою з шорсткою поверхнею товщиною 0.15 мм. Він є виробом текстильної промисловості і виготовляється за ISO 8095:1990 “PVC-coated fabrics for tarpaulins”. Полімер утворюється під час полімеризації вінілхлориду. У відповідності до ДСТУ 2406–94 структурну формулу складової ланки полімеру вінілхлориду показано на рис. 3.2.а.



а)



б)

Рис. 3.2. Структурні формули: складової ланки полівінілхлориду (а)
та поліетилентерефталат (б)

Стандартній зразок з плівки для ламінування СЗ-ПЛ є багатошаровою комбінацією матеріалів на основі шарів поліетилентерефталату ПЕТ, поліетилену ПЕ та шару клею – етилвенілацетату ЕВА. ПЕТ є складним поліефіром терефталевої кислоти і етиленгліколю, структурну формулу якого у відповідності до ДСТУ 2406–94 показано на рис. 3.2.б. Технічні умови виготовлення плівок з ПЕТ, надані дистриб'ютора виробника “BUROMAX”, відповідають ГОСТ 24234-80. Товщина плівки для ламінування складає 0.1 мм. При застосуванні цієї плівки у якості СЗ-ПЛ використовувалась подвійна структура загальною товщиною 0.2 мм, складена з двох плівок сторонами з клею ЕВА одна до одної.

3.2 Дослідження стандартних зразків на зразковому спектрофотометрі

Першим, що потрібно зробити при розробці ІСБМФЕР – це отримати значення оптичних коефіцієнтів ρ , τ , τ_c для обраних матеріалів у якості стандартних зразків. Для цього проводять серію еталонних вимірювань за допомогою зразкових систем, якими найчастіше є спектрофотометри LAMBDA 1050 (виробник PerkinElmer) та Shimadzu UV-3600 Plus з ISR-1503 Optical System фірми PerkinElmer (виробник Shimadzu). Саме ці системи використовуються у метрологічній практиці науково-виробничого відділу оптико-фізичних вимірювань Державного підприємства «Укрметртестстандарт» для розробки та випуску стандартних зразків та виконання високоточних досліджень властивостей твердих середовищ [94].

У спектрофотометрі LAMBDA 1050 (рис. 3.3) використовують стабільне джерело світла – галогену лампу B011-4620 потужністю 30 Вт зі спектральним діапазоном роботи від 175 до 3300 нм. Система детектування складається з трьох фотодетекторів:

- фотопомножувача PMT для УФ та видимого діапазонів;
- детектора на основі PbS для ІЧ діапазону;
- детектора на основі InGaAs для ІЧ діапазону з підвищеним рівнем чутливості, роздільної здатності та швидкості сканування.

Роздільна здатність даного спектрофотометру складає 0.05 нм для УФ і видимого діапазонів та 0.2 нм для ІЧ діапазону [95].



Рис. 3.3. Зовнішній вигляд LAMBDA 1050

У спектрофотометрі Shimadzu UV-3600 Plus (рис. 3.4) використовується джерело світла – галогена лампа 64604 потужністю 50 Вт. Спектрофотометр використовується для вимірювання поглинання або пропускання світла в УФ, видимому та ближньому ІЧ діапазонах довжини хвиль від 165 до 3300 нм.



Рис. 3.4. Зовнішній вигляд UV-3600 Plus

Система обладнана трьома фотодетекторами PMT, InGaAs, PbS, аналогічно спектрофотометру LAMBDA 1050. Діапазони роботи та перемикання з одного детектора на інший показані на рис. 3.5. За замовчуванням довжина хвилі перемикання становить 830 нм між PMT і InGaAs та 1650 нм між InGaAs і PbS.

	165 nm	380 nm	780 nm	3300 nm
	UV		Visible	NIR
PMT	185~1000 nm			
InGaAs			700~1800 nm	
PbS				1600~3300 nm

Рис. 3.5. Довжини хвиль фотодетекторів UV-3600 Plus [96]

Схеми перемикання фотодетекторів зразкових спектрофотометрів відмінні і показані на рис. 3.6.

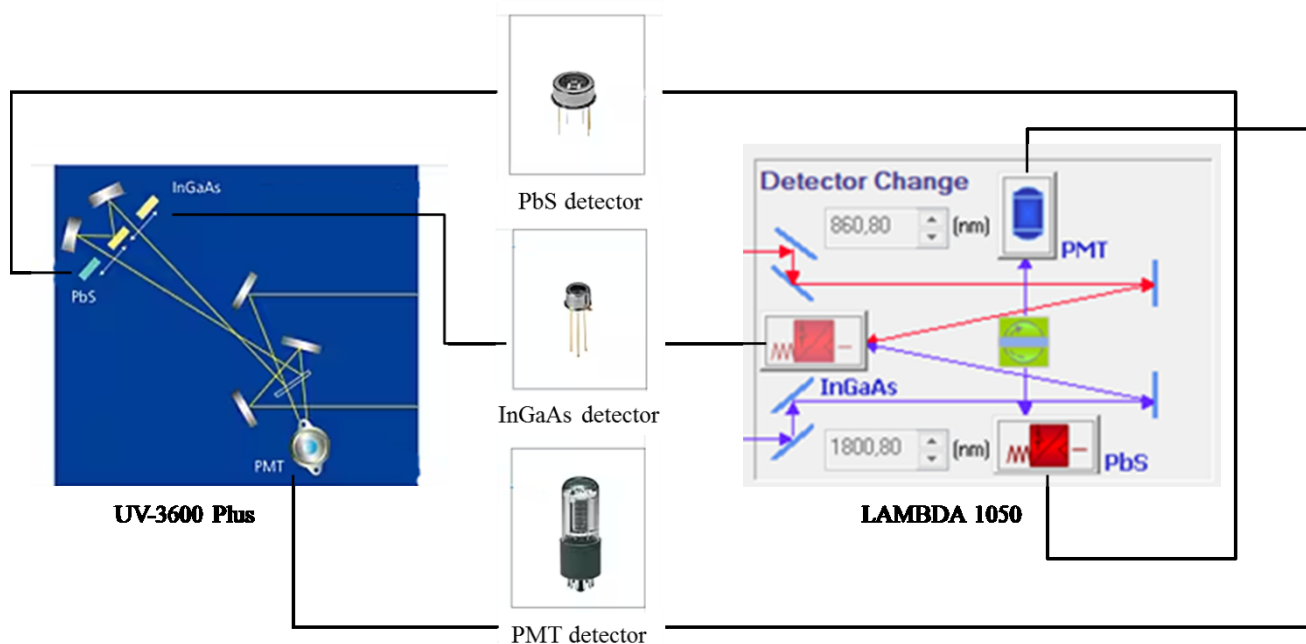


Рис. 3.6. Схеми перемикання фотодетекторів

Для отримання точних результатів у спектрофотометрах виконуються два вимірювання: еталона та зразка. Еталонне вимірювання може виконуватись без присутності зразка (еталоном тоді є повітря), забезпечуючи базове вимірювання вихідного сигналу приладу. Вимірювання зразка проводиться шляхом його розміщення в кюветі (для LAMBDA 1050) або вихідному отворі ІС (для Shimadzu UV-3600 Plus), а різниця між вимірюваннями зразка та еталона використовується

для розрахунку пропускання зразка. Двопроменева структура спектрофотометра підвищує точність вимірювання, що дозволяє зменшити помилки через зміни інтенсивності лампи.

Програмне забезпечення спектрофотометра LAMBDA 1050 обробляє дані, отримані від детектора, і виконує розрахунки оптичних коефіцієнтів при різних довжинах хвиль. Результати можуть бути представлені у вигляді графіку спектральної залежності або набором чисел, що показує, як світлом взаємодіє зі зразком в обраному діапазоні довжин хвиль.

Для кількісного аналізу часто використовується калібрувальна крива, яку будують за результатами серії вимірювань еталонів. Потім коефіцієнт пропускання невідомого зразка можна порівняти з калібрувальною кривою, щоб визначити шукане значення. Однак програмне забезпечення автоматично виконує процедуру калібрування даних, основою якого є наступний процес:

1) вимірювання нульової лінії величини $x_{zeroline}$, що полягає у вилученні будь-якого зразка з вимірювального каналу;

2) розміщення відкаліброваного еталону у вимірювальному каналі та вимірювання його відповідної величини як базової лінії $x_{baseline}$. Відкалібрований еталон — це еталон з відомим коефіцієнтом (пропускання або відбиття) $x_{reference}$, яке має бути відкаліброване зовнішньою акредитованою лабораторією.

3) зразок розташовують у вимірювальному каналі і визначають відповідну величину зразка x'_{sample} .

Скоригований коефіцієнт (пропускання або відбиття) зразка x_{sample} , визначається з наступного виразу [95]:

$$x_{sample} = \frac{x'_{sample} - x_{zeroline}}{x_{baseline} - x_{zeroline}} \cdot x_{reference} \quad (3.1)$$

Спектрофотометр Shimadzu UV-3600 Plus процес обробки даних виконує тільки частково. За допомогою функції “Zeroline” визначають нульову лінію та

запам'ятовують її, а вже подальші вимірювання еталона та зразка використовують для отримання різниці. Далі обчислюють нове значення оптичних коефіцієнтів за відповідними різницями (чисельник та знаменник в формулі (3.1)) та $x_{reference}$.

Схема вимірювання колімованого пропускання на спектрофотометрі LAMBDA 1050 показана на рис. 3.7.

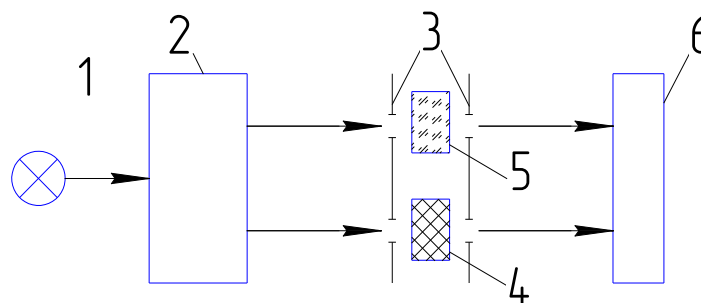
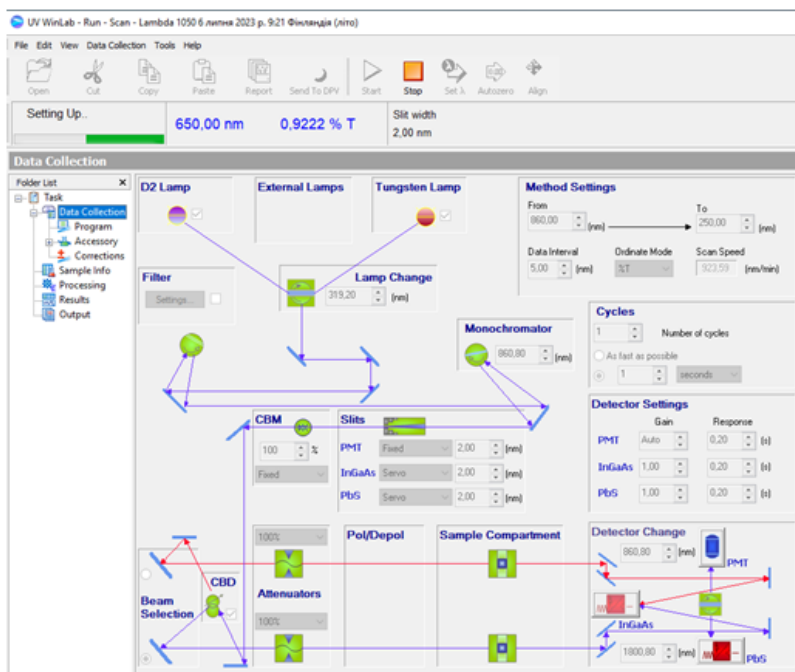
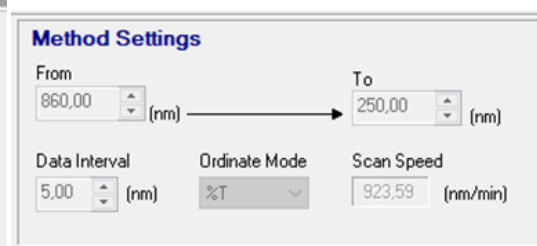


Рис. 3.7. Схема вимірювання τ_c Lambda 1050: 1 – джерела світла; 2 – монохроматор; 3 –діафрагми (щілини); 4 – зразок; 5 – еталон; 6 –система детектування

Еталонні вимірювання проводилися у діапазоні від 250 нм до 2500 нм, а відповідні параметри (довжина хвилі, інтервал, оптичний коефіцієнт) задавались у відповідному вікні робочої програми (рис. 3.8). Параметри «Detector Change» використовувалися за замовчуванням.



а)



б)

Рис. 3.8. Робоче вікно програмного забезпечення (а), поле вибору входних даних (б) спектрофотометру LAMBDA 1050

Зразки стандартних зразків закріплювались у вимірювальному каналі за допомогою плоскої пружини (рис. 3.9). Оскільки LAMBDA 1050 не призначена для вимірювання дифузного пропускання та відбиття з використанням ІС його доцільно застосовувати лише для вимірювання τ_c .

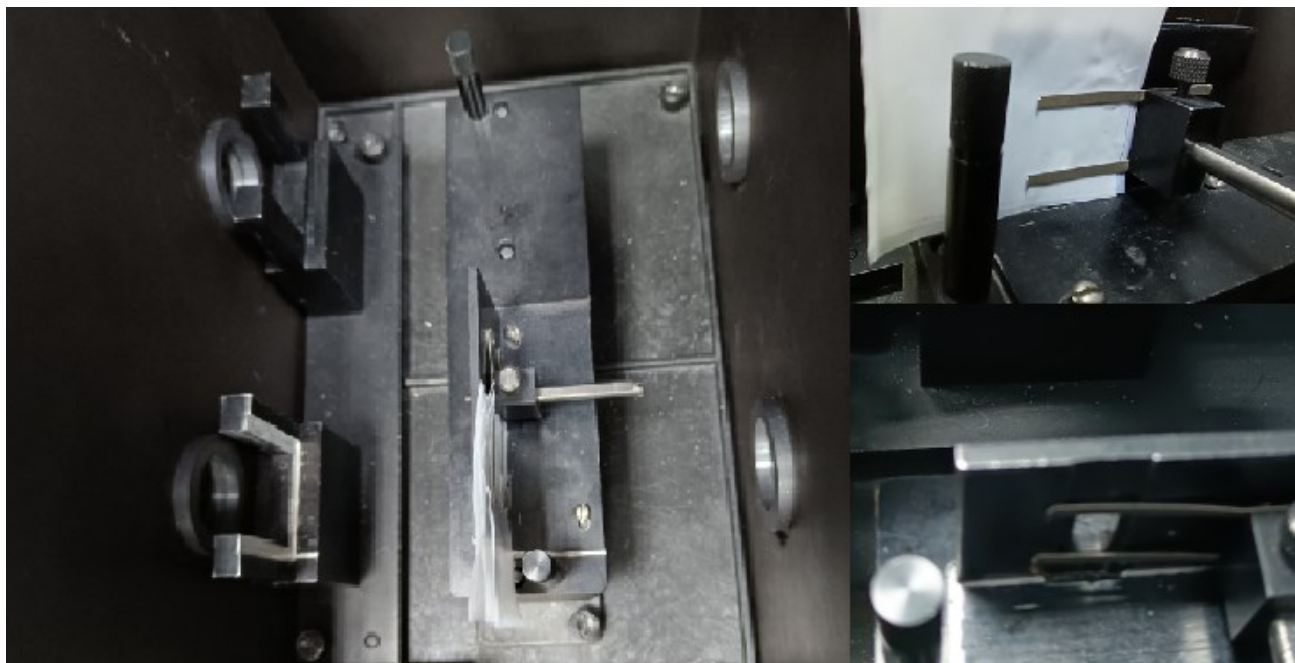


Рис.3.9. Розміщення СЗ у вимірювальному каналі LAMBDA 1050

Дослідження проводились на СЗ-Ф, СЗ-ПЕ, СЗ-ПВХ та СЗ-ПЛ при накладанні певної кількості шарів стандартного зразку. Спектральні характеристики коефіцієнта колімованого пропускання СЗ-Ф для товщин $d1=0.1$ мм, $d2=0.3$ мм, $d3=0.5$ мм, $d4=1.0$ мм, $d5=1.5$ мм, $d6=2.0$ мм, $d7=3.0$ мм показана на рис.3.10. Товщина $d1$ відповідає одному шару фторопласту, $d2$ – трьом, $d3$ – п'ятьом, $d4$ – десяти, $d5$ – п'ятнадцятьом, $d6$ – двадцятьом та $d7$ – тридцятьом.

Для порівняння спектральних залежностей різних стандартних зразків на рис. А.1, рис. А.2 та рис. А.3 (додаток А) наведенні значення для коефіцієнту колімованого пропускання для виміряних зразків різної товщин. Для СЗ-ПЕ використовувались такі кількості шарів поліетиленової плівки: 1, 2, 3, 4, 5, 6, 8, 10, 15, 20, 25, 30, 40, 60; СЗ-ПВХ – кількість шарів ПВХ плівки: 1, 2, 4, 10; СЗ-ПЛ – кількість подвоєних шарів плівок для ламінування: 1, 2, 5, 15. На рис. А.4 (додаток А) показані спектральні залежності коефіцієнта колімованого

пропускання СЗ-ПЛ товщиною 0.1 мм для трьох-шарової структури за умов падіння світла зі сторони поліетилентерефталату (крива П) та клею (крива К).

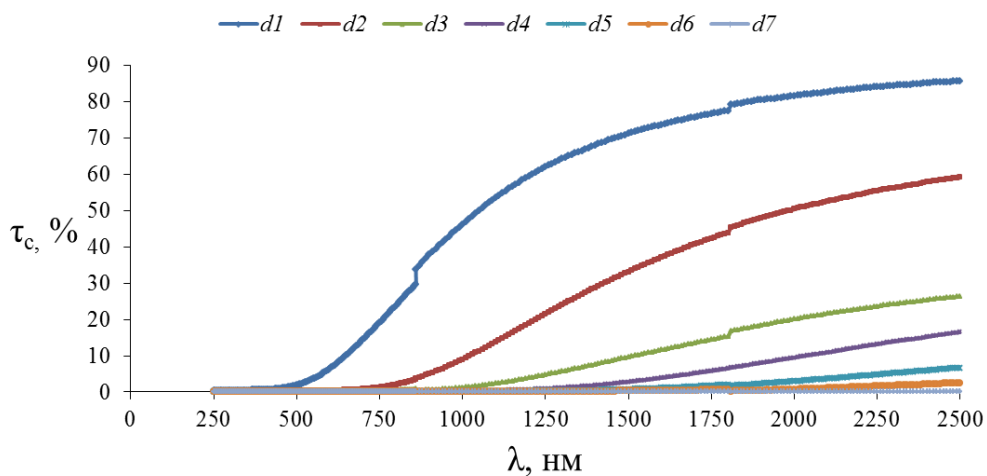


Рис. 3.10. Залежність коефіцієнта колімованого пропускання τ_c від довжини хвилі λ зразків СЗ-Ф товщиною $d1=0.1$ мм, $d2=0.3$ мм, $d3=0.5$ мм, $d4=1.0$ мм, $d5=1.5$ мм, $d6=2.0$ мм та $d7=3.0$ мм

Для вимірювань дифузних потоків спектрофотометр Shimadzu UV-3600 Plus може містити додатковий блок ISR-603 з інтегруючою сферою діаметром 60 мм або 150 мм (рис. 3.11). Їх використовують для вимірювання дифузного та дзеркального відбиття, пропускання твердих і рідинних зразків у різних спектрах. Внутрішня поверхня сфери покрита сульфатом барію.



а)



б)

Рис. 3.11. Спектрофотометр UV-3600 Plus з інтегруючою сферою діаметром 150 мм: зовнішній вигляд (а); розміщення ІС в ISR-603 (б)

При використанні розглянутої системи коефіцієнт повного пропускання (рис. 2.3.а) визначається шляхом вимірювання потоку випромінювання, що містить колімовану та дифузно-розсіяну складові. Коефіцієнт дифузного пропускання) визначається шляхом вимірювання дифузно-розсіяної складової (рис. 2.3.в) після видалення стандартної білої підкладки (рис. 2.3.а) з інтегруючої сфери. Розширена невизначеність отриманих оптичних коефіцієнтів для СЗ за допомогою Shimadzu UV-3600 Plus не перевищує 1.0 % (сертифікат калібрування наведений в додатку Д).

Значення коефіцієнтів повного та дифузного пропускання для СЗ-Ф товщиною 0.1 мм наведені на рис. 3.12, а СЗ-ПЕ товщиною 0.15 мм, СЗ-ПВХ товщиною 0.15 мм та СЗ-ПЛ 0.2 мм на рис. А.5, рис. А.6 та рис. А.7 (додаток А) відповідно.

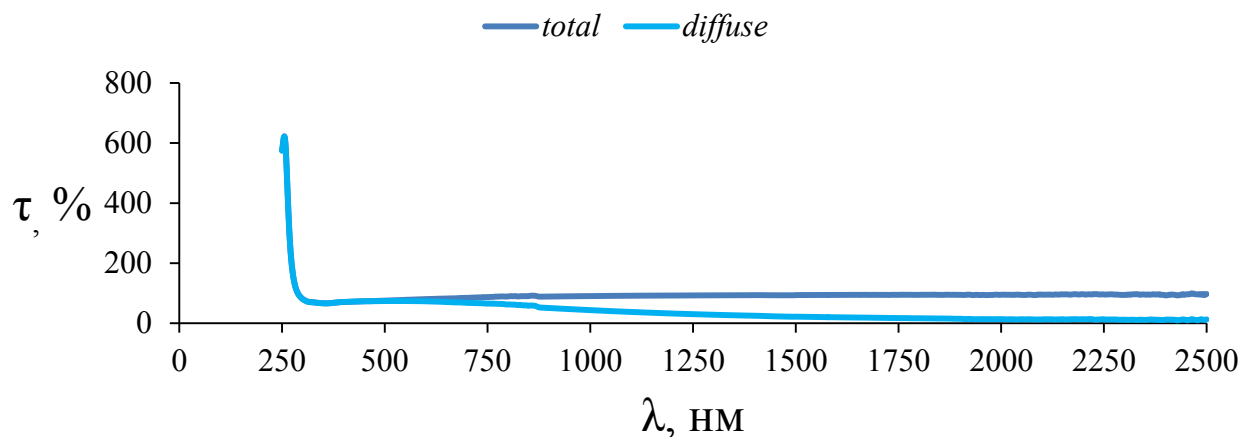


Рис. 3.12. Залежність коефіцієнта повного та дифузного пропускання від довжини хвилі λ зразка СЗ-Ф товщиною 0.1 мм

При аналізі отриманої спектральної залежності помітно, що в ультрафіолетовому діапазоні хвиль для всіх стандартних зразків характерна люмінесценція.

Спектральні характеристики колімованого пропускання, отримані за допомогою спектрофотометрів UV-3600 Plus та Lambda 1050 для СЗ-Ф товщиною 0.1 мм, наведені на рис. 3.13, а для СЗ-ПЛ товщиною 0.2 мм, СЗ-ПЕ товщиною 0.15 мм та СЗ-ПВХ товщиною 0.15 мм – в додатку А (рис. А.8, рис. А.9 та рис. А.10 відповідно).

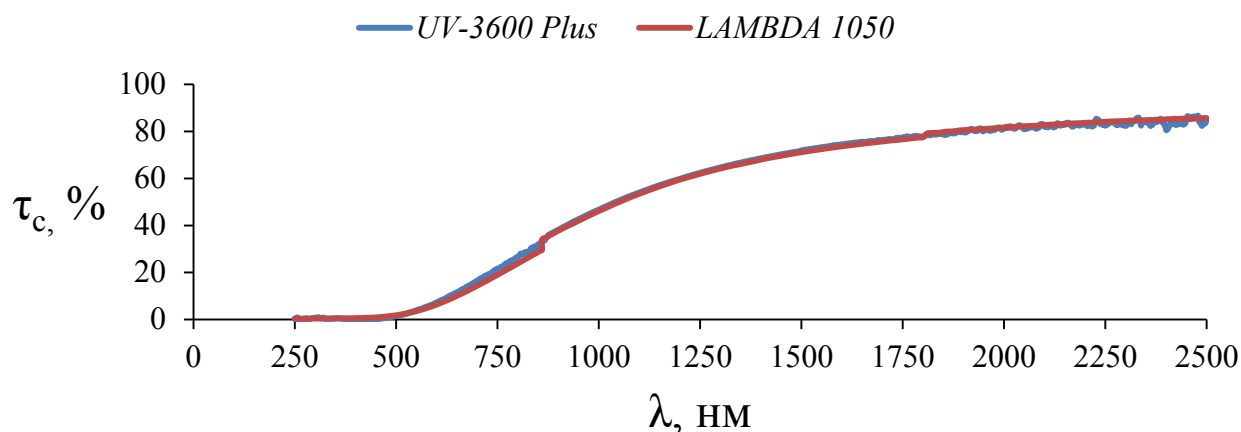


Рис. 3.13. Залежність коефіцієнта колімованого пропускання τ_c від довжини хвилі λ , виміряні різними спектрофотометрами для зразків СЗ-Ф товщиною 0.1 мм

Аналізуючи отримані дані помітно, що найбільш схожими значеннями, отриманими різними спектрофотометрами, є коефіцієнти τ_c для СЗ-Ф. Для матеріали СЗ-ПЕ та СЗ-ПВХ спостерігається невелика різниця у значеннях τ_c в діапазоні 250 – 1000 нм для СЗ-ПЕ – не більше 10 %, а для СЗ-ПВХ в діапазоні від 1500 нм – не більше 3 %. Значення τ_c для СЗ-ПЛ змінюється за схожою тенденцією, яку можна описати коригуючим коефіцієнтом. Мінімальні товщини зразків СЗ-ПВХ та СЗ-ПЛ не доцільно використовувати при визначенні коефіцієнта екстинкції внаслідок явного багатократного розсіяння.

Отримані у ході еталонних вимірювань коефіцієнти колімованого пропускання для чотирьох наборів еталонів різної товщини можна використовувати у якості стандартів світлорозсіювання для дослідження різних БТ. Недоцільність використання єдиного типу еталону обумовлена різною мінімальною товщиною зразка БТ, при якій гарантовано забезпечене однократне (максимум – двократне) розсіяння.

Графіки залежності коефіцієнтів повного пропускання τ_t для стандартного зразку СЗ-Ф показано на рис. 3.14. Аналогічні залежності для СЗ-ПЕ (рис. А.11), СЗ-ПВХ (рис. А.12) та СЗ-ПЛ (рис. А.13) наведені в додатку А.

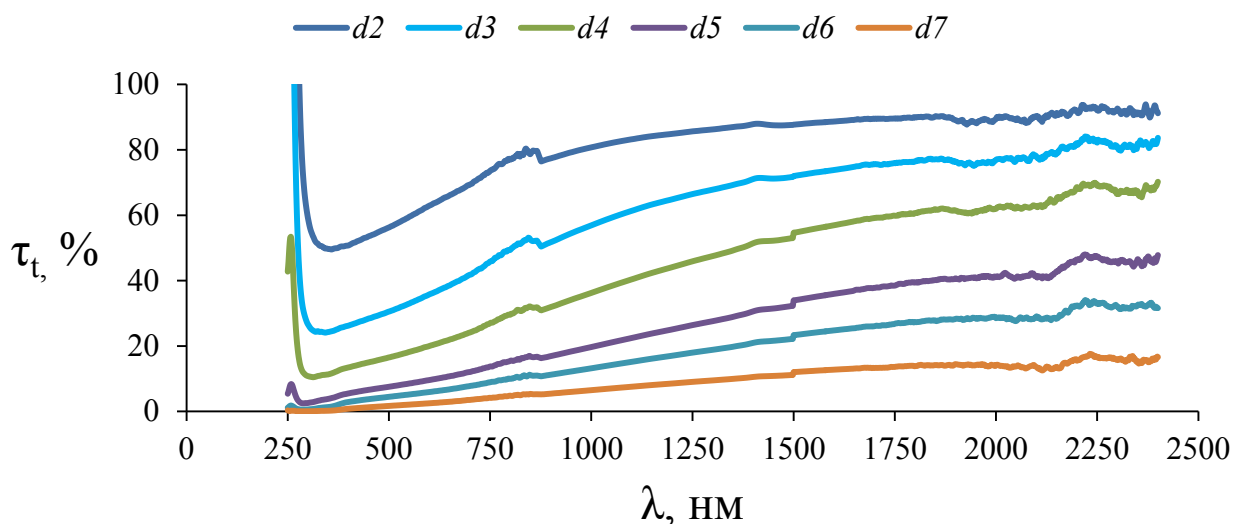


Рис. 3.14. Залежність коефіцієнта повного пропускання τ_t від довжини хвилі λ для зразків СЗ-Ф товщиною $d_2=0.2$ мм, $d_3=0.5$ мм, $d_4=1.0$ мм, $d_5=2.0$ мм, $d_6=3.0$ мм та $d_7=5.0$ мм

При визначенні коефіцієнта дифузного відбиття один з отворів ІС (передній) перекривають пластиною з сульфату барію або іншим білим еталоним розсіяння. Зразок розміщують в нижньому отворі, як показано на рис. 3.15. Перед початком досліджень здійснюють калібрування приладу і тоді в нижньому отворі розміщують ще одну стандартну білу підкладку.

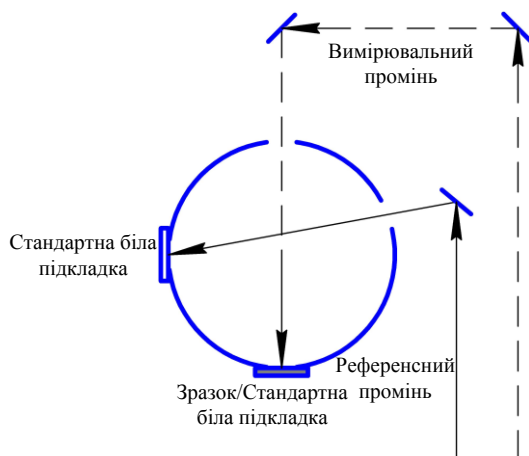


Рис. 3.15. Схеми вимірювання коефіцієнту дифузного відбиття

Графіки залежності коефіцієнтів дифузного відбиття ρ_d для СЗ-Ф, СЗ-ПЕ, СЗ-ПВХ, СЗ-ПЛ різної товщини наведені в додатку А.

Графіки залежності коефіцієнтів дифузного відбиття ρ_d для стандартного зразку СЗ-Ф показано на рис. 3.16. Аналогічні залежності для СЗ-ПЕ, СЗ-ПВХ та СЗ-ПЛ наведені на рис. А.14, рис. А.15 та рис. А.16 відповідно (додаток А).

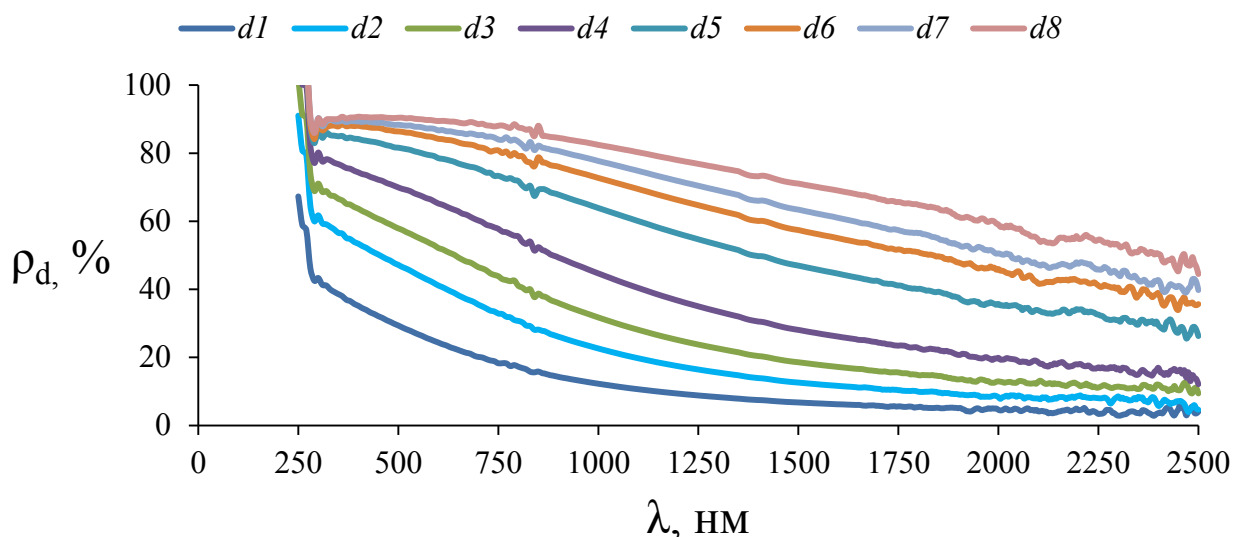


Рис. 3.16. Залежність коефіцієнта дифузного відбиття ρ_d від довжини хвилі λ для зразків СЗ-Ф товщиною $d1=0.1$ мм $d2=0.2$ мм, $d3=0.3$ мм, $d4=0.5$ мм, $d5=1.0$ мм, $d6=1.5$ мм, $d7=2.0$ мм та $d7=3.0$ мм

Результати спектрофотометричних досліджень використовуються для вдосконалення методу фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами шляхом фіксації довжини хвилі, що відповідає довжині хвилі лазерного джерела випромінювання біомедичного фотометра з ЕР із наступним визначенням відповідного оптичного коефіцієнту τ_c , τ_t , ρ_d . Цей процес полягає у визначенні оптичних коефіцієнтів для кожного стандартного зразку кожної дослідженої товщини і потребує автоматизації.

3.3. Розроблення прототипу фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами

Компоненти, що входять до складу фотометру з ЕР (рис.3.17), відносяться до класів оптичних елементів (ЕР, призма, конусна блenda), оптико-електронних приладів (джерело випромінювання, ПЗЗ-камера), електричних та електронних компонентів, а також деталей (тубус, плита та підставка на рейці). Для отримання фотометричних зображень використовують спеціалізоване програмне

забезпечення та ПК. Особливості конструювання та складання фотометру з ЕР описані в роботах [64, 68, 97 – 103].

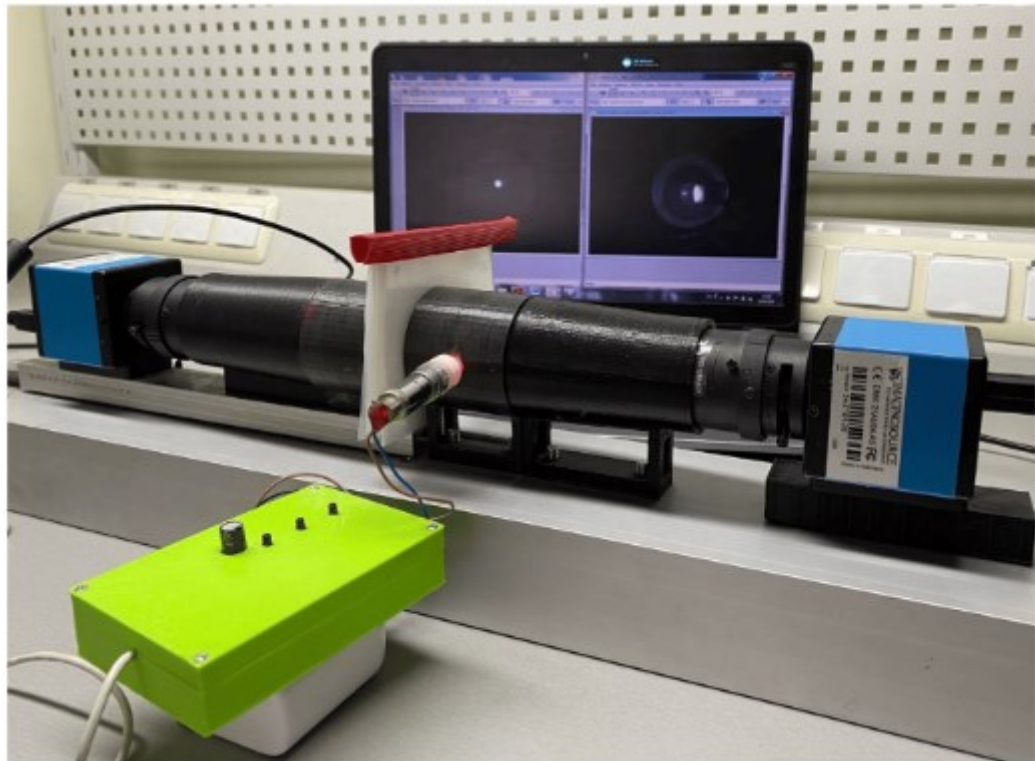


Рис. 3.17. Зовнішній вигляд фотометру з ЕР

Джерелом випромінювання є лазерний діод з коліматорною оптичною системою, радіус вихідного пучка r_0 дорівнює 0.75 мм, номінальною потужністю 25 мВт на довжині хвилі 650 нм. При фотометричних вимірюваннях можуть бути використані й інші джерела колімованого випромінювання з відповідним набором параметрів. Довжина хвилі даного лазерного діода, як і будь-якого іншого джерела, потребує попереднього контролю, наприклад, за допомогою зразкового спектрометру Ocean optics HR4000. Результат контролю показано на рис. 3.18. (вікно програми Ocean view 2.0.8).

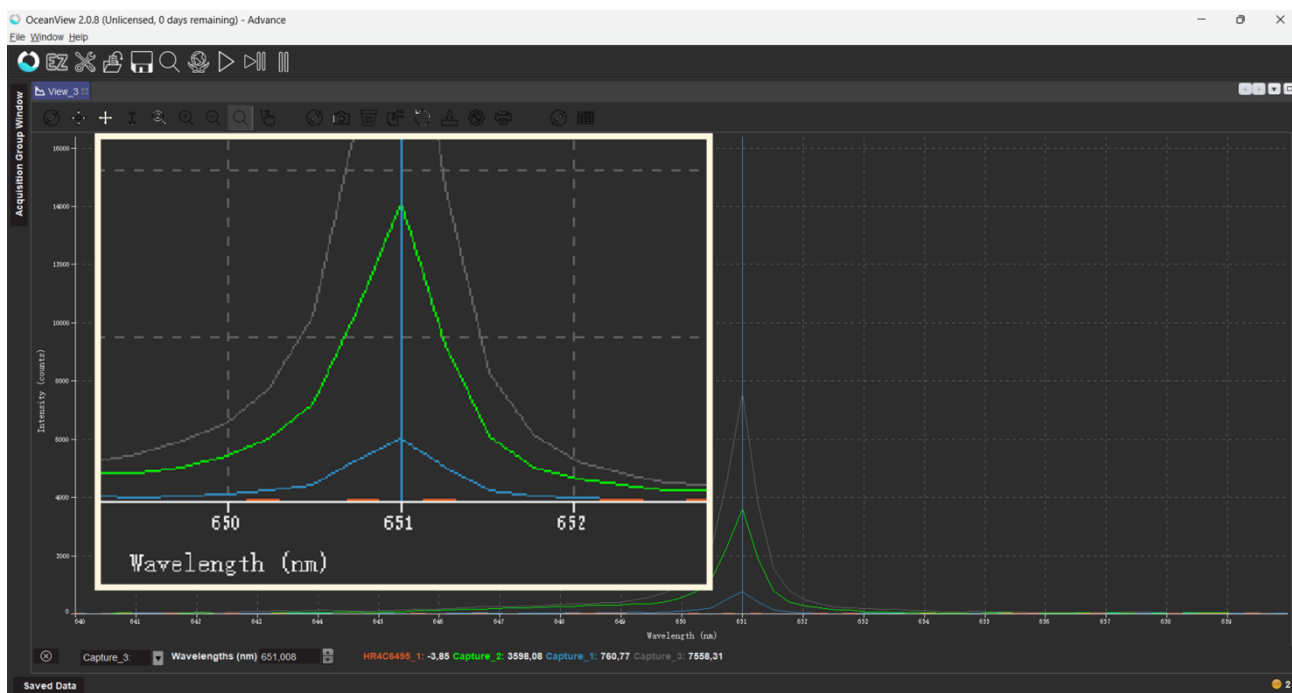
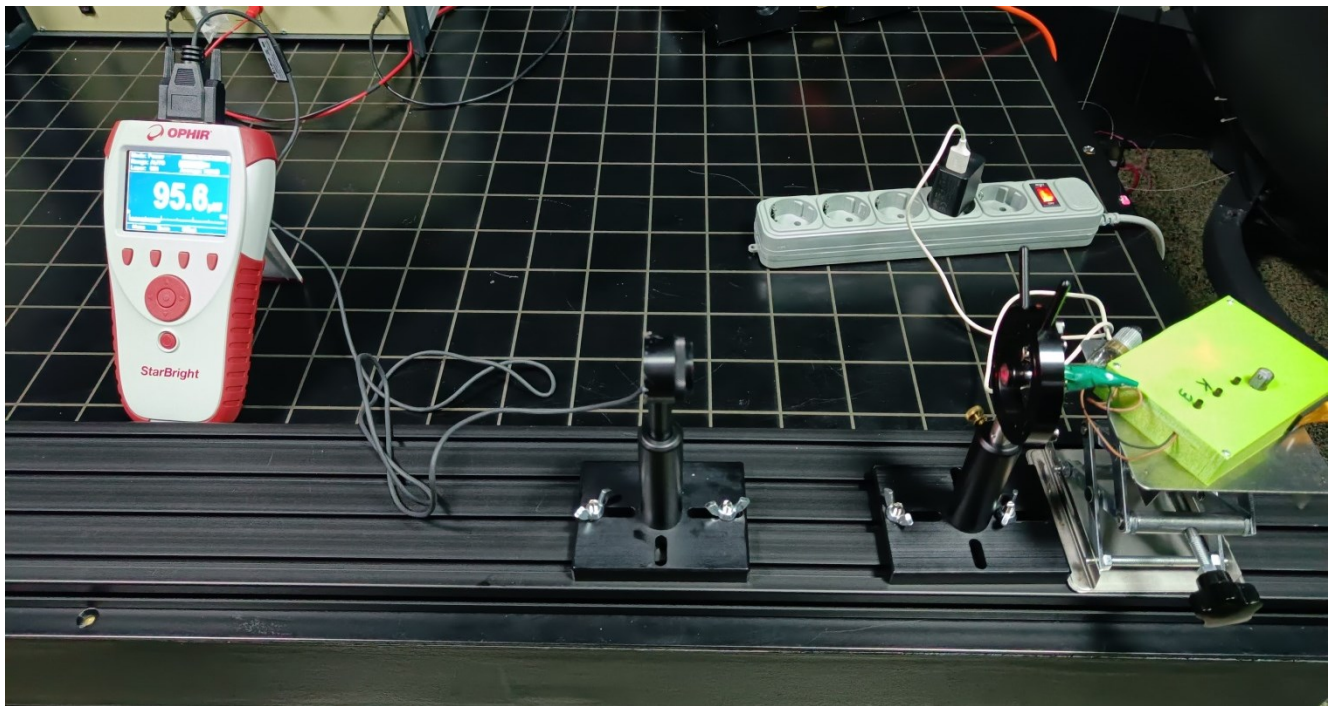
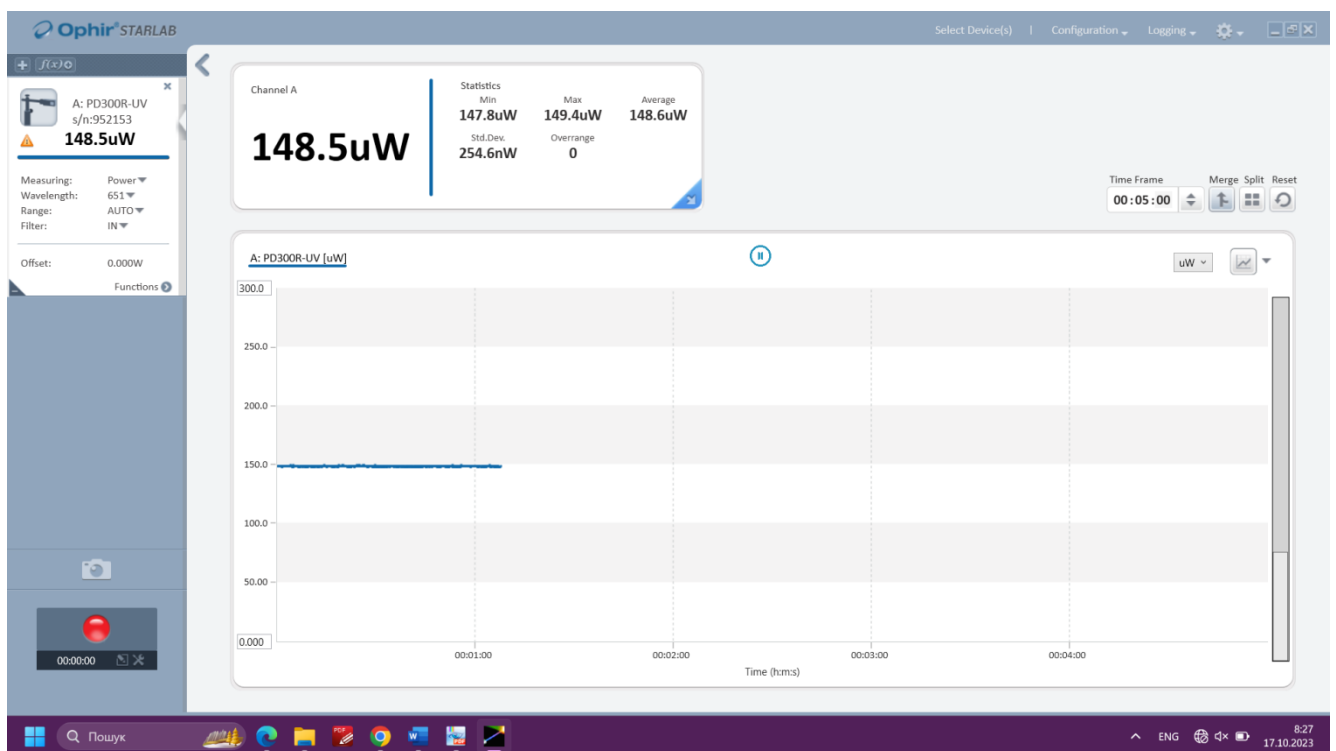


Рис. 3.18. Вікно програми Ocean view 2.0.8 з результатами контролю довжини хвилі лазерного діоду

Як видно з рисунку, реальна довжина хвилі використаного лазерного джерела складає 651 нм, що відрізняється від паспортного значення. У подальших дослідженнях використовуватимемо оптичні коефіцієнти саме для цієї довжини хвилі. Оскільки біомедичні дослідження часто потребують невеликих значень падаючого потоку лазерного випромінювання, фотометр з ЕР оснащений блоком перемикання вихідної потужності, який забезпечує десять режимів з потужністю: 1.8 мВт, 4.2 мВт, 6.6 мВт, 9 мВт, 11.4 мВт, 13.8 мВт, 16.2 мВт, 18.6 мВт, 21 мВт, 23.4 мВт. Потужність оптичного випромінювання для кожного з режимів контролювалась повіреним ватметром Starbright з детектором 3A-FS (рис. 3.19)



a)



б)

Рис.3.19. Контроль режимів лазерного діоду: вимірювальний стенд (а); процес контролю в часі з використання ПЗ Ophir Starlab (б)

Рисунок 3.19.б характеризує контроль значень мінімального потоку з використанням атенюатора, що може бути застосоване для дослідження надтонких зразків стандартних зразків або біологічних тканин.

Детекторами є дві 8-бітні камери DMK 21AF04.AS (The Imaging Source, США) з монохромною ПЗЗ-матрицею (сенсором) Sony ICX098BL (Sony Corporation, Японія) з діагоналлю 4.5 мм (тип 1/4 “), роздільною здатністю 640x480 пікселів і підтримкою формату VGA. Прогресивна розгортка дозволяє виводити сигнали всіх пікселів незалежно протягом приблизно 1/30 секунди. У режимі моніторингу камера працює з витримкою 60 кадрів/с. Ця мікросхема оснащена електронним затвором зі змінним часом зберігання заряду, що дає змогу створювати повнокадрові нерухомі зображення без механічного затвора. Окрім того висока чутливість і низький темновий струм досягаються завдяки застосуванню датчиків HAD (Hole-Accumulation Diode) [104].

У якості оптичної системи OC1 та CO2 (рис. 2.5) використаний об'єктив варіофокал 13VM2812ASII (Tamron, Японія) з ручною діафрагмою, фокусною відстанню 2.8 – 12 мм та діафрагмовим числом 1.4. Механізм управління діафрагмою дозволяє використовувати об'єктив на об'єктах зі статичною освітленістю. Завдяки високій якості скляних лінз об'єктив забезпечує чітке зображення по всьому фокусному діапазону.

Еліпсоїдальні рефлектори EP1 та EP2 (рис. 2.5) виготовлені за допомогою 3-D друку з АБС-пластику та хіміко-гальванічною металізацією внутрішньої відбиваючої поверхні [105] з фокальним параметром (робочим отвором) $p=16.7$ мм та ексцентриситетом $e=0.7$.

Саме ексцентриситет e (або більш значимий для процесу виготовлення параметр – коефіцієнт стискання m) та фокальний параметр p (рис. 3.20) є ключовими параметрами EP, які впливають на коректний вибір інших елементів біомедичного фотометру.

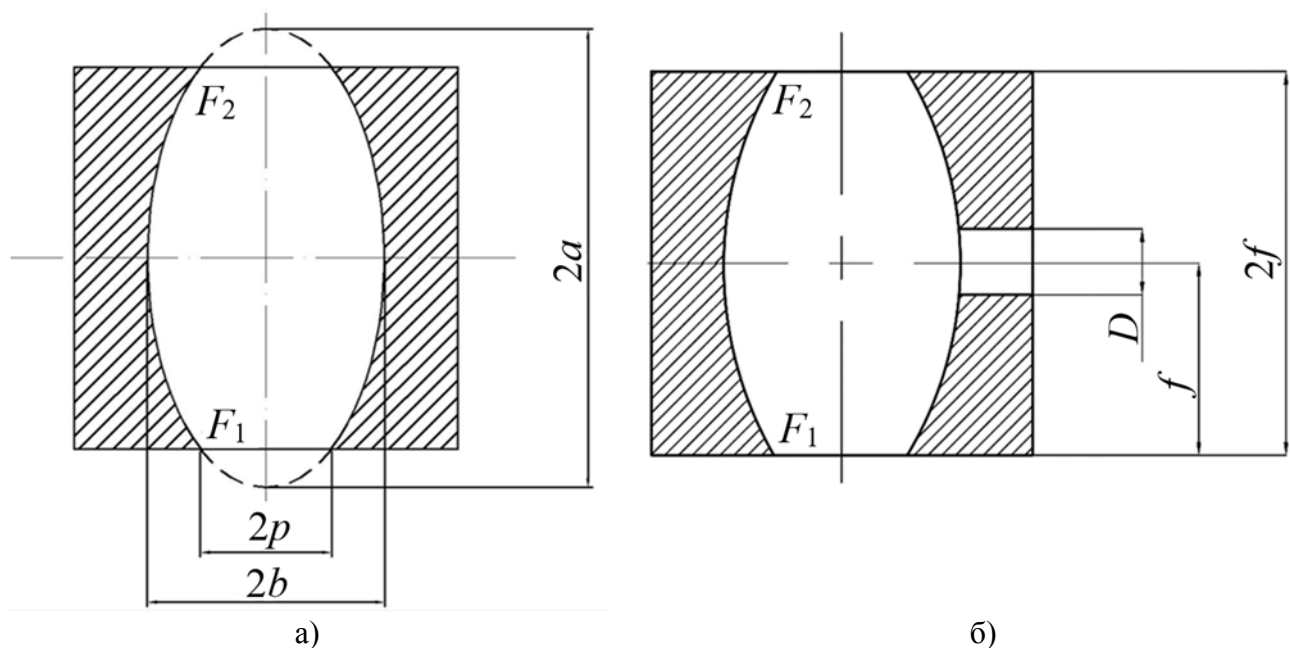


Рис. 3.20. Конструктивні параметри еліпсоїдального рефлектора для реєстрації пропущеного (а) та відбитого (б) світла: F_1 , F_2 – точки фокусів; f – фокусна відстань; D – отвір для введення пучка світла.

Як відомо, коефіцієнт стискання та фокальний параметр можна визначити за наступними формулами:

$$m = \frac{b}{a} = \sqrt{1 - e^2}, \quad (3.2)$$

$$p = \frac{b^2}{a} = a(1 - e^2) = b\sqrt{1 - e^2}, \quad (3.3)$$

де a та b велика і мала піввісь ЕР відповідно.

Обґрунтуємо вибір цих основних параметрів ЕР [106].

3.3.1. Обґрунтування вибору фокального параметру еліпсоїдального рефлектора

Фокальний параметр ЕР, який відповідає за величину робочого отвору фотометру, має забезпечувати якомога більше потрапляння розсіяного біологічними тканинами випромінювання. З огляду на це, вибір фокального

параметру доцільно здійснювати з прагматичних міркувань, тобто на підставі симуляції можливого характеру розсіяння світла в прямому та зворотному напрямках. Зазначений процес симуляції та аналізу складається з наступних послідовних кроків.

1. Визначення оптичних властивості БТ та параметрів падаючого лазерного пучка, які будуть вхідними даними моделювання.

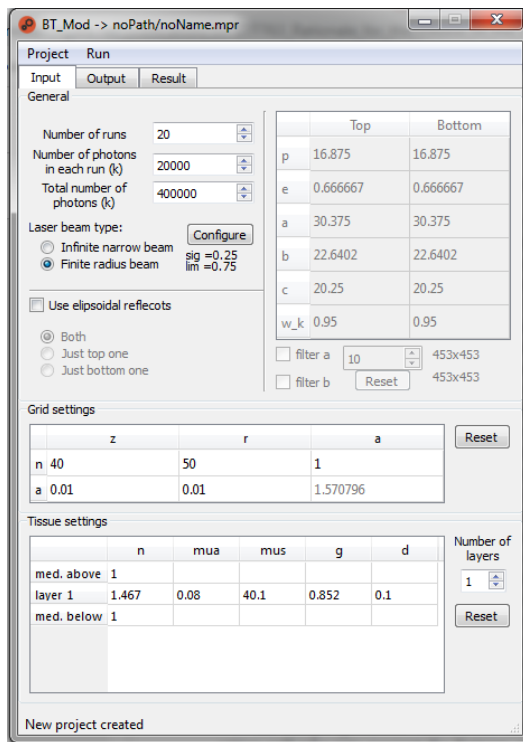
Для наочності будемо ілюструвати цей процес на прикладі зразків білої та сірої речовини мозку людини на довжині хвилі 650 нм (таблиця 3.2), оптичні властивості яких визначені іншими дослідниками.

Таблиця 3.2 Оптичні властивості БТ тканин мозку людини [107, 108]

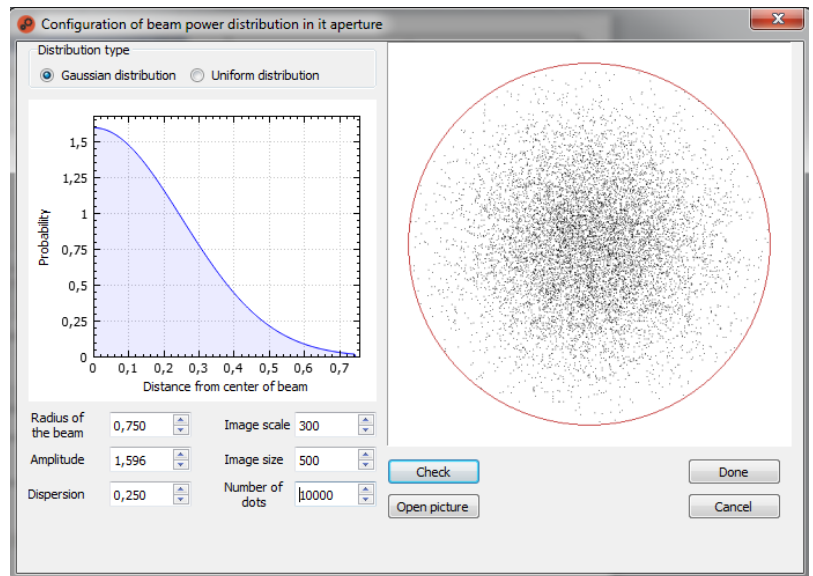
БТ	n	$\mu_a, \text{см}^{-1}$	$\mu_s, \text{см}^{-1}$	g	Діапазон досліджуваних товщин, см
Біла речовина	1.467	0.08	40.1	0.852	10^{-5} -10
Сіра речовина	1.395	0.09	86.2	0.898	10^{-5} -10

Для моделювання поширення світла в системі біологічної тканини та фотометра з еліпсоїдальними рефлекторами, окрім оптичних властивостей БТ вказаних в таблиці 3.2, використовували такі вихідні дані: кількість запущених фотонів – 20 млн, профіль падаючого лазерного променя [109] – Гаусів, діаметр лазерного променя $2r_0 = 1.5$ мм.

2. За допомогою програмного забезпечення “Ellipsoidal Photometry” [110] (рис. 3.21) моделюють поширення оптичного випромінювання з параметрами, зазначеними в пункті 1, та оптичними властивостями (таблиця 3.2) для окремої товщини зразку. Результатом моделювання є залежність оптичних коефіцієнтів (T , R_d , A) від товщини зразка (рис. 3.22).

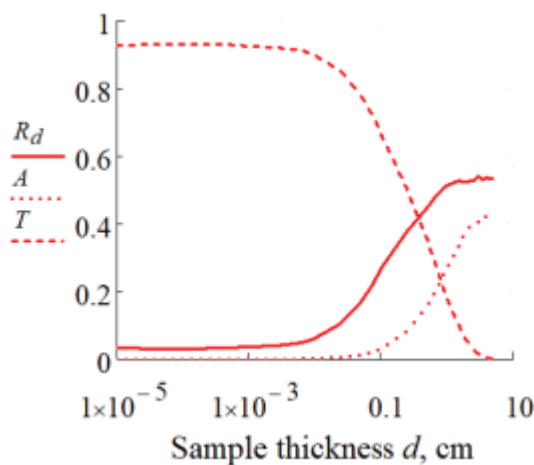


а)

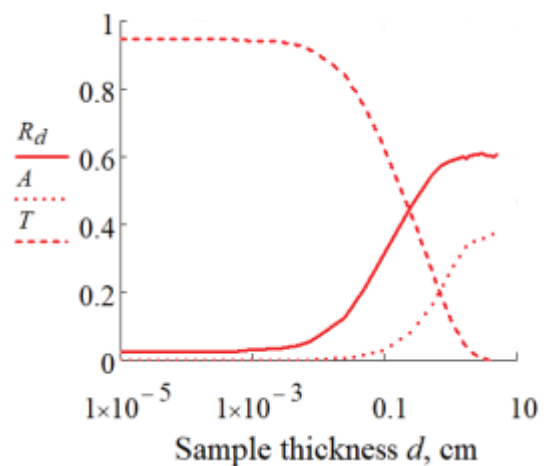


б)

Рис. 3.21. Головне вікно програми “Ellipsoidal Photometry” (а), вкладка з параметрами джерела випромінювання (б) [110]



а)



б)

Рис. 3.22. Залежність коефіцієнта дифузного відбиття R_d (суцільна лінія), поглинання A (точкова лінія), загального коефіцієнта пропускання T (пунктирна лінія) від товщини зразка d для тканин головного мозку людини: білої (а) та сірої (б) речовина на довжині хвилі 650 нм

Отримані залежності нам необхідні для визначення товщини d , при якій пляма розсіяння буде найбільшою. Порівнюючи отримані результати з аналогічними розподілами [111, 112], у яких показано, що найяскравіші фотометричні

зображення формуються на товщині зразків БТ з найбільш динамічним відхиленням оптичних коефіцієнтів T , R_d , A . У зв'язку з цим, а також необхідністю відносного порівняння ефективності ЕР при роботі зі зразками різних БТ, такі товщини для досліджуваних тканин мозку складають: $d1 = 0.025$ см, $d2 = 0.05$ см, $d3 = 0.1$ см, $d4 = 0.5$ см, $d5 = 25$ см будемо використовувати для моделювання. Цей набір товщин обрано виключно з прогностичних позицій фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами: він не характеризує загальноприйнятих принципів біопсійного дослідження, дослідження ліофілізованих чи парафінізованих зрізів і не є анатомічно верифікованим.

3. Далі відбувається нове моделювання для визначення радіусу найбільшого відхилення r_i фотона при розсіянні в прямому або зворотному напрямку для зразку БТ товщиною d .

4. Наступним кроком відбувається обчислення показника ефективності у відбитому K_R та пропущеному K_T світлі:

$$K_T = \frac{W_T}{T \cdot N_0}, \quad (3.4)$$

$$K_R = \frac{W_R}{(R_d + R_s) \cdot N_0}, \quad (3.5)$$

де N_0 – загальна кількість фотонів, запущених у БТ; W_T , W_R – сумарна вага фотонів, що вийшли із середовища в прямому і зворотному напрямку, відповідно, з координатами, що знаходяться в межах вхідного вікна ЕР з діаметром $2p$ ($p = r_i$), R_s – коефіцієнт дзеркального відбиття БТ, який є вихідним результатом моделювання у програмі “Ellipsoidal Photometry”.

На рис. 3.23 та рис. 3.24 наведено залежність показника ефективності ЕР.

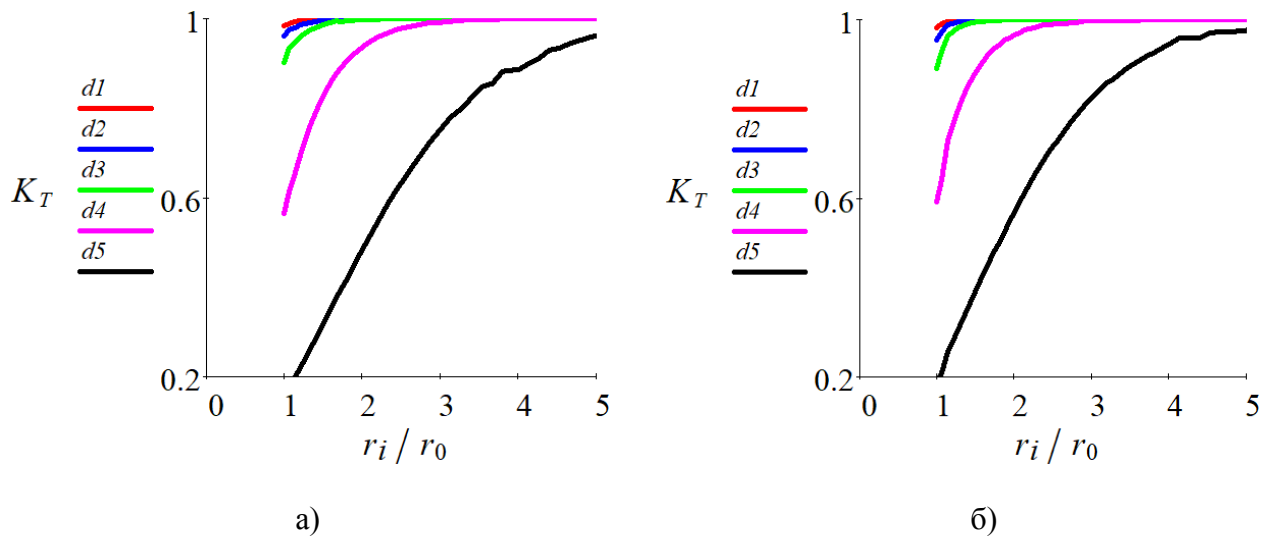


Рис. 3.23. Залежність показника ефективності еліпсоїдального рефлектора у пропущеному світлі від співвідношення r_i/r_0 для тканин мозку людини: білої речовини (а) та сірої речовини (б) на довжині хвилі 650 нм

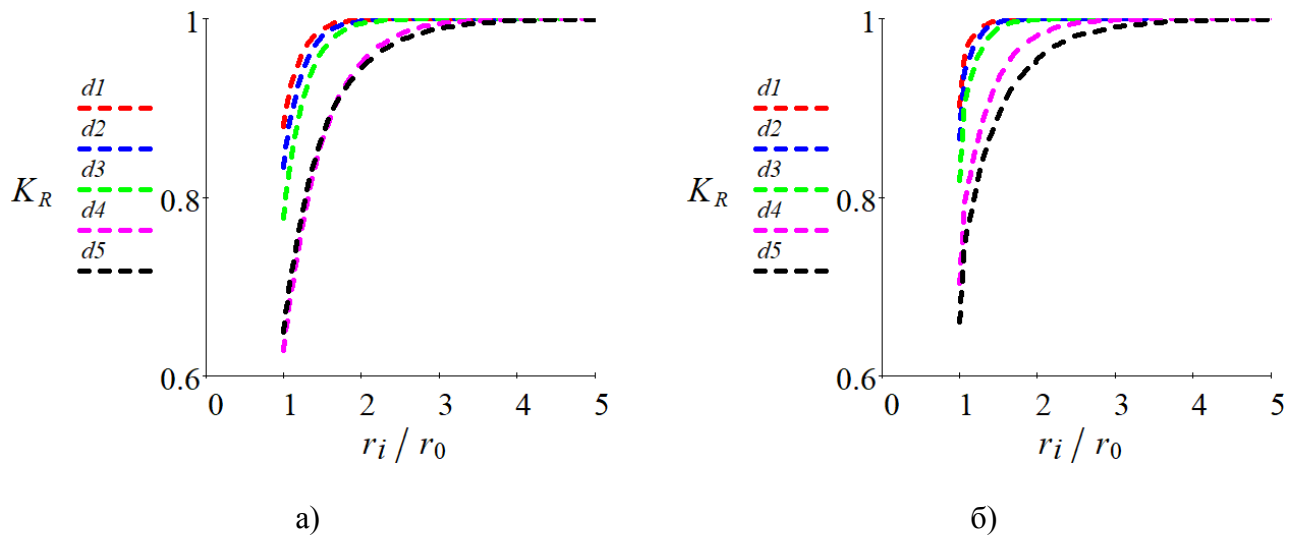


Рис. 3.24. Залежність показника ефективності еліпсоїдального рефлектора у відбитому світлі від співвідношення r_i/r_0 для тканин мозку людини: білої речовини (а) та сірої речовини (б) на довжині хвилі 650 нм

Як показано на рис. 3.23 і рис. 3.24 для досліджуваних тканин білої та сірої речовини головного мозку людини на довжині хвилі 650 нм спостерігається тенденція збільшення фокального параметра p зі збільшенням товщини зразків БТ, що забезпечує досягнення максимальних значень показника ефективності ЕР у відбитому K_R та пропущеному K_T світлі.

Для досліджуваних тканин головного мозку людини товщиною 2.5 см на довжині хвилі 650 нм, як і всьому видимому спектрі [106, 110], у пропущеному і

відбитому світла показники ефективності ЕР наближаються до одиниці при значеннях фокального параметра, що перевищує діаметр падаючого пучка щонайменше в 5 разів. Тому товщина зразків БТ, яка істотно впливає на розмір плями розсіяння у відбитому та/або пропущеному світлі, також є одним із визначальних параметрів, які впливатимуть на ефективність ЕР.

5. Визначення коефіцієнта ефективності ЕР.

Коефіцієнт ефективності ЕР означає наближення показника ефективності ЕР до одиниці із заданою точністю і визначається як:

$$Q_T = \left. \frac{r_0}{r_i} \right|_{K_T \rightarrow 1}, \quad (3.7)$$

$$Q_R = \left. \frac{r_0}{r_i} \right|_{K_R \rightarrow 1}. \quad (3.8)$$

На рис. 3.25 наведено залежність коефіцієнта ефективності ЕР у відбитому Q_R (пунктирна лінія) та пропущеному Q_T (суцільна лінія) світлі для різної товщини зразків білої та сірої речовини мозку людини для досліджуваних ліній спектру. Для створення графіків використана апроксимація коефіцієнтів з похибкою 0.001 (0.1 %).

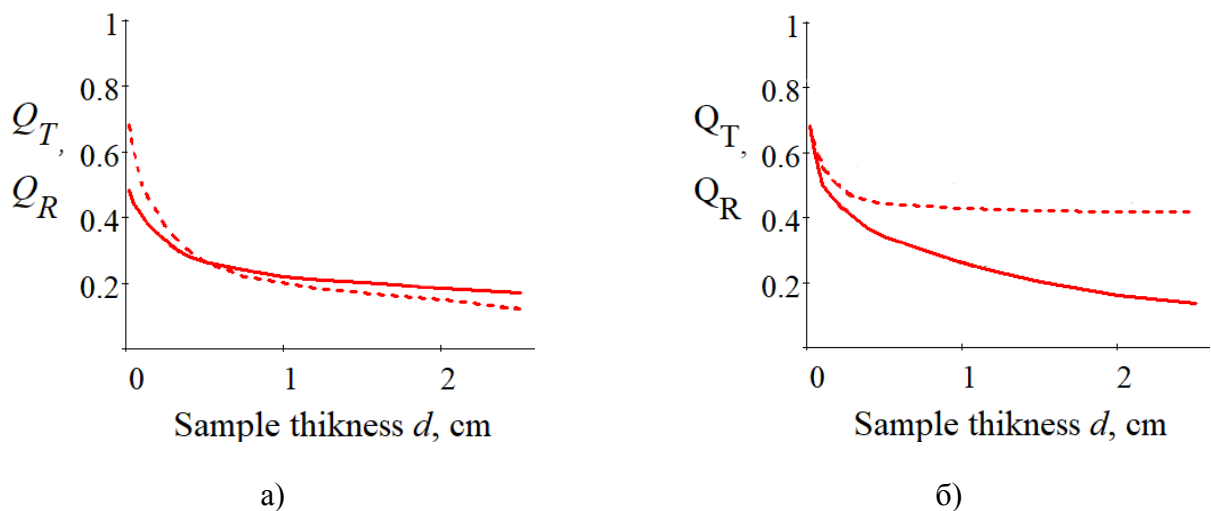


Рис 3.25. Залежність коефіцієнта ефективності еліпсоїдних рефлекторів від товщини зразка d для тканин мозку людини: білої речовини (а) та сірої речовини (б) на довжині хвилі 650 нм

Графіки Q_R зі збільшенням товщини не зазнають подальших змін, оскільки коефіцієнт дифузного відбиття R_d , досягаючи певного значення, залишається сталим (рис. 3.22) при будь-якому подальшому збільшенні товщини d зразка БТ. Коефіцієнт ефективності ЕР Q_T почне зростати при досягненні певної критичної товщини, коли загальний коефіцієнт пропускання T наближається до нуля, так як радіус фотонів r_i , які залишають зразок БТ в прямому напрямку, не матимуть фізично значимої величини. Це вказуватиме на початок математичної невизначеності, у якій знаменник (3.7) матиме нульове (неіснуюче) значення.

Таким чином обраний ЕР з фокальним параметром $p = 16.7$ мм підходить для дослідження тканин головного мозку при $r_0 = 0.75$ мм. Водночас, перевищення фокальним параметром радіусу падаючого пучка більше ніж у 20 разів (при достатньому п'ятикратному перевищенні) потребує використання зразків БТ більшого периметру.

Для дослідження у пропущеному та відбитому світлі доцільно використовувати еліпсоїдальні рефлектори однакової форми. Така конструкційна особливість біомедичного фотометру забезпечує оптимальний коефіцієнт ефективності ЕР [106].

3.3.2. Обґрунтування вибору коефіцієнта стискання еліпсоїдального рефлектору

Також важливим параметром, що впливає на результат (освітленість фотометричних зображень у пікселях) є коефіцієнт стискання ЕР (3.2). Цей коефіцієнт разом з оптичними властивостями БТ впливає на розподіл освітленості фотометричних зображень кілець А2 та А3 (рис. 2.18) при зонному аналізі.

Розглянемо принципи вибору коефіцієнта стискання еліпсоїдального рефлектору на прикладі тканин печінки свині, оптичні властивості якої наведені в таблиці 3.3.

Таблиця 3.3 Оптичні параметри тканин печінки свині [113]

Довжина хвилі, нм	μ_a , cm^{-1}	μ_s , cm^{-1}	g	n	d, см
405	0.66	1.22	0.76	1.39	0.1

Вибір зазначеної тканини обумовлений її більшими поглинаючими, в порівнянні з розсіювальними, властивостями. А довжини хвилі 405 нм відповідає мінімальному значенню ефективної чутливості обраного ПЗЗ приймача DMK 21AF04.AS.

Далі проводимо моделювання бомбардування фотонами (20 млн) зразка товщиною 1 мм з рівномірним профілем падаючого лазерного пучка радіусом 0.75 мм для діапазону значень коефіцієнтів стиснення еліпсоїдального рефлектора 0.3 – 0.95 та фокальних параметрів 11 мм, 16.875 мм та 22.75 мм. У результаті моделювання отримуємо характеристичні фотометричні зображення, аналогічні показані на рис. 2.18, у розсіяному вперед та назад світлі [106].

За результатами зонного аналізу фотометричних зображень при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами нижче наведені графіки освітленості зовнішнього А3 та середнього А2 кільця від коефіцієнта стиснення ЕР для розсіяного назад (рис. 3.26) та вперед (рис. 3.27) світла.

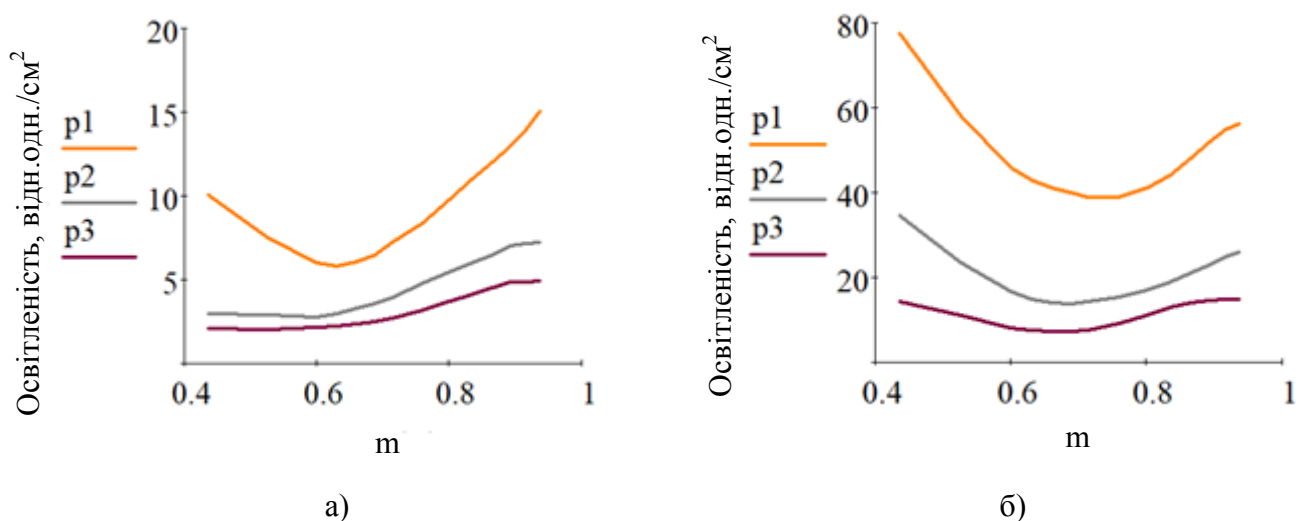


Рис. 3.26. Освітленість зовнішнього (а) і середнього (б) кільця фотометричних зображень розсіяного назад світла на довжині хвилі 405 нм для зразків тканини свині печінки товщиною 1 мм при значеннях фокального параметра еліпсоїдального рефлектора 11 мм, 16.875 мм та 22.75 мм.

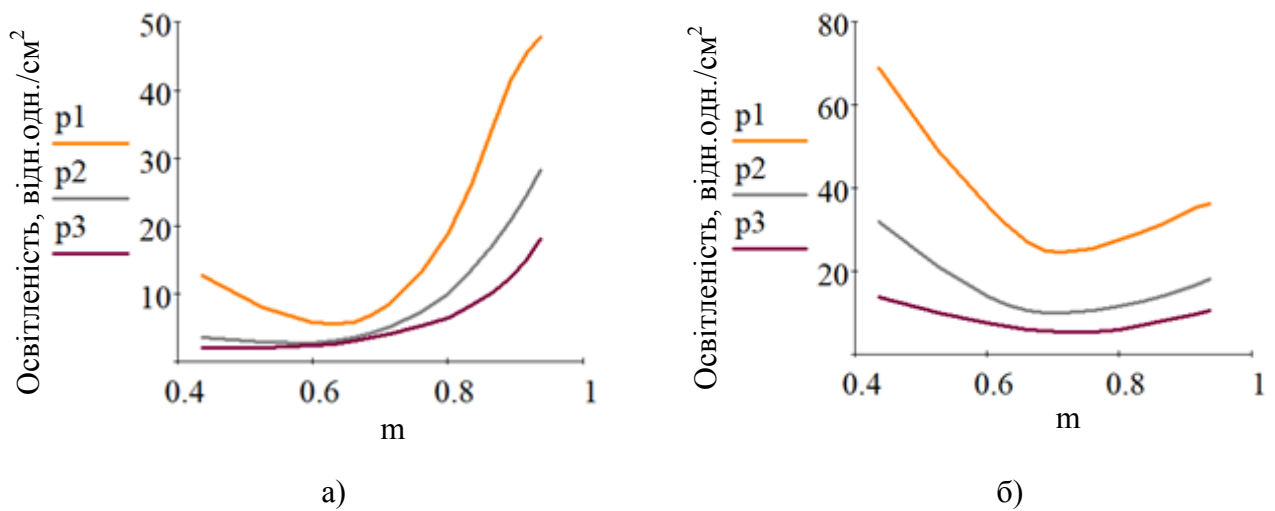


Рис. 3.27. Освітленість зовнішнього (а) і середнього (б) кільця фотометричних зображень розсіяного вперед світла на довжині хвилі 405 нм для зразків тканини свині печінки товщиною 1 мм при значеннях фокального параметра еліпсоїдального рефлектора 11 мм, 16.875 мм та 22.75 мм

Графіки на рис. 3.26 та рис. 3.27 мають однотипну залежність освітленості зони зовнішнього та середнього кільця фотометричних зображень від коефіцієнта стискування еліпсоїдального рефлектора і мають мінімальні рівні при коефіцієнті $m \approx 0.6 - 0.7$ (відповідає значенню m для обраного ЕР), а далі досить швидко розходяться.

3.4 Розроблення алгоритму функціонування інформаційної системи еталонних вимірювань

Призначення створюваної інформаційної системи полягає у визначенні оптичних коефіцієнтів T_t та R_d біологічної тканини на підставі експериментального дослідження стандартних зразків (п. 2.3). Їх результати використовуються для виявлення аналітичних залежностей, що є математичним базисом інформаційної системи, є: товщина d зразка (СЗ або БТ), падаюча на зразок потужність $B_i(\lambda)$, загальна освітленість фотометричного зображення кола радіусом R_3 (рис. 2.18) та кількість пікселів у цьому колі. Ще одним параметром може бути дискретність відтінків сірого, що визначається розрядністю ПЗЗ сенсора (для 8-бітного Sony ICX098BL дискретність складає від 0 до 255).

Далі, використовуючи отриману базу даних спектральних залежностей (250 нм – 2500 нм) коефіцієнтів τ_c , τ_t , ρ_d для різних товщин стандартних зразків, а

також значення освітленості E_S^T , E_S^R фотометричних зображень при змінній потужності $B_i(\lambda)$, виконують ряд дій для знаходження коефіцієнтів повного пропускання T_t та/або дифузного відбиття R_d БТ. Визначення загальної освітленості E_{BT}^T , E_{BT}^R фотометричного зображення БТ виконується наступним чином:

$$E_{BT} = \frac{I_{R3}}{N3 \cdot (2^{bit} - 1)}, [\text{pixel value/ pixel}] \quad (3.9)$$

де $N3$ – кількість активних пікселів в колі радіусом $R3$ (рис. 2.18), bit – розрядність фотометричного зображення (наприклад, 8, 10, 12 або 16), I_{R3} – сумарна інтенсивність відтінків сірого в колі радіусом $R3$ (складається з амплітуд функції $f(x,y)$ для кожного пікселя), отримана за допомогою спеціалізованого програмного забезпечення, наприклад, IRIS [85].

Схема алгоритму роботи інформаційної системи на прикладі пошуку коефіцієнта повного пропускання T_t БТ представлений на рис. 3.28. Алгоритм для визначення коефіцієнта дифузного відбиття R_d аналогічний, тому при подальшому аналізі етапів реалізації алгоритмів зазначатимемо лише характерні особливості визначення R_d .

На початку роботи ІСБМФЕР здійснюється аналіз експериментальних даних дослідження стандартних зразків на зразковому спектрофотометрі, фотометрі з ЕР з урахуванням попереднього калібрування за потужністю. Отримані величини (3.10) – (3.19) закладають в код створюваного програмного забезпечення.

На рис 3.29 наведена експериментальна залежність коефіцієнта повного пропускання та дифузного відбиття від товщини СЗ на довжині хвилі 651 нм для СЗ-Ф, СЗ-ПЕ, СЗ-ПВХ та СЗ-ПЛ, отримана за допомогою спектрофотометру Shimadzu UV-3600 Plus.

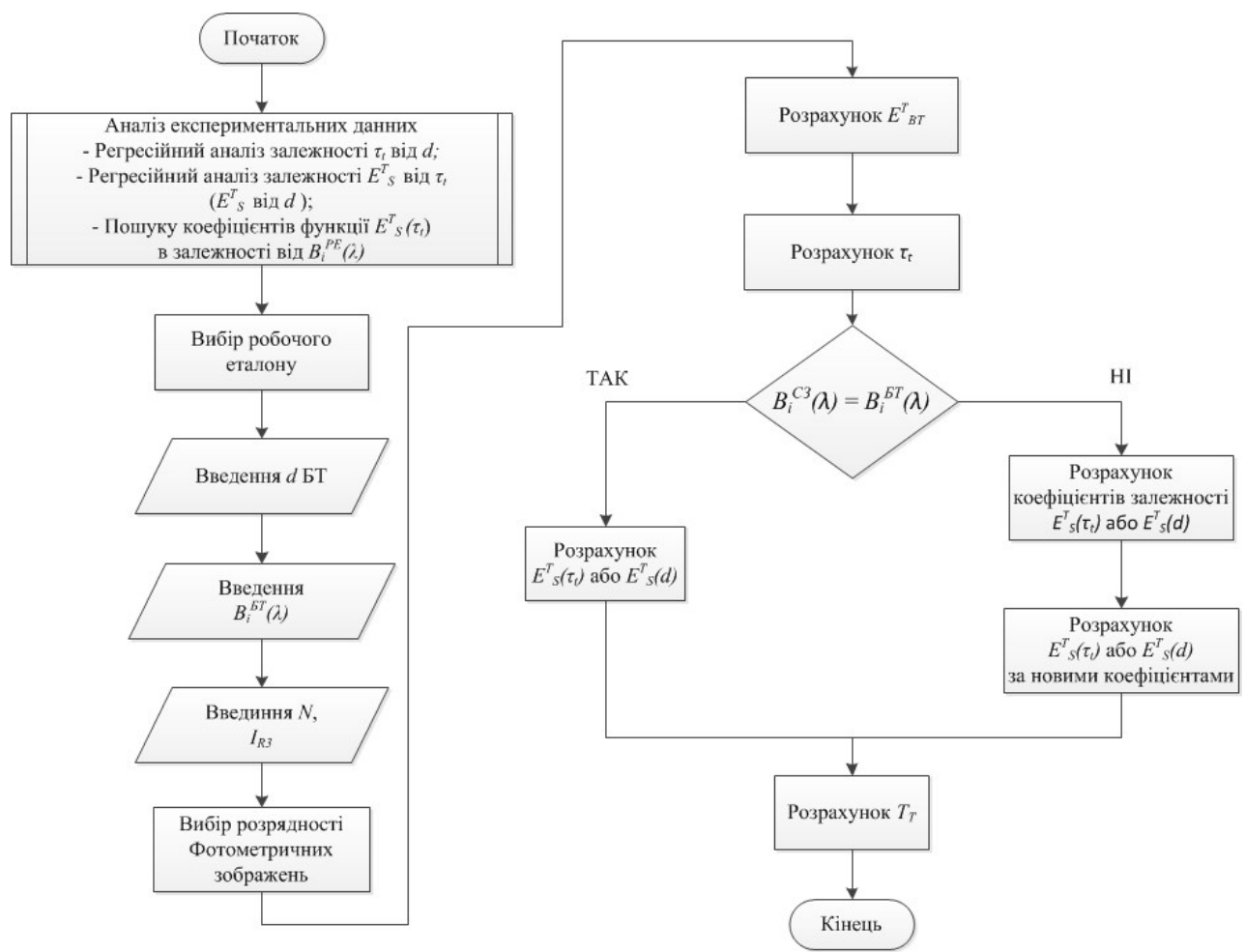


Рис. 3.28. Схема алгоритму роботи ІСБМФЕР для визначення коефіцієнту повного пропускання T_t біологічної тканини

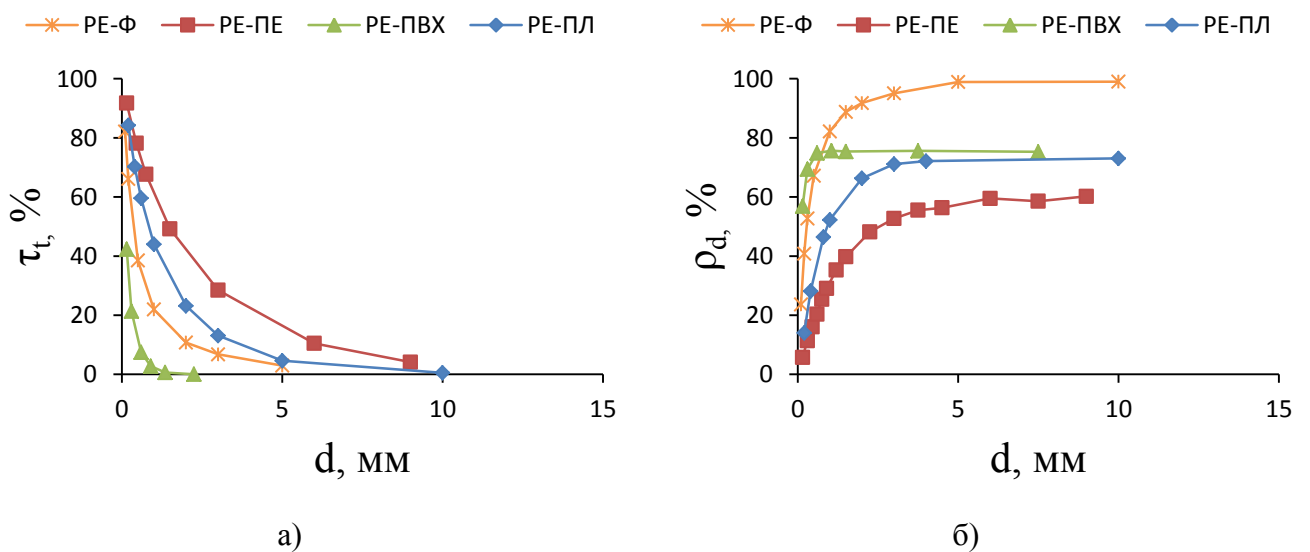


Рис. 3.29. Залежність коефіцієнта повного пропускання (а) та дифузного відбиття (б) від товщини СЗ на довжині хвилі 651 nm

За результатами регресійного аналізу найбільш точним описом кривої у пропущеному світлі є експоненціальна функція (3.10), а у відбитому – логарифмічна (3.11):

$$\tau_t(d) = a_1 \cdot e^{a_2 d}, \quad (3.10)$$

$$\rho_d(d) = b_1 \cdot \ln(d) + b_2, \quad (3.11)$$

де a_1, a_2, b_1, b_2 – коефіцієнти, значення яких наведені в табл. 3.4 та табл. 3.5.

Таблиця 3.4. Значення коефіцієнтів у формулі (3.10)

Стандартний зразок	a_1	a_2	R^2	$F_{роз}$	F_m
СЗ-Ф	58.666	-0.66	0.933	2.14	4.21
СЗ-ПЕ	88.136	-0.348	0.997	1.15	4.21
СЗ-ПВХ	61.243	-3.38	0.999	1.26	4.95
СЗ-ПЛ	75.762	-0.516	0.990	1.46	3.73

Таблиця 3.5. Значення коефіцієнтів у формулі (3.11)

Стандартний зразок	b_1	b_2	R^2	$F_{роз}$	F_m
СЗ-Ф	21.766	77.606	0.977	1.02	3.73
СЗ-ПЕ	15.289	31.622	0.973	1.03	2.46
СЗ-ПВХ	3.8348	71.759	0.569	1.76	4.21
СЗ-ПЛ	16.499	47.293	0.902	1.51	3.73

R^2 - це величина достовірності апроксимації. R^2 для коефіцієнту дифузного відбиття СЗ-ПВХ не висока, що може бути пояснено незначним абсолютним діапазоном зазначених коефіцієнтів для різних товщин СЗ-ПВХ (57 % - 75.6 %),

що, не в останню чергу, пояснюється фізико-хімічними властивостями та ступенем проникності матеріалу. Перевірка адекватності залежностей отриманих регресійним аналізом проводилась за критерієм Фішера ($F_{роз}$ – розрахункове та F_m – табличне), для рівня значущості $\alpha = 0.05$.

Стандартне відхилення розрахованих коефіцієнтів повного пропускання за допомогою функцій (3.10) від експериментальних даних – 6.67 %, 1.94 %, 1.23 % та 3.63 % для СЗ-Ф, СЗ-ПЕ, СЗ-ПВХ та СЗ-ПЛ відповідно, а коефіцієнтів дифузного відбиття (3.11) – 1.98 %, 1.57 %, 2.29 % та 3.85 % для СЗ-Ф, СЗ-ПЕ, СЗ-ПВХ та СЗ-ПЛ відповідно.

Наступним видом аналізу експериментальних даних є визначення освітленості фотометричного зображення стандартного зразку, що може виконуватись двома способами:

1-ий спосіб – встановлення залежності освітленості СЗ від коефіцієнту повного пропускання τ_t (рис. 3.30);

2-ий спосіб – встановлення залежності освітленості від товщини СЗ (рис. 3.31).

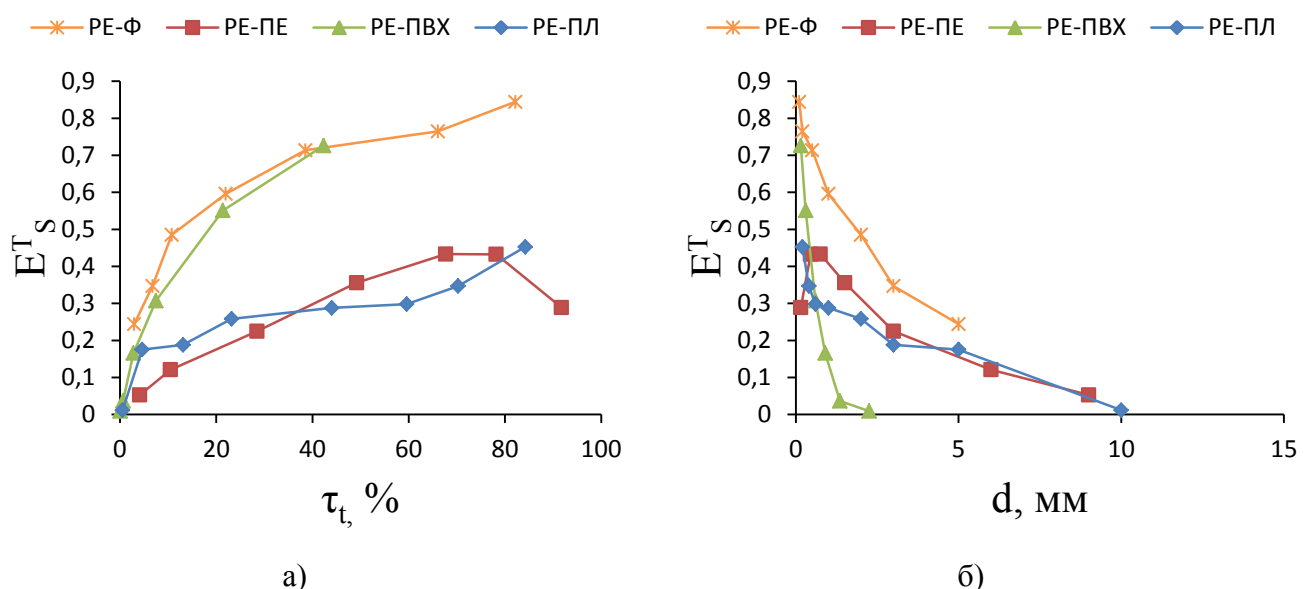


Рис. 3.30. Залежність E_s^T при падаючій потужності 0.088 мВт на довжині хвилі 651 нм від загального коефіцієнта пропускання (а) або товщини (б) СЗ

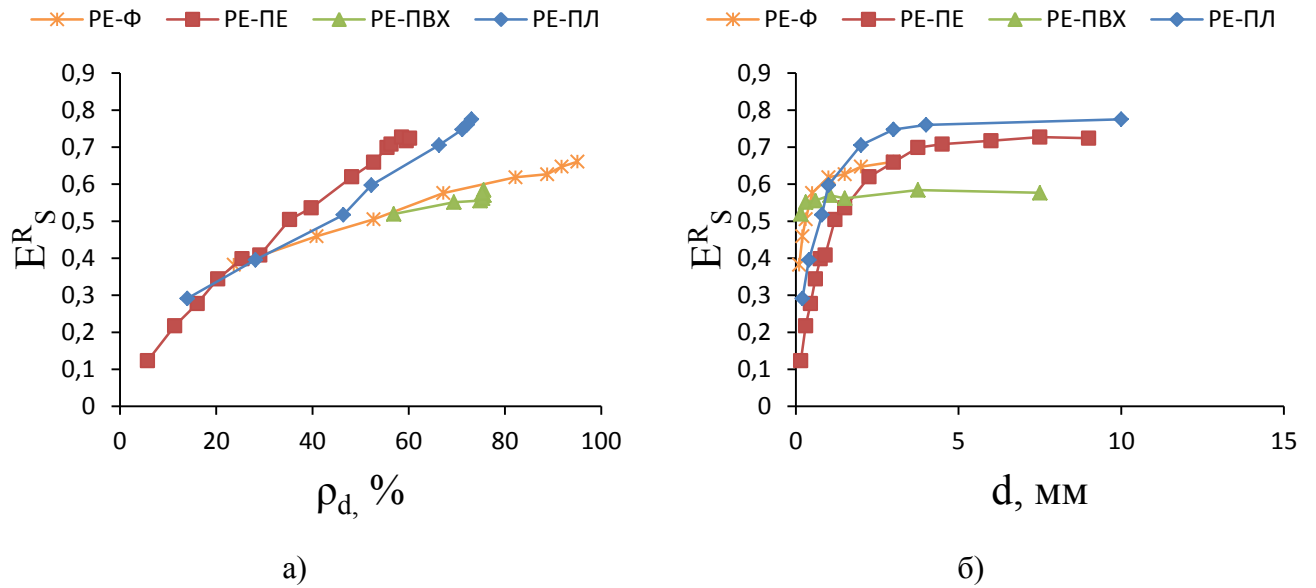


Рис. 3.31. Залежність E_S^R при падаючій потужності 0.088 мВт на довжині хвилі 651 нм від загального коефіцієнта пропускання (а) або товщини (б) СЗ

За допомогою апроксимації визначено функції, що описують експериментальні графіки, виходячи з найбільших значень величини достовірності апроксимації:

$$E_S^T(\tau_t) = c_1 \cdot \ln(\tau_t) + c_2, \quad (3.12)$$

$$E_S^T(d) = h_1 \cdot e^{h_2 d}, \quad (3.13)$$

$$E_S^R(\rho_d) = k_1 \cdot \rho_d + k_2, \quad (3.14)$$

$$E_S^R(d) = l_1 \cdot \ln(d) + l_2, \quad (3.15)$$

де c_1 , c_2 , h_1 , h_2 , k_1 , k_2 , l_1 , l_2 – коефіцієнти, значення яких наведені в табл. 3.6 – табл. 3.9.

Таблиця 3.6. Значення коефіцієнтів у формулі (3.12)

Стандартний зразок	c_1	c_2	R^2	$F_{роз}$	F_m
СЗ-Ф	0.1802	0.0377	0.9899	1.00	3.73
СЗ-ПЕ	0.1160	0.1267	0.8265	1.14	4.21
СЗ-ПВХ	0.0971	0.2033	0.7858	2.24	4.95
СЗ-ПЛ	0.0715	0.0454	0.8926	0.89	4.21

Таблиця 3.7. Значення коефіцієнтів у формулі (3.13)

Стандартний зразок	h_1	h_2	R^2	$F_{роз}$	F_m
СЗ-Ф	0.8044	-0.251	0.9843	0.90	4.21
СЗ-ПЕ	0.4372	-0.226	0.9423	0.93	4.21
СЗ-ПВХ	1.0209	-2.165	0.9845	1.00	4.95
СЗ-ПЛ	0.4645	-0.333	0.9227	1.40	3.73

Таблиця 3.8. Значення коефіцієнтів у формулі (3.14)

Стандартний зразок	k_1	k_2	R^2	$F_{роз}$	F_m
СЗ-Ф	0.0038	0.3025	0.9908	1.00	3.73
СЗ-ПЕ	0.0106	0.1040	0.9921	0.01	2.46
СЗ-ПВХ	0.0028	0.3610	0.8245	0.84	4.21
СЗ-ПЛ	0.0082	0.1652	0.9952	1.00	3.73

Таблиця 3.9. Значення коефіцієнтів у формулі (3.15)

Стандартний зразок	l_1	l_2	R^2	$F_{роз}$	F_m
СЗ-Ф	0.0819	0.5966	0.9541	0.95	3.73
СЗ-ПЕ	0.1629	0.4401	0.9693	0.97	2.46
СЗ-ПВХ	0.0139	0.5595	0.8014	0.80	4.21
СЗ-ПЛ	0.1367	0.5521	0.9188	0.92	3.73

За допомогою функцій, встановлених за результатом регресійного аналізу, визначається значення освітленості фотометричного зображення СЗ на товщині, яка відповідає товщині досліджуваного зразка БТ (формули (3.13 та (3.15)) або від оптичних коефіцієнтів (повного пропускання (3.12) та дифузного відбиття (3.14)).

Окрім величини достовірності апроксимації при виборі функції (3.12) також значну роль відіграла особливість зміни освітленості фотометричного зображення СЗ при коефіцієнті повного пропускання τ_t від 0 до 10 %, що є притаманним логарифмічній залежності. Якщо обмежити діапазон коефіцієнта τ_t від 10 % до 100 % то доцільно використовувати лінійну залежність. Перевірка адекватності отриманих моделей до експериментальних даних відбувалась за критерієм Фішера, для рівня значущості $\alpha = 0.05$.

У таблиці 3.18 наведені значення стандартного відхилення отриманих залежностей

На підставі реалізації етапів удосконаленого методу калібрування фотометру з ЕР (п. 2.3) далі необхідно ввести вхідні параметри, що стосуються БТ: товщина d , падаюча потужність $B_i^{BT}(\lambda)$, кількість активних пікселів N , сумарну інтенсивність I_{R3} , а також обраний стандартній зразок та розрядність системи (у нашому випадку 8 біт). Далі виконується розрахунок E_{BT}^T за формулою (3.9).

Описаний процес доцільно використовувати для отриманих фотометричних зображень СЗ та БТ при однаковій падаючій потужності $B_i^{C3}(\lambda) = B_i^{BT}(\lambda)$ та однаковому коефіцієнті послаблення ND-фільтра. В іншому випадку треба визначити коефіцієнти $c_1, c_2, h_1, h_2, k_1, k_2, l_1, l_2$ для нового значення падаючої потужності.

Пошук зазначених коефіцієнтів полягає у регресійному аналізі залежності освітленості фотометричних зображень СЗ від відповідного оптичного коефіцієнта при кожному значенні потужності $B_i^{C3}(\lambda)$. Приклади зміни коефіцієнтів c_1, c_2 та k_1, k_2 функцій (3.12) та (3.14) для СЗ-Ф наведені в табл. 3.10.

Таблиця 3.10. Коефіцієнти функції (3.12) та (3.14) для СЗ-Ф

Потужність	c_1	c_2	k_1	k_2
$B_1^{C3}(\lambda) = 0.088$ мВт	0.0963	0.5813	0.0024	0.6279
$B_2^{C3}(\lambda) = 0.164$ мВт	0.1092	0.528	0.0024	0.618
$B_3^{C3}(\lambda) = 0.223$ мВт	0.1345	0.4209	0.0026	0.5757
$B_4^{C3}(\lambda) = 0.253$ мВт	0.1686	0.2477	0.003	0.4918
$B_5^{C3}(\lambda) = 0.266$ мВт	0.1802	0.0377	0.0038	0.3025

Наступним кроком є опис залежності коефіцієнтів c_1 , c_2 та k_1 , k_2 від величини падаючої потужності $B_i^{C3}(\lambda)$, яка для забезпечення ПЗЗ-фотометрії повинна мати лінійний вигляд. Це підтвердить коректність процедури попереднього калібрування та вибір динамічного діапазону. Залежності шуканих коефіцієнтів від потужності є типовими:

$$q(B_i^{C3}(\lambda)) = q_1 \cdot B_i^{C3}(\lambda) + q_2, \quad (3.16)$$

де q_1 , q_2 — коефіцієнти лінійного рівняння, абсолютні значення яких наведені в табл. 3.11.

Таблиця 3.11. Значення коефіцієнтів у формулі (3.16)

$q(B_i^{C3}(\lambda))$	q_1	q_2
$c_1(B_i^{C3}(\lambda))$	-0.4733	0.2319
$c_2(B_i^{C3}(\lambda))$	3.0227	-0.2378
$k_1(B_i^{C3}(\lambda))$	-0.008	0.0044
$k_2(B_i^{C3}(\lambda))$	1.8113	0.1631

За знайденими параметри можна виконувати розрахунок коефіцієнтів $q(B_i^{BT}(\lambda))$ при окремій потужності яка потрапляє на БТ. Далі виконується пошук коефіцієнту пропускання або дифузного відбиття БТ за формулами (2.11) та (2.12) відповідно.

Розроблений алгоритм є основою для створення програмного забезпечення.

3.4 Розробка програмного забезпечення та методики роботи з ним

Для написання коду програмного забезпечення ІСБМФЕР та її інтерфейсу були застосовані JavaScript, HTML та CSS (рис. 3.32). HTML та CSS використані для створення зовнішнього інтерфейсу у вигляді веб-сторінкою в браузері. JavaScript забезпечує внутрішнє функціонування програми та контроль розрахунків (серверна частина). Вікно розробленої веб-сторінки інтерфейсу програми показано на рис. 3.32.

Тип дослідження 1
Transmission

Стандартний зразок 2
СЗ-Ф

Товщина БТ (мм)
d * А

Падаючу потужність на БТ (мВт)
Bi(λ) *

Кількість активних пікселів 3
Nз *

Сумарна інтенсивність
I *

Бітність фотометричного зображення 4
8-біт

Розрахунок Б

Рис. 3.32. Інтерфейс програмного забезпечення

Інтерфейс робочої програми складається з двох блоків А – для введення початкових даних та Б – для виведення результату розрахунків. До блоку А входять такі розділи: 1 – «Тип дослідження»; 2 – «Стандартний зразок»; 3 – експериментальні данні оримані при дослідження зразка БТ; 4 – «Бітність фотометричного зображення». Поля введення даних розділів 1, 2 та 4 мають

заготовлені варіанти (рис. 3.33). У розділі 3 поля заповнюються користувачем. Блок Б містить кнопку «Розрахунок» та поле для виведення результату.

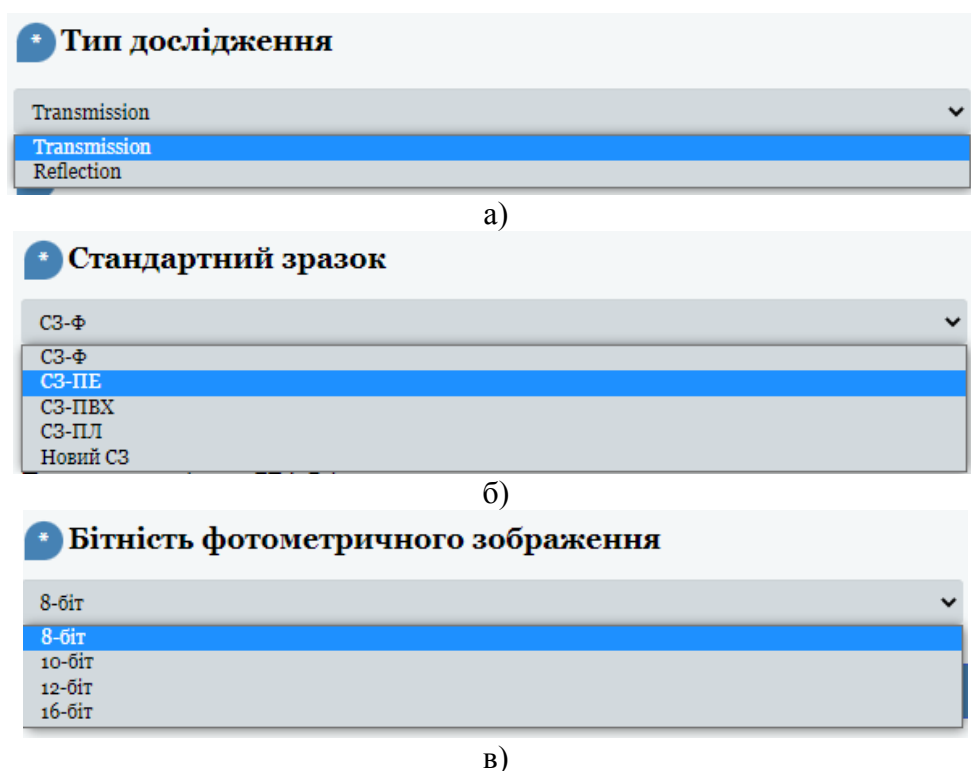


Рис. 3.33. Поля: «Тип дослідження» (а), «Стандартний зразок» (б) та «Бітність фотометричного зображення» (в) з можливими варіантами вибору

Заповнення вхідних даних починається з «Типу дослідження», де доступно два варіанти: «Transmission» (пропускання) та «Reflection» (відбиття). При виборі першого програма буде розраховувати коефіцієнт повного пропускання, другого – коефіцієнт дифузного відбиття. Далі у полі «Стандартний зразок» користувач обирає один з варіантів: СЗ-Ф, СЗ-ПЕ, СЗ-ПВХ, СЗ-ПЛ, а також «Новий СЗ» для введення даних іншого еталону.

Далі заповнюють наступні поля:

- «Товщина БТ» – мінімальне значення товщини зразка БТ складає 0.005 мм і вводиться з кроком 0.001;
- «Падаюча потужності на БТ» – задається з кроком 0.001 при мінімальному значенні 0.001 мВт;
- «Кількість активних пікселів» – ціле додатне число;
- «Сумарна інтенсивність» – ціле додатне число.

Усі ці данні мають тип «number». До задання числових значень у вікні введення прописані символічне позначення кожного параметру.

«Бітність фотометричного зображення» дає можливість користувачу використовувати ПЗЗ камери різних виробників, оскільки розрахунок освітленості відбувається за формулою (3.9), а отриманий результат є пропорційним для матриць різної розрядності. У розробленому ПЗ передбачено чотири варіанти розрядності фотометричного зображення (рис. 3.33.в).

Після натиснення на кнопку «Розрахунок» (зона Б на рис. 3.32) у вікні під цією кнопкою з'явиться чисельний результат і назва відповідного коефіцієнта (рис. 3.34).

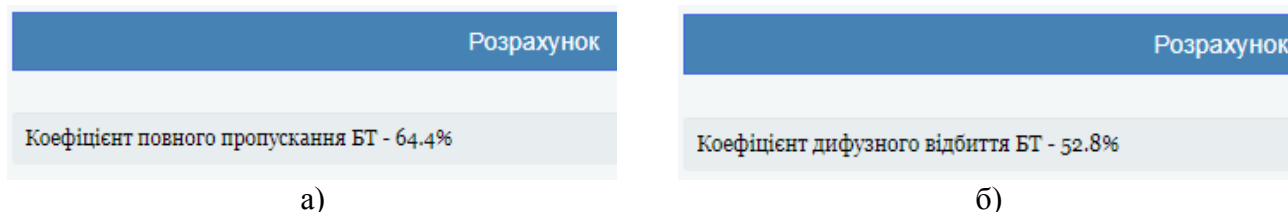


Рис.3.34. Приклад виведення результатів при виборі типу дослідження «Transmission» (а), «Reflection» (б)

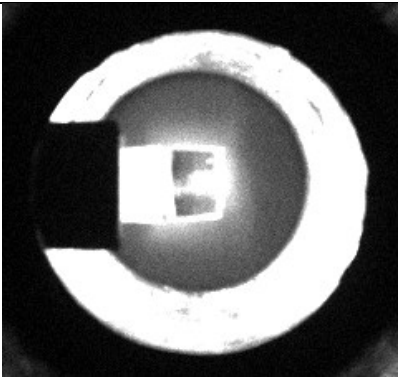
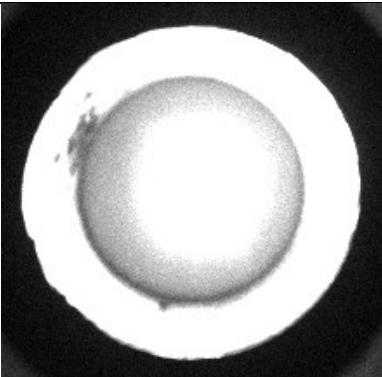
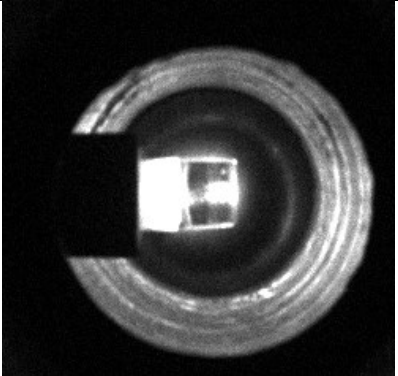
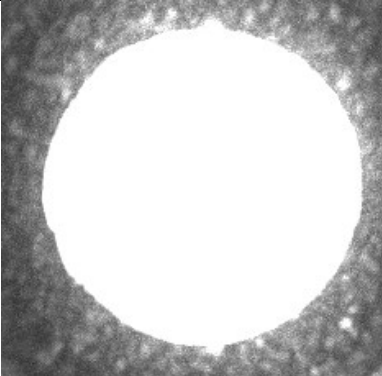
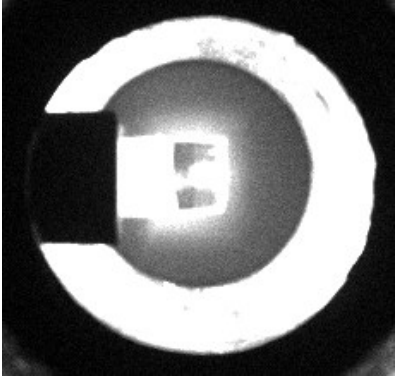
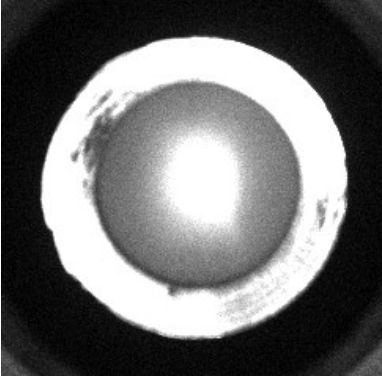
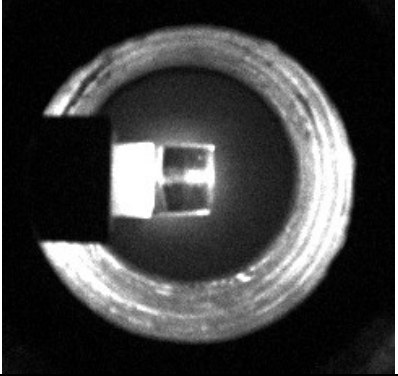
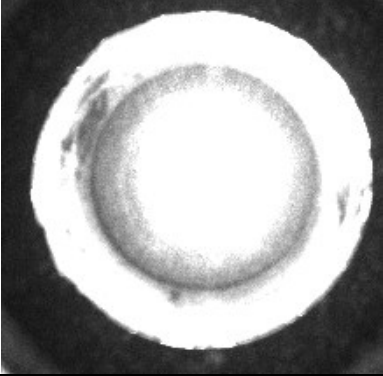
Елементи коду розробленого програмного забезпечення наведені у додатку Б.

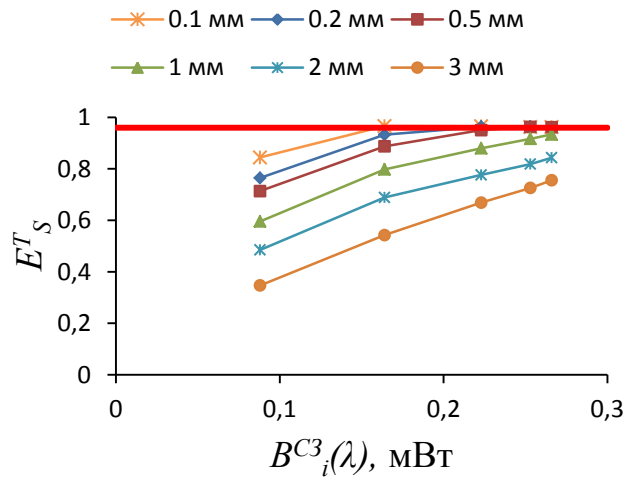
3.5. Дослідження оптичних властивостей світлорозсіювальних еталонів.

За допомогою фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами були отримані фотометричні зображення СЗ-Ф, СЗ-ПЕ, СЗ-ПВХ, СЗ-ПЛ (табл. 3.12). Усі фотометричні зображення стандартних зразків, що пройшли попереднє калібрування наведені у додаток В.

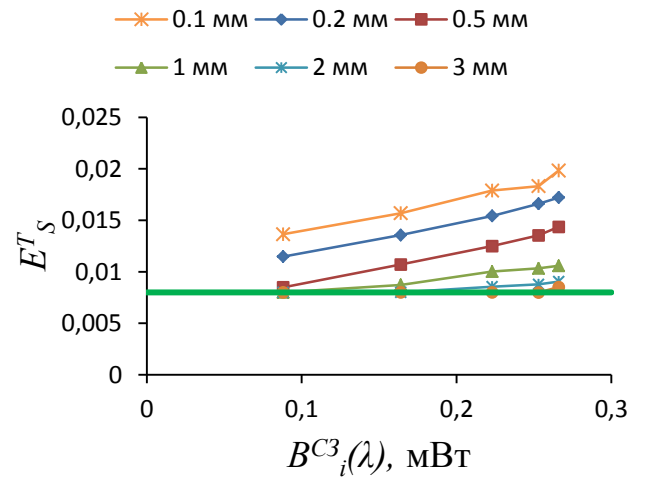
Завдяки послабленню пучка лазерного випромінювання значення падаючої потужності на СЗ були наступні: 0.088 мВт, 0.164 мВт, 0.223 мВт, 0.253 мВт, 0.266 мВт. Також додатково використовувались два ND-фільтри з оптичною щільністю $OD = 0.6083$ та $OD = 2.406$, що пропускають 25 % та 0.39 % потоку випромінювання відповідно. Саме на значеннях цих потужностей в комбінації з ND-фільтрами вдалося отримати лінійну залежність загальної освітленості (рис. 3.35 - рис. 3.38), отриманої за формулою (3.9), від падаючої потужності, що є обов'язковою умовою попереднього калібрування фотометру з ЕР (п. 2.4).

Таблиця 3.12. Приклад фотометричних зображень

Параметри	Фотометричне зображення у відбитому світлі		Фотометричне зображення у пропущеному світлі	
СЗ-Ф, $d = 0.3$ мм, $B_i(\lambda) = 0.164$ мВт, без фільтра				
СЗ-ПЕ, $d = 0.3$ мм, $B_i(\lambda) = 0.164$ мВт, без фільтра				
СЗ-ПВХ, $d = 0.3$ мм, $B_i(\lambda) = 0.164$ мВт, без фільтра				
СЗ-ПЛ, $d = 0.4$ мм, $B_i(\lambda) = 0.164$ мВт, без фільтра				

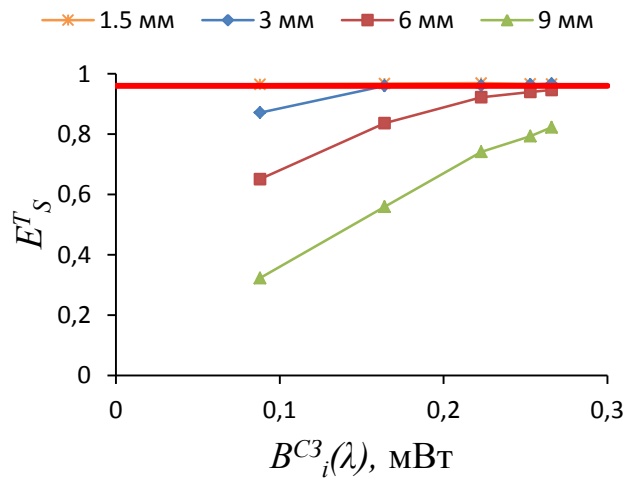


а)

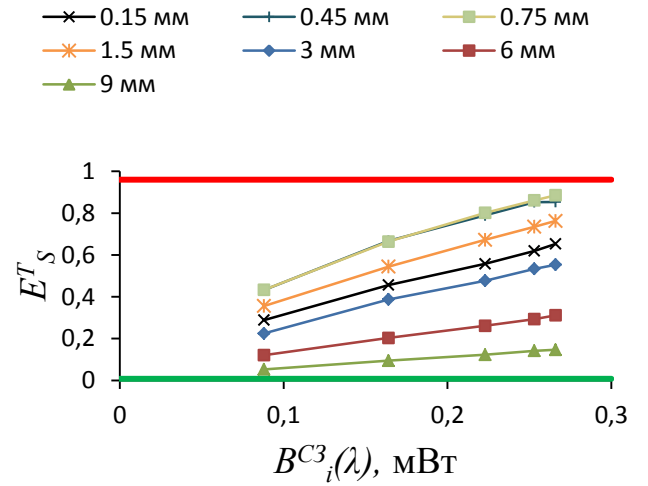


б)

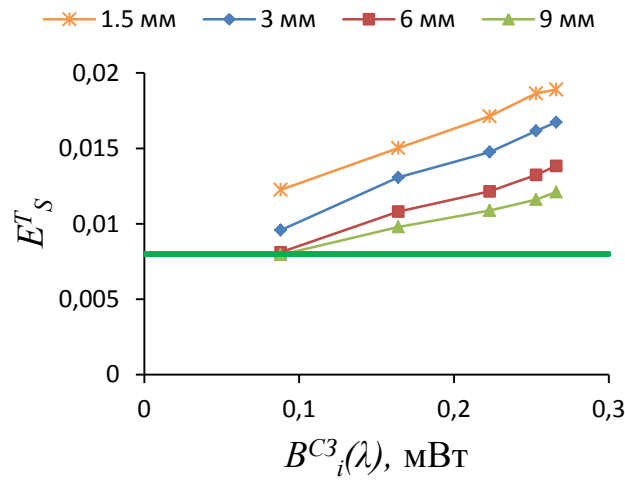
Рис.3.35. Залежність E_S^T від $B_i^{C3}(\lambda)$ для СЗ-Ф отриману без фільтра (а) та з фільтром 0.39 % (б)



а)

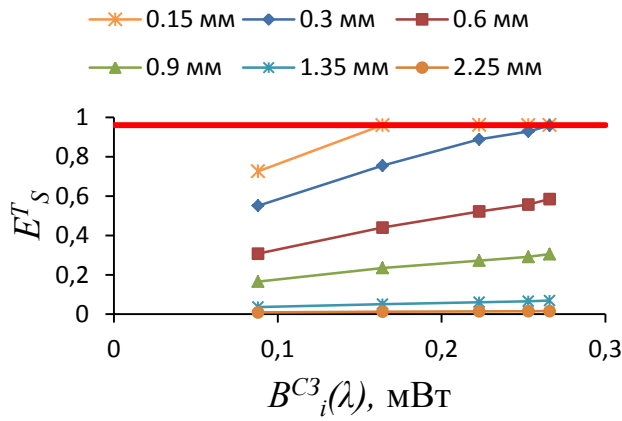


б)

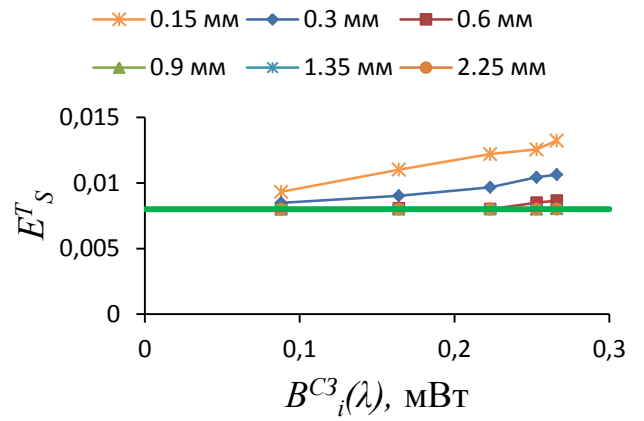


в)

Рис.3.36. Залежність E_S^T від $B_i^{C3}(\lambda)$ для СЗ-Ф отриману без фільтра (а), з фільтром 25 % (б) та 0.39% (в)

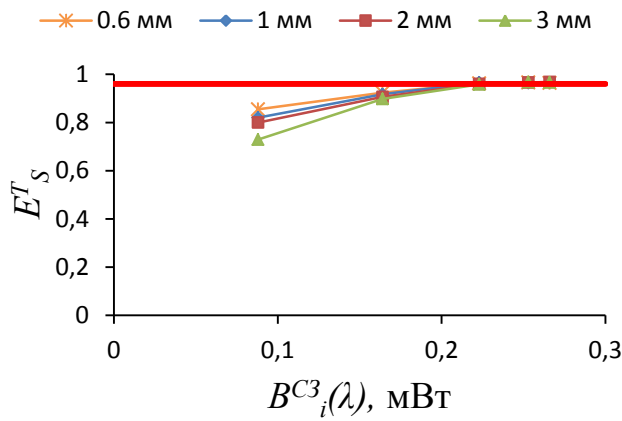


а)

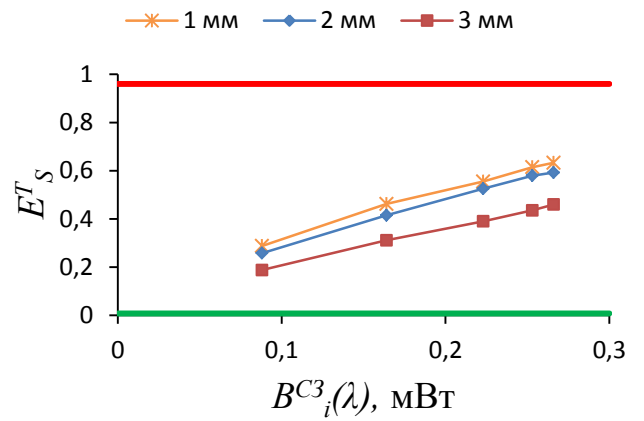


б)

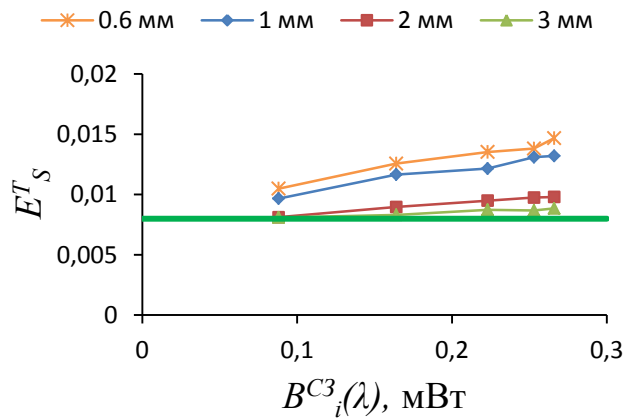
Рис.3.37. Залежність E_S^T від $B_i^{C3}(\lambda)$ для СЗ-Ф отриману без фільтра (а) та з фільтром 0.39 % (б)



а)



б)



в)

Рис.3.38. Залежність E_S^T від $B_i^{C3}(\lambda)$ для СЗ-ПЛ отриману без фільтра (а), з фільтром 25 % (б) та 0.39 % (в)

З графіків можна визначити рівень шуму (зелена пряма) та насичення (червона пряма) за значеннями освітленості, так для нашого фотометру рівень шуму

становить 0,008 [pixel value/ pixel], а режим насичення відбувається на показнику 0,96 [pixel value/ pixel].

Визначення освітленості в кільцях фотометричних зображень здійснюємо за наступними формулами:

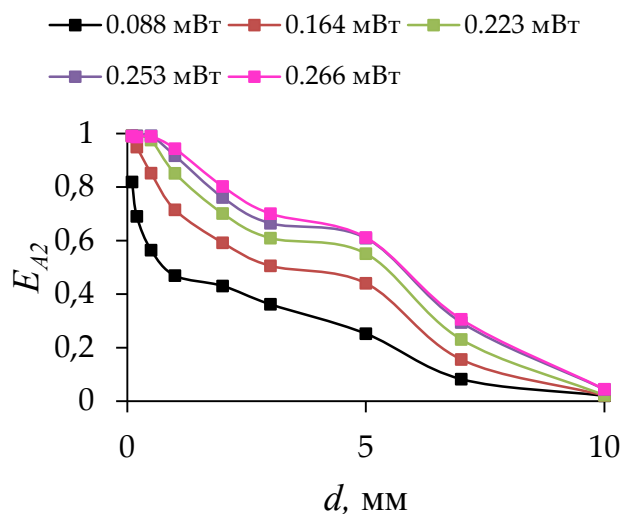
$$E_{A3} = \frac{I_{R3} - I_{R2}}{(N3 - N2) \cdot (2^{bit} - 1)}, [\text{pixel value/ pixel}] \quad (3.17)$$

$$E_{A2} = \frac{I_{R2} - I_{R1}}{(N2 - N1) \cdot (2^{bit} - 1)}, [\text{pixel value/ pixel}] \quad (3.18)$$

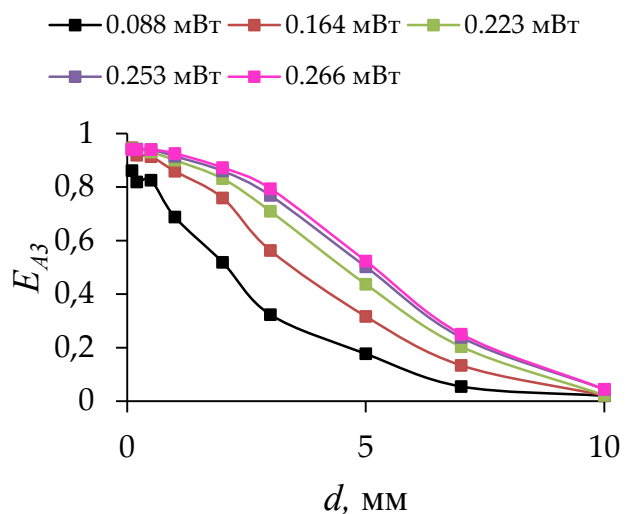
де $N2$ – кількість активних пікселів в колі радіусом $R2$, $N1$ – кількість активних пікселів в колі радіусом $R1$, I_{R2} – сумарна інтенсивність відтінків сірого в колі радіусом $R2$, I_{R1} – сумарна інтенсивність відтінків сірого в колі радіусом $R1$ (рис. 2.18).

Результати зонного аналізу фотометричних зображень стандартних зразків зображені на рис. 3.39 – рис. 3.42. Слід зазначити, що фотометричні зображення для СЗ-ПЕ, та СЗ-ПЛ були отримані при додатковому використанні ND-фільтра з коефіцієнтом пропускання 25 %.

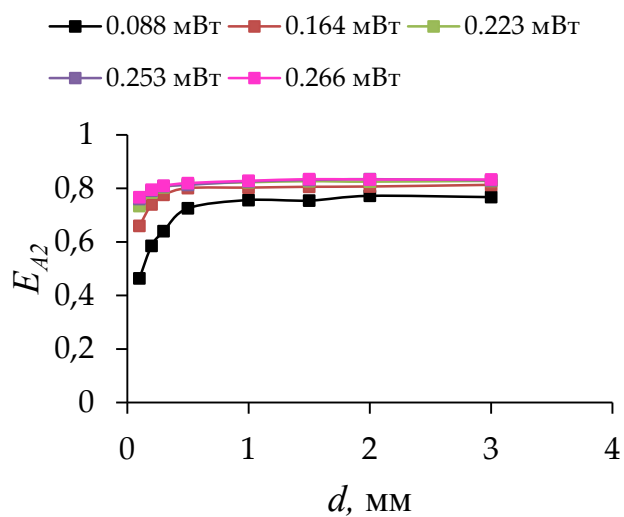
Результати зонного аналізу подібні до тих, що були отримані при аналогічному дослідженні оптичних коефіцієнтів стандартних зразків [68], де в якості СЗ була використана поліетиленові плівки товщиною 0.1 мм. Для кількісної оцінки результатів дослідження проаналізовано рівень освітленості кілець $A2$ і $A3$ в залежності від товщини d СЗ при різній потужності падаючого оптичного випромінювання. Результати зонного аналізу фотометричних зображень СЗ з поліетиленової плівки товщиною 0.1 мм у пропущеному та відбитому світлі наведені на рис. Г.1 та рис. Г.2 відповідно (додаток Г).



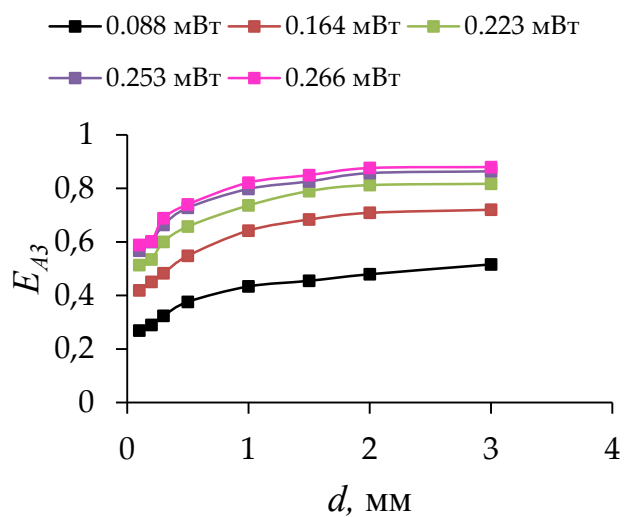
а)



б)



в)



г)

Рис. 3.39. Освітленість зони А2 (а, в), А3 (б, г) у пропущеному (а, б) та відбитому (в, г) світлі для СЗ-Ф

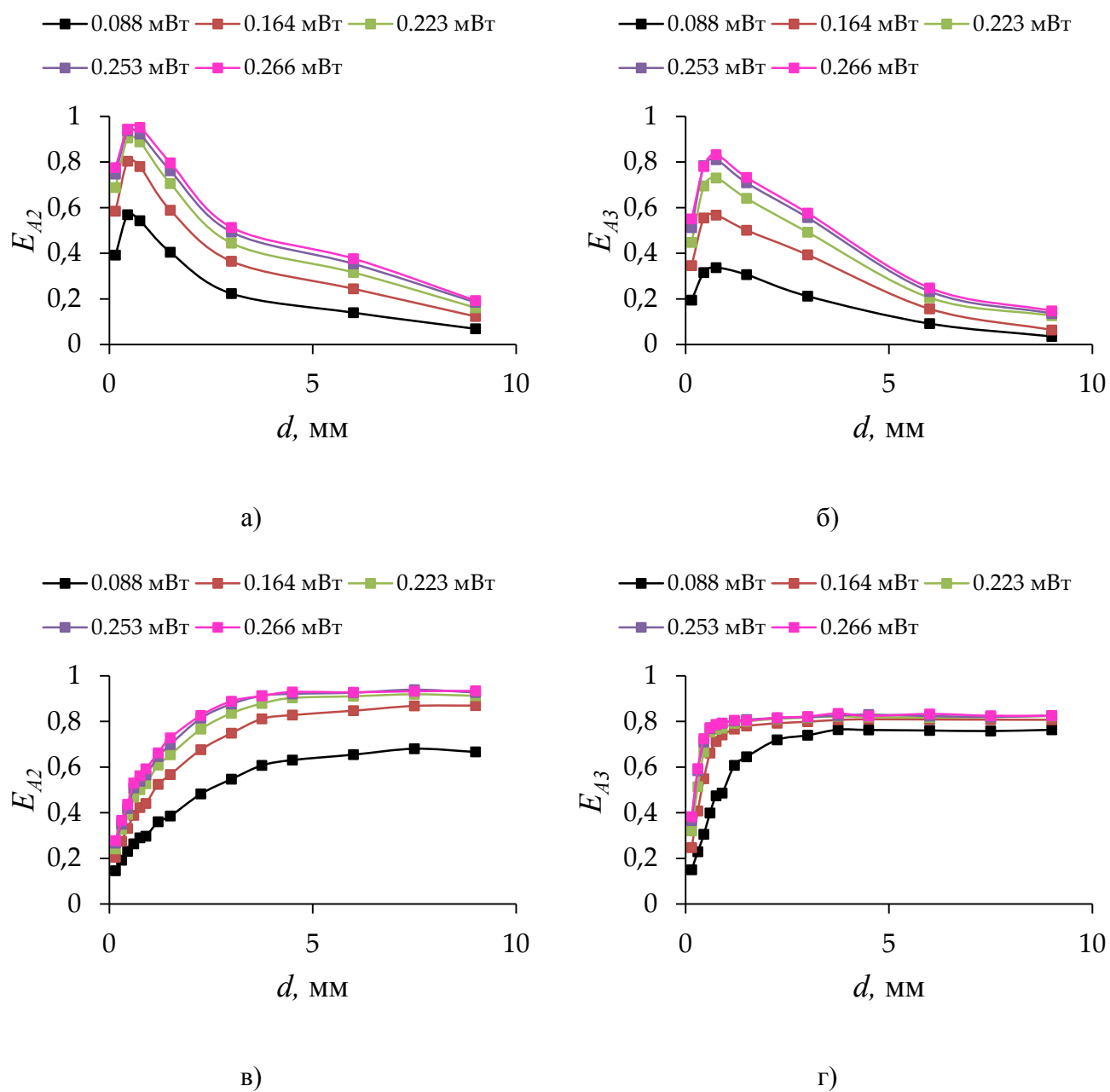


Рис. 3.40. Освітленість зони A2 (а, в), A3 (б, г) у пропущеному (а, б) та відбитому (в, г) світлі для СЗ-ПЕ

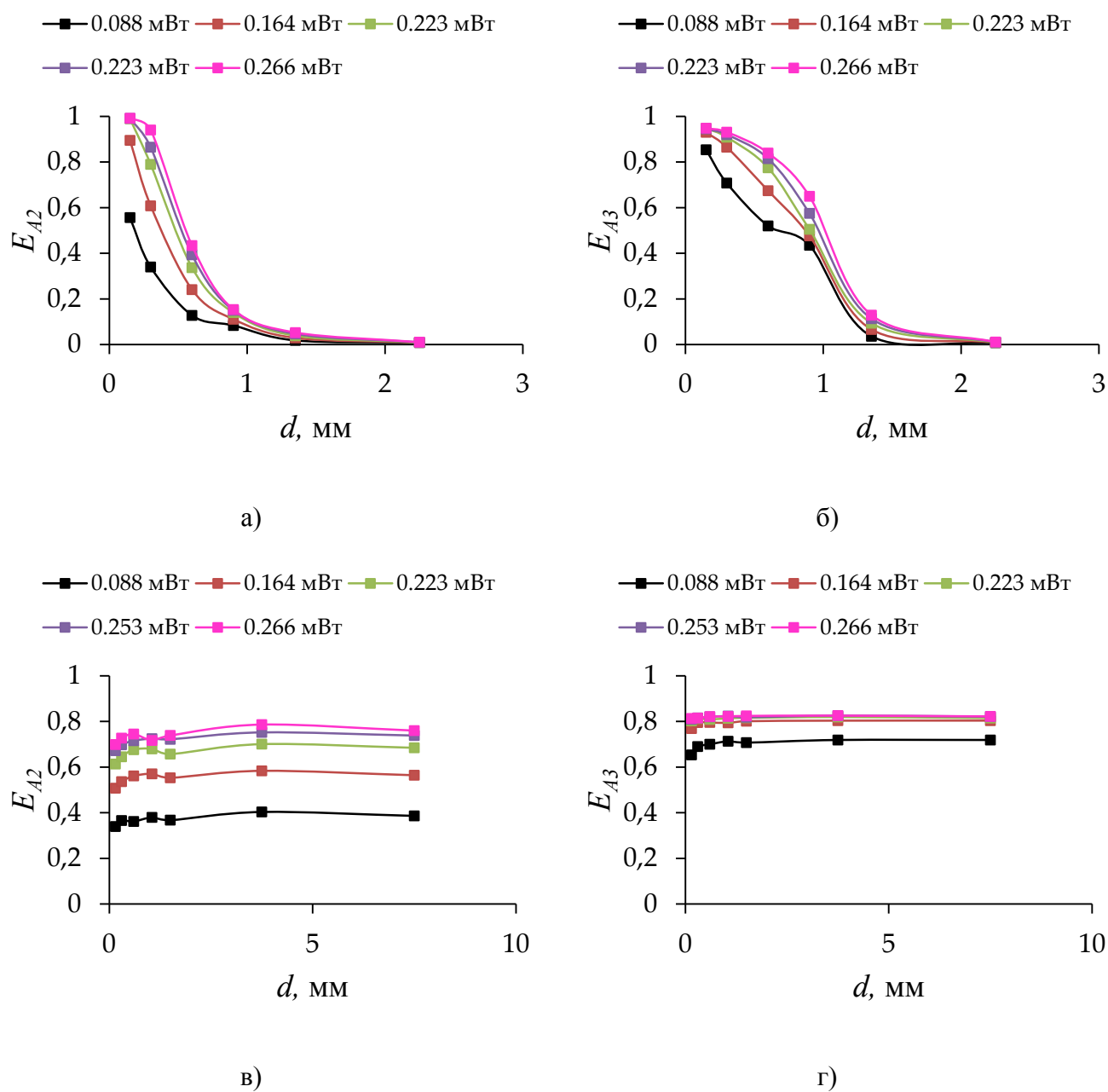


Рис. 3.41. Освітленість зони A2 (а, в), A3 (б, г) у пропущеному (а, б) та відбитому (в, г) світлі для СЗ-ПВХ

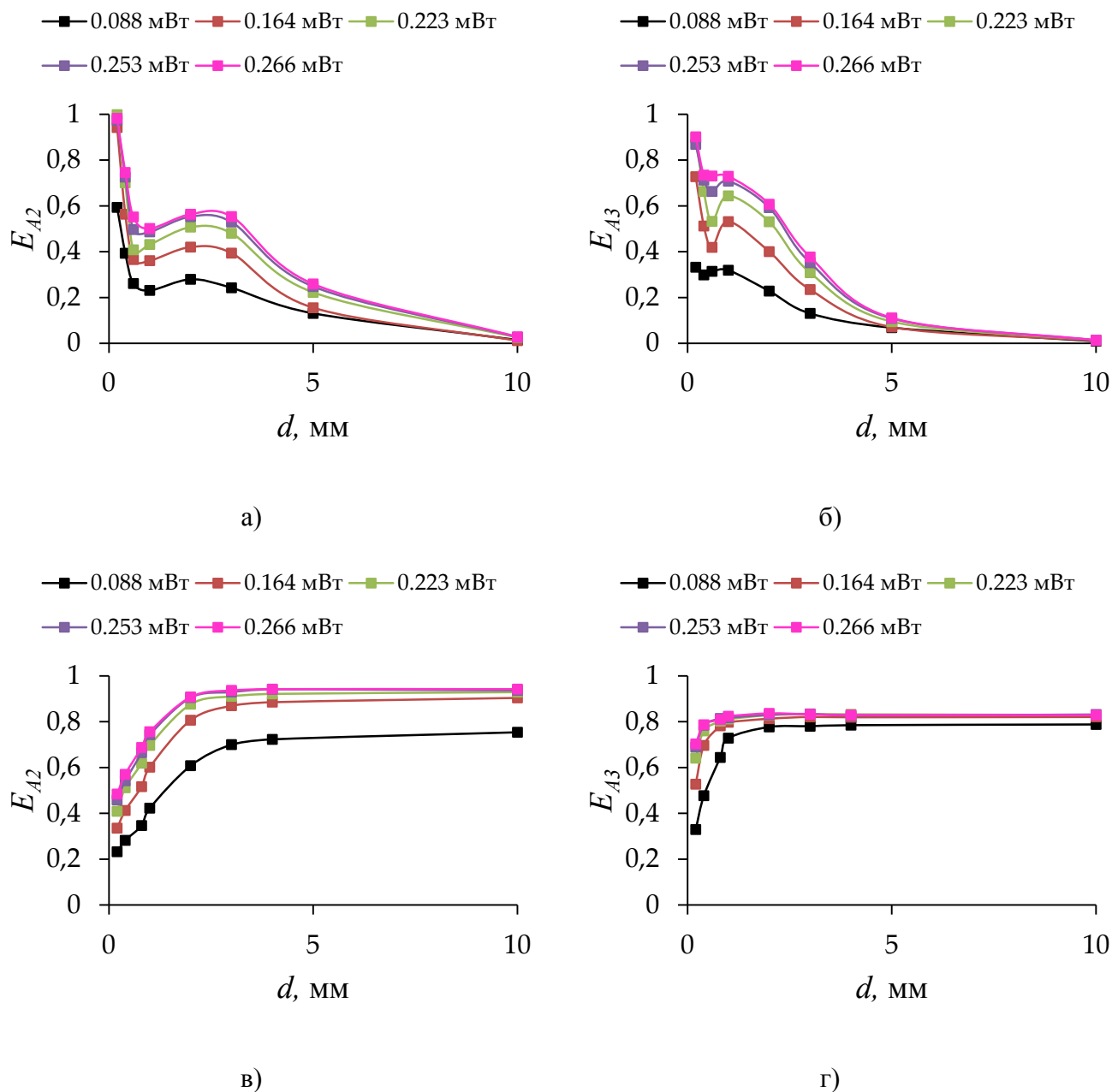


Рис. 3.42. Освітленість зони A2 (а, в), A3 (б, г) у пропущеному (а, б) та відбитому (в, г) світлі для СЗ-ПЛ

Отриманий розподіл показав логарифмічну залежність освітленості внутрішнього та зовнішнього кільця на фотометричних зображеннях у відбитому світлі та експоненціальну залежність у пропущеному світлі. У той же час зв'язок між рівнем потужності лазерного випромінювання і зміною освітленості має поліноміальну залежність [68]. Утім, у відбитому світлі ця залежність є близькою до лінійної, а у пропущеному набуває лінійного характеру на товщинах більших за 5 мм. Це можна пояснити високими показником колімованого пропускання при

малих товщинах, що призводить до насичення центральних пікселів. Також це пояснює немаксимальне значення освітленості фотометричних зображень СЗ-ПЕ як загальної так і по зонам при максимальному значенні коефіцієнта пропускання (рис. 3.37.б). Дану проблему важко усунути попереднім калібруванням по загальній освітленості (п. 2.4), для отримання фотометричних зображень у пропущеному світлі при малих товщинах зразка доцільним буде виконувати попереднє калібрування за центральним колом А1 (рис. 2.18).

При аналізі отриманих результатів, зокрема співвідношення між потужністю лазерного променя та розподілом освітленості залежно від товщини, можна відзначити певну порівнянність і спорідненість зі значеннями пропускання та відбиття багат шарових покриттів $\text{Ag}_{50}\text{Bi}_{50}$ [114]. Спектри оптичного пропускання осаджених тонких плівок MoO_3 різної товщини (100 нм, 200 нм і 400 нм) [115] на довжині хвилі 650 нм показали подібну тенденцію до значення пропускання, а зменшення залежності енергії від повною мірою пояснюється збільшенням однорідності та зменшенням центрів розсіювання для більш товстих зразків. Змодельовані та експериментально визначені спектри пропускання та відбиття напарених тонких плівок $\text{Ge}_{30}\text{Se}_{70}$ [116] не мають вираженої залежності від товщини, що можна пояснити наявністю сильної області поглинання в цій спектральній області, яка, однак, є досить типовою для функція для цього типу фільмів. Коефіцієнт екстинкції, розрахований на основі вимірювань пропускання для тонких плівок Ge-Se-Te [117] товщиною 0.8 і 1.1 мкм при використаній довжині хвилі, корелює з отриманими значеннями освітленості.

Таким чином зонний аналіз фотометричних зображень стандартних зразків цілком може бути використаний для оцінювання характеру світлорозсіювання, яке проявляється різною часткою освітленості в кільцях А2 та А3 [110].

3.6. Експериментальне визначення оптичних коефіцієнтів біологічних тканин

Для тестування роботи вдосконаленого методу калібрування біомедичного фотометру з ЕР та розробленого програмного забезпечення використаємо два зразки біологічної тканини: Pullus Cutis (шкіра курки) та Porcus Cutis (шкіра

свині) (рис. 3.43). Дослідження проводились: на четвертий день після забиття зразків шкіри курки та сьомий – свині. Слід звернути увагу на те, що зазначені зразки отримані у результаті промислового заготовлення, а тушки курки та свині зазнали типового відповідного технологічного процесу ошпарюванню та осмалюванню, а також подальшого зберігання в охолодженому стані.

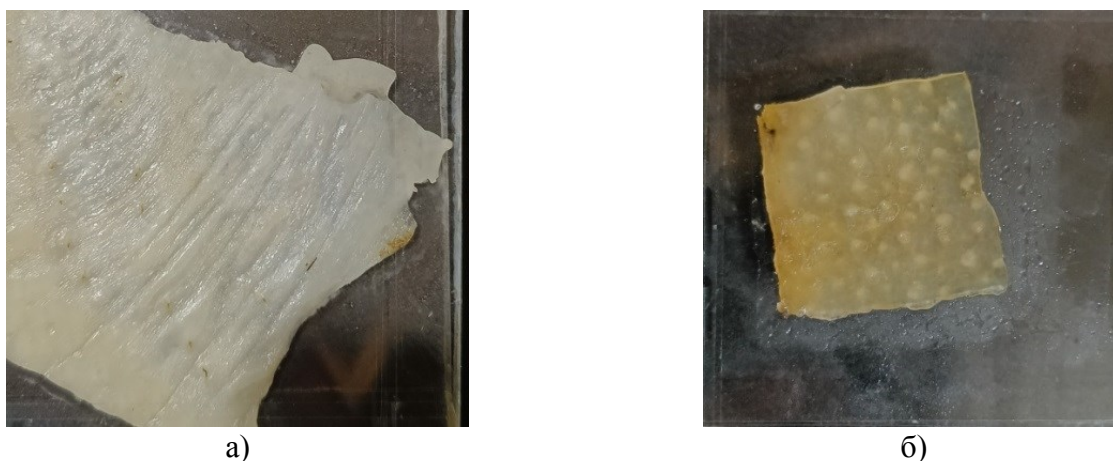


Рис. 3.43. Зразки досліджуваної БТ: Pullus Cutis (а), Porcus Pellis (б)

При приготуванні використовувались зразки шкіри, взятої з грудної частини курки, товщиною 0.4 – 0.5 мм з вкрапленням жирової тканини, та зразки шкіри грудної частини свині, від товщиною 0,5 – 0,59 мм. Зразки розміщувались між двох плоских скляних пластин. Далі за допомогою фотометра з еліпсоїдальними рефлекторами були отримані фотометричні зображення біологічних тканин. Дослідження проводилися для різної падаючої потужності. Для кожного значення потужності було отримано 10 зображень просторового розподілу у пропущеному та відбитому світлі (рис. 3.44, рис. 3.45).

Далі проведемо оброблення отриманих фотометричних зображень. Приклад визначення сумарної інтенсивності при падаючій потужності 0.088 мВт для кожного з десяти зображень на наведені в таблиці 3.12.

Таблиця 3.12 Сумарна інтенсивність для десяти кадрів зразка Pullus Cutis

j	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
I_j^T	6127031	6151199	6146746	6155497	6161502	6161445	6167356	6165468	6164972	6161502
I_j^R	4689348	4685128	4691693	4685597	4696257	4690286	4682124	4692631	4693099	4691224

Для цих значень з метою статистичного оцінювання для подної потужності для зразків Pullus Cutis та Porcus Cutis був визначений коефіцієнти варіації V , що характеризує співвідношення середньоквадратичного відхилення та середнього значень загальної інтенсивності фотометричних зображень. Результати наведені в таблиці 3.13.

Таблиця 3.13 Коефіцієнти варіації інтенсивності фотометричного зображення для Pullus Cutis та Porcus Cutis

Параметри	У пропущеному світлі					У відбитому світлі				
	0.088, мВт	0.164, мВт	0.223, мВт	0.253, мВт	0.266, мВт	0.088, мВт	0.164, мВт	0.223, мВт	0.253, мВт	0.266, мВт
V , % (Pullus Cutis)	0.0020	0.0021	0.0020	0.0024	0.0022	0.0016	0.0011	0.0011	0.0010	0.0009
V , % (Porcus Cutis)	0.0032	0.0037	0.0015	0.0015	0.0023	0.0021	0.0017	0.0021	0.0019	0.0018

Коефіцієнти варіації за усією серією досліджень результатів не перевищує 0,004%, що свідчить про достатньо високу стабільність характеристик біомедичного фотометру з ЕР та умов проведення експерименту. Також було розраховано значення стандартного відхилення (таблиця 3.14) кожної групи вимірювань.

Таблиця 3.14. Значення стандартного відхилення сумарної інтенсивності фотометричного зображення

	Pullus Cutis/ відбиття	Pullus Cutis/ пропускання	Porcus Cutis/ відбиття	Porcus Cutis/ пропускання
0.088, мВт	±12187	±7541	±9149	±8341
0.164, мВт	±15683	±6038	±16992	±9455
0.223, мВт	±15490	±6301	±8450	±13466
0.253, мВт	±19302	±6410	±8801	±13037
0.266, мВт	±17593	±5823	±13644	±12141

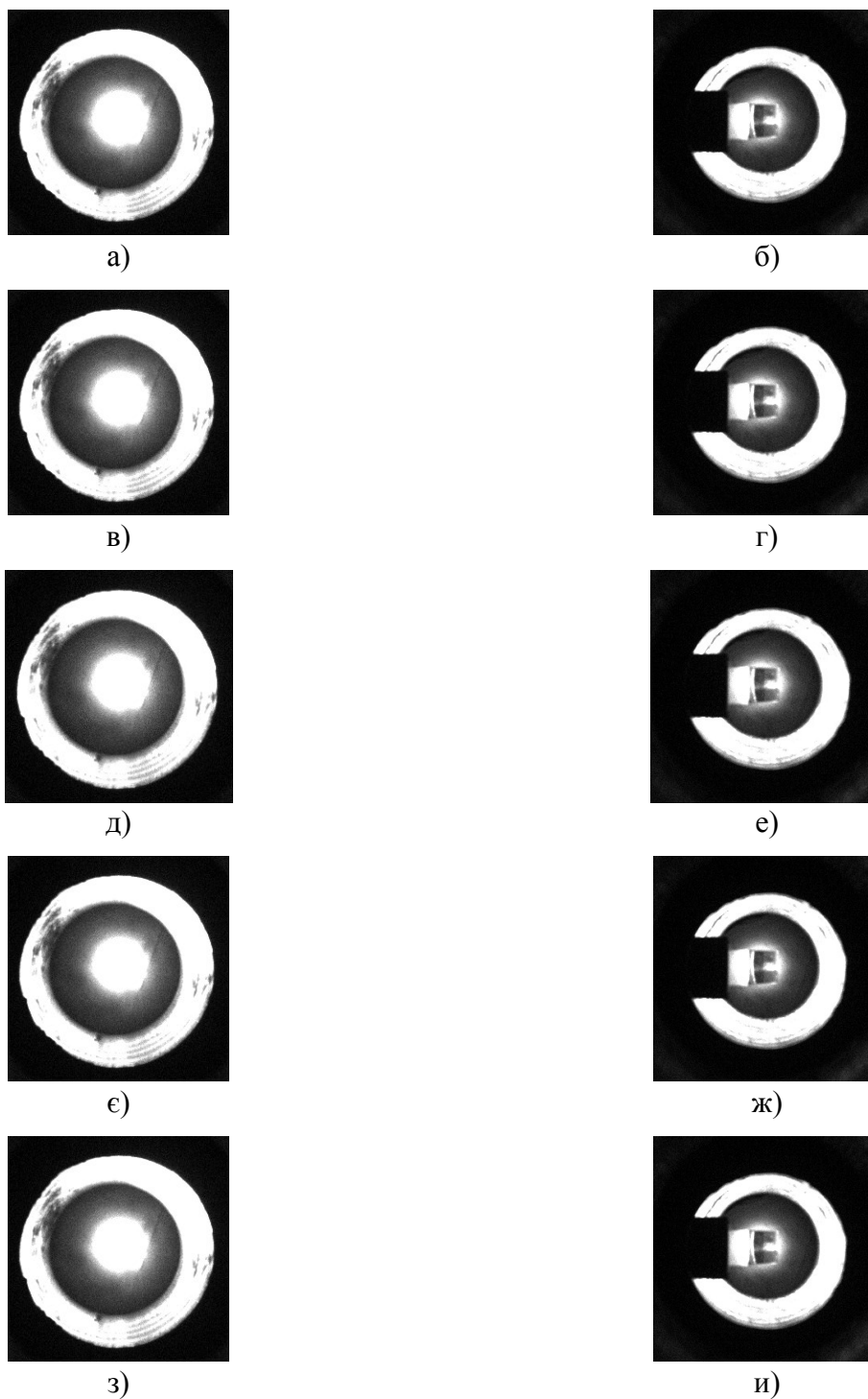


Рис. 3.44. Фотометричні зображення Pullus Cutis у відбитому (а, в, д, є, з) та пропущеному (б, г, е, ж, и) світлі при падаючій потужності 0.088 мВт (а, б), 0.164 мВт (в, г), 0.223 мВт (д, е), 0.253 мВт (є, ж), 0.266 мВт (з, и)

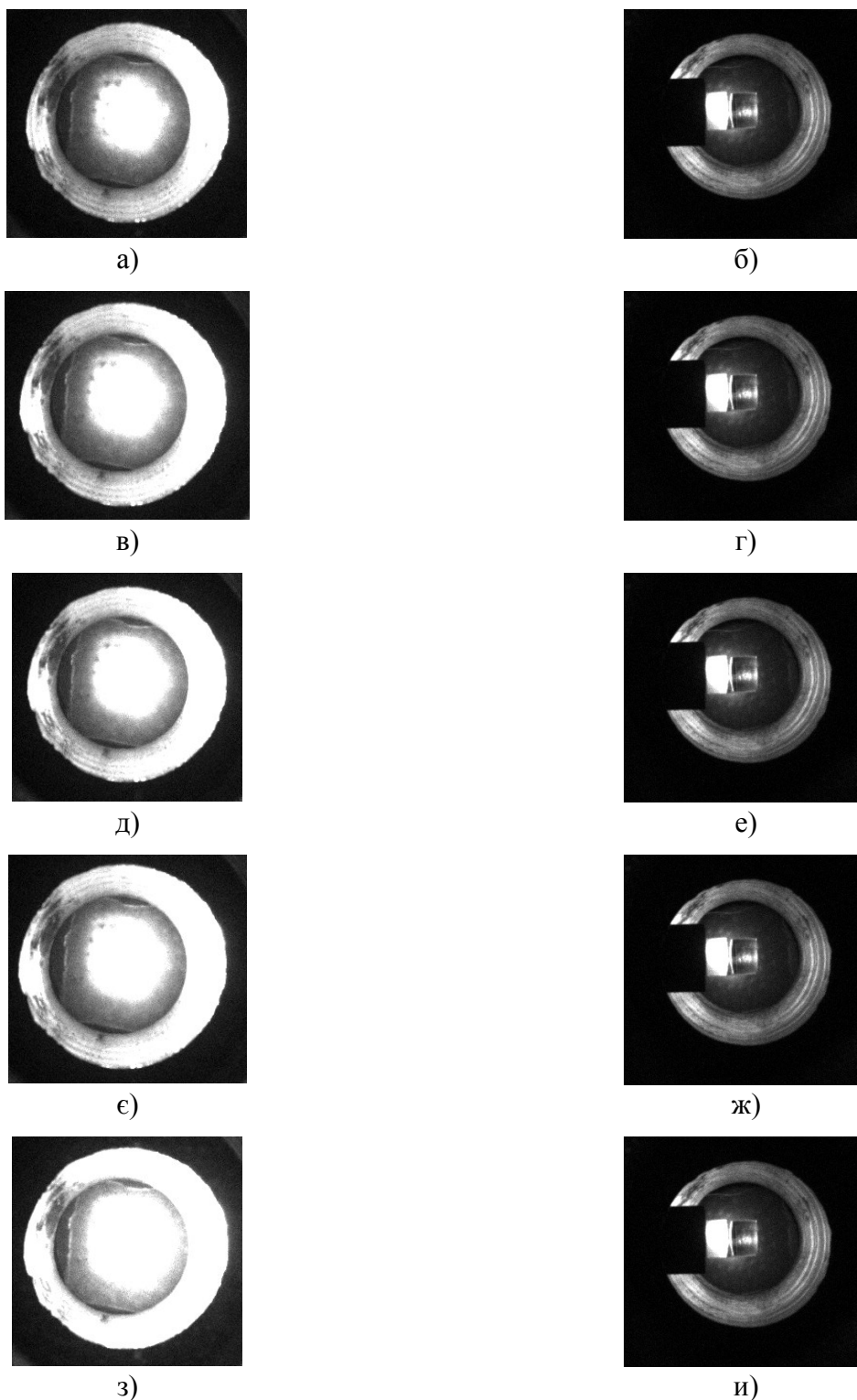


Рис. 3.45. Фотометричні зображення Porcus Cutis у відбитому (а, в, д, є, з) та пропущеному (б, г, е, ж, и) світлі при падаючій потужності 0.088 мВт (а, б), 0.164 мВт (в, г), 0.223 мВт (д, е), 0.253 мВт (є, ж), 0.266 мВт (з, и)

Результати отриманої освітленості (загальної, в кільці А3 та кільці А2) фотометричних зображень наведені на рис. 3.46. та рис. 3.47.

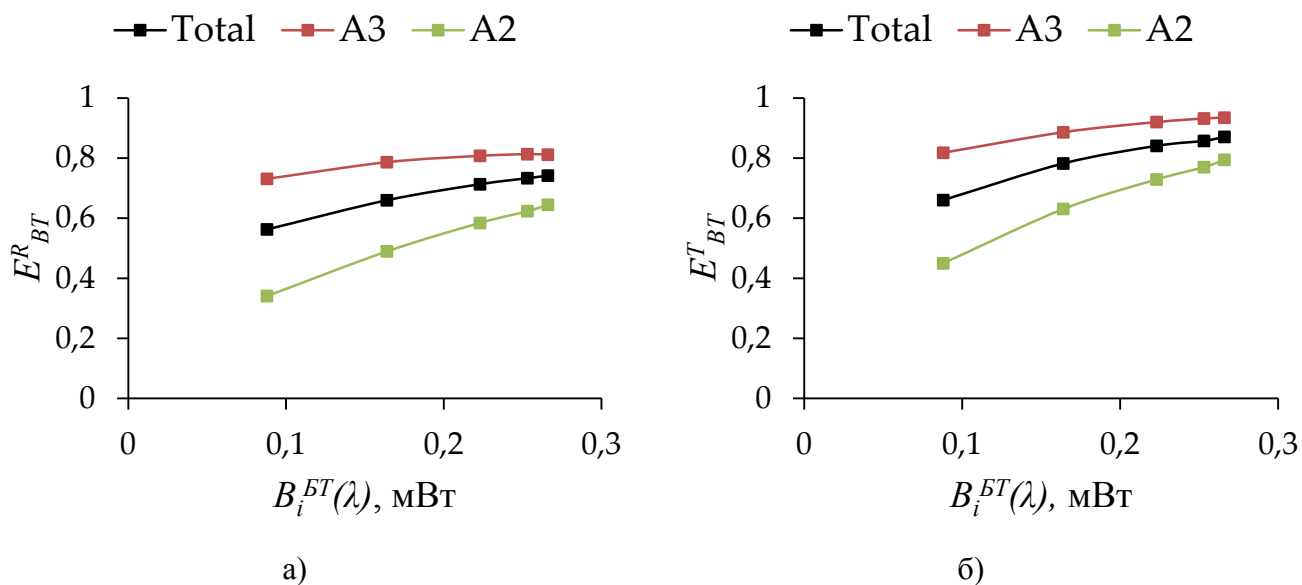


Рис. 3.46. Результат зонного аналізу фотометричного зображення Pullus y у відбитому (а) та пропущеному (б) світлі

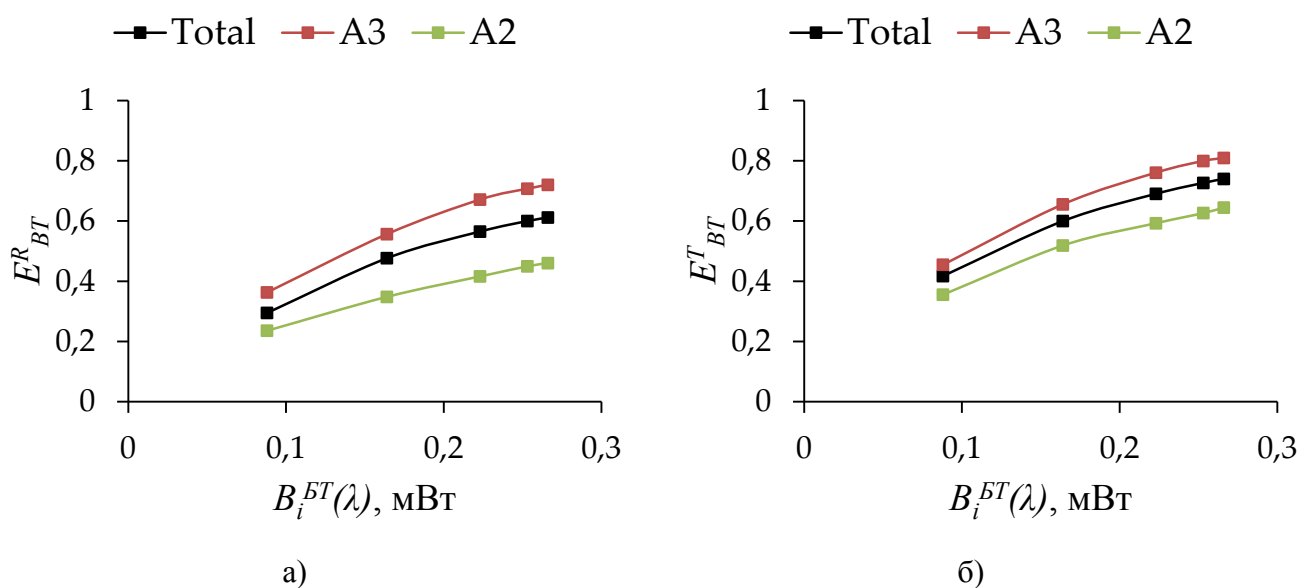


Рис. 3.47. Результат зонного аналізу фотометричного зображення Porcus s у відбитому (а) та пропущеному (б) світлі

Показані графіки підтверджують правильність попереднього калібрування оскільки спостерігається практично лінійна залежність між освітленістю (загальною та у кільцях A3 і A2) та падаючою потужністю.

Отримані данні попередніх етапів використаємо для знаходження середніх значень коефіцієнтів повного пропускання та дифузного відбиття досліджуваних біологічних зразків. Результати розрахунків наведені у табл. 3.15.

Таблиця 3.15. Результати калібрування для потужності 0.088мВт

	d, мм	СЗ-Ф	СЗ-ПЕ	СЗ-ПВХ	СЗ-ПЛ
T_t (Pullus)	0,45	68.02 %	65.12%	60.56 %	64.95%
R_d (Pullus)	0,45	10.57 %	7.98 %	10.85 %	8.79 %
T_t (Porcus)	0,545	74.17 %	71.26 %	69.58 %	70.64 %
R_d (Porcus)	0,545	24.68 %	22.32 %	23.84 %	22.54 %

Аналогічні середні значення, отримані для зразків Pullus Cutis та Porcus Cutis при інших значеннях падаючої потужності, показані на рис. 3.48, рис. 3.49.

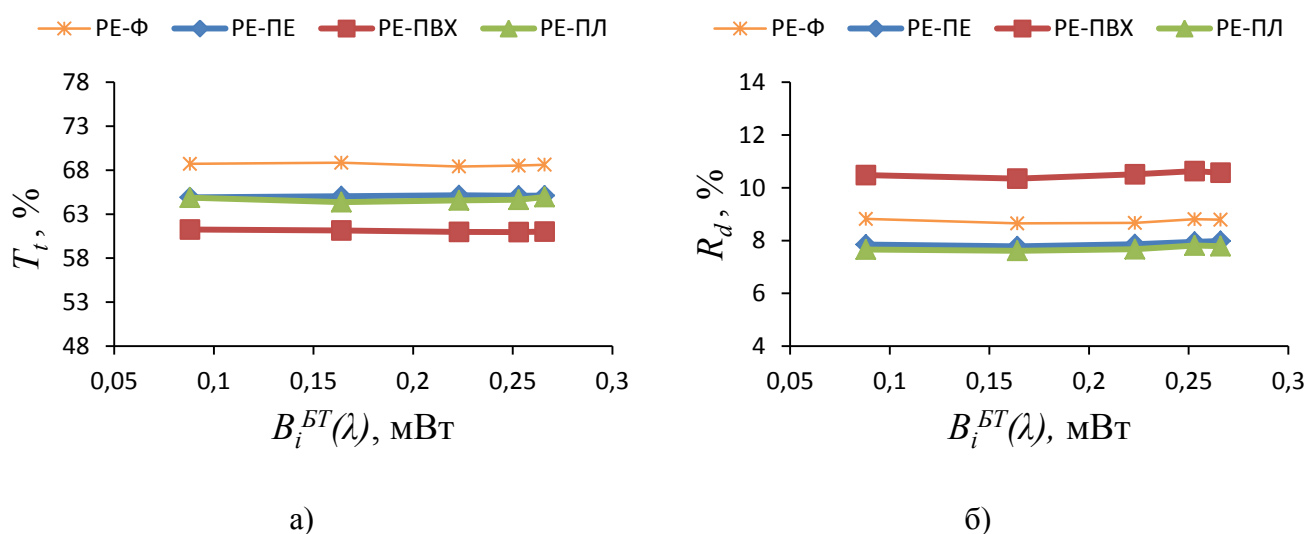


Рис. 3.48. Результати визначення коефіцієнту повного пропускання (а), та дифузного відбиття (б) зразка Pullus Cutis

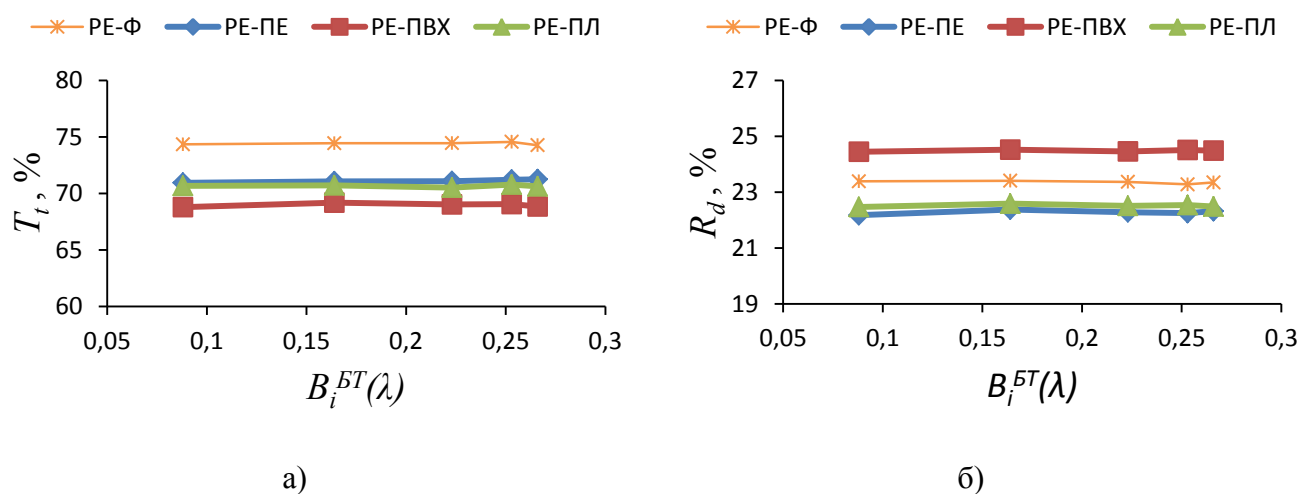


Рис. 3.49. Результати визначення коефіцієнту повного пропускання (а), та дифузного відбиття (б) зразка Porcus Cutis

Прийнявши за дійсне значення – середнє, була розрахована відносна похибка кожного дослїду, максимальнє значення показано в таблиці. 3.16.

Таблиці. 3.16. Відносна похибка визначення оптичних коефіцієнтів

δ	T_t (Pullus)	R_d (Pullus)	T_t (Porcus)	R_d (Porcus)
СЗ-Ф	$\pm 0.35 \%$	$\pm 1.15 \%$	$\pm 0.20 \%$	$\pm 0.35 \%$
СЗ-ПЕ	$\pm 0.25 \%$	$\pm 1.35 \%$	$\pm 0.24 \%$	$\pm 0.5 \%$
СЗ-ПВХ	$\pm 0.35 \%$	$\pm 1.50 \%$	$\pm 0.30 \%$	$\pm 0.15 \%$
СЗ-ПЛ	$\pm 0.50 \%$	$\pm 1.30 \%$	$\pm 0.25 \%$	$\pm 0.35 \%$

Результати розрахунку стандартного відхилення визначених оптичних коефіцієнтів БТ наведені в таблиці 3.17.

Таблиця 3.17. Стандартне відхилення визначення оптичних коефіцієнтів

	T_t (Pullus), %	R_d (Pullus), %	T_t (Porcus), %	R_d (Porcus), %
СЗ-Ф	0.17	0.08	0.11	0.05
СЗ-ПЕ	0.09	0.08	0.12	0.07
СЗ-ПВХ	0.12	0.11	0.16	0.03
СЗ-ПЛ	0.23	0.09	0.10	0.05

Коефіцієнт відбиття від шкіри складає 10 – 55 % і залежить від спектру випромінювання, ступеня пігментації та зморшкуватості, наявності жиру і вологи, що залежить від статі, віку, типу та кольору шкіри [64]. Так дослідження шкіри свині дало такі значення: $T_t = 48 \%$, $R_d = 37 \%$ на довжині хвилі 650 нм для зразка товщиною 2 мм [118] та $\mu_a = 0.4 \text{ см}^{-1}$, $\mu_s = 25 \text{ см}^{-1}$, $g = 0.61$ на довжині хвилі 633 нм для дерми шкіри свині [119]. Оптичні властивості відомі також для курячої шкіри $\mu_a = 2.5 \text{ см}^{-1}$, $\mu_s = 16.4 \text{ см}^{-1}$, $g = 0.61$ були отримані для хвилі довжиною 635 нм [120]. У роботі [121] в якій досліджували шкіру людини товщини 0.5 мм $R_d = 15\%$, а $T_t = 50\%$ на 650 нм.

За відомими значеннями оптичних властивостей були промодельовані значення оптичних коефіцієнтів: $T_t = 64\%$, $R_d = 7\%$ (шкіра курки), $T_t = 71\%$,

$R_d = 22\%$ (шкіра свині), товщини яких відповідали реальному експерименту. Отримані результати є співставними зі значенням, що були отримані в ході калібрування. Різниця в значеннях, у першу чергу, пояснюється різними фізичними властивостями стандартних зразків. Так значення, отримані з використанням СЗ-Ф та СЗ-ПВХ, мають більшу розбіжність зі значеннями, отриманими для СЗ-ПЕ та СЗ-ПЛ. Це можна пояснити різною прозорістю матеріалів. Тож при дослідженні оптичних коефіцієнтів тканин шкіри більш доцільно використовувати поліетилен та поліетилентерефталат у якості стандартних зразків.

Розраховані значення сумарної невизначеності за типом В (U_B) отриманих оптичних коефіцієнтів БТ наведена в таблиці 3.18.

Таблиця 3.18. Сумарна невизначеність оптичних коефіцієнтів БТ

	СЗ-Ф	СЗ-ПЕ	СЗ-ПВХ	СЗ-ПЛ
T_t (Pullus), %	6,69	2,00	1,34	3,67
R_d (Pullus), %	2,05	1,65	2,34	3,88
T_t (Porcus), %	6,69	2,00	1,34	3,67
R_d (Porcus), %	2,05	1,65	2,34	3,88

Порівняння ефективності існуючого та удосконаленого методу калібрування фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами (таблиця 3.19) виконується за наступними критеріями: спосіб визначення оптичних коефіцієнтів; функціонал, час калібрування та доступність вимірювань.

Таблиця 3.19. Порівняння ефективності

Критерій	Існуючий метод	Удосконалений метод
Визначення коефіцієнтів	Ручне	Автоматизоване
Функціонал	Окреме вимірювання для кожної товщини	Містить БД з результатами вимірювань різних товщин
Час калібрування	~ 60 хв	~ 15 хв
Доступність вимірювань	-	+

Порівняння за наведеними критеріями показує, що впровадження ІСБМФЕР в метод калібрування фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами дозволив підвищити ефективність біомедичної фотометрії.

3.7. Висновки до третього розділу

1. На підставі аналізу фізико-хімічних та оптичних властивостей твердих полімерних матеріалів встановлено можливість використання поліетилену, полімер тетрафторетилену, полівінілхлориду та поліетилентерефталату у якості стандартних зразків для калібрування біомедичних фотометрів з еліпсоїдальними рефлекторами.

2. На підставі дослідження стандартних зразків за допомогою зразкового спектрофотометру у ДП «Укрметртестстандарт» отримані спектральні залежності коефіцієнтів колімованого пропускання, повного пропускання та дифузного відбиття від товщини еталону, що дозволило сформувати базу даних еталонних вимірювань.

3. За результатами вибору елементної бази та обґрунтування значень фокального параметру та коефіцієнта стискання еліпсоїдного рефлектора створено фотометр, на якому було реалізовано вдосконалений метод калібрування.

4. На основі встановлених залежностей між оптичними коефіцієнтами стандартних зразків та товщиною, був розроблений алгоритм та програмне забезпечення інформаційної системи біомедичного фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами, що дозволило визначити оптичні коефіцієнти біологічних тканин.

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

У дисертаційному дослідженні вирішено актуальну науково-прикладну задачу удосконалення методу калібрування фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами шляхом створення інформаційної системи еталонних вимірювань, що дозволяє отримувати оптичні коефіцієнти дифузного відбиття та повного пропускання за рівнем освітленості фотометричних зображень у відбитому та пропущеному світлі.

1. На основі аналізу засад спектрофотометрії та принципів роботи фотометрів з еліпсоїдальними рефлекторами встановлено, що біомедично значущими оптичними коефіцієнтами є коефіцієнт дифузного відбиття, повного та колімованого пропускання, що дозволило обґрунтувати передумови удосконалення методу калібрування фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами при непрямих вимірюваннях на стандартних зразках світлорозсіювання.

2. Аналіз етапів реалізації методу калібрування фотометрів з еліпсоїдальними рефлекторами та опрацювання параметрів оцінювання його ефективності дозволив систематизувати типову послідовність вимірювань оптичних коефіцієнтів на зразковому спектрофотометрі та освітленості фотометричних зображень на фотометрі з еліпсоїдальними рефлекторами для стандартних зразків різної товщини.

3. На підставі аналізу властивостей поліетилену, фторопласту-4, полівінілхлориду та поліетилентерефталату обґрунтована можливість використання цих матеріалів у якості стандартних зразків, вимірювання оптичних коефіцієнтів яких за допомогою зразкового спектрофотометру дозволило отримати базу даних еталонних вимірювань як метрологічну основу для створення інформаційної системи.

4. Обґрунтований вибір оптичних елементів, оптико-електронних приладів, електричних та електронних компонентів для створення прототипу фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами, що дозволило здійснити його попереднє калібрування, отримати фотометричні зображення стандартних зразків різної товщини у відбитому та пропущеному світлі та здійснити їх аналіз.

5. На основі створеного алгоритму роботи інформаційної системи біомедичного фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами розроблено відповідне програмне забезпечення, що дозволило визначити оптичні коефіцієнти дифузного відбиття та повного пропускання зразків біологічних тканин.

6. Проведений аналіз фотометричних зображень стандартних зразків світлорозсіювання та регресійний аналіз даних дозволив встановити наближення до експоненціальної залежності освітленості середнього та зовнішнього кільця фотометричних зображень від товщини у пропущеному світлі, а також наближення до логарифмічної залежності – у відбитому світлі.

7. На підставі статистичного аналізу інтенсивності у відбитому та пропущеному світлі для зразків Pullus Cutis (шкіри курки) та Porcus Cutis (шкіри свині) визначено оптичні коефіцієнти дифузного відбиття та повного пропускання з відносною похибкою не більше 1.5 % при використанні різних стандартних зразків та при змінній падаючій потужності.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. В. П. Бригінець та С. О. Подласов, *Лекції з курсу фізики. Елементи квантової фізики*. Київ: НТУУ «КПІ», 2016.
2. В. Г. Колобродов, *Хвильова оптика. Частина 1. Електромагнітна теорія світла та інтерференція*. Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2017.
3. Д. І. Остафійчук, Т. В. Бірюкова та С. І. Бойцанюк, “Лазерна нефелометрія тканин органів людини”, *Проблеми безперервної медичної освіти та науки*, т. 3, № 30, с. 78–83, 2018. Дата звернення: 21 жовт. 2023. [Онлайн]. Доступно: <http://dspace.bsmu.edu.ua:8080/xmlui/handle/123456789/20278>
4. T. Vo-Dinh, Ред., *Biomedical Photonics Handbook*. CRC Press, 2003.
5. A. Ishimaru, *Electromagnetic Wave Propagation, Radiation, and Scattering: From Fundamentals to Applications*. Wiley Sons, Inc., John, 2017.
6. S. L. Jacques, “Optical properties of biological tissues: a review”, *Phys. Medicine Biol.*, т. 58, № 11, с. R37—R61, трав. 2013. Дата звернення: 24 жовт. 2023. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.1088/0031-9155/58/11/r37>
7. Павлов СВ, Кожем’яко ВП, Колісник ПФ, Козловська ТІ, Думенко ВП. Фізичні основи біомедичної оптики. Вінниця: ВНТУ; 2010. 152 с.
8. М. О. Безуглий та Н. В. Безугла. *Теоретичний базис методів біофотометрії світлорозсіяння*. Дата звернення: 20 жовт. 2023. [Онлайн]. Доступно: <https://ela.kpi.ua/handle/123456789/37963>
9. Y. Zhou, K. K. H. Chan, T. Lai та S. Tang, “Characterizing refractive index and thickness of biological tissues using combined multiphoton microscopy and optical coherence tomography”, *Biomed. Opt. Exp.*, т. 4, № 1, с. 38, груд. 2012. Дата звернення: 24 жовт. 2023. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.1364/boe.4.000038>
10. T. Boothe та ін., “A tunable refractive index matching medium for live imaging cells, tissues and model organisms”, *eLife*, т. 6, лип. 2017. Дата звернення: 1 листоп. 2023. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.7554/elife.27240>
11. B. Gul, S. Ashraf, S. Khan, H. Nisar та I. Ahmad, “Cell refractive index: Models, insights, applications and future perspectives”, *Photodiagnosis Photodyn.*

Ther., т. 33, с. 102096, берез. 2021. Дата звернення: 1 листоп. 2023. [Онлайн].
Доступно: <https://doi.org/10.1016/j.pdpdt.2020.102096>

12. R. Khan, B. Gul, S. Khan, H. Nisar та I. Ahmad, “Refractive index of biological tissues: Review, measurement techniques, and applications”, *Photodiagnosis Photodyn. Ther.*, т. 33, с. 102192, берез. 2021. Дата звернення: 1 листоп. 2023. [Онлайн].
Доступно: <https://doi.org/10.1016/j.pdpdt.2021.102192>

13. Z. Wang, “Tissue refractive index as marker of disease”, *J. Biomed. Opt.*, т. 16, № 11, с. 116017, листоп. 2011. Дата звернення: 24 жовт. 2023. [Онлайн]. Доступно:
<https://doi.org/10.1117/1.3656732>

14. A. Huong, K. G. Tay та X. Ngu, “Towards Skin Tissue Oxygen Monitoring: An Investigation of Optimal Visible Spectral Range and Minimal Spectral Resolution”, *Universal J. Elect. Electron. Eng.*, т. 6, № 5B, с. 49–54, груд. 2019. Дата звернення: 24 жовт. 2023. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.13189/ujeee.2019.061607>

15. P. E. Ong, A. K. C. Huong, X. T. I. Ngu, F. Mahmud та S. P. Philimon, “Modified lambert beer for bilirubin concentration and blood oxygen saturation prediction”, *Int. J. Advances Intell. Inform.*, т. 5, № 2, с. 113, лип. 2019. Дата звернення: 24 жовт. 2023. [Онлайн]. Доступно:
<https://doi.org/10.26555/ijain.v5i2.363>

16. Y.-U. Ri, Y.-H. Pyon, H.-H. Ri та K.-R. Sin, “Estimation of the hemoglobin concentration and the anatomic structure of muscle by analyzing the near infrared scattering images”, *Biomed. Signal Process. Control*, т. 61, с. 102058, серп. 2020. Дата звернення: 24 жовт. 2023. [Онлайн]. Доступно:
<https://doi.org/10.1016/j.bspc.2020.102058>

17. I. Oshina та J. Spigulis, “Beer–Lambert law for optical tissue diagnostics: current state of the art and the main limitations”, *J. Biomed. Opt.*, т. 26, № 10, жовт. 2021. Дата звернення: 24 жовт. 2023. [Онлайн]. Доступно:
<https://doi.org/10.1117/1.jbo.26.10.100901>

18. A. Zidouk, “Recovering the optical properties of a tissue using maximum a posteriori based estimation”, thesis , Univ. Birmingham, 2015. Дата звернення: 24 жовт. 2023. [Онлайн]. Доступно: <http://etheses.bham.ac.uk/id/eprint/5722/>

19. A. Liemert, D. Reitzle та A. Kienle, “Analytical solutions of the radiative transport equation for turbid and fluorescent layered media”, *Scientific Rep.*, т. 7, № 1, черв. 2017. Дата звернення: 24 жовт. 2023. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.1038/s41598-017-02979-4>
20. C. Sandoval та A. D. Kim, “Deriving Kubelka–Munk theory from radiative transport”, *J. Opt. Soc. America A*, т. 31, № 3, с. 628, лют. 2014. Дата звернення: 24 жовт. 2023. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.1364/josaa.31.000628>
21. S. Leyre та ін., “The use of the adding-doubling method for the optical optimization of planar luminescent down shifting layers for solar cells”, *Opt. Exp.*, т. 22, S3, с. A765, квіт. 2014. Дата звернення: 24 жовт. 2023. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.1364/oe.22.00a765>
22. O. Lehtikangas, T. Tarvainen, A. D. Kim та S. R. Arridge, “Finite element approximation of the radiative transport equation in a medium with piece-wise constant refractive index”, *J. Comput. Phys.*, т. 282, с. 345–359, лют. 2015. Дата звернення: 24 жовт. 2023. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.1016/j.jcp.2014.11.025>
23. M. Bezuglyi, N. Bezuglaya та A. Viruchenko, “On the possibility of ellipsoidal photometry and Monte Carlo simulation to spatial analysis of biological media”, у 2017 *IEEE 37th Int. Conf. Electron. Nanotechnol. (ELNANO)*, Київ, Україна, 18–20 квіт. 2017. IEEE, 2017. Дата звернення: 11 лют. 2024. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.1109/elnano.2017.7939771>
24. Р.У. Ровира та С.В. Павлов, “Имитационное моделирование монте-карло для изучения распространения поляризованного света в биологической ткани”, *біомед. Оптико-електронні системи та прилади*, с. 56–61, 2014.
25. S. A. Prahl, “A Monte Carlo model of light propagation in tissue”, у *Inst. Adv. Opt. Technol.*, G. J. Mueller, D. H. Sliney та R. F. Potter, Ред. Berlin, Germany. SPIE, 1989. Дата звернення: 11 лют. 2024. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.1117/12.2283590>
26. G. M. Palmer та N. Ramanujam, “Monte Carlo-based inverse model for calculating tissue optical properties Part I: Theory and validation on synthetic

phantoms”, *Appl. Opt.*, т. 45, № 5, с. 1062, лют. 2006. Дата звернення: 25 жовт. 2023. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.1364/ao.45.001062>

27. G. M. Palmer, C. Zhu, T. M. Breslin, F. Xu, K. W. Gilchrist та N. Ramanujam, “Monte Carlo-based inverse model for calculating tissue optical properties Part II: Application to breast cancer diagnosis”, *Appl. Opt.*, т. 45, № 5, с. 1072, лют. 2006. Дата звернення: 25 жовт. 2023. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.1364/ao.45.001072>

28. М. А. Bezuglyi, A. V. Yarych та D. V. Botvinovskii, “On the possibility of applying a mirror ellipsoid of revolution to determining optical properties of biological tissues”, *Opt. Spectrosc.*, т. 113, № 1, с. 101–107, лип. 2012. Дата звернення: 25 жовт. 2023. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.1134/s0030400x12070053>

29. I. Carneiro, S. Carvalho, R. Henrique, L. Oliveira та V. V. Tuchin, “Measurement of optical properties of normal and pathological human liver tissue from deep-UV to NIR”, у *Tissue Opt. Photon.*, Z. Zalevsky, V. V. Tuchin та W. C. Blondel, Ред. Online Only, France, 6–10 квіт. 2020. SPIE, 2020. Дата звернення: 25 жовт. 2023. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.1117/12.2554877>

30. S. Carvalho, N. Gueiral, E. Nogueira, R. Henrique, L. Oliveira та V. V. Tuchin, “Comparative study of the optical properties of colon mucosa and colon precancerous polyps between 400 and 1000 nm”, у *SPIE BiOS*, V. V. Tuchin, K. V. Larin, M. J. Leahy та R. K. Wang, Ред. San Francisco, California, United States. SPIE, 2017. Дата звернення: 25 жовт. 2023. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.1117/12.2253023>

31. Y. Pu, W. Wang, M. Al-Rubaiee, S. K. Gayen та M. Xu, “Determination of Optical Coefficients and Fractal Dimensional Parameters of Cancerous and Normal Prostate Tissues”, *Appl. Spectrosc.*, т. 66, № 7, с. 828–834, лип. 2012. Дата звернення: 25 жовт. 2023. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.1366/11-06471>

32. М. А. Ansari та E. Mohajerani, “Mechanisms of Laser-Tissue Interaction: I. Optical Properties of Tissue”, *J. Lasers Med. Sci.*, т. 2, № 3, с. 119–125, 2011.

33. O. Hamdy та H. S. Mohammed, “Variations in tissue optical parameters with the incident power of an infrared laser”, *PLOS ONE*, т. 17, № 1, січ. 2022, ст. №

e0263164. Дата звернення: 25 жовт. 2023. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0263164>

34. S. Firdous, M. Ikram, M. Nawaz та M. Aslam, “Measurement of an Optical Parameters: Absorption Scattering and Auto-florescence of Skin in vitro”, *Int. J. Cancer Res.*, т. 1, № 1, с. 10–15, груд. 2004. Дата звернення: 25 жовт. 2023. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.3923/ijcr.2005.10.15>

35. A. Sanchez-Cano, J. E. Saldaña-Díaz, L. Perdices, I. Pinilla, F. J. Salgado-Remacha та S. Jarabo, “Measurement method of optical properties of ex vivo biological tissues of rats in the near-infrared range”, *Appl. Opt.*, т. 59, № 13, с. D111, берез. 2020. Дата звернення: 25 жовт. 2023. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.1364/ao.384614>

36. Л.А. Міхеєнко, *Навчальний посібник з дисципліни: «Оптичні вимірювання» частина IV: Радіометричні вимірювання*. Київ, 2011. – 120с.

37. Т. М. Derkach, *Analytical Chemistry for Technologists. Lecture notes for students of technological specialities. Part 2*. Kyiv: KNUTD, 2020.

38. S. Jena, R. Tokas, S. Thakur та N. K. Sahoo, “Characterization of Optical Thin Films by Spectrophotometry and Atomic Force Microscopy”, *SMC Bull.*, т. 6, № 1, с. 1–9, 2015.

39. К. Е. Stine та R. A. Weagant, “High Photometric Accuracy in an Optical Null, Double-Beam Infrared Spectrophotometer”, *Spectrosc. Tricks*, т. 2, с. 191–198, 1971. [Онлайн]. Доступно: https://doi.org/10.1007/978-1-4684-1734-0_49

40. Spectrophotometer UV/VIS EMC-18S-UV Дата звернення: 30 жовт. 2023. [Онлайн]. Доступно: <https://www.carlroth.com/com/en/photometer/spectrophotometer-uv-vis-emc-18s-uv/p/20kn.1>

41. LAMBDA 1050+ UV/Vis/NIR Spectrophotometer Дата звернення: 30 жовт. 2023. [Онлайн]. Доступно: <https://www.perkinelmer.com/product/lambda-1050-2d-base-inst-no-sw-l6020055>

42. UV-3600i Plus. SHIMADZU CORPORATION. Дата звернення: 30 жовт. 2023. [Онлайн]. Доступно: <https://www.shimadzu.com/an/products/molecular-spectroscopy/uv-vis/uv-vis-nir-spectroscopy/uv-3600i-plus/index.html>
43. Transmission Photometers: PIER-ELECTRONIC". Photometrische Produktanalyse. Дата звернення: 30 жовт. 2023. [Онлайн]. Доступно: <http://www.pierelectronic.de/EN/transmission.htm>
44. G. Xu та ін., "Diffuse reflectance spectra measurement in vivo skin tissue based on the integrated single integrating sphere system", у *2021 Int. Conf. Opt. Instrum. Technology: Opt. Systems, Optoelectron. Instruments, Novel Display Imag. Technol.*, J. Liu, B. Jia, X. Yao, Y. Wang, L. Cao та T. Nomura, Ред. Online Only, China, 8–10 квіт. 2022. SPIE, 2022. Дата звернення: 30 жовт. 2023. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.1117/12.2612008>
45. Schwab, DJ, CR Haider, G Delp, SK Grebe, and BK Gilbert, "An Experimental Double-Integrating Sphere Spectrophotometer for in Vitro Optical Analysis of Blood and Tissue Samples, Including Examples of Analyte Measurement Results," *MDISS Curves Technical Reports*, 2022 Дата звернення: 30 жовт. 2023. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.48550/arXiv.2212.08763>
46. M. L. Askoura, F. Vaudelle та J.-P. L'Huillier, "Multispectral measurement of scattering-angular light distribution in apple skin and flesh samples", *Appl. Opt.*, т. 55, № 32, с. 9217, листоп. 2016. Дата звернення: 30 жовт. 2023. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.1364/ao.55.009217>
47. F. K. Forster, A. Kienle, R. Michels та R. Hibst, "Phase function measurements on nonspherical scatterers using a two-axis goniometer", *J. Biomed. Opt.*, т. 11, № 2, с. 024018, 2006. Дата звернення: 30 жовт. 2023. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.1117/1.2187421>
48. S. Nevas, F. Manoocheri та E. Ikonen, "Gonioreflectometer for measuring spectral diffuse reflectance", *Appl. Opt.*, т. 43, № 35, с. 6391, груд. 2004. Дата звернення: 30 жовт. 2023. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.1364/ao.43.006391>

49. S. Holopainen, “Absolute Measurement Methods for Reflectance and Fluorescence”, автореф. Doctoral Dissertation, Helsinki Univ. Technol., Espoo, 2009. [Онлайн]. Доступно: <http://lib.tkk.fi/Diss/2009/isbn9789512298983/>
50. N. V. Bezuglaya та M. A. Bezuglyi, “Spatial photometry of scattered radiation by biological objects”, у *1st Int. Conf. "Biophoton. Riga 2013"*, J. Spigulis та I. Kuzmina, Ред. Riga, Latvia. SPIE, 2013. Дата звернення: 2 листоп. 2023. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.1117/12.2044609>
51. М. О. Безуглий та Н. В. Безугла. *Технологічні особливості формоутворення внутрішньої еліпсоїдальної поверхні*. Дата звернення: 20 жовт. 2023. [Онлайн]. Доступно: <https://ela.kpi.ua/handle/123456789/38004>
52. Y. Mukaigawa, K. Sumino та Y. Yagi, “High-Speed Measurement of BRDF using an Ellipsoidal Mirror and a Projector”, у *2007 IEEE Conf. Comput. Vision Pattern Recognit.*, Minneapolis, MN, USA, 17–22 черв. 2007. IEEE, 2007. Дата звернення: 30 жовт. 2023. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.1109/cvpr.2007.383467>
53. E. Kawate, M. Hain, “Optical Characteristic Measuring Apparatus”, US008982345B2, Mar. 17, 2015
54. N. V. Bezuglaya, M. A. Bezuglyi та Y. V. Chmyr, “Просторова потокова біометрія середовищ еліпсоїдальними рефлекторами”, *Electron. Commun.*, т. 19, № 6, с. 87–93, груд. 2014. Дата звернення: 5 листоп. 2023. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.20535/2312-1807.2014.19.6.113592>
55. А. С. Топорец, *Оптика шероховатой поверхности*. Ленинград: Машиностроение, 1988.
56. М. А. Bezuglyi та N. V. Bezuglaya, “Ellipsoidal reflectors in biomedical diagnostic”, у *1st Int. Conf. "Biophoton. Riga 2013"*, J. Spigulis та I. Kuzmina, Ред. Riga, Latvia. SPIE, 2013. Дата звернення: 8 листоп. 2023. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.1117/12.2044606>
57. М.О. Безуглий, Т.Р. Клочко, Г.С. Тимчик, та А.Т. Циганков, Дозиметр оптичного випромінювання, патент України на користь модель, №61635, 17.11.2003.

58. М. Безуглий та Н. Безугла, *Еліпсоїдальні рефлектори для фотометрії світлорозсіяння біологічними середовищами*. Київ: Вид-во «Політехніка», 2020.
59. Д.В. Ботвиновський, А.В. Ярич, та М.О. Безуглий, "Дозиметр оптичного випромінювання", патент України на корисну модель, № 45894, 25.11.2009.
60. S. Cattini, C. Grana, R. Cucchiara та L. Rovati, "A low-cost system and calibration method for veiling luminance measurement", у *2011 IEEE Int. Instrum. Meas. Technol. Conf. (I2MTC)*, Hangzhou, China, 10–12 трав. 2011. IEEE, 2011. Дата звернення: 11 листоп. 2023. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.1109/imtc.2011.5944133>
61. R. Szeliski, *Computer Vision*. London: Springer Lond., 2011. Дата звернення: 6 листоп. 2023. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.1007/978-1-84882-935-0>
62. А. Н. Taylor, "Measurement of diffuse reflection factors, and a new absolute reflectometer", *Scientific Papers Bur. Standards*, т. 16, с. 421, лип. 1920. Дата звернення: 11 листоп. 2023. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.6028/nbsscipaper.066>
63. E. Molloy, "Metrology of Scattering Distributions", thesis, Te Herenga Waka—Victoria Univ. Wellington, 2023. [Онлайн]. Доступно: https://openaccess.wgtn.ac.nz/articles/thesis/Metrology_of_Scattering_Distributions/23735001
64. М. О. Безуглий, "Еліпсоїдальні рефлектори для фотометрії біологічних середовищ", thesis, КПП ім. Ігоря Сікорського, 2020. Дата звернення: 5 лют. 2024. [Онлайн]. Доступно: <https://ela.kpi.ua/handle/123456789/31490>
65. S. A. Prah, M. J. C. van Gemert та A. J. Welch, "Determining the optical properties of turbid media by using the adding–doubling method", *Appl. Opt.*, т. 32, № 4, с. 559, лют. 1993. Дата звернення: 4 груд. 2023. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.1364/ao.32.000559>
66. L. Bellia, A. Cesarano, F. Minichiello та S. Sibilio, "Setting up a CCD photometer for lighting research and design", *Building Environ.*, т. 37, № 11, с. 1099–1106, листоп. 2002. Дата звернення: 4 груд. 2023. [Онлайн]. Доступно: [https://doi.org/10.1016/s0360-1323\(01\)00093-2](https://doi.org/10.1016/s0360-1323(01)00093-2)

67 S. Beck, A. Henden та M. Munkacsy, *Aavso Guide To CCD/CMOS Photometry With Monochrome Cameras*. Cambridge, 2022.

68. D. Bondariev, N. Bezugla, P. Komada, N. Stelmakh та M. Bezuglyi, “Optical Properties of Light-Scattering Standards for CCD Photometry”, *Sensors*, т. 23, № 18, с. 7700, верес. 2023. Дата звернення: 4 груд. 2023. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.3390/s23187700>

69. K. L. Hazelwood, S. G. Olenych, J. D. Griffin, C. S. Murphy, J. A. Cathcart та M. W. Davidson. “Introduction to Digital Imaging in Microscopy”. Hamamatsu Learning Center. Дата звернення: 5 лют. 2024. [Онлайн]. Доступно: <https://hamamatsu.magnet.fsu.edu/articles/microscopyimaging.html>

70. D. E. Groom та ін., “Quantum efficiency of a back-illuminated CCD imager: an optical approach”, у *Electron. Imag. '99*, М. М. Blouke та G. M. Williams, Jr., Ред. San Jose, CA. SPIE, 1999. Дата звернення: 5 лют. 2024. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.1117/12.347079>

71. M. Montelongo, A. Gonzalez, F. Morgenstern, S. P. Donahue та S. L. Groth, “A Virtual Reality-Based Automated Perimeter, Device, and Pilot Study”, *Translational Vision Sci. & Technol.*, т. 10, № 3, с. 20, берез. 2021. Дата звернення: 4 груд. 2023. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.1167/tvst.10.3.20>

72. Т. А. Sedova “Leading Life Science Research & Clinical Diagnostics”. *Bio-Rad*. Дата звернення: 5 лют. 2024. [Онлайн]. Доступно: https://www.bio-rad.com/webroot/web/pdf/lsr/literature/Bulletin_2589.pdf

73. В. О. Шапошніков “Моделювання розпізнавання номерного знаку автомобіля за відео з веб-камери з використанням технологій комп’ютерного зору”, СумДУ, 2022. Дата звернення: 5 лют. 2024. [Онлайн]. Доступно: https://essuir.sumdu.edu.ua/bitstream/123456789/90357/1/Shaposhnikov_mag_rob.pdf

74 K. R. Spring, J. C. Russ та M. W. Davidson. “Basic Properties of Digital Images”. Hamamatsu Learning Center. Дата звернення: 5 лют. 2024. [Онлайн]. Доступно: <https://hamamatsu.magnet.fsu.edu/articles/digitalimagebasics.html>

75. Н. В. Безугла, В. О. Полуектов, М. О. Безуглий та В. О. Чорний “Монте-Карло симуляція світлорозсіяння шарами шкіри людини методами просторової

фотометрії”, *Вісн. Київ. політехн. ін-ту Серія : Приладобудування*, т. 1, № 61, с. 91–100, 2021. [Онлайн]. Доступно: [http://nbuv.gov.ua/UJRN/VKPI_prylad_2021_61\(1\)__15](http://nbuv.gov.ua/UJRN/VKPI_prylad_2021_61(1)__15)

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

77. T. J. Fellers and M, W. Davidson “Hamamatsu Learning Center: CCD Saturation and Blooming”. Hamamatsu Learning Center. Дата звернення: 11 лют. 2024. [Онлайн]. Доступно: <https://hamamatsu.magnet.fsu.edu/articles/ccdsatandblooming.html>

78. Д. В. Бондарєв, “Забезпечення єдності вимірювань у фотометрії з еліпсоїдальними рефлекторами”, у *Зб. матеріалів XXI міжнар. наук.-практ. конф “Приладобудування: стан і перспективи”*, Київ. с. 145–148.

79. В. Г. Колобродов, *Розроблення та контроль автоматизованих оптико-електронних систем дистанційного зондування Землі*. Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2021.

80. N. Nelfyenny, A. Achmadi, Y. Prihhapsa, W. Farhanian, D. Suryani та H. Zaini, “The effect of glass neutral density filter on illuminance measurement error”, *J. Phys.: Conf. Ser.*, т. 1918, № 2, с. 022028, черв. 2021. Дата звернення: 5 лют. 2024. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.1088/1742-6596/1918/2/022028>

81. C. A. Bouroussis, F. V. Topalis, “A novel digital system for real-time luminance measurements of road and tunnel lighting”, у *Balkan Light 2008*, Ljubljana, Slovenia, 7-10 October 2008.

82. K. Husmann, L. Pedersen, “Strobe lit highdynamic range stereo imagery for dark navigation” у *International Symposium on Artificial Intelligence, Robotics and Automation in Space (iSAIRAS)*, Hollywood, CA, 2008.

83. М. О. Безуглий, І. І. Синявський, Н. В. Безугла та А. Г. Козловський, “Особливості виготовлення еліпсоїдальних рефлекторів фотометрів”, *Вісн. НТУУ «КПІ». Серія Приладобудування.*, т. 52, № 2, с. 76–81, 2016.

84. М.О. Безуглий, О.В. Лінючева, Н.В. Безугла, М.В. Бик, та С.А Костюк, "Контроль форми еліпсоїдальних рефлекторів біомедичних фотометрів", *Вісник НТУУ «КПІ». Серія Приладобудування.*, т. 53, №1, с. 62 – 69, 2017.
85. "Iris-software". Astrosurf - Astronomie. Дата звернення: 5 лют. 2024. [Онлайн]. Доступно: <http://www.astrosurf.com/buil/iris-software.html>
86. K. Strzelak та R. Koncki, "Nephelometry and turbidimetry with paired emitter detector diodes and their application for determination of total urinary protein", *Anal. Chim. Acta*, т. 788, с. 68–73, лип. 2013. Дата звернення: 5 лют. 2024. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.1016/j.aca.2013.06.003>
87. P. Kunz та ін., "Understanding opalescence measurements of biologics – a comparison study of methods, standards, and molecules", *Int. J. Pharmaceutics*, с. 122321, жовт. 2022. Дата звернення: 5 лют. 2024. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.1016/j.ijpharm.2022.122321>
88. "Calibrated Diffuse Reflectance Standards". Enabling Accuracy In Light Measurement. Дата звернення: 11 лют. 2024. [Онлайн]. Доступно: <https://www.gigahertz-optik.com/en-us/products/cat/calibrated%20diffuse%20reflectance%20standards/>
89. "Zenith Polymer Diffuse Reflectance Standards". SphereOptics. Дата звернення: 11 лют. 2024. [Онлайн]. Доступно: https://sphereoptics.de/en/wp-content/uploads/sites/3/2014/03/STM-Catalogue_2016_lowres_v8.1.pdf
90. J.-B. Guidt, J. N. L. Toulouzan, M. Thioye та G. Gouesbet, "Standard Media for Particle Size and Number-Density Calibrations in single, multiple and dependent scattering", *Part. & Part. Syst. Characterization*, т. 7, № 1-4, с. 36–43, 1990. Дата звернення: 11 лют. 2024. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.1002/ppsc.19900070107>
91. L. Spinelli та ін., "Determination of reference values for optical properties of liquid phantoms based on Intralipid and India ink", *Biomed. Opt. Exp.*, т. 5, № 7, с. 2037, черв. 2014. Дата звернення: 5 лют. 2024. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.1364/boe.5.002037>

92. “Прозора поліетиленова плівка”. Планета Пластик. Дата звернення: 5 лют. 2024. [Онлайн]. Доступно: <https://planetaplast.com/product/transparent-film/>
93. І. О. Мікульонюк та О. Л. Сокольський, *Полімерні матеріали і вироби з них (одержання, перероблення, властивості)*. Київ: Вид-во «Політехніка», 2015. [Онлайн]. Доступно: https://ela.kpi.ua/bitstream/123456789/37632/1/Mikulionok_Slovar-2015.pdf
94. “НВВ №37”. Дата звернення: 5 лют. 2024. [Онлайн]. Доступно: <https://metrology.kiev.ua/en/400-golovna/struktura-metrologichnogo-napryamku/nvi-2/611-nvv-37>
95. A. Fernández-García, F. Sutter, L. Martínez-Arcos, C. Sansom, F. Wolfertstetter та C. Delord, “Equipment and methods for measuring reflectance of concentrating solar reflector materials”, *Sol. Energy Mater. Sol. Cells*, т. 167, с. 28–52, серп. 2017. Дата звернення: 5 лют. 2024. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.1016/j.solmat.2017.03.036>
96. “UV-3600i Plus - Features”. SHIMADZU CORPORATION. Дата звернення: 5 лют. 2024. [Онлайн]. Доступно: <https://www.shimadzu.com/an/products/molecular-spectroscopy/uv-vis/uv-vis-nir-spectroscopy/uv-3600i-plus/features.html>
97. Д. В. Бондарев та М. О. Безуглий, “Конструювання дерматоскопу на засадах фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами”, у *науково-практ. конф. «Лазерні технології в клін. медицині: сучасні тенденції розвитку в Україні»*, Черкаси. 2018, с. 263–264.
98. Д. В. Бондарев, “Система еталонних вимірювань біомедичного фотометру”, у *11-я Международной научно-технической конференции молодых ученых и студентов «Новые направления развития приборостроения»*, Минск. 2018, с. 244.
99. Д. В. Бондарев, “Система еталонних вимірювань біомедичного фотометру”, у *XIII науково-практичної конференції студентів, аспірантів та молодих вчених «Погляд у майбутнє приладобудування»*, Київ, 2020, С.184-186.
100. Д. В. Бондарев, “Стандарти світлорозсіяння для біомедичної фотометрії”, у *XVII всеукр. наук.-пра. Конф. студентів, аспірантів та молодих вчених*

«Ефективність та автоматизація інженерних рішень у приладобудуванні», Київ, 2021. с. 290-293.

101. Д. В. Бондарєв, “Методи аналізу розсіювальних середовищ”, у *X міжнар. наук.-практ. конф. молодих учених та студентів «Актуальні задачі сучасних технологій: збірник тез доповідей Том I»*, Тернопіль, 2021. с. 31-32.

102. Д. В. Бондарєв, “Визначення оптичних коефіцієнтів фотометром з еліпсоїдальним рефлектором”, у *XVI всеукр. наук.-пра. конф. студентів, аспірантів та молодих вчених «Погляд у майбутнє приладобудування»*, Київ, 2023. с. 83-86.

103. Д. В. Бондарєв “Визначення дифузних коефіцієнтів фотометром з еліпсоїдальними рефлекторами”, у *XXII міжнар. наук.-практ. конф. “Приладобудування: стан і перспективи”*, Київ, 2023. с. 194-197.

104. “Datasheet for Sony ICX098BL CCD”. The Imaging Source Downloads. Дата звернення: 6 лют. 2024. [Онлайн]. Доступно: https://dl-gui.theimagingsource.com/en_US/0ef516c2-5a7a-5052-99b1-37dcb16fecb0/

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

106. N. V. Bezuglaya, A. A. Haponiuk, D. V. Bondariev, S. A. Poluectov, V. A. Chornyі та М. А. Bezuglyi, “Rationale for the Choice of the Ellipsoidal Reflector Parameters for Biomedical Photometers”, *Devices Methods Meas.*, т. 12, № 4, с. 259–271, груд. 2021. Дата звернення: 6 лют. 2024. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.21122/2220-9506-2021-12-4-259-271>

107. J. B. Pawley, Ред., *Handbook Of Biological Confocal Microscopy*. Boston, MA: Springer US, 2006.

108. A. N. Yaroslavsky, P. C. Schulze, I. V. Yaroslavsky, R. Schober, F. Ulrich та Н.-J. Schwarzmaier, “Optical properties of selected native and coagulated human brain tissues in vitro in the visible and near infrared spectral range”, *Phys. Medicine Biol.*, т. 47, № 12, с. 2059–2073, черв. 2002. Дата звернення: 11 лют. 2024. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.1088/0031-9155/47/12/305>

109. M. A. Bezuglyi, N. V. Bezuglaya та S. Kostuk, “INFLUENCE OF LASER BEAM PROFILE ON LIGHT SCATTERING BY HUMAN SKIN DURING PHOTOMETRY BY ELLIPSOIDAL REFLECTORS”, *Devices Methods Meas.*, т. 9, № 1, с. 56–65, берез. 2018. Дата звернення: 6 лют. 2024. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.21122/2220-9506-2018-9-1-56-65>
110. M. Bezuglyi, “Ellipsoidal Reflectors for Biological Media Light Scattering Photometry”, у *Advanced System Development Technologies I*. Cham: Springer Nat. Switz., 2023, с. 119–154.
111. M. O. Bezuglyi, N. V. Bezuglaya та A. V. Nahornyi, “Control of Optical Clearing of Human Skin by Ellipsoidal Reflector Method”, *Microsyst., Electron. Acoust.*, т. 24, № 2, с. 6–13, квіт. 2019. Дата звернення: 11 лют. 2024. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.20535/2523-4455.2019.24.2.172771>
112. M. Bezuglyi та N. Bezuglaya, “Raman Spectroscopy Principles for in vivo Diagnostic by Ellipsoidal Reflectors”, *Elect., Control Communication Eng.*, т. 15, № 1, с. 39–46, верес. 2019. Дата звернення: 11 лют. 2024. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.2478/ecce-2019-0006>
113. J.-P. Ritz, A. Roggan, C. Isbert, G. Müller, H. J. Buhr та C.-T. Germer, “Optical properties of native and coagulated porcine liver tissue between 400 and 2400 nm”, *Lasers Surg. Med.*, т. 29, № 3, с. 205–212, верес. 2001. Дата звернення: 11 лют. 2024. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.1002/lsm.1134>
114. V. Katrova, A. Atanasova, R. Todorov, T. Hristova-Vasileva та V. Strijkova, “Thickness dependence of optical properties of thin multilayer Ag/Bi structures and their surface plasmon-enhanced photoluminescence capability”, *J. Phys.: Conf. Ser.*, т. 2436, № 1, с. 012019, січ. 2023. Дата звернення: 11 лют. 2024. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.1088/1742-6596/2436/1/012019>
115. S. Kumari, K. Singh, P. Singh, S. Kumar та A. Thakur, “Thickness dependent structural, morphological and optical properties of molybdenum oxide thin films”, *SN Appl. Sci.*, т. 2, № 8, лип. 2020. Дата звернення: 11 лют. 2024. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.1007/s42452-020-3193-2>

116. A. S. Solieman, M. M. Hafiz, A.-h. A. Abu-Sehly та A.-n. A. Alfaqeer, “Dependence of optical properties on the thickness of amorphous Ge₃₀Se₇₀ thin films”, *J. Taibah Univ. Sci.*, т. 8, № 3, с. 282–288, лип. 2014. Дата звернення: 11 лют. 2024. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.1016/j.jtusci.2014.01.002>
117. P. Sharma та S. C. Katyal, “Thickness dependence of optical parameters for Ge–Se–Te thin films”, *Mater. Lett.*, т. 61, № 23-24, с. 4516–4518, верес. 2007. Дата звернення: 11 лют. 2024. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.1016/j.matlet.2007.02.040>
118. I. E. Rafailov, V. V. Dremin, K. S. Litvinova, A. V. Dunaev, S. G. Sokolovski та E. U. Rafailov, “Computational model of bladder tissue based on its measured optical properties”, *J. Biomed. Opt.*, т. 21, № 2, с. 025006, лют. 2016. Дата звернення: 6 лют. 2024. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.1117/1.jbo.21.2.025006>
119. X. Ma, J. Q. Lu, H. Ding та X.-H. Hu, “Bulk optical parameters of porcine skin dermis at eight wavelengths from 325 to 1557 nm”, *Opt. Lett.*, т. 30, № 4, с. 412, лют. 2005. Дата звернення: 6 лют. 2024. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.1364/ol.30.000412>
120. O. Hamdy, J. El-Azab, T. Al-Saeed, M. Hassan та N. Solouma, “A Method for Medical Diagnosis Based on Optical Fluence Rate Distribution at Tissue Surface”, *Materials*, т. 10, № 9, с. 1104, верес. 2017. Дата звернення: 6 лют. 2024. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.3390/ma10091104>
121. E. K. Chan, B. Sorg, D. Protsenko, M. O'Neil, M. Motamedi та A. J. Welch, “Effects of compression on soft tissue optical properties”, *IEEE J. Sel. Topics Quantum Electron.*, т. 2, № 4, с. 943–950, 1996. Дата звернення: 6 лют. 2024. [Онлайн]. Доступно: <https://doi.org/10.1109/2944.577320>

Додаток А

Графіки залежності оптичних коефіцієнтів СЗ від довжини хвилі

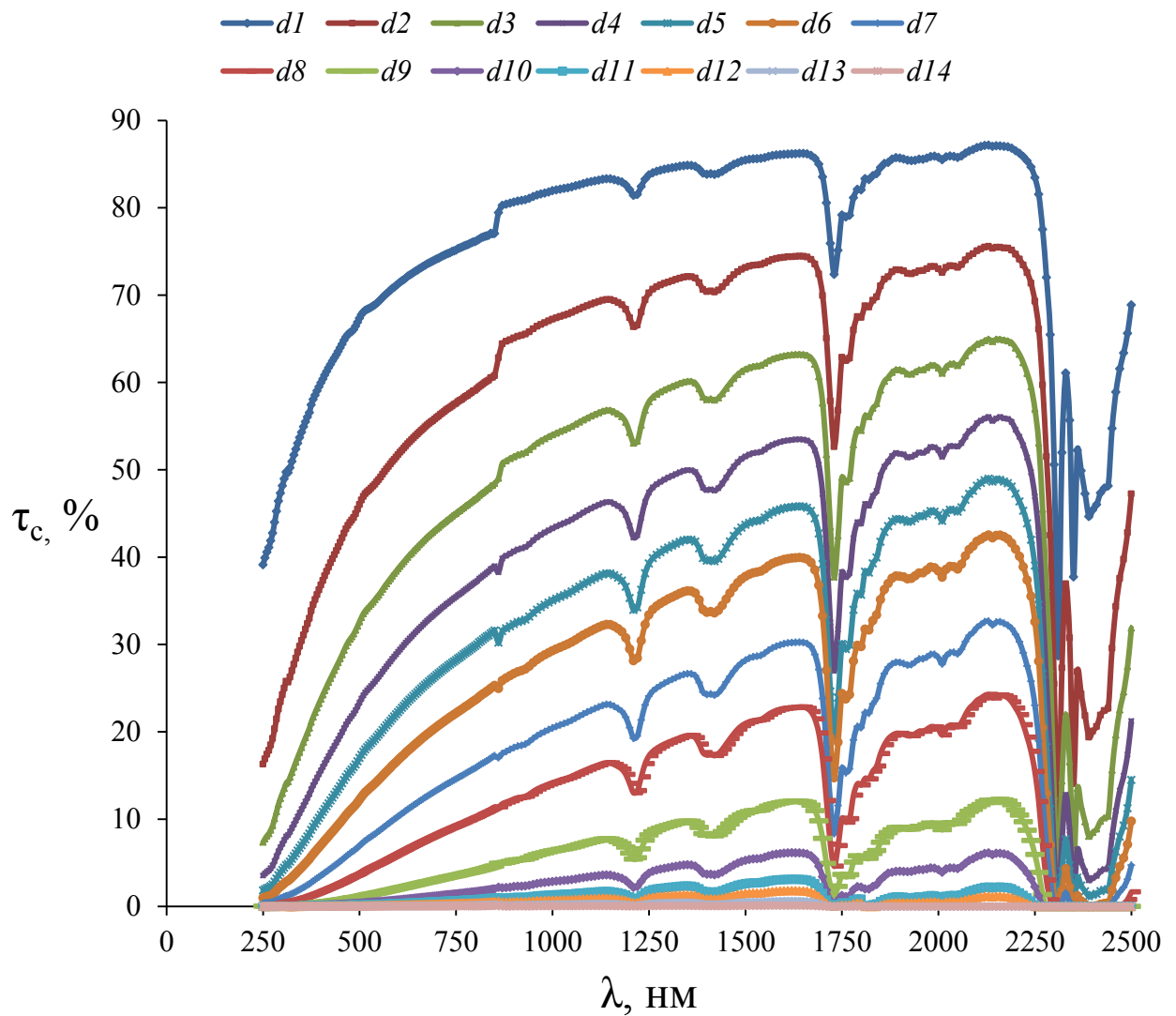


Рис. А.1. Залежність коефіцієнта колімованого пропускання τ_c від довжини хвилі λ зразків СЗ-ПЕ товщиною $d1=0.15$ мм, $d2=0.3$ мм, $d3=0.45$ мм, $d4=0.6$ мм, $d5=0.75$ мм, $d6=0.9$ мм, $d7=1.2$ мм, $d8=1.5$ мм, $d9=2.25$ мм, $d10=3.0$ мм, $d11=3.75$ мм, $d12=4.5$ мм, $d13=6.0$ мм, $d14=9.0$ мм

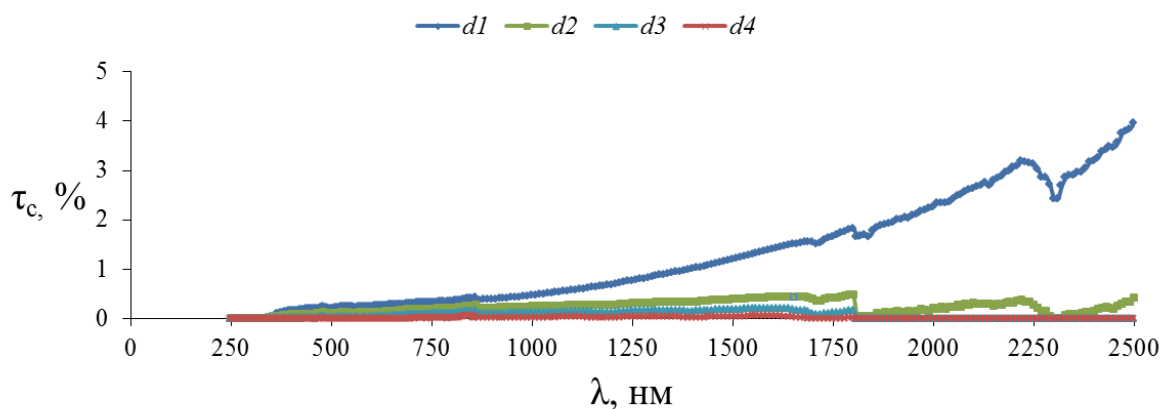


Рис. А.2. Залежність коефіцієнта колімованого пропускання τ_c від довжини хвилі λ зразків СЗ-ПВХ товщиною $d1=0.15$ мм, $d2=0.3$ мм, $d3=0.6$ мм, $d4=1.5$ мм

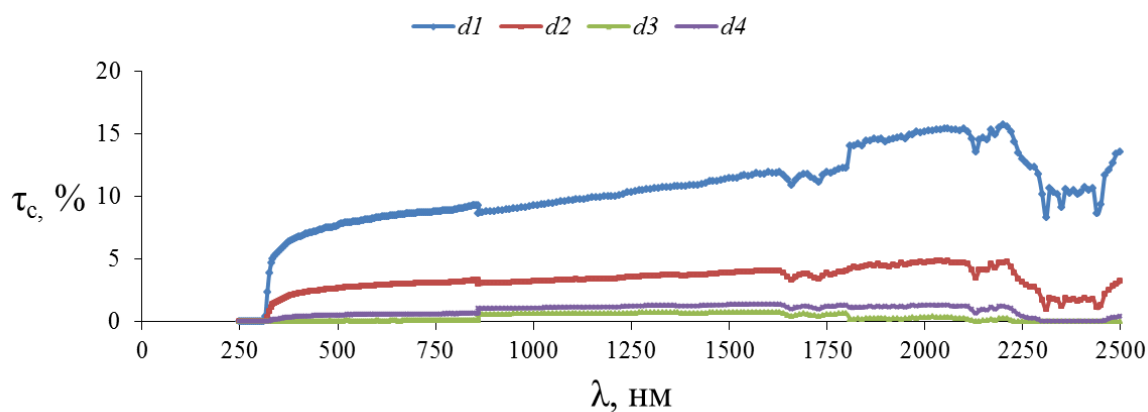


Рис. А.3. Залежність коефіцієнта колімованого пропускання τ_c від довжини хвилі λ зразків СЗ-ПЛІ товщиною $d1=0.2$ мм, $d2=0.6$ мм, $d3=1.0$ мм, $d4=3.0$ мм

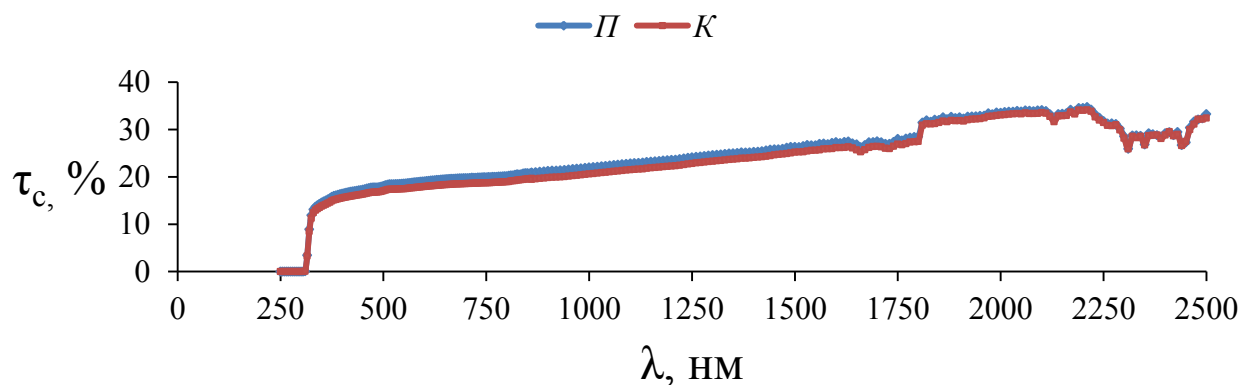


Рис. А.4. Залежність коефіцієнта колімованого пропускання τ_c від довжини хвилі λ зразків СЗ-ПЛІ товщиною 0.1 мм де світло падає на поверхню з поліетилентерефталату (Π) та поверхню покриту клеєм (К)

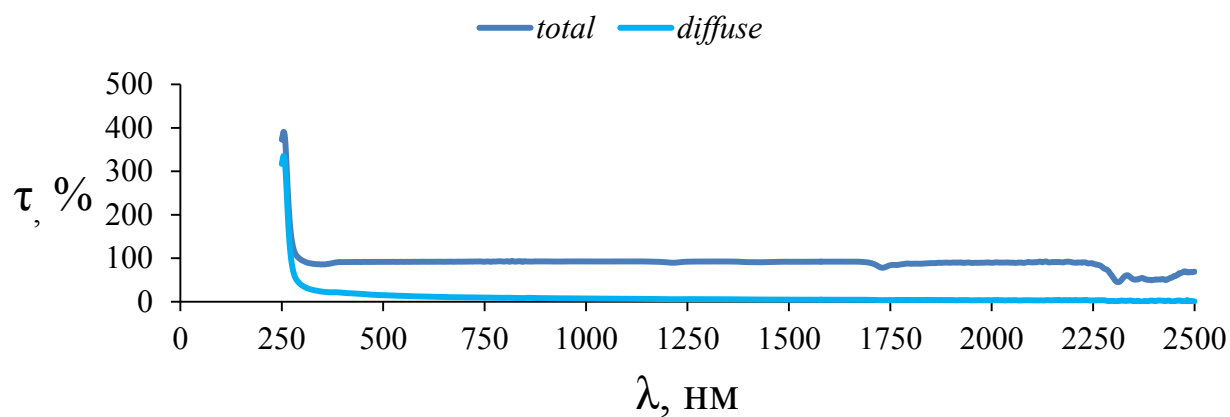


Рис. А.5. Залежність коефіцієнта повного та дифузного пропускання від довжини хвилі λ зразка СЗ-ПЕ товщиною 0.15 мм

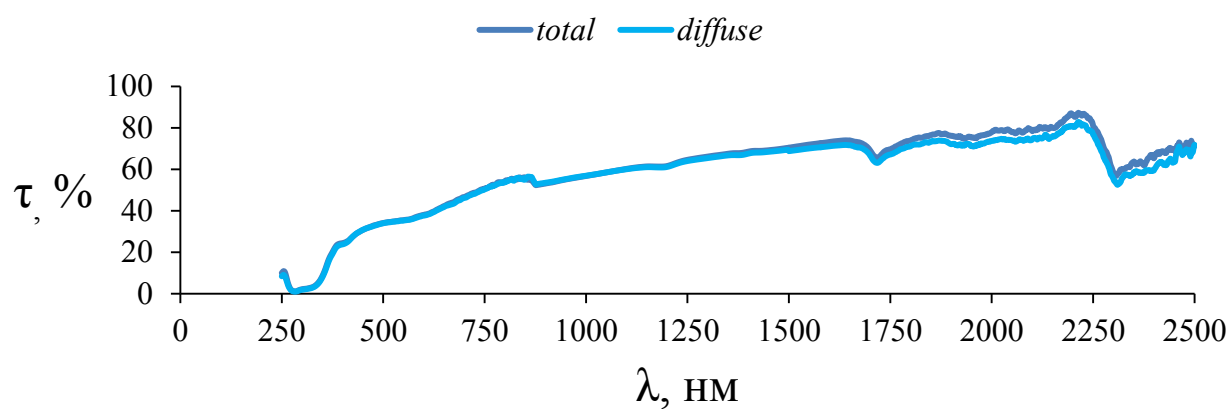


Рис. А.6. Залежність коефіцієнта повного та дифузного пропускання від довжини хвилі λ зразка СЗ-ПВХ товщиною 0.15 мм

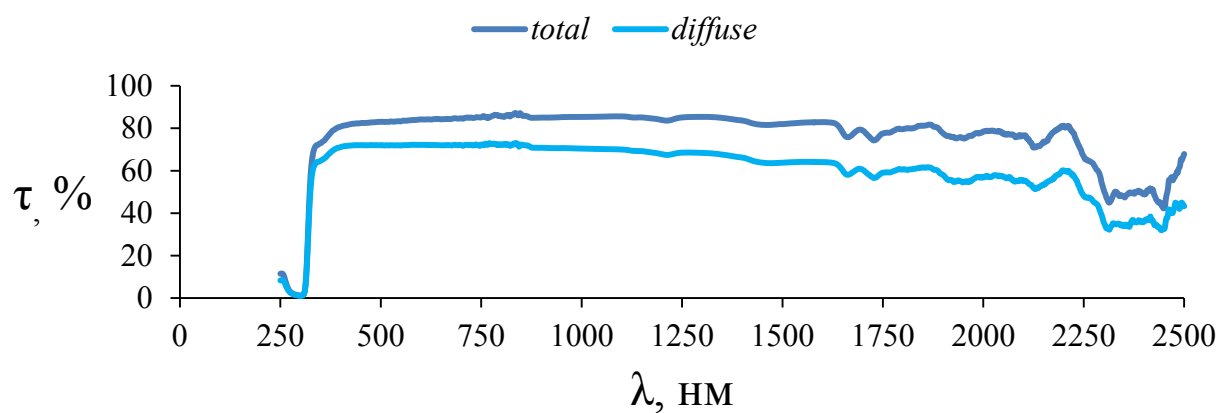


Рис. А.7. Залежність коефіцієнта повного та дифузного пропускання від довжини хвилі λ зразка СЗ-ПЛ товщиною 0.2 мм

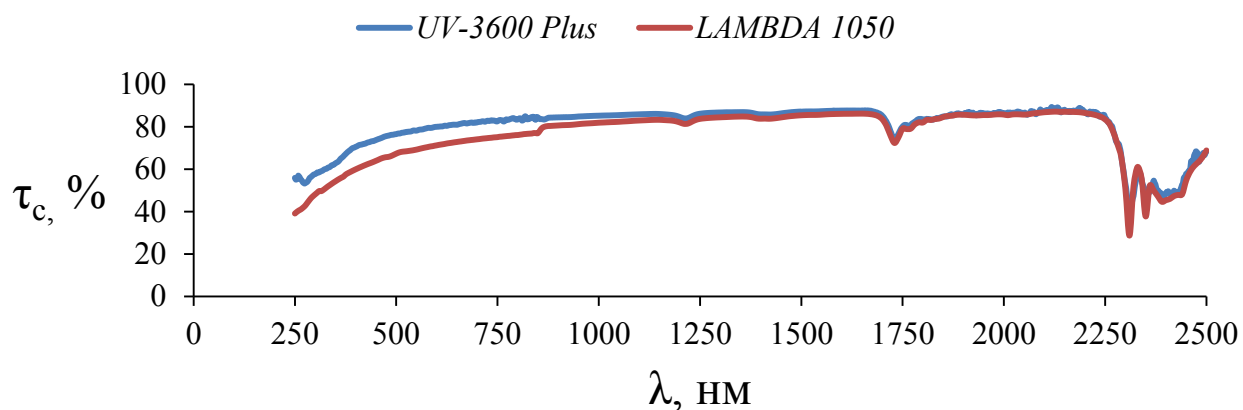


Рис. А.8. Залежність коефіцієнта колімованого пропускання τ_c від довжини хвилі λ , виміряні різними спектрофотометрами для зразків СЗ-ПЕ товщиною 0.15 мм

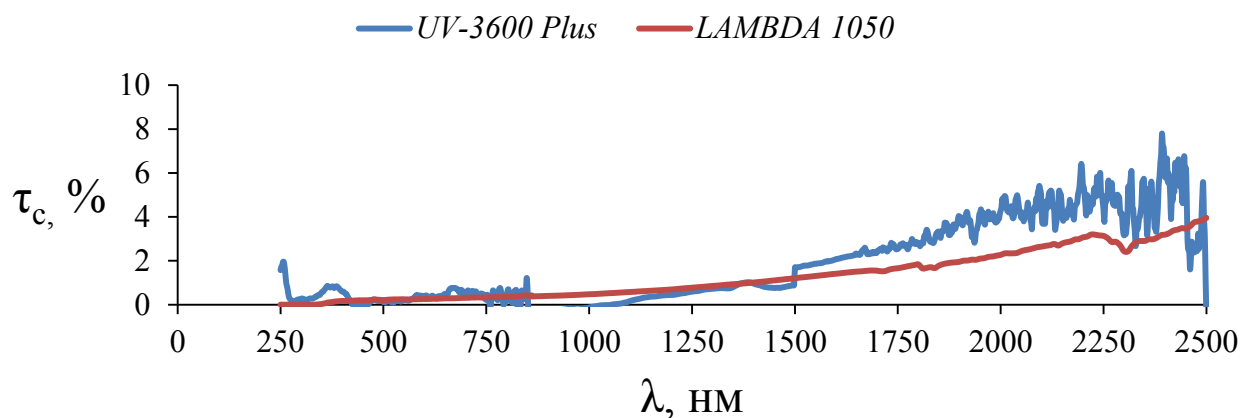


Рис. А.9. Залежність коефіцієнта колімованого пропускання τ_c від довжини хвилі λ , виміряні різними спектрофотометрами для зразків СЗ-ПВХ товщиною 0.15 мм

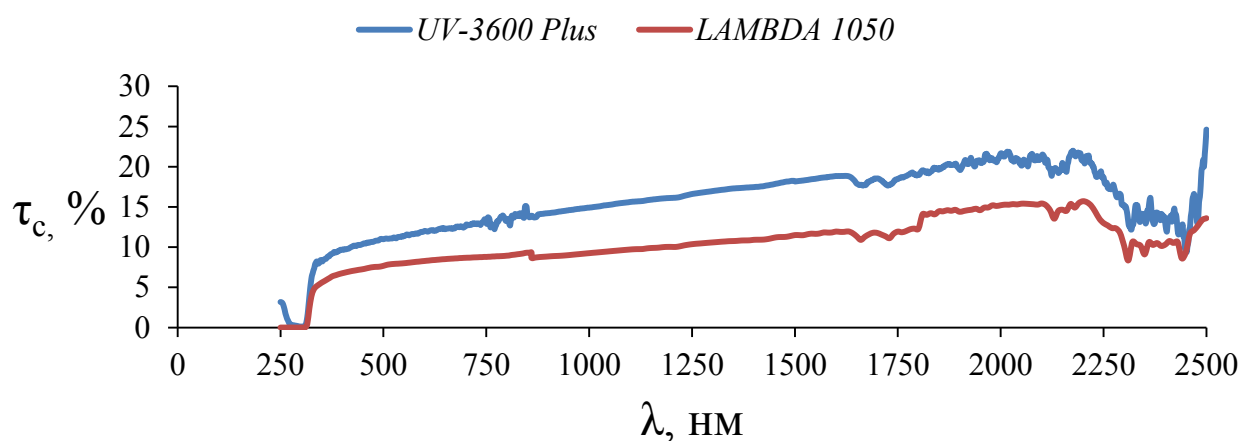


Рис. А.10. Залежність коефіцієнта колімованого пропускання τ_c від довжини хвилі λ , виміряні різними спектрофотометрами для зразків СЗ-ПЛ товщиною 0.2 мм

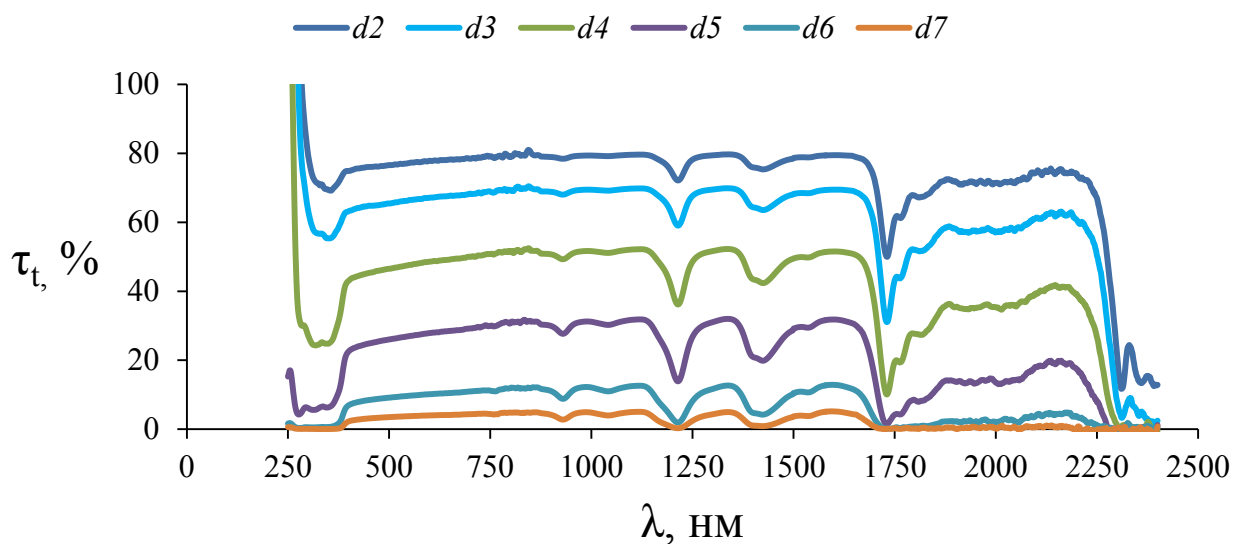


Рис. А.11. Залежність коефіцієнта повного пропускання τ_t від довжини хвилі λ для зразків СЗ-ПЕ товщиною $d2=0.45$ мм, $d3=0.75$ мм, $d4=1.5$ мм, $d5=3.0$ мм, $d6=6.0$ мм та $d7=9.0$ мм

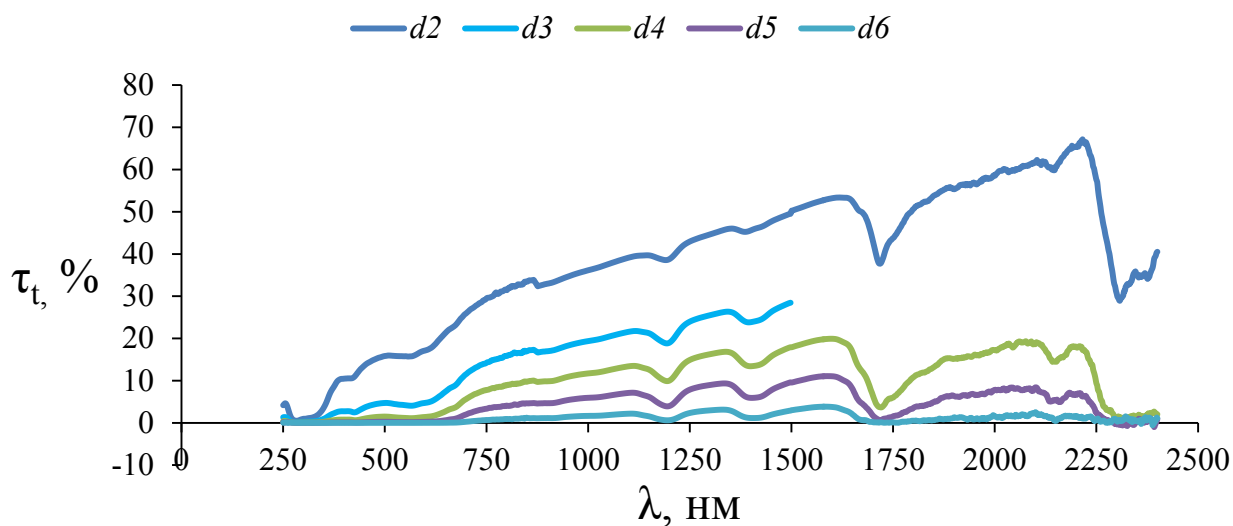


Рис. А.12. Залежність коефіцієнта повного пропускання τ_t від довжини хвилі λ для зразків СЗ-ПВХ товщиною $d2=0.3$ мм, $d3=0.6$ мм, $d4=0.9$ мм, $d5=1.35$ мм, та $d6=2.25$ мм

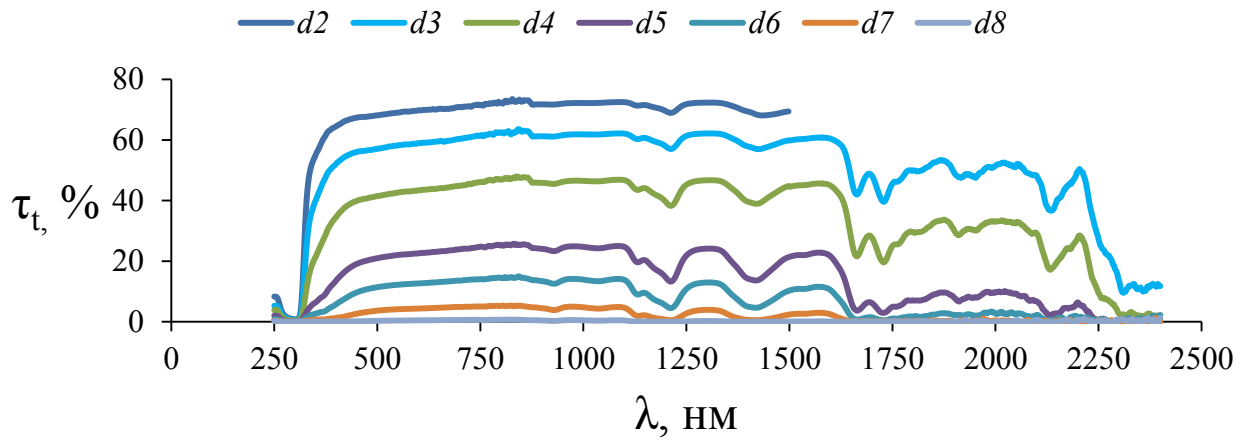


Рис. А.13. Залежність коефіцієнта повного пропускання τ_t від довжини хвилі λ для зразків СЗ-Ф товщиною $d2=0.4$ мм, $d3=0.6$ мм, $d4=1.0$ мм, $d5=3.0$ мм, $d6=4.0$ мм, $d7=5.0$ мм, $d8=10.0$ мм

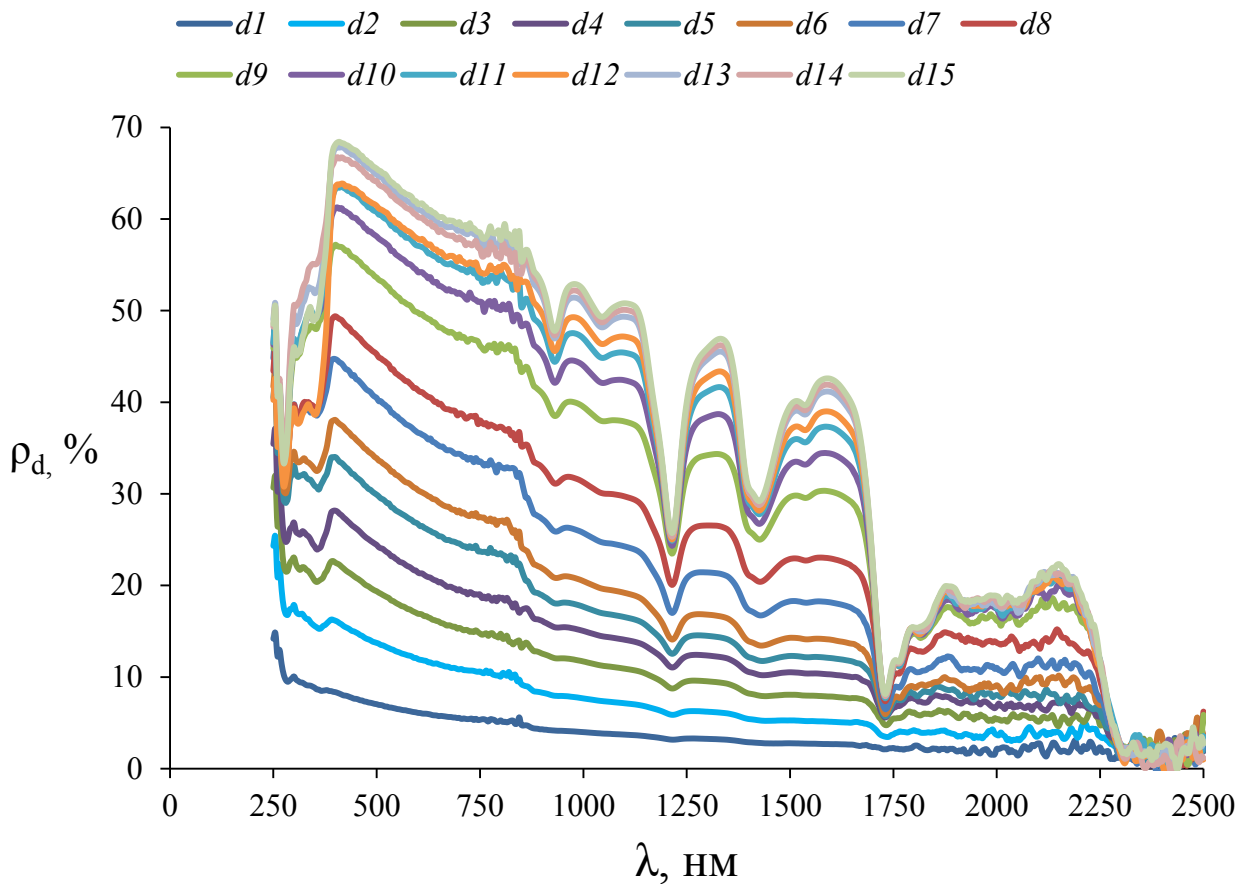


Рис. А.14. Залежність коефіцієнта дифузного відбиття ρ_d від довжини хвилі λ для зразків СЗ-ПЕ товщиною $d1=0.15$ мм, $d2=0.3$ мм, $d3=0.45$ мм, $d4=0.6$ мм, $d5=0.75$ мм, $d6=0.9$ мм, $d7=1.2$ мм, $d8=1.5$ мм, $d9=2.25$ мм, $d10=3.0$ мм, $d11=3.75$ мм, $d12=4.5$ мм, $d13=6.0$ мм, $d14=7.5$ мм та $d15=9.0$ мм

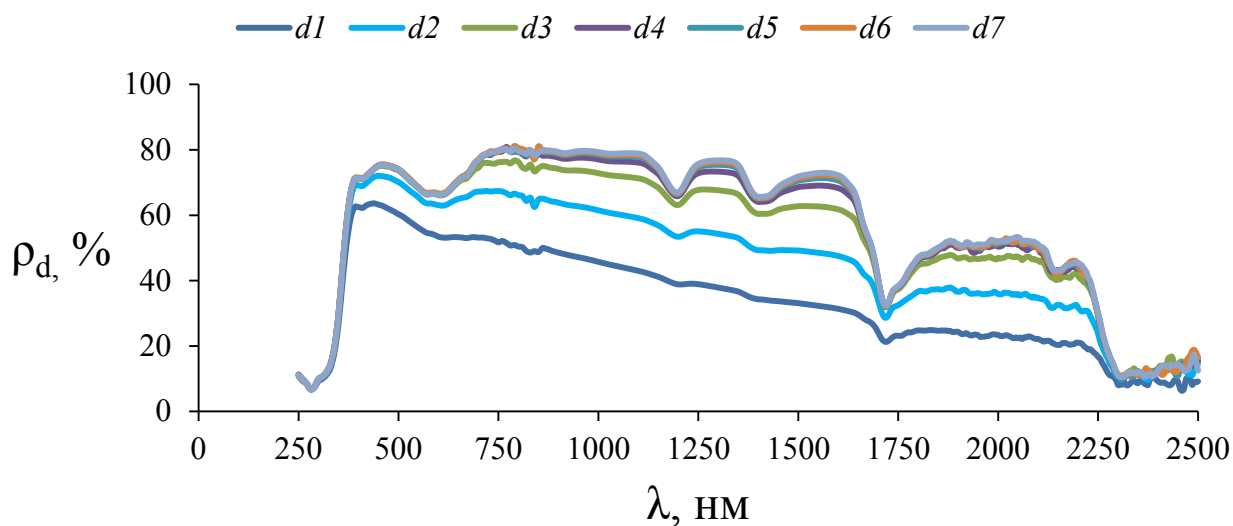


Рис. А.15. Залежність коефіцієнта дифузного відбиття ρ_d від довжини хвилі λ для зразків СЗ-ПВХ товщиною $d1=0.15$ мм, $d2=0.3$ мм, $d3=0.6$ мм, $d4=1.05$ мм, $d5=1.5$ мм, $d6=3.75$ мм та $d7=7.5$ мм

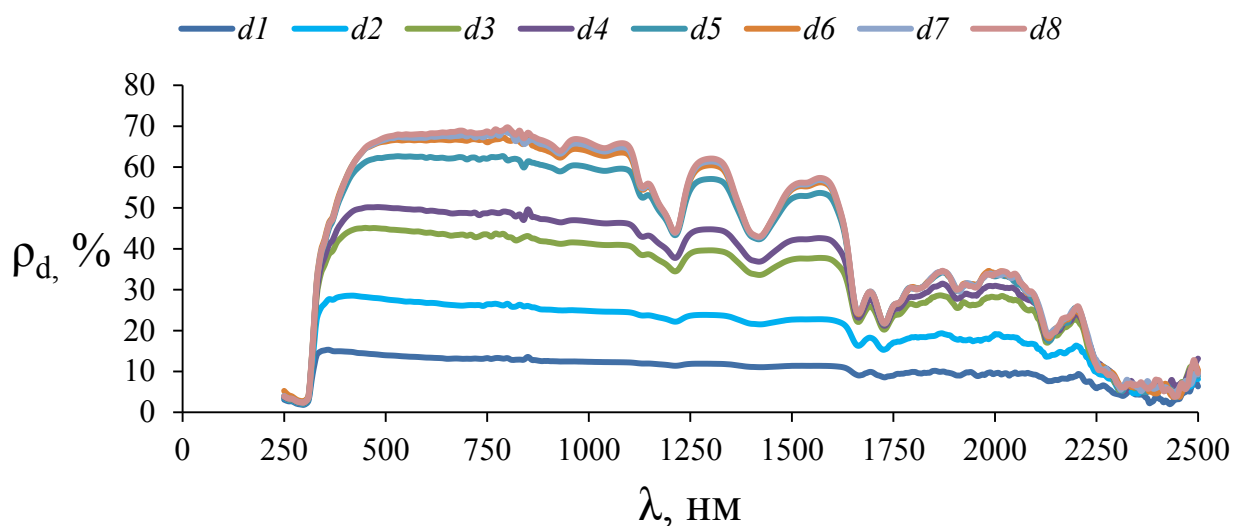


Рис. А.16. Залежність коефіцієнта дифузного відбиття ρ_d від довжини хвилі λ для зразків СЗ-ПЛ товщиною $d1=0.2$ мм, $d2=0.4$ мм, $d3=0.8$ мм, $d4=1.0$ мм, $d5=2.0$ мм, $d6=3.0$ мм, $d7=4.0$ мм та $d8=10.0$ мм

Додаток Б

Елементи коду програмного забезпечення

HTML

```
<!DOCTYPE html>
<html>
<link rel="stylesheet" href="styles.css">
<script src="script.js"></script>
<div class="form-style-5">
  <div class="forms">
    <form class="form-2">
      <fieldset>
        <legend><span class="number">*</span>Тип дослідження</legend>
        <select id="type" name="type">
          <option value="transmission">Transmission</option>
          <option value="reflection">Reflection</option>
        </select>
        <legend><span class="number">*</span> Стандартний зразок </legend>
        <select id="standard" name="standard">
          <option value="f">C3-Ф</option>
          <option value="pe">C3-ПЕ</option>
          <option value="pvh">C3-ПВХ</option>
          <option value="pl">C3-ПЛ</option>
          <option>Новий C3</option>
        </select>
        <span>Товщина БТ (мм)</span>
        <input type="number" name="thickness" step="0.001" min="0.005" placeholder="d
**">

        <span>Падаючу потужність на БТ (мВт)</span>
        <input type="number" name="pressure" step="0.001" min="0.001"
          placeholder="Bi(λ) *">
        <span>Кількість активних пікселів</span>
        <input type="number" name="pixel" min="1" placeholder="N3 *">
        <span>Сумарна інтенсивність</span>
        <input type="number" name="intensity" min="1" placeholder="I *">
        <legend><span class="number">*</span>Бітність фотометричного
зображення</legend>
        <select id="bit" name="bit">
          <option value="8">8-біт</option>
          <option value="10">10-біт</option>
          <option value="12">12-біт</option>
          <option value="16">16-біт</option>
        </select>
      </fieldset>
    </form>
  </div>
  <div>
    <input id="btn" type="submit" value="Розрахунок"/>
    <div class="res">
      <span type="number" name="result_title"></span>
      <span type="number" name="result"></span>
    </div>
  </div>
</div>
```

```

    </div>
</div>
</html>

```

CSS

```

.form-style-5 {
    max-width: 760px;
    padding: 10px 20px;
    background: #f4f7f8;
    margin: 10px auto;
    border-radius: 8px;
    font-family: Georgia, "Times New Roman", Times, serif;
}
.forms {
    display: flex;
    flex-direction : row;
}

.res {
    font-family: Georgia, "Times New Roman", Times, serif;
    background: rgba(70,100,200,.1);
    border: none;
    border-radius: 4px;
    font-size: 15px;
    margin: 0;
    outline: 0;
    padding: 10px;
    width: 100%;
    box-sizing: border-box;
    -webkit-box-sizing: border-box;
    -moz-box-sizing: border-box;
    background-color: #e8eeef;
    color:black;
    -webkit-box-shadow: 0 1px 0 rgba(0,0,0,0.03) inset;
    box-shadow: 0 1px 0 rgba(0,0,0,0.03) inset;
    margin-bottom: 20px;
}

.form-style-5 fieldset {
    border: none;
}
.form-style-5 legend {
    font-size: 1.4em;
    margin-bottom: 15px;
    font-weight: bold;
}
.form-style-5 label {
    display: block;
    margin-bottom: 8px;
}
.form-style-5 input[type="text"],

```

```

.form-style-5 input[type="date"],
.form-style-5 input[type="datetime"],
.form-style-5 input[type="email"],
.form-style-5 input[type="number"],
.form-style-5 input[type="search"],
.form-style-5 input[type="time"],
.form-style-5 input[type="url"],
.form-style-5 textarea,
.form-style-5 select {
    font-family: Georgia, "Times New Roman", Times, serif;
    background: rgba(255,255,255,.1);
    border: none;
    border-radius: 4px;
    font-size: 15px;
    margin: 0;
    outline: 0;
    padding: 10px;
    width: 100%;
    box-sizing: border-box;
    -webkit-box-sizing: border-box;
    -moz-box-sizing: border-box;
    background-color: #e8eeef;
    color: #000000;
    -webkit-box-shadow: 0 1px 0 rgba(0,0,0,0.03) inset;
    box-shadow: 0 1px 0 rgba(0,0,0,0.03) inset;
    margin-bottom: 20px;
}
.form-style-5 input[type="text"]:focus,
.form-style-5 input[type="date"]:focus,
.form-style-5 input[type="datetime"]:focus,
.form-style-5 input[type="email"]:focus,
.form-style-5 input[type="number"]:focus,
.form-style-5 input[type="search"]:focus,
.form-style-5 input[type="time"]:focus,
.form-style-5 input[type="url"]:focus,
.form-style-5 textarea:focus,
.form-style-5 select:focus {
    background: #d2d9dd;
}
.form-style-5 select {
    -webkit-appearance: menulist-button;
    height: 35px;
}
.form-style-5 .number {
    background: #4682B4;
    color: #fff;
    height: 30px;
    width: 30px;
    display: inline-block;
    font-size: 0.8em;
    margin-right: 4px;
    line-height: 30px;
}

```

```

text-align: center;
text-shadow: 0 1px 0 rgba(255,255,255,0.2);
border-radius: 15px 15px 15px 0px;
}

.form-style-5 input[type="submit"],
.form-style-5 input[type="button"]
{
    position: relative;
    display: block;
    padding: 10px 30px 10px 30px;
    color: #FFF;
    margin: 0 auto;
    background: #4682B4;
    font-size: 18px;
    text-align: center;
    font-style: normal;
    width: 100%;
    border: 1px solid #4169E1;
    border-width: 2px;
    margin-bottom: 30px;
}
.form-style-5 input[type="submit"]:hover,
.form-style-5 input[type="button"]:hover
{
    background: #4169E1;
}

```

JavaScript

```

document.addEventListener("DOMContentLoaded", () => {
    const P1 = [0.083, 0.093];
    const P2 = [0.159, 0.169];
    const P3 = [0.218, 0.228];

    const btn = document.getElementById("btn");

    getTransmissionResult = () => {
        const standard = document.getElementsByName("standard")[0].value;
        const d = document.getElementsByName("thickness")[0].value;
        const Pb = document.getElementsByName("pressure")[0].value;
        const N = document.getElementsByName("pixel")[0].value;
        const I = document.getElementsByName("intensity")[0].value;
        const C = Number(document.getElementsByName("bit")[0].value);
        const Eb = I / (N * (Math.pow(2, C) - 1));
        let Te, Es;
        switch (standard) {
            case "f": {
                Te = 58.666 * Math.exp(-0.66 * d);
                if (Pb >= P1[0] && Pb <= P1[1]) {
                    Es = 0.1802 * Math.log(Te) + 0.0377
                } else if (Pb >= P2[0] && Pb <= P2[1]) {
                    Es = 0.1686 * Math.log(Te) + 0.2477
                }
            }
        }
    }
}

```

```

    } else if (Pb >= P3[0] && Pb <= P3[1]) {
        Es = 0.1345 * Math.log(Te) + 0.4209
    } else {
        const a = -0.4733 * Pb + 0.2319;
        const b = 3.0227 * Pb - 0.2378;
        Es = a * Math.log(Te) + b;
    }
    break;
}
case "pe": {
    Te = 88.136 * Math.exp(-0.348 * d);
    if (Pb >= P1[0] && Pb <= P1[1]) {
        Es = (0.1362 * Math.log(Te) - 0.1744) / 0.25;
    } else if (Pb >= P2[0] && Pb <= P2[1]) {
        Es = (0.2036 * Math.log(Te) - 0.2378) / 0.25;
    } else if (Pb >= P3[0] && Pb <= P3[1]) {
        Es = (0.2402 * Math.log(Te) - 0.2634) / 0.25;
    } else {
        const a = 0.7277 * Pb + 0.0766;
        const b = -0.5678 * Pb - 0.1321;
        Es = (a * Math.log(Te) + b) / 0.25;
    }
    break;
}
case "pvh": {
    Te = 61.243 * Math.exp(-3.38 * d);
    if (Pb >= P1[0] && Pb <= P1[1]) {
        Es = 0.1641 * Math.log(Te) + 0.0497;
    } else if (Pb >= P2[0] && Pb <= P2[1]) {
        Es = 0.2006 * Math.log(Te) + 0.1389;
    } else if (Pb >= P3[0] && Pb <= P3[1]) {
        Es = 0.2187 * Math.log(Te) + 0.1553;
    } else {
        const a = 0.3728 * Pb + 0.1347;
        const b = 0.868 * Pb - 0.0203;
        Es = a * Math.log(Te) + b;
    }
    break;
}
case "pl": {
    Te = 75.762 * Math.exp(-0.516 * d);
    if (Pb >= P1[0] && Pb <= P1[1]) {
        Es = (0.0805 * Math.log(Te) + 0.0124) / 0.25;
    } else if (Pb >= P2[0] && Pb <= P2[1]) {
        Es = (0.1523 * Math.log(Te) + 0.035) / 0.25;
    } else if (Pb >= P3[0] && Pb <= P3[1]) {
        Es = (0.1186 * Math.log(Te) + 0.0306) / 0.25;
    } else {
        const a = 0.1558 * Pb + 0.0351;
        const b = 0.1715 * Pb - 0.0012;
        Es = (a * Math.log(Te) + b) / 0.25;
    }
}

```

```

    break;
  }
}
return Te * Eb / Es;
}

getReflectionResult = () => {
  const standard = document.getElementsByName("standard")[0].value;
  const d = document.getElementsByName("thickness")[0].value;
  const Pb = document.getElementsByName("pressure")[0].value;
  const N = document.getElementsByName("pixel")[0].value;
  const I = document.getElementsByName("intensity")[0].value;
  const C = Number(document.getElementsByName("bit")[0].value);
  const Eb = I / (N * (Math.pow(2, C) - 1));
  let Te, Es;

  switch (standard) {
    case "f": {
      Te = 21.766 * Math.log(d) + 77.606;
      if (Pb >= P1[0] && Pb <= P1[1]) {
        Es = 0.0038 * Pb + 0.3025;
      } else if (Pb >= P2[0] && Pb <= P2[1]) {
        Es = 0.003 * Pb + 0.4918;
      } else if (Pb >= P3[0] && Pb <= P3[1]) {
        Es = 0.0026 * Pb + 0.5757;
      } else {
        const a = -0.008 * Pb + 0.0044;
        const b = 1.8113 * Pb + 0.1631;
        Es = a * Math.log(Te) + b;
      }
      break;
    }
    case "pe": {
      Te = 15.289 * Math.log(d) + 31.622;
      if (Pb >= P1[0] && Pb <= P1[1]) {
        Es = 0.0106 * Pb + 0.104;
      } else if (Pb >= P2[0] && Pb <= P2[1]) {
        Es = 0.0095 * Pb + 0.2891;
      } else if (Pb >= P3[0] && Pb <= P3[1]) {
        Es = 0.0086 * Pb + 0.3772;
      } else {
        const a = -0.0155 * Pb + 0.012;
        const b = 1.8519 * Pb - 0.0421;
        Es = a * Math.log(Te) + b;
      }
      break;
    }
    case "pvh": {
      Te = 3.8348 * Math.log(d) + 71.759;
      if (Pb >= P1[0] && Pb <= P1[1]) {
        Es = 0.0028 * Pb + 0.361;
      } else if (Pb >= P2[0] && Pb <= P2[1]) {

```

```

        Es = 0.0023 * Pb + 0.5238;
    } else if (Pb >= P3[0] && Pb <= P3[1]) {
        Es = 0.002 * Pb + 0.6088;
    } else {
        const a = -0.0067 * Pb + 0.0034;
        const b = 1.7237 * Pb + 0.221;
        Es = a * Math.log(Te) + b;
    }
    break;
}
case "pl": {
    Te = 14.141 * Math.log(d) + 46.826;
    if (Pb >= P1[0] && Pb <= P1[1]) {
        Es = 0.0082 * Pb + 0.1652;
    } else if (Pb >= P2[0] && Pb <= P2[1]) {
        Es = 0.0067 * Pb + 0.3653;
    } else if (Pb >= P3[0] && Pb <= P3[1]) {
        Es = 0.0055 * Pb + 0.4795;
    } else {
        const a = -0.0207 * Pb + 0.0101;
        const b = 2.1762 * Pb - 0.0128;
        Es = a * Math.log(Te) + b;
    }
    break;
}
}
return Te * Eb / Es;
}

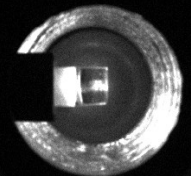
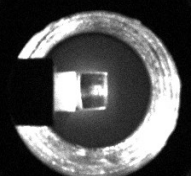
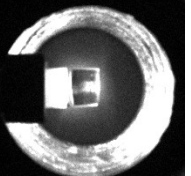
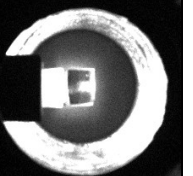
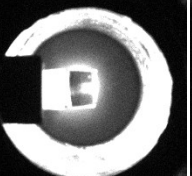
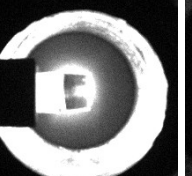
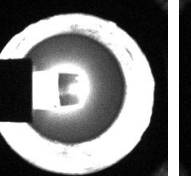
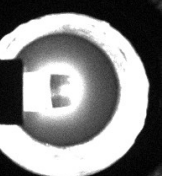
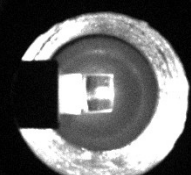
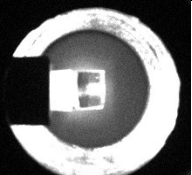
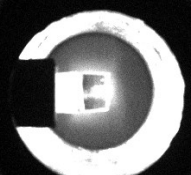
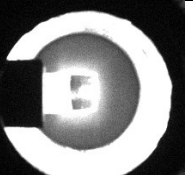
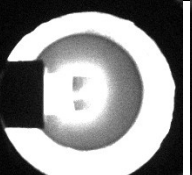
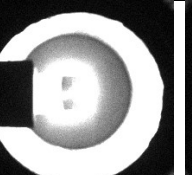
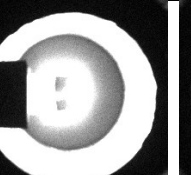
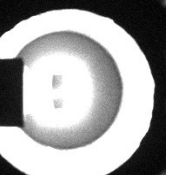
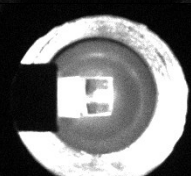
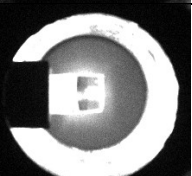


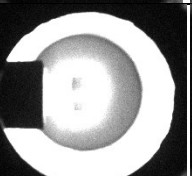
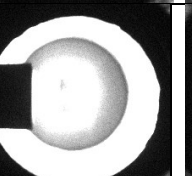
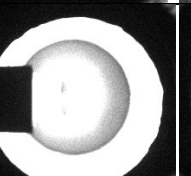
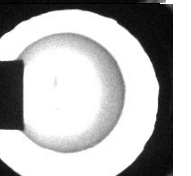
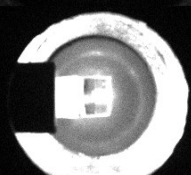
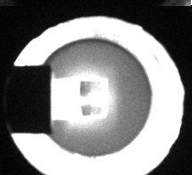
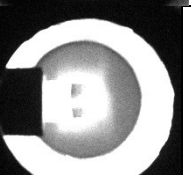

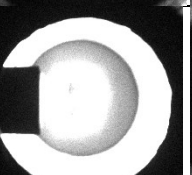
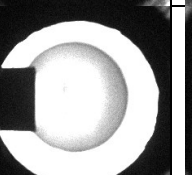
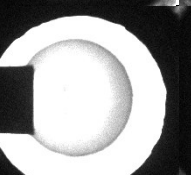
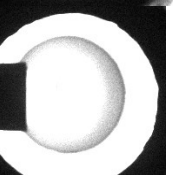
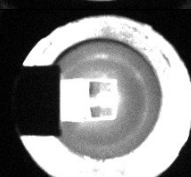
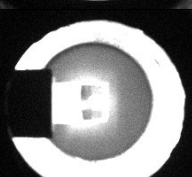
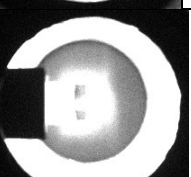
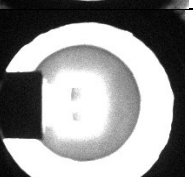
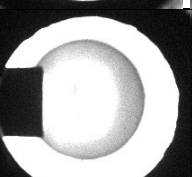
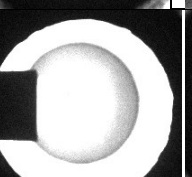
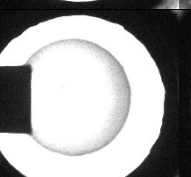
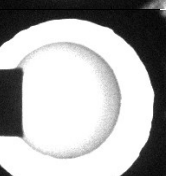
btn.addEventListener('click', (ev) => {
    ev.preventDefault();
    const type = document.getElementsByName("type")[0].value;
    const resElement = document.getElementsByName("result")[0];
    const resTitle = document.getElementsByName("result_title")[0];
    if (type === 'transmission') {
        resElement.innerText = Math.round((getTransmissionResult() + Number.EPSILON) * 100) /
100 + '%';
        resTitle.innerText = 'Коефіцієнт повного пропускання БТ - ';
    } else if (type === 'reflection') {
        resElement.innerText = Math.round((getTransmissionResult() + Number.EPSILON) * 100) /
100 + '%';
        resTitle.innerText = 'Коефіцієнт дифузного відбиття БТ - ';
    }
})
});

```

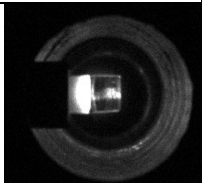
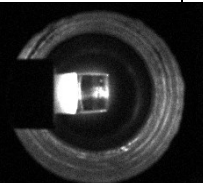
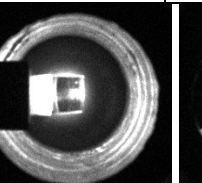
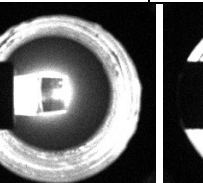
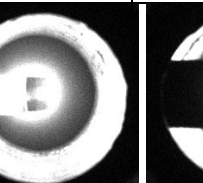
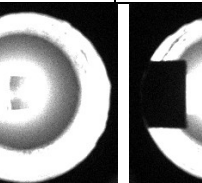
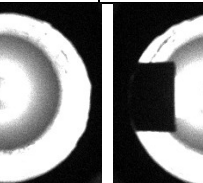
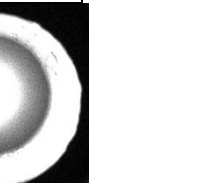
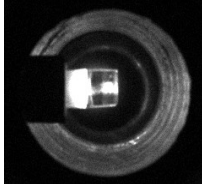
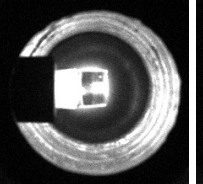
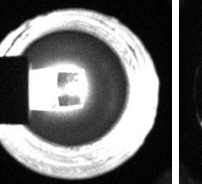
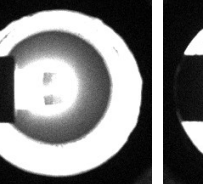
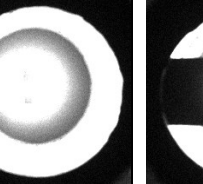
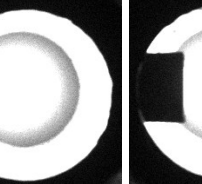
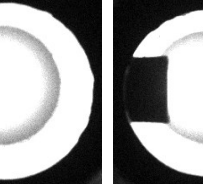
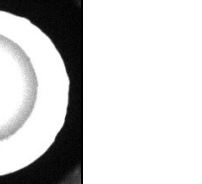
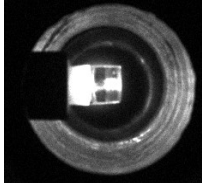
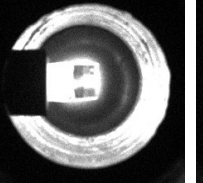
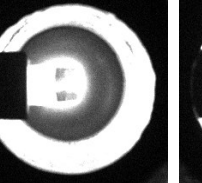
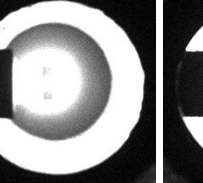
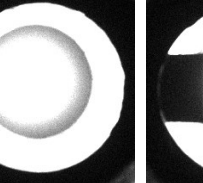
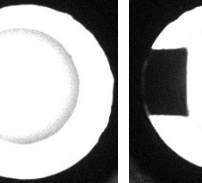
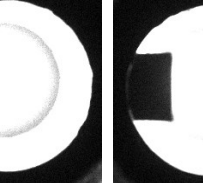
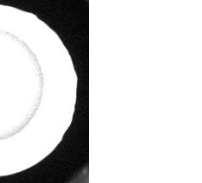
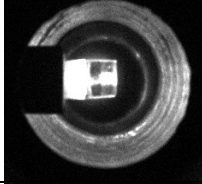
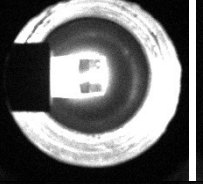
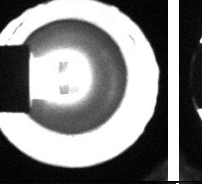
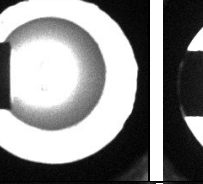
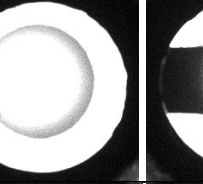
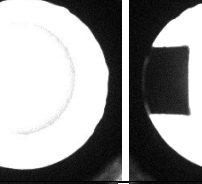
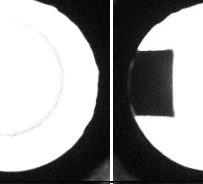
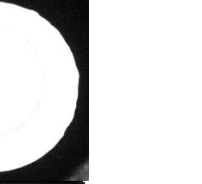
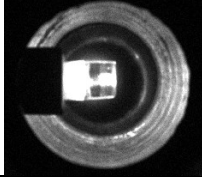
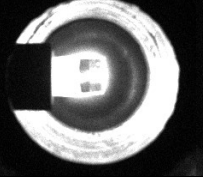
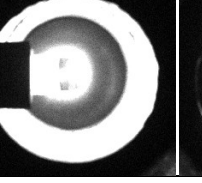
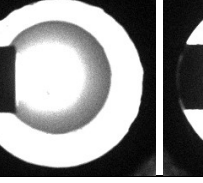
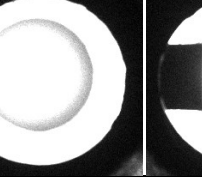
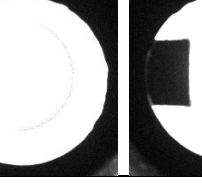
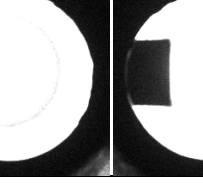
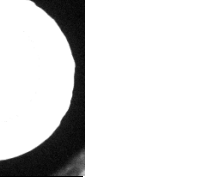
Додаток В

Фотометричні зображення СЗ

Таблиця В.1. Фотометричні зображення СЗ-Ф у відбитому світлі

Товщина	0.1	0.2	0.3	0.5	1.0	1.5	2.0	3.0
0.088 мВт								
0.164 мВт								
0.223 мВт								
0.253 мВт								
0.266 мВт								

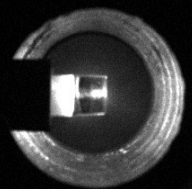
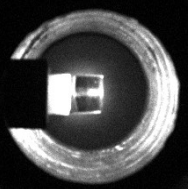
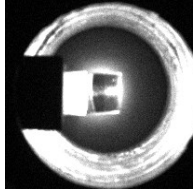
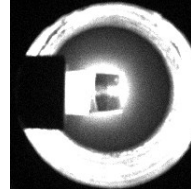
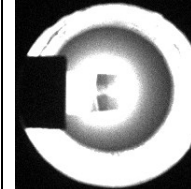
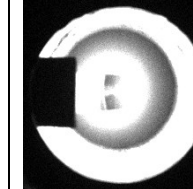
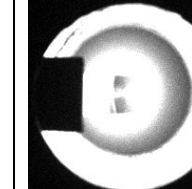
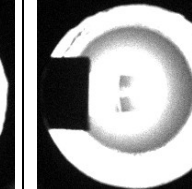
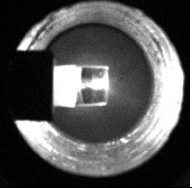
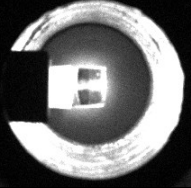
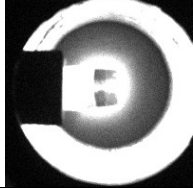
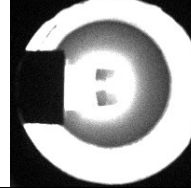
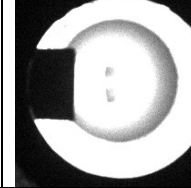
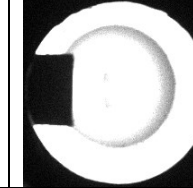
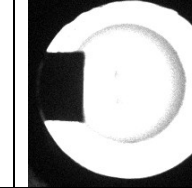
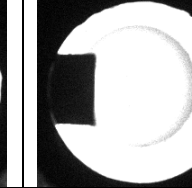
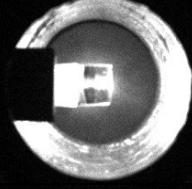
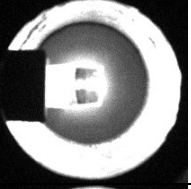
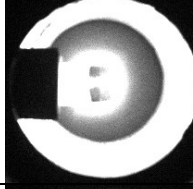
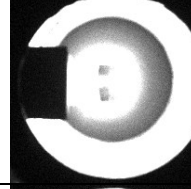
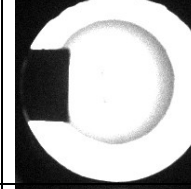
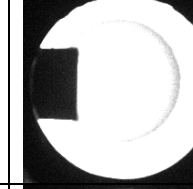
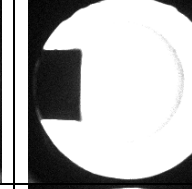
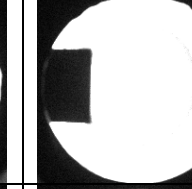
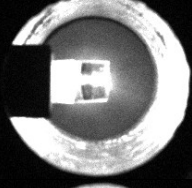
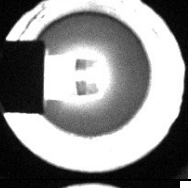
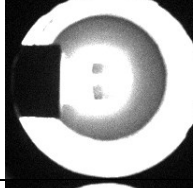
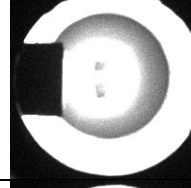
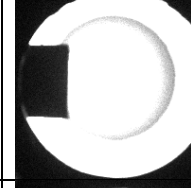
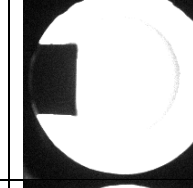
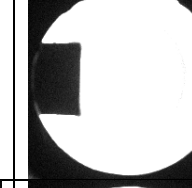
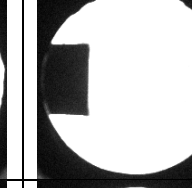
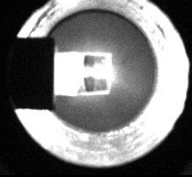
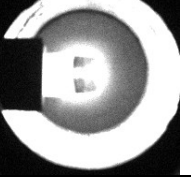
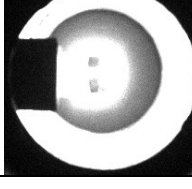
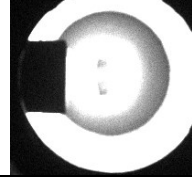
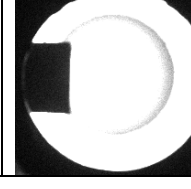
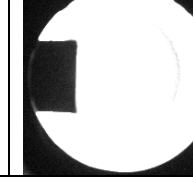
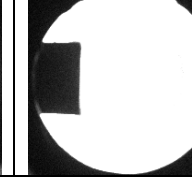
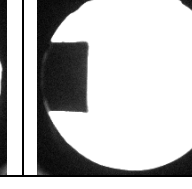
Таблиця В.2. Фотометричні зображення СЗ-ПЕ у відбитому світлі

Товщина	0.15	0.45	0.75	1.50	3.00	4.50	6.00	7.50
0.088 мВт								
0.164 мВт								
0.223 мВт								
0.253 мВт								
0.266 мВт								

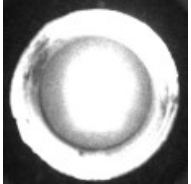
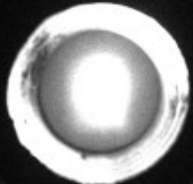
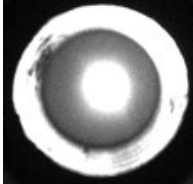
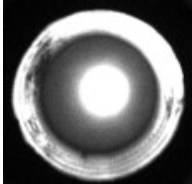
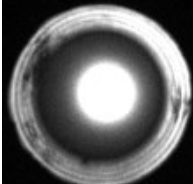
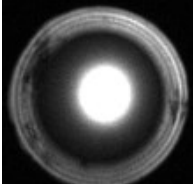
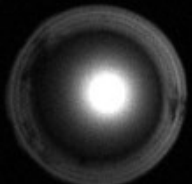
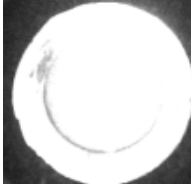
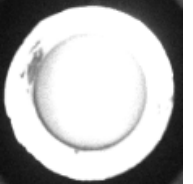
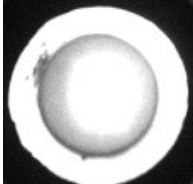
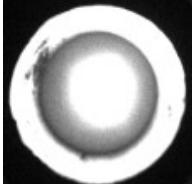
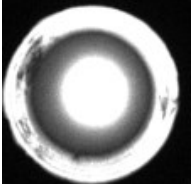
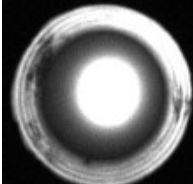
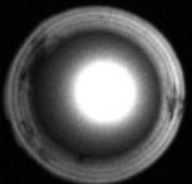
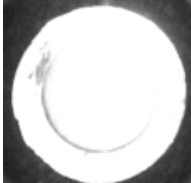

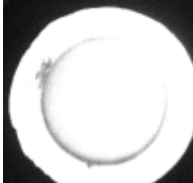
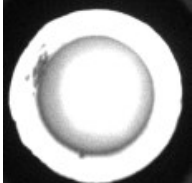
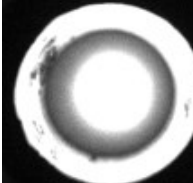
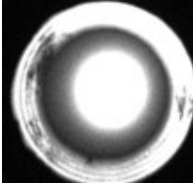
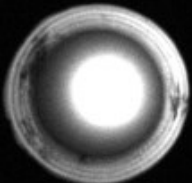
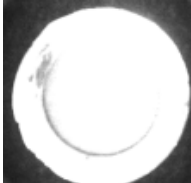


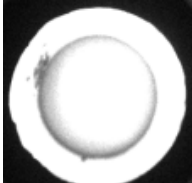
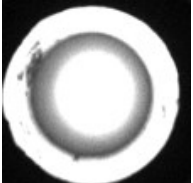
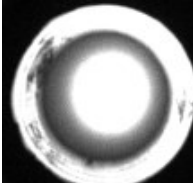
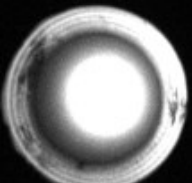
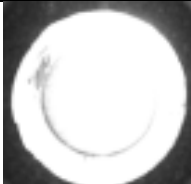

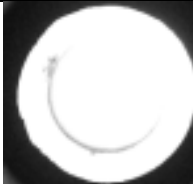
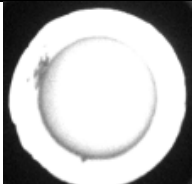
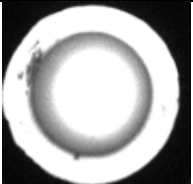
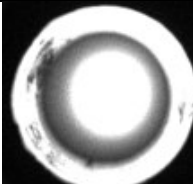
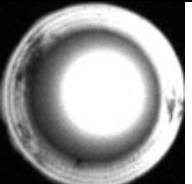
Таблиця В.3. Фотометричні зображення СЗ-ПВХ у відбитому світлі

Товщина	0.15	0.30	0.60	1.05	1.50	3.75	7.50
0.088 мВт							
0.164 мВт							
0.223 мВт							
0.253 мВт							
0.266 мВт							

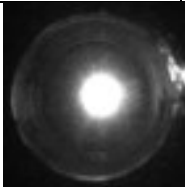
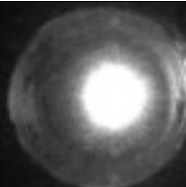
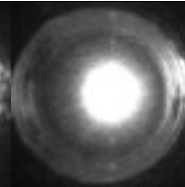
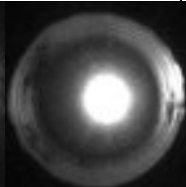
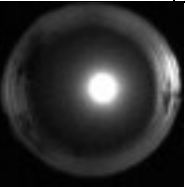
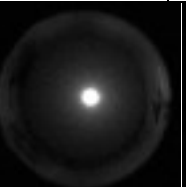

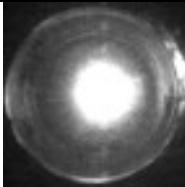
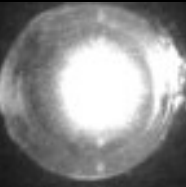
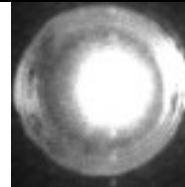
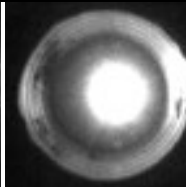
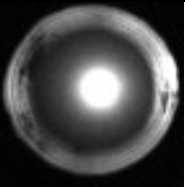
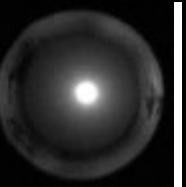
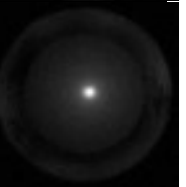
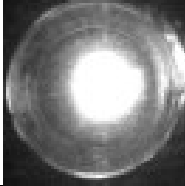

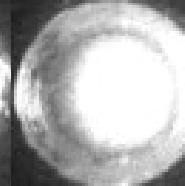
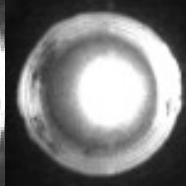
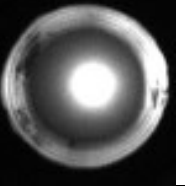
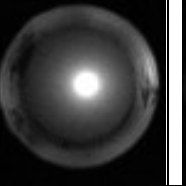
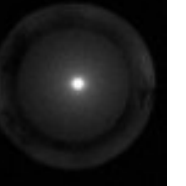
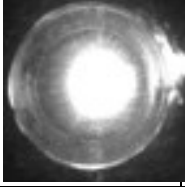
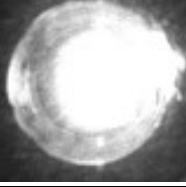
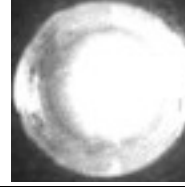
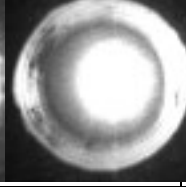
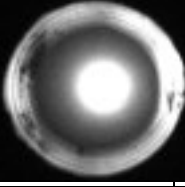
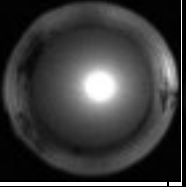
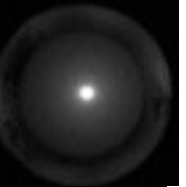
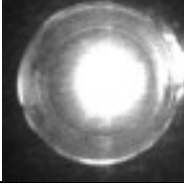
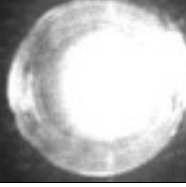
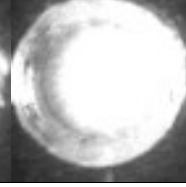
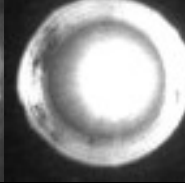
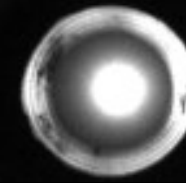
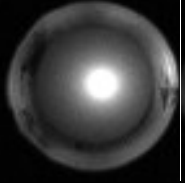
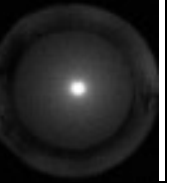
Таблиця В.4. Фотометричні зображення СЗ-ПЛ у відбитому світлі

Товщина	0.2	0.4	0.8	1.0	2.0	3.0	4.0	10.0
0.088 мВт								
0.164 мВт								
0.223 мВт								
0.253 мВт								
0.266 мВт								


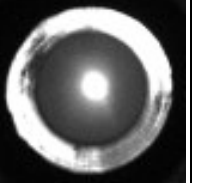
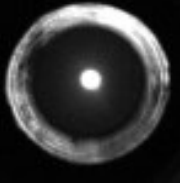
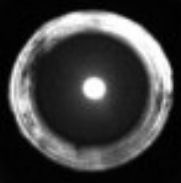
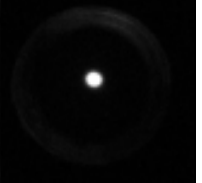
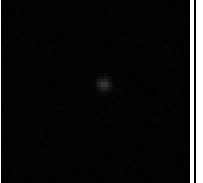

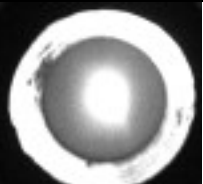
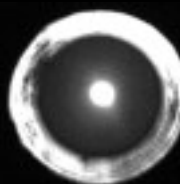
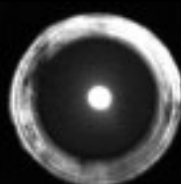
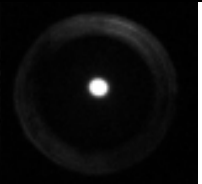


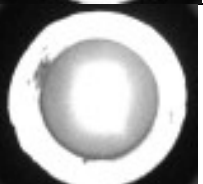
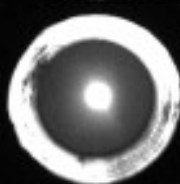
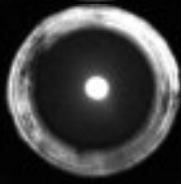
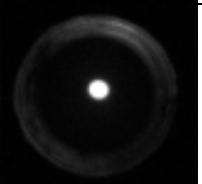


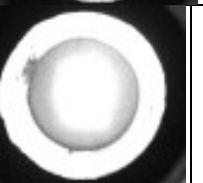
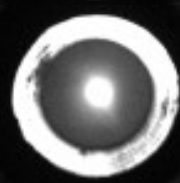
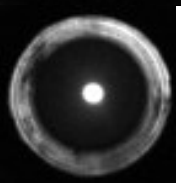
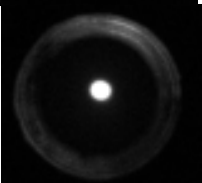
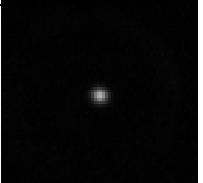
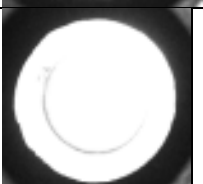
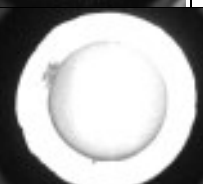
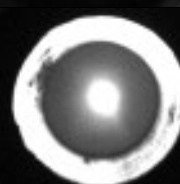
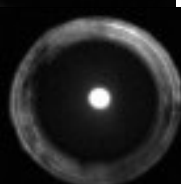
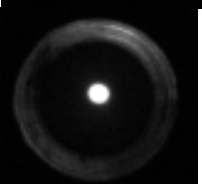
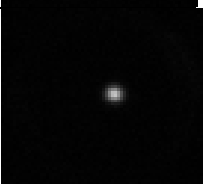
Таблиця В.5. Фотометричні зображення СЗ-Ф у пропущеному світлі

Товщина	0.1	0.3	0.5	1.0	2.0	3.0	5.0
0.088 мВт							
0.164 мВт							
0.223 мВт							
0.253 мВт							
0.266 мВт							

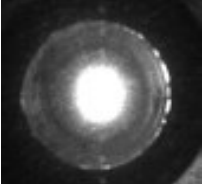
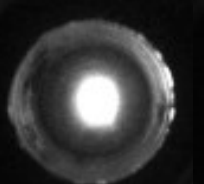
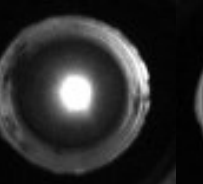
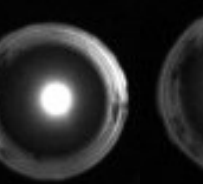
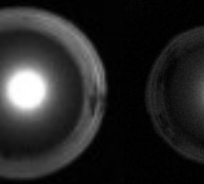
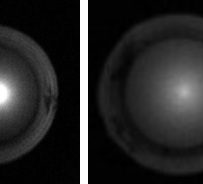
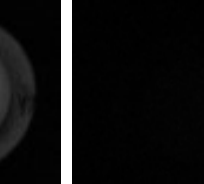

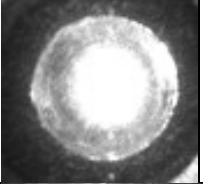
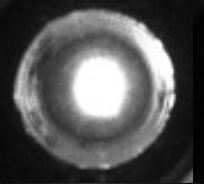
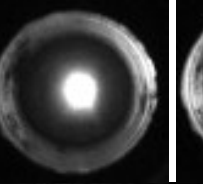
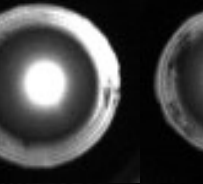
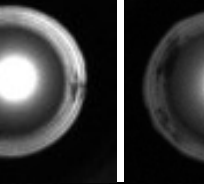
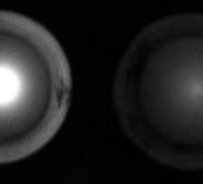
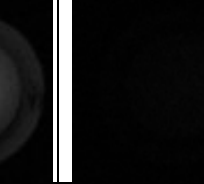

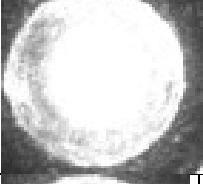
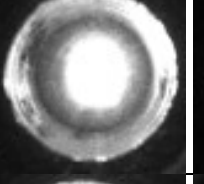
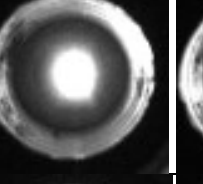
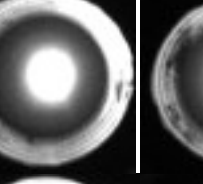
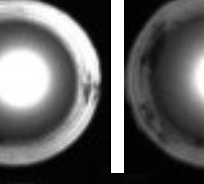
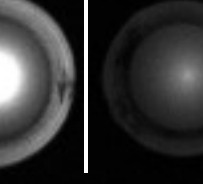
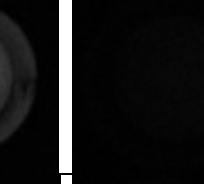

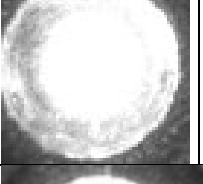
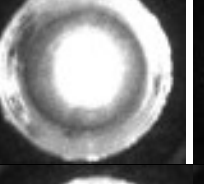
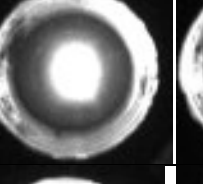
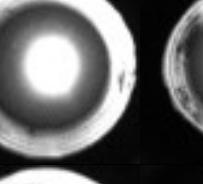
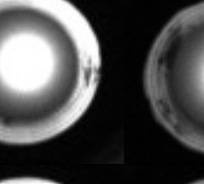
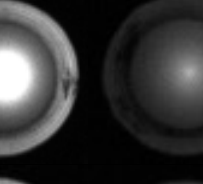
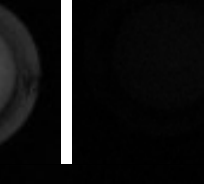


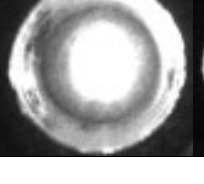
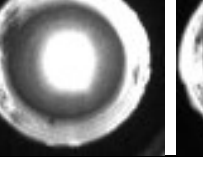
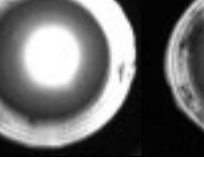
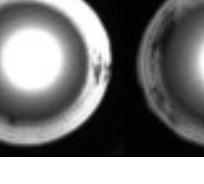
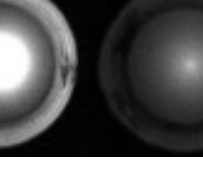


Таблиця В.6. Фотометричні зображення СЗ-ПЕ у пропущеному світлі та фільтром з коефіцієнтом пропускання 25%

Товщина	0.15	0.45	0.75	1.50	3.00	6.00	9.00
0.088 мВт							
0.164 мВт							
0.223 мВт							
0.253 мВт							
0.266 мВт							

Таблиця В.7. Фотометричні зображення СЗ-ПВХ у пропущеному світлі

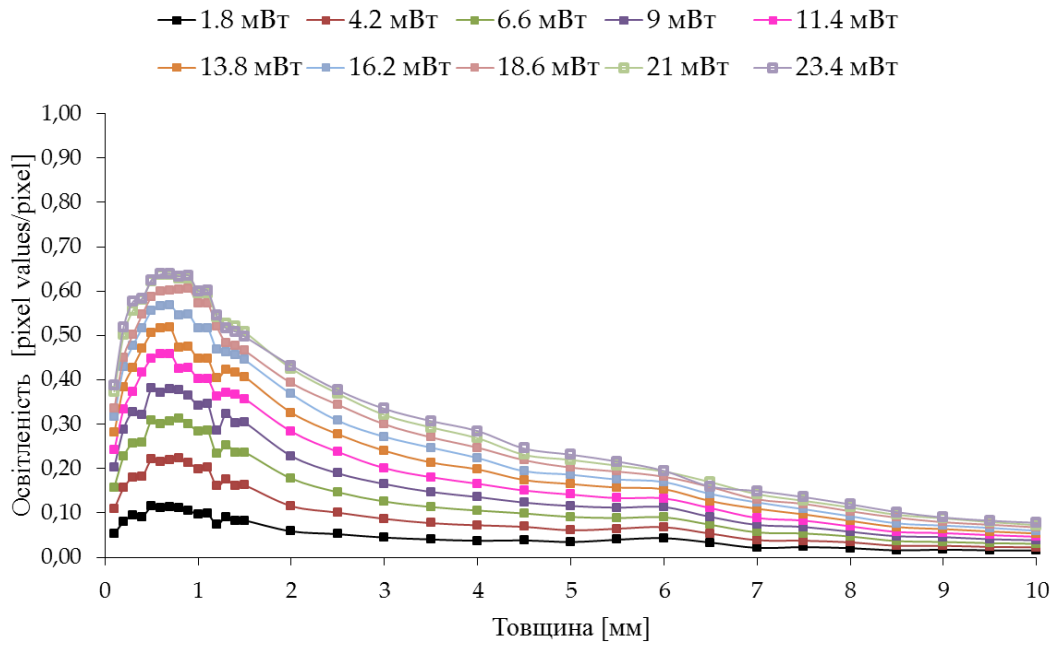
Товщина	0.15	0.30	0.60	0.90	1.35	2.25
0.088 мВт						
0.164 мВт						
0.223 мВт						
0.253 мВт						
0.266 мВт						

Таблиця В.8. Фотометричні зображення СЗ-ПЛ у пропущеному світлі та фільтром з коефіцієнтом пропускання 25%

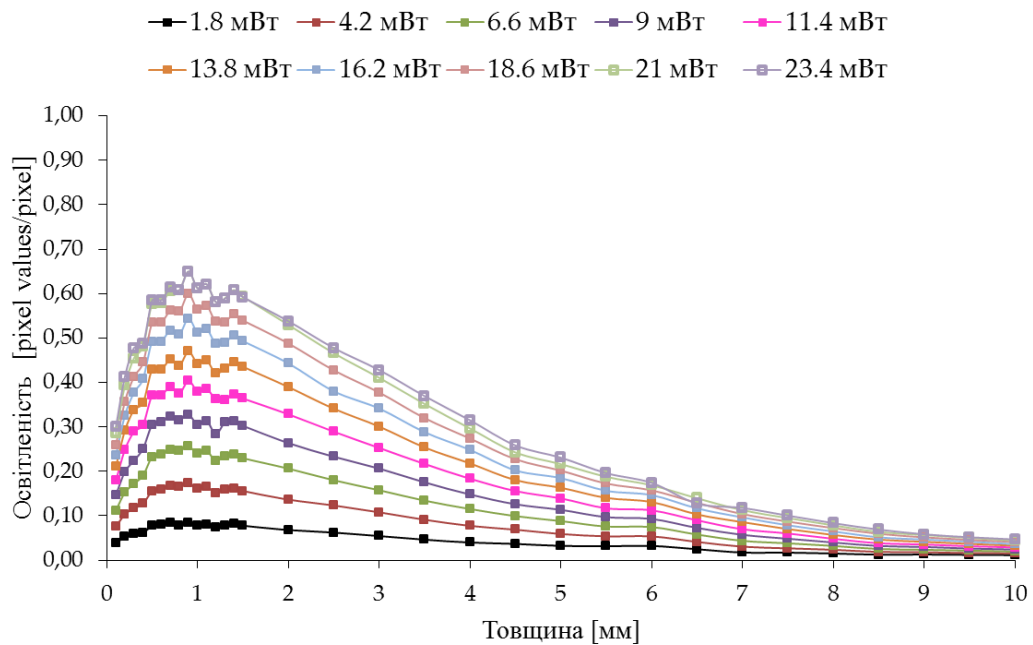
Товщина	0.2	0.4	0.6	1.0	2.0	3.0	5.0	10.0
0.088 мВт								
0.164 мВт								
0.223 мВт								
0.253 мВт								
0.266 мВт								

Додаток Г

Зонний аналіз фотометричних зображень СЗ з поліетиленової плівки
товщиною 0.1 мм

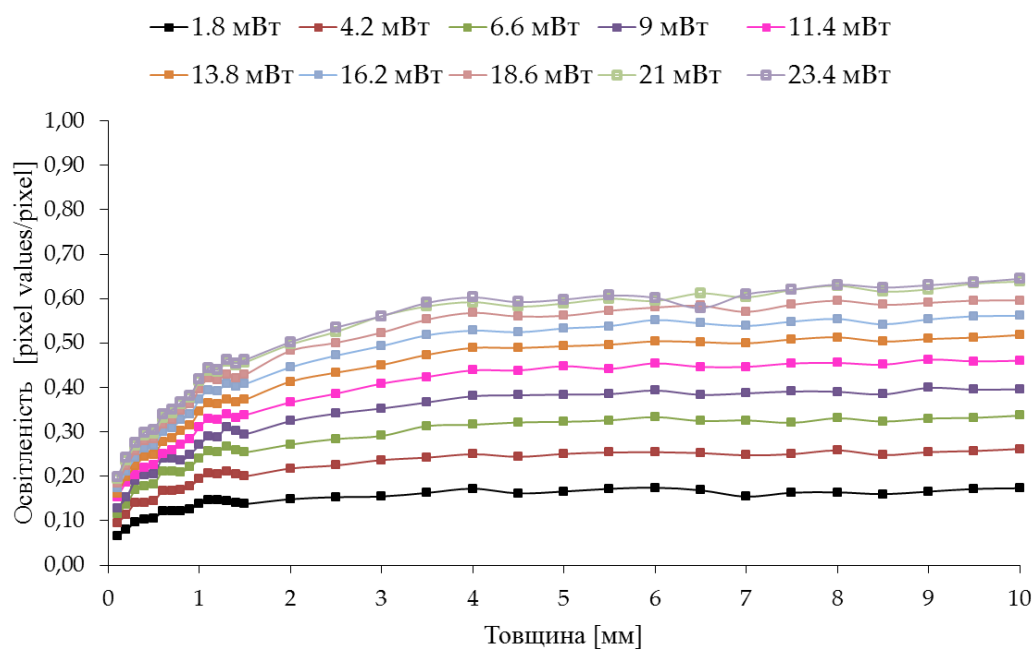


а)

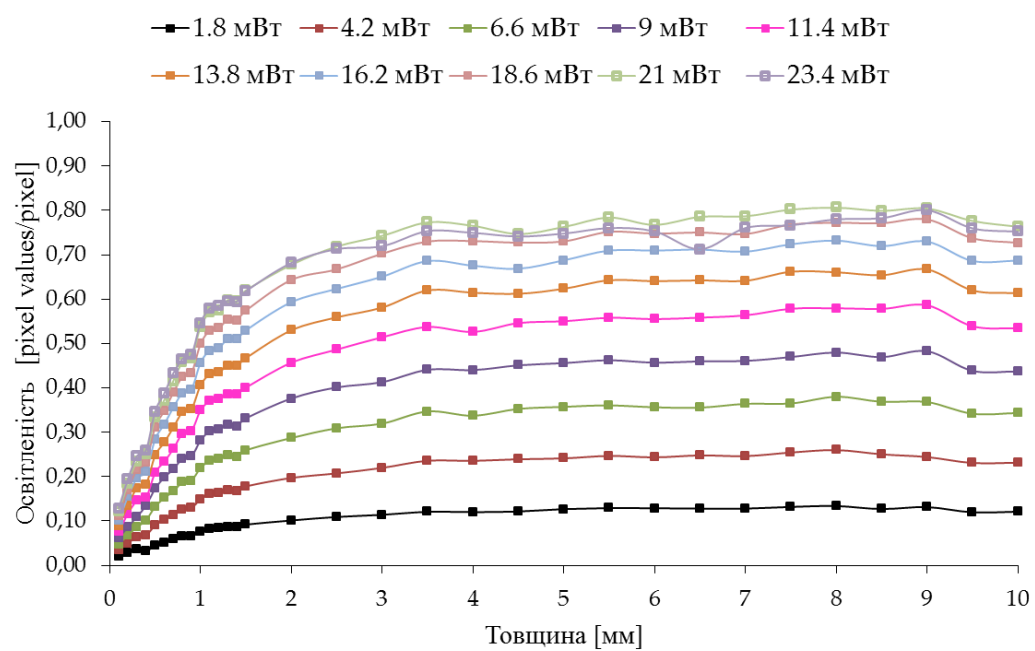


б)

Рис. Г.1. Освітленість кілець А2 (а) і А3 (б) фотометричних зображень, зареєстрованих ПЗС-датчиком у пропущеному світлі для різних потужностей лазера.



а)



б)

Рис. Г.2. Освітленість кілець А2 (а) і А3 (б) фотометричних зображень, зареєстрованих ПЗЗ-датчиком у відбитому світлі для різних потужностей лазера

Додаток Д

Калібрувальна служба ДП «УКРМЕТРТЕСТСТАНДАРТ» Calibration service of the SE «UKRMETRTTESTSTANDART»



ДЕРЖАВНЕ ПІДПРИЄМСТВО
«ВСЕУКРАЇНСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ НАУКОВО-
ВИРОБНИЧИЙ ЦЕНТР СТАНДАРТИЗАЦІЇ,
МЕТРОЛОГІЇ, СЕРТИФІКАЦІЇ ТА ЗАХИСТУ
ПРАВ СПОЖИВАЧІВ»
(ДП «УКРМЕТРТЕСТСТАНДАРТ»)
STATE ENTERPRISE
"ALL-UKRAINIAN STATE RESEARCH AND PRODUCTION CENTER FOR
STANDARDIZATION, METROLOGY, CERTIFICATION AND CONSUMERS' RIGHTS
PROTECTION"
(SE "UKRMETRTTESTSTANDART")



40004
DCTU EN ISO/IEC 17025

СЕРТИФІКАТ КАЛІБРУВАННЯ CALIBRATION CERTIFICATE

Рестраційний №:
Certificate number:

UA/37/230301/000244

Дата калібрування:
Date of calibration:

01.03.2023

Об'єкт калібрування:
Object:

Спектрофотометр

Виробник:
Manufacturer:

Shimadzu Corporation, Японія

Тип:
Type:

UV-3600Plus

Заводський/серійний номер:
Serial number:

A12015600599

Назва та адреса замовника:
The name and address of the customer:

ДП «УКРМЕТРТЕСТСТАНДАРТ»,
03143, м. Київ, вул. Метрологічна, 4.

Місце калібрування:
Place of calibration:

ДП «УКРМЕТРТЕСТСТАНДАРТ»,
03143, м. Київ, вул. Метрологічна, 4.

Кількість сторінок сертифіката:
Number of pages of the certificate:

5

В. о. директора інституту №2
Acting director of institute

підпис/signature

О. О. Мельников
ініціали, прізвище/name

Дата 01.03.2023

Date

В. о. начальника відділу №37
Acting head of department

підпис/signature

В. Г. Ткаченко
ініціали, прізвище/name

Наведені в цьому сертифікаті результати вимірювань мають метрологічну простежуваність до національних чи міжнародних еталонів, що реалізують визначення одиниць вимірювань Міжнародної системи одиниць (SI). Метрологічну простежуваність забезпечено через послуги Національних метрологічних інститутів та Призначених інститутів (НМІ/ПІ), що їх охоплює угода Міжнародного комітету мір і ваг (CIPM) про взаємне визнання (CIPM MRA), чи калібрувальних лабораторій, акредитованих органом з акредитації, що є підписантом угоди Міжнародної кооперації з акредитації лабораторій (ILAC) про взаємне визнання (ILAC MRA) чи регіональних угод, що їх визнає ILAC.

Цей сертифікат видала Калібрувальна служба ДП «УКРМЕТРТЕСТСТАНДАРТ», компетентність якої засвідчило Національне агентство з акредитації України (НААУ) відповідно до вимог ISO/IEC 17025. НААУ є підписантом угоди з Європейською кооперацією з акредитації (EA) та Угоди про взаємне визнання (ILAC MRA) за напрямком акредитації калібрувальних лабораторій.

Цей сертифікат не можна відтворювати в неповному обсязі, за винятком випадків, коли на це є попередній письмовий дозвіл Калібрувальної служби, що видала цей сертифікат. Сертифікат калібрування без підписів і печатки не дійсний. Результати стосуються лише відкаліброваного об'єкту.

The measurement results given within this certificate are metrologically traceable to national or international standards that realise the definition of measurement units of the International System of Units (SI). Metrological traceability is established via the services of either the National Metrology Institutes and Designated Institutes (NMI/DI) covered by the International Committee for Weight and Measures (CIPM) Mutual Recognition Arrangement (CIPM MRA) or calibration laboratories that have been accredited by an accreditation body subject to the International Laboratory Accreditation Cooperation (ILAC) Mutual Recognition Arrangement (ILAC MRA) or by Regional Arrangements recognised by ILAC.

This certificate is issued by the Calibration Service of the SE «UKRMETRTTESTSTANDART» the competence of which has been attested by the National Accreditation Agency of Ukraine (NAAU) based on ISO/IEC 17025 requirements. NAAU is a signatory to the Arrangement with the European co-operation for Accreditation (EA) and the ILAC MRA within the scope including accreditation of the calibration laboratories.

This certificate may not be reproduced other than in full, except with the prior written approval of the issuing Calibration Service. Calibration certificate without signatures and stamp is not valid. The results relate only to the item calibrated.

Адреса: вул. Метрологічна, 4, м. Київ, 03143, Україна

Address: 4 Metrologichna str. 03143, Kyiv, Ukraine

Телефон/Phone: +38 (044) 526-52-29, факс/fax: +38 (044) 526-42-60, електронна адреса/e-mail: ukrscsm@ukrscsm.kiev.ua, сайт/website: www.ukrscsm.kiev.ua

Калібрувальна служба ДП «УКРМЕТРТЕСТСТАНДАРТ», акредитована НААУ. Номер у реєстрі НААУ: 40004.

SE «UKRMETRTTESTSTANDART» Calibration Service accredited by NAAU. Number in NAAU Register: 40004.

Б05-3.СПР-I-UR-5.1

Б05-3.СПР-I-U-5.1

Калібрувальна служба ДП «УКРМЕТРТЕСТСТАНДАРТ»
Calibration service of the SE «UKRMETRTESTSTANDARD»

СЕРТИФІКАТ КАЛІБРУВАННЯ
CALIBRATION CERTIFICATE

Реєстраційний №
Certificate number

UA/37/230301/000244

Сторінка 2
Page

1 Метод калібрування

Calibration method

МКУ 162-37/11-2021 Спектрофотометри ультрафіолетової, видимої та ближньої інфрачервоної області спектру. Методика калібрування.

2 Короткий опис об'єкту калібрування

Description of the object

Спектрофотометр призначений для вимірювання спектрального коефіцієнту спрямованого пропускання, оптичної густини та спектрального коефіцієнту дифузного відбиття.

3 Умови під час калібрування

Conditions of calibration

- температура повітря (22 ± 1) °C;
- відносна вологість повітря (26 ± 3) %

4 Засоби калібрування

Calibration means

4.1 Еталони

Measurement standards

Назва Name	Міра коефіцієнтів відбиття MC-20
Серійний номер Serial number	08-83
Сертифікат калібрування (дата, номер) Calibration certificate (date, number)	UA01-№721 від 31.01.2022 від 31.01.2022
НМІ/ПІ/калібрувальна лабораторія NMI/DI/calibration laboratory	НАЦІОНАЛЬНИЙ НАУКОВИЙ ЦЕНТР «ІНСТИТУТ МЕТРОЛОГІЇ»
Чинний до Valid until	31.01.2024

Назва Name	Міра коефіцієнтів відбиття SRS-75-020 AS-01161-260
Серійний номер Serial number	75AA01-0318-9845
Сертифікат калібрування (дата, номер) Calibration certificate (date, number)	UA01-№723 від 31.01.2022
НМІ/ПІ/калібрувальна лабораторія NMI/DI/calibration laboratory	НАЦІОНАЛЬНИЙ НАУКОВИЙ ЦЕНТР «ІНСТИТУТ МЕТРОЛОГІЇ»
Чинний до Valid until	31.01.2024

Назва Name	Міра коефіцієнтів відбиття SRS-50-020 AS-01161-460
Серійний номер Serial number	50AA01-0518-0026
Сертифікат калібрування (дата, номер) Calibration certificate (date, number)	UA01-№722 від 31.01.2022
НМІ/ПІ/калібрувальна лабораторія NMI/DI/calibration laboratory	НАЦІОНАЛЬНИЙ НАУКОВИЙ ЦЕНТР «ІНСТИТУТ МЕТРОЛОГІЇ»
Чинний до Valid until	31.01.2024

Назва Name	Набір мір спектрального пропускання КСС-02У-М
Серійний номер Serial number	04-13
Сертифікат калібрування (дата, номер) Calibration certificate (date, number)	UA01-№720 від 31.01.2022
НМІ/ПІ/калібрувальна лабораторія NMI/DI/calibration laboratory	НАЦІОНАЛЬНИЙ НАУКОВИЙ ЦЕНТР «ІНСТИТУТ МЕТРОЛОГІЇ»
Чинний до Valid until	31.01.2024

Б05-3.5ПР-I-U-5.1

Калібрувальна служба ДП «УКРМЕТРТЕСТСТАНДАРТ»
Calibration service of the SE «UKRMETRTESTSTANDARD»

СЕРТИФІКАТ КАЛІБРУВАННЯ
CALIBRATION CERTIFICATE

Реєстраційний №
Certificate number

UA/37/230301/000244

Сторінка 3
Page

Назва Name	Міра довжин хвиль смуг поглинання ТАС-1
Серійний номер Serial number	12
Сертифікат калібрування (дата, номер) Calibration certificate (date, number)	UA01-№717 від 31.01.2022
НМІ/ПІ/калібрувальна лабораторія NMI/DI/calibration laboratory	НАЦІОНАЛЬНИЙ НАУКОВИЙ ЦЕНТР «ІНСТИТУТ МЕТРОЛОГІЇ»
Чинний до Valid until	31.01.2024

4.2 Допоміжне устаткування

Auxiliary facilities

Назва Name	Вимірювач параметрів повітря Атмосфера-1
Серійний номер Serial number	539
Сертифікат калібрування (дата, номер) Calibration certificate (date, number)	UA/36/220427/000743 від 21.04.2022
НМІ/ПІ/калібрувальна лабораторія NMI/DI/calibration laboratory	ДП «УКРМЕТРТЕСТСТАНДАРТ»
Чинний до Valid until	21.04.2023

5 Результати калібрування (включно з невизначеністю)

Calibration results (including uncertainty)

Результати вимірювань наведені в таблицях 1-8.

Таблиця 1 – Результати вимірювань довжин хвиль мінімальних спектральних коефіцієнтів пропускання міри ТАС-1, нм.

Номер піка	1	2	3	4	5	6
Опорне значення	241,86	421,01	541,52	638,43	1127,43	2090,20
Середнє значення	241,83	421,06	541,58	638,44	1127,38	2090,14
Розширена невизначеність U	0,11	0,13	0,13	0,11	0,16	0,17

Примітка – Вимірювання проведені при спектральній ширині щілини монохроматора 0,5 нм в діапазоні від 240 нм до 640 нм та при спектральній ширині щілини монохроматора 2 нм в діапазоні від 1125 нм до 2095 нм.

Таблиця 2 – Результати вимірювань коефіцієнту спрямованого пропускання світлофільтрів КСС-02У-М на довжині хвилі 250 нм, %.

Номер світлофільтра	C1	C2	C4	C6
Опорне значення	91,32	61,11	6,43	0,27
Середнє значення	90,92	60,66	6,40	0,27
Розширена невизначеність U	0,49	0,54	0,11	0,10

Примітка – Вимірювання проведені при спектральній ширині щілини монохроматора 2 нм.

Таблиця 3 – Результати вимірювань коефіцієнту спрямованого пропускання світлофільтрів КСС-02У-М на довжині хвилі 350 нм, %.

Номер світлофільтра	C1	C2	C4	C6
Опорне значення	92,58	62,05	6,68	0,56
Середнє значення	92,25	61,79	6,64	0,56
Розширена невизначеність U	0,41	0,34	0,11	0,10

Примітка – Вимірювання проведені при спектральній ширині щілини монохроматора 2 нм.

Таблиця 4 – Результати вимірювань коефіцієнту спрямованого пропускання світлофільтрів КСС-02У-М на довжині хвилі 550 нм, %.

Номер світлофільтра	C1	C2	C4	C6
Опорне значення	93,21	60,69	9,47	2,59
Середнє значення	92,96	60,52	9,32	2,56
Розширена невизначеність U	0,33	0,24	0,20	0,11

Примітка – Вимірювання проведені при спектральній ширині щілини монохроматора 2 нм.

Калібрувальна служба ДП «УКРМЕТРТЕСТСТАНДАРТ»
Calibration service of the SE «UKRMETRTESTSTANDARD»

СЕРТИФІКАТ КАЛІБРУВАННЯ
CALIBRATION CERTIFICATE

Ресстраційний №
Certificate number

UA/37/230301/000244

Сторінка 4
Page

Таблиця 5 – Результати вимірювань коефіцієнту спрямованого пропускання світлофільтрів КСС-02У-М на довжині хвилі 750 нм, %.

Номер світлофільтра	C1	C2	C4	C6
Опорне значення	93,39	65,76	13,05	5,68
Середнє значення	93,22	65,73	12,90	5,62
Розширена невизначеність U	0,25	0,15	0,23	0,12

Примітка – Вимірювання проведені при спектральній ширині щілини монохроматора 2 нм.

Таблиця 6 – Результати вимірювань коефіцієнту спрямованого пропускання світлофільтрів КСС-02У-М на довжині хвилі 1000 нм, %.

Номер світлофільтра	C1	C2	C4	C6
Опорне значення	93,46	70,05	16,06	8,04
Середнє значення	93,30	69,84	15,85	7,93
Розширена невизначеність U	0,24	0,28	0,29	0,16

Примітка – Вимірювання проведені при спектральній ширині щілини монохроматора 2 нм.

Таблиця 7 – Результати вимірювань коефіцієнту спрямованого пропускання світлофільтрів КСС-02У-М на довжині хвилі 2500 нм, %.

Номер світлофільтра	C1	C2	C4	C6
Опорне значення	89,39	74,48	20,51	11,00
Середнє значення	89,09	74,21	20,22	10,87
Розширена невизначеність U	0,38	0,34	0,37	0,21

Примітка – Вимірювання проведені при спектральній ширині щілини монохроматора 8 нм.

Таблиця 8 – Результати вимірювань спектрального коефіцієнту дифузного відбиття R_d , % та розширена невизначеність вимірювань спектрального коефіцієнта дифузного відбиття U, %.

Довжина хвилі, нм	Міра відбиття 50AA01-0518-0026			Міра відбиття 75AA01-0318-9845		
	Опорне значення R_d , %	Середнє значення R_d , %	Розширена невизначеність U, %	Опорне значення R_d , %	Середнє значення R_d , %	Розширена невизначеність U, %
380	44,91	45,06	0,45	69,91	69,92	0,48
400	45,38	45,61	0,49	70,44	70,60	0,51
420	45,80	46,00	0,48	70,87	71,02	0,51
440	46,24	46,43	0,48	71,41	71,48	0,49
460	46,71	46,99	0,53	71,94	72,15	0,54
480	47,02	47,33	0,56	72,24	72,40	0,52
500	47,29	47,57	0,54	72,43	72,57	0,51
520	47,66	47,97	0,56	72,76	72,98	0,55
540	48,05	48,37	0,57	73,14	73,33	0,54
560	48,40	48,70	0,55	73,38	73,58	0,54
580	48,73	49,06	0,58	73,66	73,90	0,56
600	49,02	49,40	0,62	73,95	74,20	0,57
620	49,38	49,70	0,57	74,25	74,40	0,52
640	49,69	50,06	0,61	74,52	74,70	0,54
660	49,98	50,40	0,64	74,79	74,99	0,55
680	50,31	50,75	0,67	75,01	75,30	0,59
700	50,63	51,03	0,63	75,21	75,56	0,64
720	50,90	51,35	0,68	75,45	75,78	0,63
740	51,15	51,65	0,73	75,67	76,01	0,64
760	51,39	51,84	0,68	75,83	76,14	0,62
780	51,75	52,23	0,71	76,10	76,51	0,69

Примітка – Вимірювання проведені на допоміжному устаткуванні Integrating Sphere Attachment ISR-1503. Вимірювання проведені при спектральній ширині щілини монохроматора 8 нм. Геометрія вимірювання 0°/D без включення дзеркальної складової.

Б05-3.5ПР-І-У-5.1

Калібрувальна служба ДП «УКРМЕТРТЕСТСТАНДАРТ»
Calibration service of the SE «UKRMETRTESTSTANDART»

СЕРТИФІКАТ КАЛІБРУВАННЯ
CALIBRATION CERTIFICATE

Регістраційний №
Certificate number

UA/37/230301/000244

Сторінка 5
Page

Розширену невизначеність отримано помноженням сумарної стандартної невизначеності на коефіцієнт охоплення $k = 2$, що відповідає інтервалові з довірчим рівнем, що приблизно становить 95 % за припущення про нормальний розподіл. Невизначеність обчислено згідно з «Настановою щодо вираження невизначеності вимірів» (GUM).

The expanded uncertainty is obtained by multiplying the combined standard uncertainty by a coverage factor $k = 2$ that produces an interval having level of confidence approximately equal to 95 percent assuming a normal distribution. Uncertainty is evaluated according to "Guide to the expression of uncertainty in measurement" (GUM).

Калібрування виконав:

The calibration is carried out by:

Посада: Інженер з метрології
II категорії відділу №37

Post



С. Ю. Садовнік

ініціали, прізвище/name